



HAL
open science

Optimisation d'un électromyostimulateur intelligent pour le reconditionnement musculaire

Aurore Maillard

► **To cite this version:**

Aurore Maillard. Optimisation d'un électromyostimulateur intelligent pour le reconditionnement musculaire. Traitement du signal et de l'image [eess.SP]. Université Bourgogne Franche-Comté, 2017. Français. NNT : 2017UBFCK026 . tel-01832155

HAL Id: tel-01832155

<https://theses.hal.science/tel-01832155v1>

Submitted on 6 Jul 2018

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 et Franche-Comté, des Arts et Métiers

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

Spécialité: **Traitement du Signal, Électronique**

Soutenue par

Aurore MAILLARD

Le 18 Décembre 2017

Optimisation d'un électromyostimulateur intelligent pour le reconditionnement musculaire

Jury

Sami OTHMAN	Maître de conférences à l'université Claude Bernard de Lyon	Rapporteur
Frédéric MORAIN-NICOLIER	Professeur à l'Université de Reims Champagne-Ardenne	Rapporteur
Stéphane BINCZAK	Professeur à l'Université de Bourgogne	Directeur
Toufik BAKIR	Maître de conférences à l'Université de Bourgogne	Encadrant

Remerciements

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

J'exprime ma gratitude à Toufik Bakir, maître de conférence au LE2I, mon co-encadrant de thèse, pour son encadrement durant ces trois années.

Je tiens à remercier le conseil régional pour m'avoir permise d'effectuer ma thèse et de suivre la formation du master MAE et PREMICE.

Je remercie cordialement , Professeur à l'Université de et , d'avoir accepté d'être rapporteurs et également , Professeur à d'avoir accepté d'être examinateur de cette thèse.

J'adresse mes remerciements à toute l'équipe du LE2I et de la formation MAE de l'IAE de Dijon et PREMICE : les enseignants - chercheurs, les techniciens et mes collègues doctorants qui m'ont apporté sur le plan social et technique tout leur savoir faire, toute leur convivialité et leur accueil chaleureux durant toute la durée de ma thèse.

Table des matières

Remerciements	ii
Table des figures et des tableaux	x
0.1 Introduction	1
1 état de l'art	5
1.1 Problématique	5
1.2 Domaine d'utilisation	6
1.3 Le muscle	7
1.4 L'Electromyostimulation	14
1.4.1 Définition	14
1.4.2 Applications d'électrostimulation	18
1.5 L'Electromyographie	22
1.5.1 Définition	22
1.5.2 Utilisation d'électromyographie	25
1.5.3 L'Electromyographie Evoquée	26
1.6 Les Modèles	28
1.7 Présentation du modèle d'étude	33
1.8 Conclusion	34
2 Le modèle de force	35
2.1 Introduction	35
2.2 Présentation des méthodes de contrôle	37
2.3 Contrôle de la force musculaire par optimisation	37

2.3.1	Variation en fréquence	37
2.3.2	Variation en amplitude	40
2.4	Contrôle par régulateur PID	41
2.5	Contrôle Non linéaire	46
2.5.1	Calcul du contrôle non linéaire	46
2.5.2	Contrôle non linéaire sur le temps de stimulation	49
2.5.3	Contrôle non linéaire sur l'amplitude	52
2.6	CONCLUSION	65
3	Le modèle de fatigue	70
3.1	Introduction	70
3.2	Présentation des méthodes de contrôle	72
3.3	Contrôle de la force musculaire par optimisation	73
3.3.1	Variation en fréquence	73
3.4	Contrôle par régulateur PID	74
3.4.1	Contrôle non linéaire	81
3.4.2	Calcul du contrôle non linéaire	81
3.4.3	Contrôle non linéaire continu sur le modèle de fatigue	85
3.4.4	Contrôle non linéaire sur l'amplitude	86
3.5	CONCLUSION	93
4	Conclusion et perspectives	94
4.1	Conclusion	94
4.2	Perspectives	95
	Bibliographie	104
4.3	Liste des publications	104

Table des figures

1.1	Représentation interne des différents types de muscle. A gauche, les muscles striés se composant des muscles squelettiques et cardiaques. A droite les muscles lisses.	7
1.2	Représentation d'un muscle lisse.	8
1.3	Représentation d'un muscle squelettique. En 1, le muscle composé de plusieurs faisceaux de fibre. En 2, un faisceau de fibre dans lequel on retrouve de nombreuses fibres musculaires dont l'une d'elle est visible en 3 formant le noyau. La fibre musculaire 4 contient plusieurs myofibrilles [1].	9
1.4	Représentation d'une myofibrille, du sarcomère et des deux filaments [?].	10
1.5	Etapas de la contraction musculaire dans les cellules. Hydrolyse d'ATP (1), fixation de la myosine sur l'actine (2), libération d'ADP et glissement d'actine (3), fixation ATP, séparation de l'actine et de la myosine (4).	13
1.6	Contraction volontaire et forcée. A gauche la représentation d'une contraction volontaire commandée par le système nerveux. A droite la représentation d'un muscle sous stimulation électrique. En rouge, les différents endroits contractés.	15
1.7	Exemple de divers points de stimulation.	16
1.8	Schéma d'une séance de stimulation. L'électrostimulateur (1), à l'électromyogramme (2), au recueil des informations (3-4).	18
2.1	Boucle de contrôle lors d'une séance de rééducation. Intégration d'un contrôle en temps réel.	36
2.2	Représentation de la dérivée de l'erreur quadratique obtenue lors de la minimisation afin de voir les différents points minima trouvés dans notre étude. (a) Premier cas où il y a un seul minimum. (b) Second cas où deux minimums sont présents. (c) Dernier cas où trois minimums sont observés. (d) Zoom sur le dernier cas.	38
2.3	Diverses limites l	39
2.4	Application de la minimisation sur le modèle de force pour les forces de référence $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N. (a) La force générée obtenue. (b) Le temps dt correspondant à la force.	40

2.5	Application de la minimisation sur l'amplitude des impulsions. La force développée par le muscle en (a) avec les valeurs des amplitudes α_i en (b).	41
2.6	Application des régulateurs PI et PID sur le modèle de force (I). Sur la figure 2.6.a, les forces générées pour les quatre forces $F_{ref}= 100, 200, 400, 600$ et 800 N. Sur la figure 2.6.b : les temps dt calculés du régulateur pour chaque consigne $F_{ref}= 100, 200, 400, 600$ et 800 N.	43
2.7	Force obtenue des deux régulateurs PI et PID pour les forces de référence $F_{ref}= 100, 200, 400, 600$ et 800 N.	44
2.8	Représentation des forces développées lors de l'application des deux méthodes de contrôle (minimisation et régulateur PID) pour les forces de référence $F_{ref}= 100, 200, 400, 600$ et 800 N.	45
2.9	Représentation de différents pôles. Valeurs respectives des pôles $p1 = -0.01 - 0.01, p2 = -0.055 - 0.005, p6 = -0.02 - 0.03$ et $p8 = -0.002 - 0.005$	49
2.10	Résultats du contrôle non linéaire pour le modèle (I) correspondant pour $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N.	50
2.11	Résultats du contrôle non linéaire pour une force maximale et lors de la saturation du modèle. En (a) la force obtenue, en (b) la concentration C_n correspondante et en (c) le contrôle non linéaire u	51
2.12	Représentation de diverses limites maximales des amplitudes	52
2.13	Représentation de la somme et du contrôle non linéaire dans le cas où la somme est inférieure au contrôle.	53
2.14	Application du contrôle non linéaire sur le modèle de force pour le premier cas pour les forces de référence $F_{ref}= 100, 200, 400$ et 600 N. Evolution de la force F atteinte en fonction des temps dt	54
2.15	Application du contrôle non linéaire sur le modèle de force pour le premier cas pour les forces de référence $F_{ref}= 100, 200, 400$ et 600 N. Valeurs de l'amplitude α_j obtenues.	55
2.16	Application du contrôle non linéaire sur le modèle de force pour le premier cas pour les forces de référence $F_{ref}= 100, 200, 400$ et 600 N. Temps de montée correspondant à $90\% F_{max}$ pour chaque dt	56
2.17	Représentation de la somme supérieure au contrôle non linéaire.	57
2.18	Résultats de l'application du contrôle dans le cas où la somme des exponentielles est supérieure au contrôle non linéaire. Evolution de la force générée en fonction de dt	58
2.19	Résultats de l'application du contrôle dans le cas où la somme des exponentielles est supérieure au contrôle non linéaire. Evolution des amplitudes α_j en fonction des dt	59
2.20	Résultats de l'application du contrôle dans le cas où la somme des exponentielles est supérieure au contrôle non linéaire. Temps de montée correspondant à $90\% F_{max}$	59
2.21	Représentation de la somme moyennée au contrôle non-linéaire.	60
2.22	Résultats de l'application du contrôle dans le cas où la somme des exponentielles est moyennée au contrôle non linéaire. Evolution de la force générée en fonction de dt	61

2.23	Résultats de l'application du contrôle dans le cas où la somme des exponentielles est moyennée au contrôle non linéaire. Evolution des amplitudes α_j en fonction des dt	62
2.24	Résultats de l'application du contrôle dans le cas où la somme des exponentielles est moyennée au contrôle non linéaire. Temps de montée correspondant à 90% F_{max}	63
2.25	Application du bruit blanc de 1.5% pour les forces $F_{ref}= 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec un dt de 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 et 100 ms.	64
2.26	Application du bruit blanc de 3% pour les forces $F_{ref}= 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec un dt de 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 et 100 ms.	65
2.27	Application du bruit blanc de 5% pour les forces $F_{ref}= 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec un dt de 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 et 100 ms.	66
2.28	Résultats de l'application du contrôle dans le cas où la somme des exponentielles est moyennée au contrôle non linéaire avec intégrateur. (a) la force générée en fonction de dt , en (b) l'évolution des amplitudes α_j en fonction des dt	66
2.29	Application du bruit blanc de 1,5% avec intégrateur pour les forces $F_{ref}= 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec un dt de 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 et 100 ms.	67
2.30	Application du bruit blanc de 3% avec intégrateur pour les forces $F_{ref}= 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec un dt de 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 et 100 ms.	67
2.31	Application du bruit blanc de 5% avec intégrateur pour les forces $F_{ref}= 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec un dt de 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 et 100 ms.	68
2.32	Représentation des trois études pour le modèle de force pour $F_{ref} = 400$ N avec un $dt = 10$ ms.	69
3.1	Application de la minimisation sur le modèle de fatigue pour les diverses forces de référence $F_{ref}= 100, 200, 400, 600$ et 800 N. Evolution de la force développée.	70
3.2	Application de la minimisation sur le modèle de fatigue pour les diverses forces de référence $F_{ref}= 100, 200, 400, 600$ et 800 N. Evolution du temps dt correspondant à la force générée.	71
3.3	Application des régulateurs PI et PID et sans contrôle sur le modèle de fatigue (II). Représentation des forces générées pour les quatre forces $F_{ref}= 200, 400, 600$ et 800 N.	72
3.4	Application des régulateurs PI et PID et sans contrôle sur le modèle de fatigue (II). Temps dt calculés du régulateur pour chaque consigne $F_{ref}= 200, 400, 600$ et 800 N.	73
3.5	Représentation des forces développées après application des méthodes de contrôle : minimisation et régulateur PID pour les forces de référence $F_{ref}= 200, 400, 600$ et 800 N.	74
3.6	Représentation de l'influence des différents pôles.	75
3.7	Résultats du contrôle non linéaire pour le modèle (II) correspondant pour $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N. Evolution de la force générée.	75

3.8	Résultats du contrôle non linéaire pour le modèle (II) correspondant pour $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N. Evolution de l'amplitude.	76
3.9	Différentes limites appliquées sur les amplitudes des impulsions pour une consigne F_{ref} de 400 N ($dt = 10$ ms). Représentation de la force obtenue pour les limites du modèle de fatigue.	77
3.10	Application du contrôle non linéaire sur le modèle de fatigue (II) dans le cas où l'amplitude des impulsions électriques est inférieure au contrôle non linéaire pour les forces de référence $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N pour un dt allant de 10 à 100 ms par pas de 10 . Evolution de la force F générée.	78
3.11	Application du contrôle non linéaire sur le modèle de fatigue (II) dans le cas où l'amplitude des impulsions électriques est inférieure au contrôle non linéaire pour les forces de référence $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N pour un dt allant de 10 à 100 ms par pas de 10 . Evolution de l'amplitude α_i en fonction de dt	79
3.12	Application du contrôle non linéaire sur le modèle de fatigue (II) dans le cas où l'amplitude des impulsions électriques est inférieure au contrôle non linéaire pour les forces de référence $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N pour un dt allant de 10 à 100 ms par pas de 10 . Evolution du temps de montée correspondant à 90% F_{max} en fonction de dt	80
3.13	Application du contrôle non linéaire sur le modèle de fatigue (II) dans le cas où l'amplitude des impulsions électriques est supérieure au contrôle non linéaire pour les forces de référence $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N pour un dt allant de 10 à 100 ms par pas de 10 . Evolution de la force F générée en fonction de dt	81
3.14	Application du contrôle non linéaire sur le modèle de fatigue (II) dans le cas où l'amplitude des impulsions électriques est supérieure au contrôle non linéaire pour les forces de référence $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N pour un dt allant de 10 à 100 ms par pas de 10 . Evolution de l'amplitude α_i en fonction de dt	82
3.15	Application du contrôle non linéaire sur le modèle de fatigue (II) dans le cas où l'amplitude des impulsions électriques est supérieure au contrôle non linéaire pour les forces de référence $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N pour un dt allant de 10 à 100 ms par pas de 10 . Evolution du temps de montée correspondant à 90% F_{max} en fonction de dt	84
3.16	Application de la méthode de contrôle où l'amplitude des impulsions électriques moyennée est égale au contrôle non linéaire pour $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec $dt = [10:100]$ ms. Evolution de la force générée.	85
3.17	Application de la méthode de contrôle où l'amplitude des impulsions électriques moyennée est égale au contrôle non linéaire pour $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec $dt = [10:100]$ ms. Evolution des amplitudes déterminées.	86
3.18	Représentation du bruit blanc de $1,5\%$ appliqué sur le modèle de fatigue pour $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec $dt = [10:100]$ ms.	87
3.19	Représentation du bruit blanc de 3% appliqué sur le modèle de fatigue pour $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec $dt = [10:100]$ ms.	87
3.20	Représentation du bruit blanc de 5% appliqué sur le modèle de fatigue pour $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec $dt = [10:100]$ ms.	88

3.21	Application de la méthode de contrôle où l'amplitude des impulsions électriques moyennée est égale au contrôle non linéaire avec ajout d'un intégrateur pour $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec $dt = [10:100]$ ms. Evolution de la force générée.	89
3.22	Application de la méthode de contrôle où l'amplitude des impulsions électriques moyennée est égale au contrôle non linéaire avec ajout d'un intégrateur pour $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec $dt = [10:100]$ ms. Evolution des amplitudes déterminées.	90
3.23	Représentation du bruit blanc de 1,5% appliqué sur le modèle de fatigue avec intégrateur pour $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec $dt = [10:100]$ ms.	91
3.24	Représentation du bruit blanc de 3% appliqué sur le modèle de fatigue avec intégrateur pour $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec $dt = [10:100]$ ms.	92
3.25	Représentation du bruit blanc de 5% appliqué sur le modèle de fatigue avec intégrateur pour $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec $dt = [10:100]$ ms.	93

Liste des tableaux

2.1	Calcul des coefficients du régulateur PID	42
2.2	Table des valeurs de temps dt correspondant à F_{ref}	43
2.3	Table des valeurs des temps $t2$ et $t3$ pour atteindre la consigne pour chaque force des deux méthodes respectives (optimisation et régulateur PID) dans le cas du modèle de force.	45
2.4	Table des valeurs des contrôles pour atteindre la consigne pour le modèle de force.	49
2.5	Table des valeurs des temps t_{90} avec 90 le % considéré pour atteindre la consigne pour chaque force du contrôle non linéaire.	53
2.6	Table des valeurs des temps nécessaire, correspondant au t_{90} , à la force développée pour atteindre la consigne pour chaque force de référence des méthodes de contrôles.	64
3.1	Table des valeurs des temps de maintien ($t1$) aux consignes pour le modèle de fatigue.	76
3.2	Table des valeurs des temps tm et $tpid$ pour atteindre la consigne pour chaque force des deux méthodes respectives contrôle par optimisation et régulateur PID pour le modèle de fatigue. ts temps mis par la force développée pour atteindre la consigne sans application de contrôle.	79
3.3	Table des valeurs des temps nécessaire à la force développée pour atteindre la consigne pour chaque force de référence des méthodes de contrôles.	92

0.1 Introduction

Les contractions musculaires peuvent être provoquées par l'envoi d'impulsions électriques. Ces impulsions sont générées dans le muscle par l'emploi d'électrodes qui transmettent les courants électriques dans les fibres musculaires. Ce genre de stimulation électrique musculaire est connu sous le nom d'électromyostimulation (EMS). Cette technique a pour but de stimuler les fibres d'un muscle de manière à le forcer à se contracter. Leur utilisation est essentiellement clinique mais aussi dans le domaine sportif. Les athlètes l'emploient en plus de leur entraînement afin d'augmenter leurs performances, soit obtenir un gain de masse musculaire plus important générant une force maximale plus élevée. En clinique, les EMS sont généralement utilisées sur des patients atteints de pathologies musculaires qui font que l'exécution de certains mouvements naturels est difficile à réaliser. Les stimulations permettront de maintenir la force musculaire telle qu'elle est ou de l'améliorer. Dans la rééducation, les EMS aident à renforcer plus rapidement et efficacement les muscles déficients et évitent la perte totale de fonctions musculaires. C'est pourquoi depuis de nombreuses années, les athlètes et médecins tels que les kinésithérapeutes ou les neurologues utilisent les EMS dans le reconditionnement musculaire. Le reconditionnement musculaire est une méthode s'adressant aux personnes affaiblies ou atteintes par des pathologies ou par des problèmes musculaires. La sédentarisation, les douleurs musculaires, les lésions, les blessures musculaires, les accidents ou les pathologies peuvent provoquer la perte de certaines aptitudes physiques, de fonctions musculaires ou d'effort prouvant le grand intérêt du reconditionnement musculaire. Le reconditionnement musculaire a pour but le renforcement des muscles déficients qui sont dans l'incapacité de réaliser des mouvements ou fonctions naturellement. Cette méthode est aussi utilisée afin de diminuer des myalgies (douleurs musculaires) ressenties. Ces douleurs peuvent apparaître après des traumatismes ou des pathologies musculaires comme la dystrophie ou la myopathie.

Le reconditionnement musculaire s'effectue par divers exercices selon le but recherché. Pour les praticiens, le reconditionnement permet de renforcer des muscles, de retrouver une fonction en réapprenant à les utiliser et les forcer à travailler, soit de retrouver une certaine condition physique. Pour les sportifs de haut niveau, le reconditionnement musculaire permet également de renforcer les muscles afin d'éviter toutes blessures mais surtout de gagner en masse musculaire soit de développer une force musculaire plus importante. En effet, chez les athlètes, les EMS améliorent leurs performances au niveau de leur élasticité, leur énergie et leur force. Le reconditionnement musculaire peut aussi être adressé à des patients souffrants d'insuffisances cardiaques et respiratoires (les diabétiques par exemple).

Pour débiter une séance de rééducation, une évaluation des capacités physiques est effectuée afin d'observer la force maximale développée et les réponses musculaires (aptitudes) suite à un effort. Chaque personne aura alors une session d'exercices bien précise à réaliser régulièrement afin de retrouver au minimum sa forme antérieure. Tous les exercices sont faits de manière à ce que les

patients ne ressentent pas de douleur insupportable lors des stimulations. Si c'est le cas, l'interruption des exercices est faite rapidement dans le but d'éviter des dommages musculaires ou brûlures ou autres blessures corporelles. Les stimulations ne sont faites que sur la zone musculaire à exciter en gardant le reste du corps immobile, ceci est connu sous le nom de contractions isométriques. Les exercices forment un programme sur plusieurs mois de deux à trois séances d'une durée d'1h30 environ par semaine. Ces exercices sont composés d'échauffements aérobiques (vélo), de renfort de divers groupes musculaires sur des appareils de musculation ou sous activités au sol ainsi que des étirements ciblés. Tout au long un suivi médical est indispensable de manière à observer les progrès et s'il y a des problèmes afin d'adapter le programme en fonction de chacun. L'ajout de stimulation électrique comme les EMS aux exercices permet d'améliorer l'efficacité des entraînements de rééducation. L'excitation d'un muscle se fait par la stimulation des fibres musculaires entièrement quelque soit le type de fibres (lentes, rapides). C'est pourquoi les EMS apportent un énorme avantage par rapport à un entraînement de musculation classique qui aura plus de difficultés à stimuler certaines fibres ou à travailler certains muscles. Ces stimulations électriques ont également l'avantage d'être efficace plus rapidement lors des exercices mais aussi dans le temps de rétablissement. L'électrostimulation rend l'excitation des fibres plus intensive ce qui rend la contraction plus rapide ainsi que le temps de récupération après l'effort.

La stimulation électrique se fait par l'application d'électrodes de surface qui s'applique sur la peau. Un gel est généralement mis entre la peau et le patch des électrodes afin d'obtenir une meilleure impédance qui permet de transmettre au mieux le courant à l'intérieur du muscle. Les impulsions sont alors transmises dans les fibres musculaires qui provoqueront la contraction du muscle. Les paramètres de stimulation tels que l'amplitude des impulsions électriques, la fréquence de celles-ci ou le train d'inter-pulsation peuvent varier. L'efficacité des EMS est limitée par la fatigue musculaire induite et les blessures ressenties au cours d'une séance de stimulation. De plus, les paramètres de stimulation, comme la fréquence du train d'impulsion, l'amplitude, ne sont pas automatiquement adaptés au système d'EMS. L'utilisation d'un électrostimulateur doit se faire par une personne ayant des connaissances physiologiques comme les praticiens. La configuration de l'appareil se fait directement par le médecin qui peut modifier les paramètres dès qu'il le souhaite. Les séances d'électrostimulation demandent donc plus de temps, les paramètres n'étant pas configurés automatiquement. Un autre inconvénient est la non prise en compte du comportement musculaire lors des stimulations. Son utilisation dans le sport à haut niveau, dans la réhabilitation musculaire, en clinique et kinésithérapie ainsi qu'en loisir chez soi fournit un nombre varié d'intérêts divers ce qui rend légitime l'effectuer des recherches afin d'améliorer ces systèmes. Divers travaux ont tenté alors de modéliser les effets des stimulations électriques sur la force développée et sur la fatigue générée. La modélisation consiste à utiliser des modèles mathématiques qui prendront en compte les paramètres physiologiques du patient. L'optimisation des électrostimulateurs est essentiel afin d'améliorer ces séances et d'adapter automatiquement les paramètres tout en prenant en compte la fatigue musculaire. Cette optimisation pourra se faire par la compensation du manque de force

générée par le muscle suite à l'apparition de la fatigue musculaire. Dans notre projet, diverses méthodes d'optimisation sont développées par l'application d'un contrôle sur la force en prenant en compte tous les effets et tous les paramètres de la fatigue. Le contrôle adaptera les paramètres de stimulation des réponses musculaires obtenues lors des stimulations. Notre projet prend place dans les domaines du biomédical et du traitement du signal.

En effet les réponses musculaires sont récupérées de manière à recueillir des informations sur la physiologie d'un muscle à partir de l'analyse des signaux obtenus. Ceci se fait par l'utilisation d'un électromyogramme (EMG) qui enregistre l'activité électrique des muscles stimulés après l'application des stimulations électriques. L'analyse permet d'obtenir davantage d'informations beaucoup plus précises et détaillées afin de mieux comprendre les contractions musculaires biologiquement tout en observant les réactions et conséquences des stimulations électriques sur l'état du muscle. Lors d'une stimulation, les potentiels d'action propagés dans les fibres musculaires sont observés puis intégrés par l'EMG afin d'observer la contraction et l'état des fibres stimulées. Les stimulations suivantes prendraient dans ce cas en compte les informations musculaires obtenues par l'EMG ce qui signifie que l'état du muscle serait considéré et les sessions de stimulation améliorées. L'utilisateur des EMS n'aura plus le risque de mal paramétrer l'appareil et de détériorer le muscle du patient. Des paramètres relevés par l'étude des signaux EMG, tels que l'amplitude, les fréquences et la vitesse de conduction, fournissent de plus une aide médicale dans le diagnostic de maladies et de troubles pathologiques musculaires ou neuromusculaires. Dans le domaine médical, les EMG sont souvent employés dans les contrôles de prothèse. Les deux techniques, l'électrostimulation et l'électromyographie, peuvent être utilisées ensemble de manière à ce que les paramètres de stimulation puissent s'adapter en fonction du signal EMG recueilli.

L'amélioration de l'efficacité des électromyostimulateurs permet ainsi de réduire la durée des séances de réhabilitation, d'être plus robuste et facile d'emploi et de par le contrôle de prendre en compte tous les paramètres physiologiques dont ceux de la fatigue musculaire induite.

La rédaction du manuscrit de thèse se fait autour de trois chapitres. Un premier chapitre exposera les objectifs de la thèse puis donnera plus de détails sur la compréhension des muscles et de la contraction musculaire, sur l'électromyostimulation et l'électromyographie évoquée. Pour terminer, des modèles de stimulation électrique existants seront présentés afin de conduire au choix du modèle sur lequel le travail sera effectué et sa présentation. Le second chapitre concernera l'application de contrôle sur le modèle dans le cas où seule la force musculaire entre en jeu sans présence de fatigue dans le muscle lors d'une session d'électrostimulation. Les méthodes de contrôle appliquées seront décrites en partant des calculs des contrôles aux résultats obtenus avec une comparaison de l'efficacité de chaque méthode. Des études seront réalisées en ajoutant divers bruits ou intégrateur afin de se rapprocher de test expérimentaux. Le dernier chapitre concernera l'application de ces méthodes sur le modèle en prenant cette fois-ci en compte la fatigue musculaire et ces effets à contrer.

Dans ce chapitre, les méthodes seront aussi détaillées et l'efficacité des contrôles sera analysée afin de voir si elle est ou non concluante.

Chapitre 1

état de l'art

1.1 Problématique

Cette thèse a pour but d'optimiser les électrostimulateurs intelligents existants pour la rééducation musculaire par bio-feedback afin d'améliorer les séances d'électromyostimulation (EMS). Ce projet est la suite d'un prototype de stimulation mis en place par Maxime Yochum au sein du laboratoire LE2I. Son travail a permis de développer diverses techniques afin de réguler l'indice de fatigue musculaire durant les contractions musculaires. Cet objectif fait intervenir plusieurs domaines tels que l'automatique, l'électronique et le traitement du signal. Ces disciplines sont aussi très présentes dans le domaine biomédical afin d'aider les kinésithérapeutes et tous les professionnels dans le domaine médical en apportant de plus amples informations sur des pathologies mais aussi dans le but d'améliorer les traitements proposés aux patients. Dans ce travail, nous proposons des méthodes de contrôle encore inexploitées dans ces domaines afin d'améliorer les méthodes existantes d'EMS utilisées en rééducation musculaire. Ce qui se traduit par le contrôle de la fatigue musculaire en se basant sur la modélisation de l'évolution non-linéaire de la force et de la fatigue développées par le muscle. Ces méthodes de contrôles sont appliquées sur un modèle spécifique choisi en raison de sa bonne fidélité et de sa capacité à résoudre le problème de modélisation de la relation entre la force et la stimulation avec une bonne précision.

Ce projet est dédié aux personnes nécessitant un reconditionnement musculaire et souffrant d'insuffisance cardiaque ou respiratoire, aux personnes ayant besoin de rééducation suite à des traumatismes ou de réduction d'une fonction motrice et aux sportifs pour améliorer leurs séances d'EMS ou leur masse musculaire.

1.2 Domaine d'utilisation

Les principaux objectifs visés par ce travail sont d'ordre scientifique clinique et économique. L'optimisation des séances d'EMS permettra une grande amélioration dans le domaine médical en fournissant davantage d'informations, ce qui permettra d'avoir un retour sur les applications des électrostimulations sur les muscles et de voir en temps réel l'influence et l'efficacité des stratégies de contrôle sur le comportement du muscle. Ce projet permettra de mettre en place des prototypes qui seront plus simple d'utilisation, coûteront moins cher avec une meilleure robustesse et ouvriront l'utilisation d'EMS à d'autres champs d'application en plus du domaine médical et sportif (diminution du temps d'entraînement) comme par exemple la neurologie ainsi que la rééducation à domicile pour les personnes âgées. Son utilisation sera alors possible pour tout utilisateur quelque soit le muscle à stimuler.

Le but de ce travail est de contrôler en temps réel la réponse musculaire en ajustant les paramètres de stimulation lors d'une séance d'électrostimulation. L'application de telles méthodes dans le domaine de la rééducation musculaire représente une innovation très intéressante autant dans le domaine public que privé. La rééducation musculaire par EMS est utilisée pour des maladies chroniques, des traumatismes ou pour des entraînements sportifs par exemple. La présence de plus en plus importante de l'obésité, du diabète et des maladies respiratoires ou cardio-vasculaires chez de nombreux patients incite à améliorer les séances d'EMS pour traiter ces problèmes. Le reconditionnement musculaire peut aussi être utilisé suite à une immobilisation d'un membre. Une personne blessée longuement ou opérée en chirurgie peut être amenée à exercer des séances d'EMS afin que ses membres ou son muscle retrouve toute leur mobilité, leurs fonctions et leur force. Au début, pour ce type de patient, il est généralement compliqué de pratiquer un sport ou de contracter volontairement un muscle, c'est pourquoi leur renforcement se fait par des séances d'électrostimulation. L'utilisation actuelle des EMS dans les entraînements des sportifs dans le reconditionnement musculaire a prouvé son efficacité avec un gain de temps de stimulation ainsi qu'un renforcement plus rapide des muscles endommagés [2] [3]. Cependant, jusqu'à aujourd'hui, les électrostimulateurs ne prennent pas en compte les informations physiologiques en temps réel du système (paramètres de stimulation) pour contrôler la réponse des muscles stimulés.

Les méthodes de contrôle proposées ont pour but l'amélioration des séances de reconditionnement musculaire. Le contrôle doit permettre à la force instantanée du muscle contracté d'atteindre un niveau de force désiré (force de référence). Puis la force développée doit se maintenir le plus longtemps possible à cette force de référence même si la fatigue fait son apparition. Pour ce faire, le contrôle agira sur une variation en fréquence ou en amplitude du train d'impulsion appliqué au muscle en question. Avant de détailler les techniques de contrôle proposées, nous consacrerons ce chapitre à la description physiologique du muscle dans lequel nous décrirons les phases d'une contraction musculaire à l'explication d'une électromyostimulation

en détaillant les champs d'application et le fonctionnement d'une stimulation électrique suivi d'informations complémentaires sur l'électromyographie évoquée, nous terminerons ce chapitre par une présentation des modèles existants qui décrivent l'évolution des niveaux de force et de fatigue durant une séance de stimulation ainsi que nos motivations pour le choix de l'un de ces modèles.

1.3 Le muscle

Les muscles représentent environ 40% de notre masse corporelle. Le corps humain est en grande partie constitué de muscles avec 670 muscles différents. Les muscles sont des tissus composés de fibres cellulaires et contractiles. Chaque muscle a une tâche particulière qui selon sa fonction fait varier la taille du muscle. Plus l'effort est important, plus le muscle sera volumineux tel que par exemple le biceps qui demande parfois un effort considérable. D'autres muscles plus petits sont conçus pour l'adresse ou la précision dans le mouvement tels que les muscles de la bouche.

Il existe deux types de muscles, les muscles striés et les muscles lisses. Ces deux types de muscle jouent chacun un rôle dans la physiologie du corps humain. Les muscles striés sont aussi appelés squelettiques. Ce type de muscle est sous le contrôle du système nerveux et fonctionne par contraction volontaire. Une personne a donc conscience de la motricité de son corps qui est réalisée par ses muscles squelettiques. Notre posture est déterminée par le fonctionnement de ces muscles squelettiques [?]. Quant aux muscles lisses, ils sont sous le contrôle du système nerveux autonome (système vagal ou parasympathique) qui fonctionne involontairement et de manière inconsciente. Les muscles lisses permettent le déplacement de substances intracorporelles en assurant des mouvements d'organes internes. Par ailleurs, lors de malaise vagal (évanouissement) ou tout autre problèmes

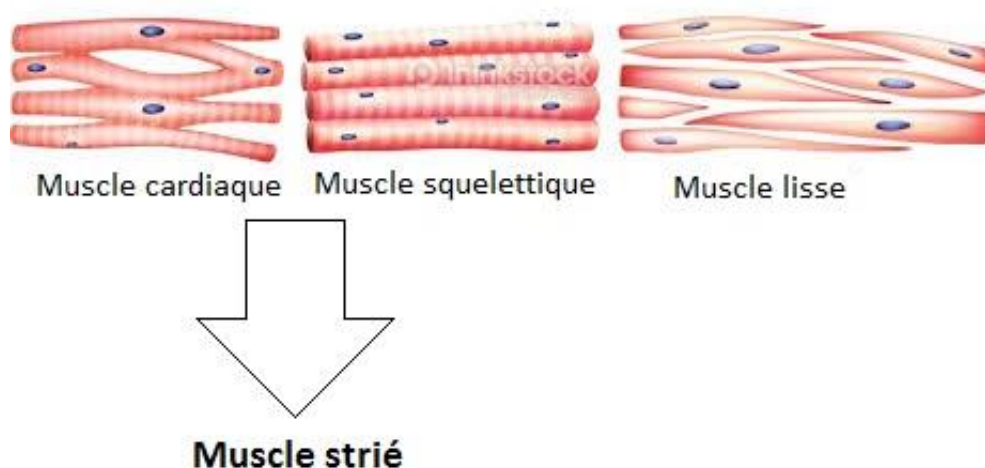


FIGURE 1.1 – Représentation interne des différents types de muscle. A gauche, les muscles striés se composent des muscles squelettiques et cardiaques. A droite les muscles lisses.

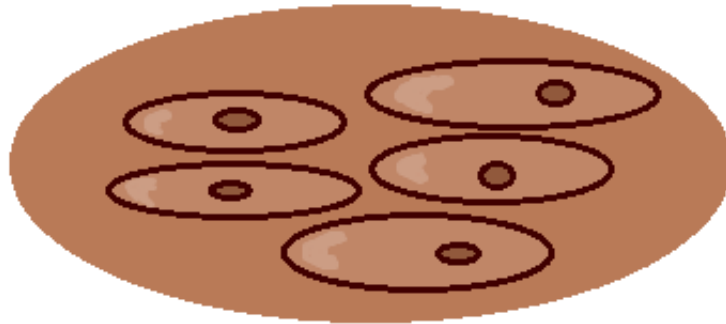


FIGURE 1.2 – Représentation d'un muscle lisse.

pathologiques, le système vagal intervient principalement.

Les muscles lisses constituent nos organes. Leurs contractions et relâchements ne sont soumis à aucun ordre volontaire du cerveau mais à des réflexes ou stimulations hormonales. Capable de fonctionner en continu, ce type de muscle ne se fatigue pas contrairement aux muscles squelettiques. Les muscles lisses assurent le transport de diverses substances telles que le sang ou l'air. Le muscle cardiaque (le cœur) fait partie des muscles lisses. Muni d'un système propre de contraction, sensible aux stimulations hormonales, le muscle cardiaque se contracte indépendamment de notre volonté. Le myocarde est le muscle représentant entièrement la partie musculaire du cœur. Il est responsable de la circulation sanguine. Étant épais et creux, il se contracte rythmiquement. Les muscles squelettiques sont situés autour des os. Présents en majorité dans le corps humain, ils sont rattachés aux os par des tendons. Ce lien permet une rotation articulaire donnant lieu à la mobilité des membres.

Les deux types de muscles peuvent se distinguer par leur composition interne. Un muscle lisse est constitué de cellules allongées organisées en plusieurs couches comportant un seul noyau. Les cellules se contractent lentement sous l'action des protéines de myosine et d'actine. Ces muscles sont situés au niveau du tube digestif, l'appareil respiratoire, urinaire, génital et des artères. Un muscle squelettique est constitué essentiellement de fibres cellulaires [4]. Cette structure fibreuse est composée de cellules allongées représentant les fibres musculaires. Dans le muscle, de nombreux vaisseaux sanguins et nerfs sont présents. Ces fibres musculaires révèlent un aspect strié dans son cytosquelette en provoquant l'apparition de syncytiums. Les syncytiums sont des masses de cytoplasme délimitées par une membrane obtenue après la fusion de plusieurs cellules. Ces syncytiums sont composés de plusieurs noyaux.

Plus précisément, la classe des muscles striés du squelette est dotée de milliers de fibres musculaires. Les fibres musculaires ou myocytes sont capables de se contracter par l'augmentation de la concentration en calcium intracellulaire. Ces extrémités sont faites de filaments de collagène. Chaque

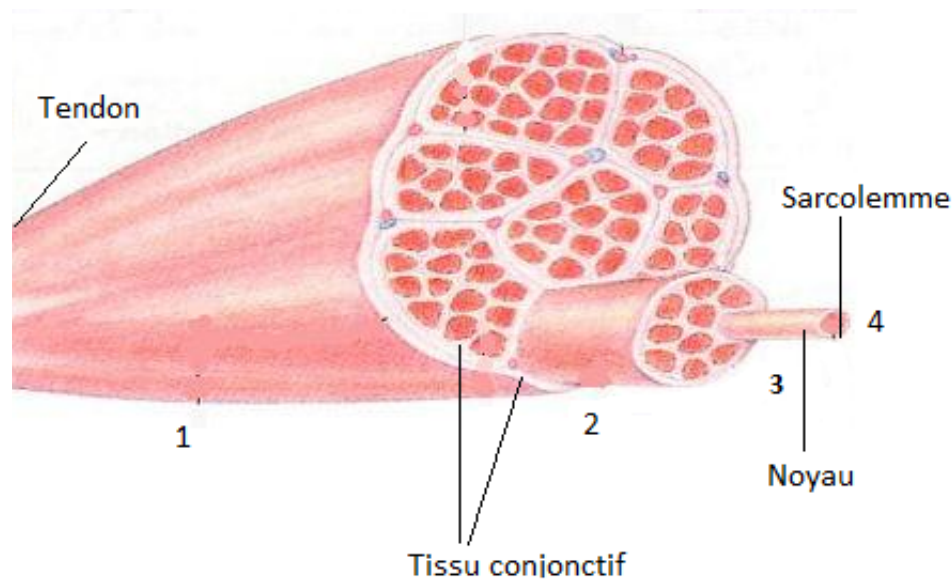


FIGURE 1.3 – Représentation d'un muscle squelettique. En 1, le muscle composé de plusieurs faisceaux de fibre. En 2, un faisceau de fibre dans lequel on retrouve de nombreuses fibres musculaires dont l'une d'elle est visible en 3 formant le noyau. La fibre musculaire 4 contient plusieurs myofibrilles [1].

Une fibre musculaire contient une membrane et un ou plusieurs cytoplasmes. La structure des muscles striés est basée sur la répétition d'un motif structural appelé sarcomère dont l'ensemble de ces sarcomères forme des myofibrilles qui constituent les fibres musculaires. Un sarcomère est composé de deux sortes de myofilaments : les filaments fins et les filaments épais. Les filaments fins ont un diamètre d'environ 7 nm et sont constitués d'actine G, de tropomyosine et de troponine. Le diamètre des filaments épais est d'environ 15 nm. Ils sont essentiellement constitués d'une espèce moléculaire, la myosine II, ou de plusieurs centaines de myosine II qui s'assemblent pour former un filament épais. La queue de la myosine permet l'insertion de la protéine dans la tête et le filament afin d'interagir avec le filament d'actine. Les têtes globulaires des myosines s'ouvrent en périphérie et peuvent se fixer aux molécules d'actine des filaments fins. Le sarcomère est un élément cellulaire de la fibre musculaire représentant le complexe filaments fins / filaments épais. De nombreux sarcomères sont alignés les uns après les autres pour former une myofibrille.

Chaque fibre musculaire est en contact avec une fibre nerveuse qui commande son activité. Ses deux propriétés fondamentales sont l'excitabilité sous l'action stimulatrice de la fibre nerveuse et la contractibilité en réponse à une stimulation. Lorsqu'une fibre musculaire se contracte, sa longueur diminue, ce qui génère un mouvement de rapprochement de ses extrémités. Au niveau du corps musculaire, la stimulation de toutes les fibres musculaires provoque alors la contraction du muscle. Par exemple, pour un biceps, le rapprochement des extrémités induit la contraction qui génère

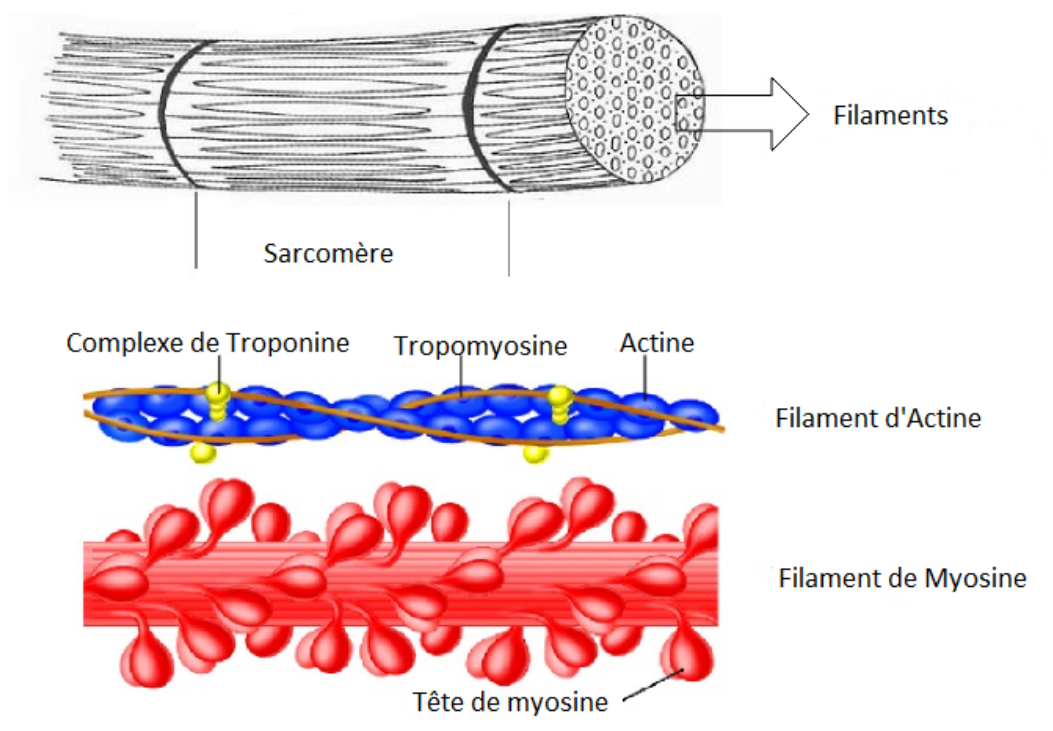


FIGURE 1.4 – Représentation d'une myofibrille, du sarcomère et des deux filaments [?].

l'articulation du coude et la flexion de l'avant bras.

Il existe deux types de fibres musculaires [5] [6] :

- les fibres « lentes » (type I ou « rouges ») dont le métabolisme est oxydatif. Ces fibres ont une vitesse de conduction lente avec un seuil d'activation bas ce qui les emploie souvent pour des contractions de faible niveau. Leur résistance à la fatigue permet de les utiliser pour des exercices d'endurance soit des efforts de longue durée mais modérément intenses. Particulièrement riches en myoglobine et en mitochondries, ces fibres sont fines et développées lors de la pratique du cyclisme ou du VTT. Les fibres lentes sont d'une bonne efficacité en métabolisme anaérobie. Elles sont les plus volumineuses des fibres ce qui leur permet d'augmenter le volume musculaire.

- les fibres « rapides » (type IIa « roses » ou IIb « blanches ») dont le métabolisme est glycolytique, centré sur les sucres, ont une résistance à la fatigue très faible dans le cas des IIb et une composition mixte (oxydatif et glycolytique) dans le cas des IIa dont la résistance à la fatigue est entre les fibres IIb et lentes I. Ces fibres peuvent être à contraction intermédiaire (IIa) ou rapide (IIb). Les fibres IIb sont souvent utilisées dans les efforts brefs à production importante de puissance lors de courtes impulsions (sprint). Si un effort plus intense est demandé, la contraction doit être maximale ce qui sollicite alors les fibres IIa. Ces fibres (IIa) sont utilisées lors d'exercices d'aérobie et d'anaérobie.

Généralement, le corps humain est composé essentiellement de 50% de fibres lentes I, 25% de fibres IIa et 25% de fibres IIb. Leurs proportions dans les muscles squelettiques dépendent de leurs fonctions usuelles. Les muscles actifs ont besoin de glycolytique donc de fibres rapides contrairement aux muscles posturaux. Dans un corps humain, le nombre de fibres reste constant mais il est possible que des fibres se transforment d'un type à un autre selon les types d'entraînements, la génétique d'une personne ou l'encadrement physique d'un individu. Lors d'un sprint, les fibres rapides sont sollicitées ce qui aura pour conséquence pour un sprinter une répartition plus importante de fibres rapides qu'un marathonien. Le quotidien de chaque individu sollicite plus les fibres lentes dans les activités de tous les jours contrairement aux fibres rapides. C'est pourquoi il est difficile d'obtenir plus de fibres rapides que de lentes sans entraînements spécifiques de vitesse ou de force.

Les fibres musculaires sont contractées à la demande du cerveau par le biais de nerfs qui transmettent les impulsions du système nerveux central aux fibres. La liaison entre le nerf et la fibre musculaire se fait par une jonction neuromusculaire. C'est elle qui reçoit le potentiel d'action (PA) puis transmet le signal de contraction. Le PA libère alors l'acétylcholine le long du sarcolemme. La création d'un PA dans la fibre musculaire se fait par la dépolarisation du sarcolemme suite à l'arrivée d'ions sodium (N_a^+). Chaque axone de nerf moteur ou motoneurone innerve plusieurs fibres musculaires. Mais une fibre musculaire ne peut être innervée que par un motoneurone [7]. L'ensemble constitue une unité motrice (UM) où les fibres sont commandées par un même nerf. L'UM est le plus petit élément contractile du système nerveux.

Les UM peuvent être constituées de centaines de fibres si les muscles demandent beaucoup de force ou une seule fibre si les muscles ne sont utilisés que pour de la précision par exemple le muscle des lèvres. Toutes les fibres musculaires appartenant à une même unité motrice sont dispersées dans le muscle. Cette répartition dans le muscle est importante pour la réalisation de ses fonctions. Lors de la contraction musculaire, l'énergie d'ATP est récupérée ce qui provoque la combustion du glucose en cas de présence d'oxygène amené aux fibres musculaires par les capillaires. La contraction du motoneurone entraîne l'excitation et la contraction de toutes les fibres de l'UM simultanément. Si les fibres ne sont pas dispersées, l'apport en oxygène se fait avec difficulté par le fait de la compression des capillaires entourant les fibres. L'énergie du muscle diminue alors rapidement entraînant la fatigue musculaire.

Les UM se différencient de par leur type de fibres, leur densité en fibres musculaires et la taille de leurs motoneurones. Une UM aura un seul type de fibre musculaire qui détermine la vitesse de contraction de cette UM ainsi que sa résistance à la fatigue. La force d'une UM sera plus élevée si le motoneurone innerve plus de fibres, ce qui montre l'importance du diamètre d'un motoneurone. Plus le motoneurone est volumineux, plus la vitesse de conduction de l'influx est rapide. Les petits motoneurones ont une grande résistance d'entrée contrairement aux grands qui sont plus sensibles. Ces caractéristiques expliquent pourquoi lors d'une activité motrice, les motoneurones sont recrutés

en fonction de l'ordre de leur taille (du plus petit au plus grand). Les motoneurones d'un muscle forment un "pool" qui contient les diverses sources de stimulations (origine centrale, périphérique, excitatrice ou inhibitrice). Trois types de motoneurones existent : α , β et γ . Les motoneurones α sont innervés dans les fibres musculaires, les motoneurones β innervent les fibres musculaires et neuromusculaires et les motoneurones γ innervent seulement les fibres neuromusculaires.

On retrouve quatre étapes lors de la contraction d'une cellule musculaire :

1. Excitation ou Stimulation : arrivée du message nerveux à la fibre musculaire.
2. Couplage excitation-contraction : regroupement des divers processus permettant de transformer le signal nerveux reçu par la cellule en un signal intracellulaire vers les fibres contractiles.
3. Contraction : activation des motoneurones causant une production de tension et donc d'un PA dans les fibres musculaires.
4. Relaxation : retour de la cellule musculaire à l'état de repos physiologique, cessation d'activité du motoneurone α .

La contraction musculaire provient de la coordination des contractions de chacune des cellules du muscle. Un muscle au repos a une durée de contraction beaucoup plus longue qu'un muscle qui vient d'effectuer un effort. Une contraction peut être volontaire ou involontaire. Une contraction volontaire est une demande du système nerveux central au muscle de se contracter pour réaliser un mouvement. Généralement, quand on veut réaliser un mouvement, une demande est envoyée au cerveau qui ordonne au muscle de se contracter. Ce genre de contraction est très utile lors de la prise de masse. Une contraction involontaire n'est pas commandée par le cerveau comme par exemple les contractions du coeur ou de l'estomac. Lorsqu'on souhaite obtenir une contraction maximale, les muscles doivent se contracter volontairement et fortement en fin de mouvement. Durant une contraction musculaire, le muscle peut subir une deuxième stimulation où le stimuli s'ajoutera à celui de la première.

Il existe deux types de contraction :

- la contraction isométrique dans laquelle la longueur du muscle ne change pas durant la stimulation. Le muscle tendu entre deux points fixes permet l'augmentation de la tension lors de l'excitation ce qui produit de la chaleur, soit un déplacement mais aucun raccourcissement.

- la contraction anisométrique (ou isotonique) engendre une modification de la longueur du muscle par le rapprochement des points d'insertion des muscles. Il est soumis à une force d'étirement constante. Ce type de contraction est dit concentrique. Elle est excentrique lors de l'éloignement de ces points.

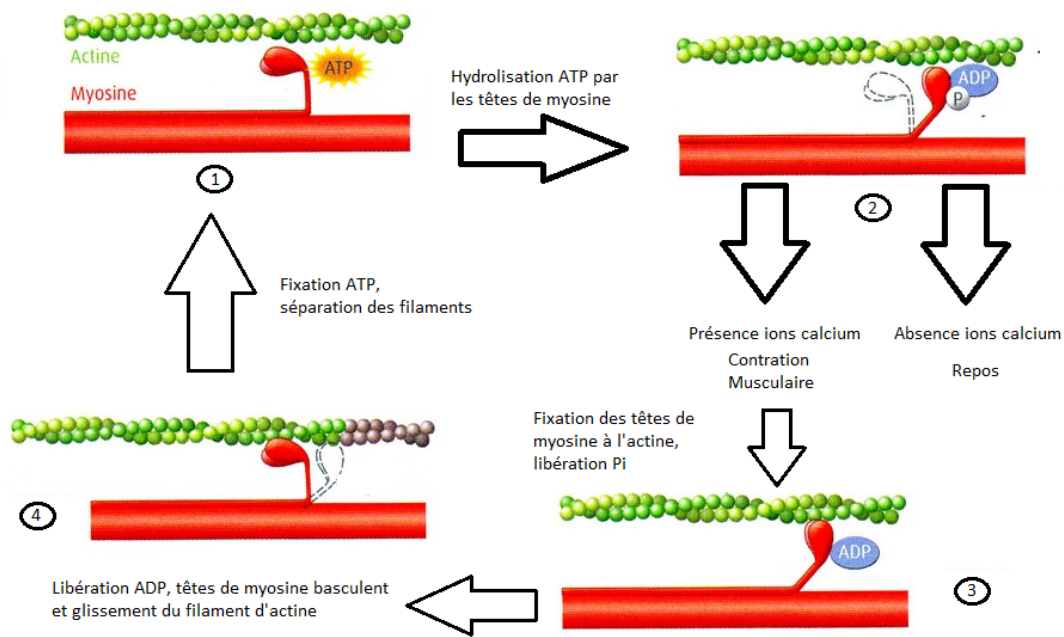


FIGURE 1.5 – Etapes de la contraction musculaire dans les cellules. Hydrolyse d'ATP (1), fixation de la myosine sur l'actine (2), libération d'ADP et glissement d'actine (3), fixation ATP, séparation de l'actine et de la myosine (4).

L'ordre de contraction est issu du cerveau à la suite de la réception de la requête par voie hormonale ou nerveuse. Pour que le muscle se contracte, il a besoin d'énergie. Dans notre corps, seule une molécule est capable de stocker beaucoup d'énergie chimique : l'adénosin triphosphate ou ATP. Cette molécule est composée d'une adénine, d'un ribose et de trois phosphates. Du fait de leur faible quantité dans notre corps, les molécules d'ATP sont hydrolysées (1 mole ATP libère 30,5 kJ). Avant une contraction, 1,3 mg d'ATP et 1 mg de phosphocréatine par gramme de muscle sont présents dans notre corps. La quantité de la phosphocréatine est plus faible mais elle libère une énergie supérieure à celle de l'hydrolyse de l'ATP.

La contraction musculaire correspond au glissement du filament d'actine (filament fin) dans les filaments épais [8]. Lors d'une stimulation électrique, la réception du stimuli nerveux induit un potentiel d'action qui se propage le long de la membrane plasmique. Ensuite, il pénètre dans les tubes transverses du réticulum sarcoplasmique et y déclenche la libération d'ions calcium. Cette contraction est en fait une augmentation de la concentration intracellulaire en calcium. Ce calcium se lie à une protéine nommée la troponine-C et induit un changement de conformation de cette dernière pour permettre aux têtes de myosine de se lier aux filaments d'actine. La troponine influence la tropomyosine-II qui se déplace légèrement provoquant l'interaction entre les deux filaments. La molécule d'ATP se fixe alors sur la tête de myosine du filament épais qui va ensuite se fixer sur un

monomère d'actine (sous-unités d'actine). Suite à cette hydrolyse, l'ATP va se transformer en une molécule d'ADP et phosphate. A chaque hydrolyse d'un phosphate, il y a libération d'énergie. Cette libération permet la rotation de la tête de myosine vers le centre du sarcomère ce qui entraînera le glissement des filaments fins et donc la contraction des myofibrilles. Ceci se traduit par une liaison très forte en énergie entre les phosphates.

Durant une contraction musculaire, la molécule d'ATP sert de source d'énergie mais assure aussi la souplesse du muscle [9]. Sans présence d'ATP dans les cellules, le muscle serait raide. La contraction musculaire est maintenue par la présence de calcium dans le milieu extra cellulaire. Pour la stopper, il faut réabsorber le calcium à l'aide d'une molécule d'ATP. La reconstitution de l'ATP se fait par la glycolyse, les réactions de chaînes respiratoires et la phosphocréatine. La durée de reconstitution en réserve d'ATP et de phosphocréatine demande au moins 2 minutes. Le rendement énergétique est alors de 45%.

La relaxation est le moment où la contraction est terminée. Les différentes fibres se remettent en place. Elle est aussi la fin de l'influx nerveux au niveau de la plaque nerveuse du muscle ; plus aucune information du neurotransmetteur. Ceci se traduit par l'absence de transmission de message et de libération du Ca^{2+} vers le complexe biprotéiné troponine-tropomyosine. Le réticulum sarcoplasmique récupère alors les ions Ca^{2+} qui ont été utiles à la contraction et qui seront nécessaires pour la prochaine. Plus précisément, lorsque le potentiel d'action disparaît, le calcium est transporté activement dans le réticulum sarcoplasmique où il se lie à une protéine (la calséséstrine), ce qui entraîne la diminution de concentration de calcium libre. En insuffisance de calcium, les troponine-C retrouvent leurs fonctions inhibitrices. La tropomyosine-II empêche la tête de myosine d'interagir avec l'actine et amène à la décontraction du muscle.

1.4 L'Electromyostimulation

1.4.1 Définition

L'électromyostimulation (EMS) est l'envoi d'impulsion électrique sur une zone à stimuler. Ces impulsions sont envoyées à l'aide d'électrodes. Il existe deux types d'électrodes qui sont les électrodes aiguilles et les électrodes de surface. L'application d'une EMS se fait généralement par une électrode de référence et deux électrodes de surface (une proximale et une distale) du fait qu'elles permettent une contraction du muscle dans sa globalité et non localement comme il est le cas avec des électrodes aiguilles. La taille d'une électrode est essentielle car une électrode d'une grande taille correspond à une impédance plus faible qu'une électrode petite d'impédance importante pouvant entraîner des douleurs ou des sensations désagréables pour le patient. Cependant, les électrodes de petites tailles servent à stimuler une zone localisée, contrairement aux électrodes de grandes tailles qui sont plus confortables et permettent de stimuler moins spécifiquement à cause d'une grande

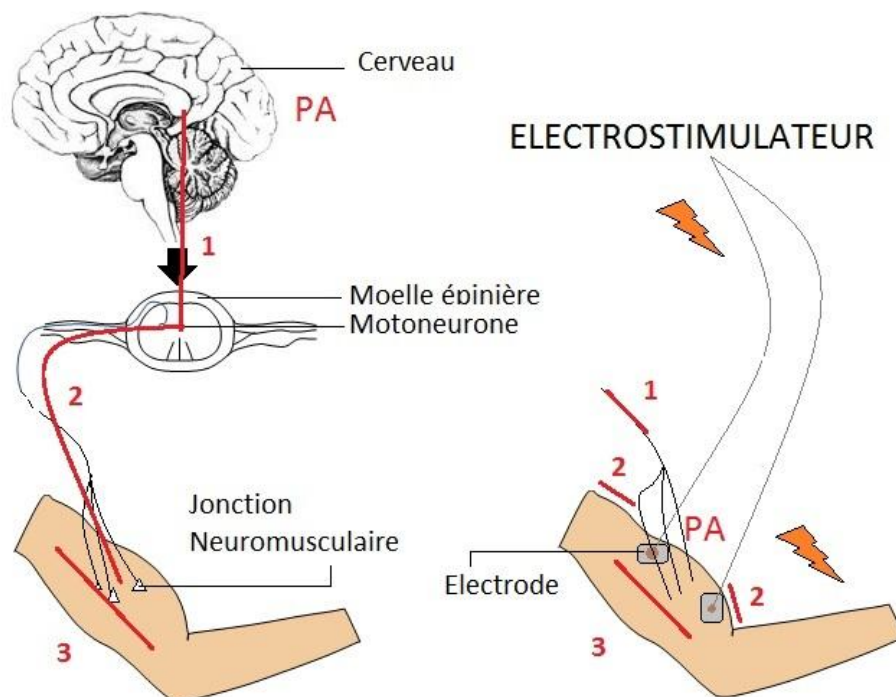


FIGURE 1.6 – Contraction volontaire et forcée. A gauche la représentation d'une contraction volontaire commandée par le système nerveux. A droite la représentation d'un muscle sous stimulation électrique. En rouge, les différents endroits contractés.

dispersion du courant. Le bon positionnement des deux électrodes de stimulation ou de surface est aussi essentiel en EMS. Les électrodes doivent être parallèles aux fibres musculaires. Il est primordial qu'elles ne soient pas placées dans la région moteur afin d'éviter une instabilité et des interférences dans les résultats. Il est préférable d'être au dessus ou en dessous de cette partie. Les électrodes sont posées sur la zone musculaire après avoir appliqué un gel sur la peau permettant une bonne adhésion des électrodes à la peau. La distance entre les électrodes influence le degré de pénétration du courant dans le muscle à contracter. Une stimulation sera plus profonde si les électrodes sont plus éloignées l'une de l'autre. Les impulsions électriques sont alors transmises dans les fibres musculaires ce qui conduit à la contraction du muscle sans l'intervention du système nerveux. En physiologie, il existe deux types de contraction :

- les contractions involontaires (muscles cardiaques)
- les contractions volontaires (muscles squelettiques).

Une contraction volontaire d'un muscle se fait par la production de potentiels d'action (PA) générés par le cerveau et transmis jusqu'à la moelle épinière. Plus précisément, le cortex moteur est excité

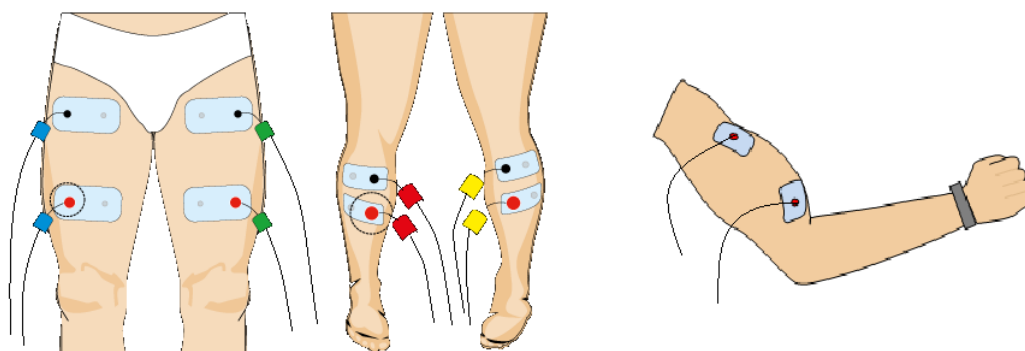


FIGURE 1.7 – Exemple de divers points de stimulation.

produisant des potentiels au bas des voies cortico-spinal du motoneurone α . Ces motoneurones α sont les principaux responsables de la production de la force musculaire car ils innervent les cellules musculaires causant la dépolarisation du sarcolème et la libération d'ions. Ces PA sont transmis par les nerfs aux jonctions neuromusculaires provoquant la contraction des fibres musculaires et donc la contraction musculaire. Pour des muscles squelettiques, la génération des PA provoque la libération de l'acétylcholine (d'ions calcium) stockés dans le reticulum sarcoplasmique [10] [11]. Lors d'une électrostimulation, le courant électrique se transmet entre les électrodes stimulant ainsi les fibres musculaires. Cette stimulation induit involontairement la génération de ces PA donnant une contraction involontaire. L'excitation des fibres nerveuses dépend de deux paramètres : l'intensité et la durée de stimulation. Ces variables sont liées par une loi hyperbolique ou la loi de Weiss (relation intensité-durée). La contraction est alors générée extérieurement au système nerveux.

En électrostimulation, les électrodes de surface permettent la stimulation d'un muscle entièrement. L'emploi d'électrodes de surface exige une préparation de la peau à stimuler par l'application d'un gel qui permet au courant électrique de se propager plus facilement et de réduire l'impédance de la peau. L'électrostimulation agit premièrement sur la stimulation des axones des nerfs moteurs périphériques puis sur les fibres musculaires. Le recrutement des UM lors de la contraction est différent de celui réalisé durant une contraction volontaire. Lors d'une contraction volontaire, le recrutement des unités motrices se fait en premier par les petites UM du fait qu'elles ont une résistance élevée ce qui facilite la dépolarisation et l'excitation contrairement aux grandes UM de résistance plus faible qui nécessite une impulsion plus intense. En électrostimulation, le recrutement des UM se fait dans l'autre sens. En effet, les grandes UM qui sont de diamètres larges, sont essentiellement situées en superficie d'un groupe musculaire soit proche de l'électrode de stimulation. C'est pourquoi les grandes UM sont recrutées en priorité par rapport aux petites. Cette favorisation est davantage renforcée par l'accompagnement de la mise en jeu de récepteurs cutanés lors de stimulation électrique. Cependant sur des personnes paralysées totalement ou partiellement,

le recrutement des unités motrices se fait comme une contraction volontaire en recrutant les petites UM avant les grandes. Ceci est due à l'organisation morphologique et à la taille des branches axonales dans la zone stimulée qui influencent l'ordre d'excitation des UM. Une autre différence dans le recrutement des UM est le fait d'avoir un recrutement asynchrone pour une contraction volontaire et synchrone pour une ES.

Deux techniques de placement sont alors possibles [12] [13] :

- monopolaire : l'électrode proximale dite positive ou grande électrode est placée sur le trajet du nerf moteur tandis que l'électrode distale dite négative ou plus petite est mise sur le muscle à contracter. La stimulation électrique se fait seulement sous l'électrode proximale. La différence de taille entre les deux électrodes donne forcément une densité de courant plus importante à une électrode qu'à l'autre. Ceci permet de ne pas dépasser le seuil d'excitation des fibres voisines.

- bipolaire : les deux électrodes utilisées dans cette technique sont de mêmes tailles. L'électrode proximale est placée à l'origine du muscle à contracter ou en dessous d'un tendon commun. Quant à la distale, elle est mise à une des extrémités ou sur le point moteur. La densité de courant est alors plus limitée, ce qui permet d'utiliser une électrode ou l'autre pour l'excitation du nerf. La stimulation électrique se fait sur toute la zone du muscle et crée un courant d'excitation.

L'électrostimulation est faite à l'aide de générateurs selon deux grandes catégories. Les stimulateurs à tension constante et les générateurs à courant constant. Pour un générateur de courant, la variation d'impédance équivaut à une variation de tension en gardant une intensité constante. Pour un générateur de tension, l'intensité diminuera au cours du temps. Électriquement, un stimulateur induit une impulsion contrôlée en courant avec une fréquence, une largeur et une amplitude variables pour produire une certaine force. Il existe divers types de stimulation électrique fonctionnelle (SEF) :

externe : les électrodes sont placées à la surface de la peau recouvrant le muscle ou le nerf à exciter. Cette technique est essentiellement utilisée dans le renforcement musculaire, le traitement d'une douleur, la rééducation, etc. Peu invasive, elle permet de valider l'intérêt de la technique d'électrostimulation dans les domaines médicaux, sportifs et surtout dans la réhabilitation musculaire.

interne ou implantée : les fibres nerveuses ou musculaires sont directement stimulées à l'aide d'une ou plusieurs électrodes placées dans le corps au plus près des fibres. Très sélective et nécessitant peu d'énergie pour exciter un muscle, cette technique est utilisée dans le domaine cardiaque (pacemaker) ou l'audition (restauration de l'ouïe par implant cochléaire). Grâce à la SEF appliquée au sujet, il est alors possible de contrôler par exemple les membres inférieurs de paraplégiques ou dans le steppage dans le but de contrôler le jambier antérieur (syndrome du pied tombant).

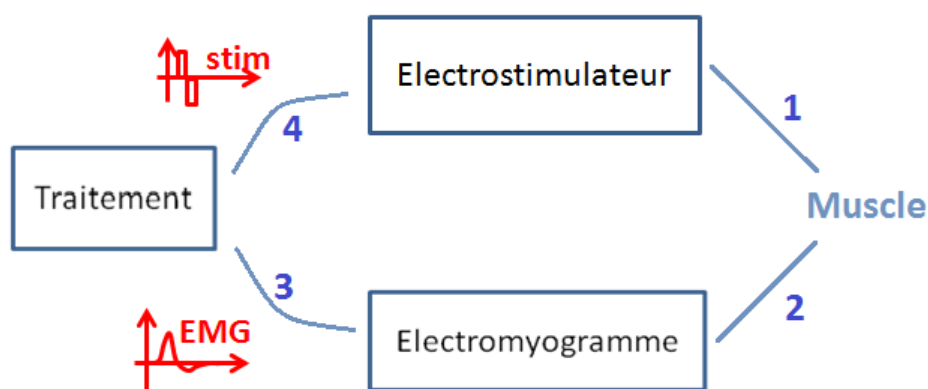


FIGURE 1.8 – Schéma d'une séance de stimulation. L'électrostimulateur (1), à l'électromyogramme (2), au recueil des informations (3-4).

Durant une séance d'électrostimulation, les stimulations électriques sont répétées plusieurs fois pour une certaine durée de stimulation et un temps de repos correspondant. Le temps de repos est plus long que le temps de stimulation afin que le muscle puisse se relaxer avant la prochaine contraction. Physiquement, les stimulations sont effectuées pour un temps compris entre 10 et 100 ms. Ces limites permettent de ne pas détériorer le muscle, ni induire une douleur au patient tout en recueillant les données nécessaires pour analyser les signaux physiologiquement et électriquement. Les fréquences utilisées généralement en stimulation électrique sont les très basses fréquences (0-10 Hz), les basses fréquences (10-800 Hz) et les moyennes fréquences (800-4000 Hz). L'utilisation expérimentale d'une stimulation électrique est très complexe et doit être adaptée à chaque personne afin de ne pas endommager les muscles, les fibres, la peau voire même les électrodes. L'étude complète [14] présente le matériel plus en détail et les divers protocoles à suivre.

1.4.2 Applications d'électrostimulation

L'EMS est utilisée depuis de nombreuses années sur des muscles sains ou non par les athlètes et les kinésithérapeutes pour une meilleure préparation sportive, une aide à la récupération, un gain de masse musculaire, un soulagement d'une douleur (contracture, lombalgie), une réadaptation après une opération ou encore pour suppléer une incapacité à contracter volontairement un muscle. Très utilisées dans les milieux cliniques et les milieux sportifs, les ES permettent de soigner des pathologies musculaires ou d'améliorer la puissance maximale et les caractéristiques musculaires des sportifs de haut niveau (tonus, force, élasticité) en un cours temps et de manière ciblée. Cependant, les ES commencent à s'étendre de plus en plus au public pour une utilisation non plus

comme un dispositif médical mais un appareil de loisir chez soi.

L'électrostimulation électrique peut être appliquée de différentes manières car chaque muscle doit avoir une stimulation adaptée à ses particularités. Une stimulation directe sur un muscle produit un potentiel d'action pouvant être modulé suivant la douleur évoquée. Une diminution du potentiel d'action est visible lorsqu'une douleur est ressentie durant l'excitation d'un muscle mais aucun changement n'est perçu sur la vitesse de conduction des fibres [15]. En stimulation transcrânienne magnétique, la direction des champs électriques induits ainsi que l'intensité de stimulation augmentent la précision de la technique [16]. Durant une stimulation, le muscle passe par trois états : potentialisation, potentialisation-fatigue puis fatigue. Les basses fréquences de fatigue (1-20 Hz) sont reliées directement à la potentialisation [17] et sont accompagnées de la réponse musculaire de la force où les sous-états adjacents d'un muscle peuvent être analysés.

A des fins thérapeutiques, l'électrostimulation musculaire (ESM) permet de faciliter certaines fonctionnalités musculaires permettant de réaliser un mouvement. A l'aide d'électrodes de surface, le thérapeute stimule électriquement les muscles déficients de manière à aider l'apprentissage de mouvements, ce qui engendre une contraction électro-induite. Les mouvements sont faits de manière très précise et répétée. La stimulation électrique fonctionnelle (SEF) peut être couplée à un biofeedback. Ce couplage a un énorme avantage par rapport à la SEF simple [18]. En effet en EMS, la stimulation des voies sensitives et motrices des muscles favorise la récupération après une séance de stimulation dans le domaine sportif et médical. Lors des stimulations, les fibres musculaires sont excitées simultanément ce qui améliore considérablement l'efficacité beaucoup plus rapidement par rapport à un entraînement classique. L'excitation de toutes les fibres en même temps provoque un afflux sanguin plus important ainsi qu'une élimination des toxines plus rapidement soit une récupération plus courte. Le syndrome du pied tombant est une des applications les plus courantes de SEF [19]. Ce syndrome est une incapacité à relever le pied lors du fait de marcher ou une faiblesse du muscle jambier antérieur (JA). Pour résoudre ce problème, la SEF est appliquée au nerf péronier. Des capteurs sous le talon détectent le décollement du pied et déclenchent la stimulation pour contracter le JA qui effectuera le mouvement (lever le pied).

Contrairement à une contraction volontaire, l'électrostimulation augmente la demande métabolique musculaire, la consommation d'oxygène et la fréquence respiratoire ce qui a comme conséquence la diminution de la force maximale développée volontairement après une séance d'ES [20] [21] [20]. Selon l'étude [22], la force maximale produite durant une électrostimulation est identique à celle obtenue durant une contraction volontaire à même intensité. Afin d'obtenir une capacité maximale, une série d'exercices est préférable à un simple exercice de contraction volontaire [23]. Lors d'une contraction stimulée, les paramètres cardiorespiratoires sont modifiés. Une stimulation fournit une meilleure réponse d'hormone de croissance mais cause des lésions musculaires à la différence d'une contraction volontaire [24] [25]. Des changements sur la fréquence de stimulation

lors d'EMS, peuvent influencer les réponses physiologiques obtenues [26] telles que la concentration intracellulaire en calcium qui est liée directement à la fréquence de stimulation [27].

Une contraction à hautes fréquences fait apparaître les effets de la fatigue musculaire plus rapidement. En effet, l'augmentation de la fréquence de stimulation conduit à un taux de fatigue plus élevé dépendant aussi des formes de dépolarisation. La génération d'une force très faible devient alors une conséquence assez précoce de l'application d'une fréquence de stimulation élevée [28]. Le fait de voir rapidement apparaître les effets de la fatigue résulte de l'ordre de recrutement des unités motrices, de l'utilisation de fréquences élevées et d'une commande imprécise de la force musculaire durant une stimulation par rapport à une contraction volontaire [29]. Ceci a été confirmé dans les travaux [30] où diverses fréquences et formes de stimulation sont appliquées pour observer la fatigue musculaire et la réaction du métabolisme. Les effets de la fatigue sont moins présents avec un signal biphasique qu'avec un signal monophasique. L'amélioration des performances en minimisant la fatigue dépend de l'utilisation ou non d'une modulation de fréquence ou d'intensité durant une stimulation.

L'utilisation d'EMS a aussi pour but de limiter les immobilisations musculaires et de retrouver la mobilité ou la fonctionnalité d'un membre en un temps moins long. L'observation de changements pathologiques d'un muscle peut être fait par l'utilisation d'EMS afin de réduire l'hypertonie et les spasmes musculaires [31]. L'augmentation de la force musculaire produite est possible par l'utilisation d'électrostimulation, ce qui est très important dans la stimulation neuromusculaire. Les EMS sont également utilisées pour lutter contre les amyotrophies, la perte de force suite à des blessures ou opérations chirurgicales lors de l'application de prothèse. Dans le cas du contrôle d'une prothèse, une étude a été réalisée pour comparer les résultats obtenus lorsqu'on applique un contrôleur proportionnel-dérivateur (PD) ou un contrôleur biomimétique en mode glissant (BSM en anglais). Cette étude montre que, dans ce cas, le contrôleur BSM est le meilleur des deux car il permet de réaliser certaines tâches avec une grande précision. Certaines de ces tâches sont : attraper des objets, tenir un objet, fermer la main et serrer un objet ou le relâcher [32].

L'efficacité des EMS sur le gain de force a été prouvée ainsi que dans la récupération des amplitudes articulaires dans les pathologies de la main [33]. Cette technique est une grande utilité dans le renforcement musculaire pour des personnes âgées où les effets du vieillissement, tels que l'abaissement de la masse et de la force musculaire, peuvent être réduits [34] [35]. Son efficacité a de plus été prouvée dans la prévention de thrombo-embolie veineuse, dans l'amélioration de la qualité de vie des patients hospitalisés [36] et sur des patients souffrant d'hémiplégie [37]. Une comparaison de l'utilisation de différents types de signaux montre une plus grande efficacité des EMS sur les muscles atrophiés avec une forme d'onde sinusoïdale [38].

L'efficacité des EMS peut être améliorée en adaptant les paramètres de stimulation à la réponse musculaire afin d'optimiser les séances en limitant la fatigue et les dommages qui peuvent survenir.

En effet, actuellement, les systèmes d'EMS n'adaptent pas les paramètres automatiquement et ne prennent pas en compte les paramètres physiologiques.

Lors de stimulations neuromusculaires, les signaux de fatigue ne sont pas pris en compte par le cerveau empêchant toute possibilité de prédire les ajustements de posture contrairement à une contraction isométrique maximale volontaire (CIMV). Une CIMV induit une fatigue qui agit sur l'organisation initiale du cortex moteur contrairement à une SEF qui ne fait pas intervenir l'information sensorielle. Les effets d'une contraction sur la fatigue centrale sont retardés et prolongés contrairement à une CIMV. Physiologiquement, les contractions stimulées acidifient le cytoplasme et réduisent le PH intracellulaire plutôt que la CIMV [39]. L'application de SEF sur un muscle paraplégique aigüe montre une meilleure résistance à la fatigue qu'une personne atteinte de paraplégie chronique [40] avec un temps de fatigue indépendant de la production maximale de force. Par contre, la force peut être altérée par la taille du muscle. Le degré de sensibilité au $[Ca^{2+}]$ agit sur le comportement du système contractile et sur la force produite en fonction de la taille du sarcomère [41].

Les électromyostimulations (EMS) ou les électrostimulations (ES) peuvent être accompagnées de contractions musculaires volontaires, connues sous le nom d'électrostimulation surimposée ou combinée. Ces ES semblent meilleures que l'électrostimulation seule [42]. Pour des sujets sains, la combinaison des deux contractions fournit une augmentation de la force maximale produite due à l'augmentation des filaments de myosine. Chez les sportifs, la stimulation électrique combinée à une contraction volontaire est plus efficace car elle augmente la force musculaire. L'ES surimposée améliore les compétences d'une personne exécutant des charges de travail lourdes ou modérées en stimulant hautement les muscles squelettiques [43]. C'est un outil utilisé dans l'induction d'un stimuli élevé localement sur un muscle lors de l'exécution de charges de travail faibles ou modérées [43]. Ceci intensifie l'entraînement en endurance par l'activation des fibres musculaires due à l'excitation du sujet fournissant un effort auquel s'ajoute l'effet de l'excitation électrique. Des entraînements d'ES isométrique et dynamique ont été comparés montrant qu'il n'existe pas de différences significatives entre eux. Seule la force isométrique maximume volontaire est supérieure à la force dynamique obtenue [44]. De plus, les ES combinées permettent de meilleures adaptations neuromusculaires qu'une simple ES [45]. Le fait que les deux méthodes (ES et contraction volontaire) soient des stimuli différents donne des effets physiologiques divergents ce qui rend possible la combinaison des deux en effectuant séparément une ES suivie d'une contraction volontaire. La combinaison des deux permet d'obtenir une meilleure adaptation physiologique [46] de la force musculaire et de l'endurance.

Les séances d'EMS sont restreintes par deux principaux problèmes. Le premier est l'apparition de la fatigue musculaire qui provoque une diminution des facultés d'un muscle à produire une force musculaire suffisante [47] [48]. Le muscle sera incapable de maintenir la force développée durant

une contraction à cause de la fatigue musculaire. Cette incapacité à produire une force durant une stimulation permet d'éviter des dégradations de tissus musculaires [49]. Cette fatigue est liée au système nerveux central [50]. Le second inconvénient des séances d'EMS est la douleur ressentie par les patients accompagnée de gênes de divers types [51] [52]. Les stimulations peuvent engendrer des altérations musculaires après une séance, voire être insupportables pour certains durant une séance due au ressenti de picotements, de légères brûlures des électrodes qui nécessitent l'arrêt ou la diminution de l'utilisation d'électrostimulation. L'efficacité d'une électrostimulation est aussi réduite selon l'état physique de la personne stimulée (l'hydratation de la peau, l'état métabolique ou encore les adaptations hormonales) [53].

L'observation de la réponse musculaire se fait par l'utilisation d'un électromyogramme (EMG) auquel est associé l'EMS. L'EMG récupère un signal qui permet d'obtenir les informations musculaires et d'adapter les paramètres des impulsions de stimulation sur lesquels il est possible d'agir pour améliorer les séances. Egalement il est possible d'optimiser les séances de stimulation par les mesures de force.

1.5 L'Electromyographie

1.5.1 Définition

L'électromyographie est une technique permettant de recueillir un signal électrique par un électromyogramme (EMG) afin d'analyser l'activité électrique d'un muscle durant une stimulation. Ce signal est recueilli par un électromyographe. A l'aide du signal, des informations sur l'état des muscles et des nerfs sont obtenues et aident les praticiens à déceler des pathologies et à prévenir par exemple des myopies ou des atteintes nerveuses. L'électromyographie est un examen neurologique et neuromusculaire très performant. Un signal EMG est détecté par le biais d'électrodes puis traité de diverses manières (amplifié, filtré, intégré, digitalisé) dans le but de faciliter l'analyse du signal obtenu. L'analyse d'un EMG peut être temporelle ou fréquentielle :

- **analyse temporelle** : représentation de l'activité électrique en fonction du temps. Lors de contractions d'intensité faible, l'isolation d'unités motrices est réalisable ce qui permet d'intégrer le signal afin d'obtenir des données telles que l'amplitude, la racine carrée moyenne du signal ou de mesurer les fréquences, la durée et le temps de montée correspondant à la vitesse de conduction. Plus la contraction sera d'intensité élevée, plus le nombre d'unités motrices recrutées augmentera et plus la valeur de ces paramètres augmentera également.
- **analyse fréquentielle** : représentation de la puissance du signal EMG en fonction de la fréquence. L'analyse d'un tel signal permet de caractériser des paramètres comme la vitesse de conduction, les propriétés de filtrage des électrodes, la distance entre les électrodes et

le muscle ainsi que le type de bruit. L'influence des hautes fréquences (HF) ou des basses fréquences (BF) du signal sur les résultats peut être observée par l'application de filtres en bandes passantes suivi d'une intégration. Ceci donne lieu à une analyse spectrale nécessitant la digitalisation des données avant d'appliquer la transformée de Fourier (TF). Cette TF permet de calculer et de représenter le spectre de puissance considéré. Lors de la présence de la fatigue musculaire, le spectre de puissance peut être altéré. Le calcul du moment spectral semble alors un indicateur intéressant de l'excitation musculaire indépendamment des variations de la vitesse de conduction du PA. La quantification de la distribution de la puissance fait par le calcul des fréquences est alors possible.

Dans le système neuromusculaire, l'EMG est essentiel dans la caractérisation physiologique des contractions émises et dans la caractérisation électrique de la propagation des potentiels d'action dans les fibres musculaires. Les signaux recueillis fournissent des informations biologiques précises aidant à diagnostiquer les pathologies musculaires et les maladies. L'analyse d'un signal électrique consiste à étudier les potentiels d'action émis lors d'une contraction musculaire. En effet, ces potentiels d'action donnent des informations importantes sur leurs propagations dans le muscle grâce à l'utilisation d'EMG. La détection de la propagation des PA se fait par deux types d'électromyographie :

- **détection invasive** : cette technique est réalisée cliniquement par l'insertion d'électrodes aiguilles dans le nerf ou dans le muscle à analyser. L'électromyographie de détection invasive est généralement employée pour les applications neurophysiologiques afin de détecter et de recueillir les signaux des activités électriques d'une manière sélective (mesure localisée) aux électrodes à aiguilles. Cette technique est douloureuse avec de grands risques tels que la contamination ou la destruction de fibres musculaires. De plus, elle est très limitée par des contre-indications. Le fait est que cette technique ne peut être appliquée sur des personnes ayant des troubles de la coagulation par exemple ou encore le fait de ne détecter qu'un faible nombre de fibres musculaires (de 1 à 15). Cette zone réduite ne permet pas de représenter totalement l'activité musculaire avec précision. Pour cela, plusieurs faisceaux musculaires doivent être observés avec un examen plus en profondeur et davantage de points de stimulation [54]. L'application des EMG à aiguille pose aussi de nombreux problèmes pratiques comme le placement des électrodes ou encore la fréquence des chevauchements musculaires [Merletti De Luca 1989]. Cinq genres d'électrodes aiguilles sont connues :

- **aiguille concentrique** : c'est une électrode comportant un fil d'EMG isolé (sauf à son extrémité) inséré à l'intérieur d'une canule permettant de mesurer la différence de potentiel entre l'extrémité du fil (électrode active) et la canule (électrode de référence). Les deux électrodes sont incorporées dans une même aiguille. Le signal EMG est acquis par un câble de raccordement connectant l'aiguille à l'amplificateur afin de déterminer la

polarité des électrodes.

- aiguille monopolaire : c'est une électrode isolée, à l'exception de son extrémité, introduite dans le muscle ou le nerf. La pointe de l'aiguille représente l'électrode active avec pour référence une seconde électrode placée sur un point osseux dans le but d'être électriquement neutre et de ne pas altérer les signaux.
 - aiguille bipolaire : électrode comportant deux fils dans l'aiguille.
 - aiguille monofil ou fibre unique : électrode à petite surface de recueil (25 μm de diamètre), permettant de récupérer les potentiels d'action des fibres musculaires entre l'électrode active et l'électrode de référence. Dans ce cas, l'aiguille est prise comme référence. Le fil EMG sort de l'aiguille grâce à un trou sur le coté.
 - aiguille à crochet : électrode à extrémité sphérique avec deux bouts de fils dépassant de l'aiguille.
- **détection non-invasive (de surface)** : cette électromyographie emploie des électrodes de surface posées sur la peau afin de stimuler le muscle par l'excitation des fibres musculaires. Les électrodes cutanées de détection se fixent par un patch adhésif au niveau des muscles commandés par les nerfs stimulés pour obtenir une bonne conduction du courant de stimulation. Ces patches permettent la propagation de l'activité électrique, soit des PA dans le muscle qui seront intégrés par cette électrode rendant possible la caractérisation des signaux EMG. La stimulation de différents nerfs est possible ce qui permet de stimuler le muscle dans sa globalité. Ceci est un avantage permettant à l'électromyographie de surface de couvrir une plus large zone de stimulation et de pouvoir ainsi explorer davantage les activités musculaires avec un plus grand nombre de muscles. Les défauts de cette méthode sont la qualité du signal recueilli qui dépend essentiellement du placement des électrodes et la possible perte d'information due à la large zone de stimulation qui fait que l'activité électrique peut se disperser.

L'électromyographie de détection étant une ancienne méthode, elle n'est plus employée contrairement à l'électromyographie de surface qui a beaucoup d'avantages. En effet, avec l'emploi de l'électromyographie de surface, le patient ressent peu la stimulation électrique et la stimulation du muscle est plus globale contrairement à l'électromyographie de détection. De plus, l'EMG de détection invasive permet surtout d'analyser la capacité d'une contraction musculaire contrairement à l'EMG de surface qui permet d'analyser la transmission neuromusculaire.

Lors d'une contraction musculaire, divers potentiels d'action d'une unité motrice sont émis dans les fibres musculaires. L'insertion d'une électrode dans le tissu musculaire (détection) ou l'utilisation d'une électrode de surface permet la sommation des potentiels qui représente un potentiel d'unité motrice PUM. Ce PUM sera mesuré par ces EMG. Les tensions détectées par l'électrode représentent alors la sommation de l'activité de toutes les unités motrices actives. Bien sûr, comme tout signal enregistré, le signal recueilli contient du bruit venant de sources biologiques du corps mais également

de l'équipement qui sera à prendre en compte dans l'analyse.

1.5.2 Utilisation d'électromyographie

Les électromyographies sont utilisées dans la recherche médicale et sportive pour la réhabilitation musculaire ou l'ergonomie. Les électromyographies de surface sont les plus utilisées pour les électrostimulations dans le reconditionnement musculaire. Seule une allergie au sparadrap (patch des électrodes) a pour le moment été évoquée lors de stimulations électriques. L'interprétation des signaux EMG n'est possible qu'avec une bonne connaissance médicale.

En effet, les EMG recueillent les informations sur les contractions musculaires. L'analyse des signaux recueillis permet d'effectuer des contrôles de prothèses [52], d'étudier des mouvements normaux et anormaux de la fatigue musculaire [54], d'analyser des efforts demandés par un muscle [55] ou encore de diagnostiquer des pathologies comme les maladies musculaires dégénératives [56]. Dans l'analyse du mouvement, l'enregistrement des signaux doit s'adapter à chaque situation. En effet, les signaux obtenus dépendent du choix et du placement des électrodes, de la méthode d'enregistrement mais aussi de la variabilité de la composition corporelle (épaisseur de la peau variable). Par exemple, une électrode placée au milieu du muscle à stimuler peut diminuer l'erreur du signal EMG. Dans le domaine temporel, le comportement du signal EMG est décrit par l'amplitude obtenue. Diverses techniques permettent de normaliser l'amplitude. La technique la plus appropriée est la contraction maximale volontaire (CMV) qui permet de normaliser un signal d'EMG d'amplitude élevée sur divers muscles. Cette normalisation s'adapte très bien à un système statique mais peu à un système dynamique [57]. Cette technique est limitée par la grande variabilité des résultats obtenus entre les sujets féminins et masculins [58], ce qui implique une grande variété de tâches pour obtenir une CMV. Généralement, un compromis se fait entre le nombre de tâches et la divergence des résultats entre les sujets pour permettre ainsi de minimiser la fatigue musculaire tout en augmentant la chance d'obtention d'une CMV.

Les EMG de surface (SEMG) ont été utilisés pour mesurer et analyser l'amplitude du signal rectifié et intégré (IEMG) démontrant une corrélation avec la force isométrique musculaire. Lorsque la fatigue est prise en compte, cette corrélation augmente davantage. Dans les maladies neuromusculaires, les SEMG sont utilisés pour mesurer l'amplitude de l'enveloppe du signal recueilli et sa RMS (root mean square) ou sa MRV (mean rectified voltage) afin d'analyser la puissance électrique du signal obtenu. Cette étude est d'un grand intérêt dans les atteintes centrales et fonctionnelles [54]. La distribution spectrale d'un signal EMG recueilli est fortement influencée par la distance inter-électrode notamment à hautes fréquences (plus la distance est grande, plus la bande spectrale est faible). L'analyse de l'amplitude du signal et de la force développée est réalisable en observant le nombre de contraction requis [59]. L'observation de la densité spectrale d'un signal recueilli a permis de déduire que lorsque le niveau de fatigue est élevé, les basses fréquences sont

beaucoup plus présentes [54]. La caractérisation d'un signal EMG est réalisable par sa classification en groupes afin de détecter des anomalies dans les troubles neuromusculaires. Diverses méthodes de classification sont connues comme les techniques Bayésienne, SVM (support vector machine), l'approche de la logique floue ou encore le machine learning [60].

L'utilisation d'électromyographie peut se combiner avec des algorithmes tels que NSM (normalized spectral moments) ou WI (wavelet based indices) afin de réduire la sensibilité d'un muscle à la fatigue [61]. Des méthodes basées sur la détermination d'indice de fatigue permettent de localiser la fatigue sur un signal EMG [62]. Lorsque le muscle est fatigué, la force musculaire va décroître contrairement au signal EMG qui continue à augmenter ou qui reste tel qu'il est. En effet, lorsque la fatigue est présente, les unités motrices recrutées diminuent ce qui réduit l'énergie dépensée et donc la force développée rendant très variable la relation EMG-force. La fatigue est aussi influencée par l'angle d'articulation réalisé lors des stimulations [57].

Les électromyogrammes sont utilisés dans l'analyse des potentiels d'unité motrice (PUM) ce qui permet de reproduire l'effet de la synchronisation des unités motrices [63]. Cette analyse montre qu'un recrutement de nouvelles UM permet d'aider les anciennes UM fatiguées dans le but de combler les effets de la fatigue. Les signaux d'EMG montrent que lorsqu'une personne s'entraîne régulièrement, la fatigue ne se développe pas de la même manière que sans entraînement. En effet, selon le type d'entraînement, l'augmentation de la force maximale ou de l'endurance est favorisée et le fait de travailler plus longtemps avec les même UM ralentit le taux de recrutement additionnel des UM [64]. L'utilisation d'électromyographie sur des hommes et sur des femmes [65] montre deux modes différents de recrutement des UM durant une contraction. L'analyse des résultats des tests effectués suggère l'hypothèse que les femmes sont moins résistantes à la fatigue musculaire engendrée. Les informations obtenues des signaux électromyographiques montrent l'influence des facteurs héréditaires, physiologiques et sociologiques sur la composition des fibres musculaires et donc sur les stimulations. La fiabilité des SEMG est mise en doute suite à son influençabilité par divers facteurs physiologiques et par la complexité d'établir une relation entre les signaux recueillis et l'état du muscle. L'emploi d'EMG sur des stimulations peut aussi être utilisé pour la détection de blessure dans le tissu neural lors d'opérations chirurgicales. Cependant, quelques failles sont observables dans la détection de ces blessures. Afin d'améliorer l'efficacité des EMG, l'électromyographie évoquée peut être utilisée.

1.5.3 L'Electromyographie Evoquée

L'électromyographie évoquée est l'association d'une électromyographie à des potentiels évoqués (PE). Ces potentiels ont pour but de mesurer les réponses cérébrales des stimulations externes sensorielles comme l'audition, la vue. Ces réponses évoquées permettent aux médecins de diagnostiquer des troubles nerveux optiques, de détecter des tumeurs mais également d'évaluer

chez de jeunes enfants des sens tel que l'ouïe et la vue. L'enregistrement de ces potentiels évoqués permet d'obtenir des précisions sur les voies sensorielles stimulées. Diverses manières de stimulation sensorielle existent dont trois principales. Ces trois potentiels évoqués correspondent chacun à un sens respectif permettant l'évaluation entière des transmissions sensorielles de la stimulation vers le cerveau :

- Potentiels évoqués visuels (PEV) : ces potentiels sont transférés de la rétine vers le nerf optique jusqu'au cerveau. L'utilisation des PEV est recommandée dans le cas de maladies du système nerveux (sclérose en plaque) ou d'atteinte du nerf optique provoquant une perte de vue.
- Potentiels évoqués auditifs (PEA) : la propagation de ces potentiels se fait à l'intérieur de l'oreille par le tronc cérébral avant d'atteindre le système nerveux. Ces PEA sont généralement employés dans les pronostics comateux.
- Potentiels évoqués sensitifs (PES) : ces potentiels sont propagés dans le nerf pour atteindre la moelle épinière puis le cerveau. Les maladies au niveau de la moelle épinière emploient ce type de potentiel.

L'enregistrement d'un signal EMG simultanément avec l'enregistrement des potentiels évoqués rend possible l'évaluation de l'intégrité des fonctions d'un nerf ou de la moelle épinière avec précision [66]. L'activité sensorielle joue un rôle très important dans l'activité régulatrice électromyographique [67]. Tous ces potentiels font partis des potentiels évoqués somatosensoriels (SSEP). La réponse évoquée générée du nerf vers le cerveau lors d'une stimulation électrique en passant par la moelle épinière des nerfs dorsaux jusqu'au cortex sensoriel est enregistrée. Les nerfs sont stimulés afin d'obtenir le signal SSEP et d'évaluer les fonctions sensorielles durant une procédure chirurgicale par exemple (sur le cerveau, sur les nerfs ou sur la moelle épinière). La spécificité des EMG est améliorée par ces SSEP. Cependant, ces potentiels ne peuvent détecter des blessures dans un seul nerf due à la contribution de multiples nerfs pour générer des SSEPs. Afin d'améliorer ceci, un potentiel évoqué à dermatomal somatosensoriel (DSSEP) a été développé ce qui rend possible l'évaluation des fonctions d'un nerf individuellement. La sensibilité de ces potentiels donne la possibilité de détecter la compression d'un nerf et le mécanisme par lequel cette compression s'est opérée mais pas encore sa décompression. L'enregistrement des DSSEP est difficile et exige de nombreux tests. Un autre potentiel a été développé, le potentiel évoqué moteur (MEP) qui évalue l'intégrité fonctionnelle de la colonne de la moelle épinière en donnant des informations sur les fonctions, sur les interneurons segmentaires et sur les fonctions de matière grise. Afin d'obtenir un signal MEP, deux techniques sont employées : TMS (stimulation magnétique) ou TES (stimulation de la moelle épinière et électrique transcrâniale). Ces MEPs forment des indicateurs fiables pour évaluer l'état de la moelle épinière cervicale et thoracique ainsi que les fonctions de nerf contrairement aux stimulations de masse. Ces potentiels sont aussi limités du fait qu'ils ne peuvent être utilisés sur tous les individus, tel que des personnes ayant subi des blessures intracraniales ou avec implants.

De ces trois potentiels (SSEP, DSSEP et MEP), les DSSEP améliorent les EMG considérablement dans leur sensibilité et leur spécificité dans la détection de blessure de nerf. Dans la prédiction du statut postopératoire neurologique de chirurgie de la moelle épinière et des cervicales, les MEP sont beaucoup plus efficaces. Ces potentiels peuvent aussi être utilisés dans l'imagerie médicale (IRM, scanner) afin de détecter des lésions fonctionnelles ou d'observer la présence ou non d'une anomalie.

L'utilisation d'électromyographie évoquée est fréquente dans le fonctionnement neuromusculaire. L'électromyographie évoquée (EEMG) peut servir dans la prédiction de force générée au cours d'une stimulation électrique. Le fait que l'EEMG capture toute l'excitation neurale rend la méthode plus efficace qu'une simple FES donnant une portion de cette excitation. C'est une approche prometteuse dans l'application de stimulation fonctionnelle neuromusculaire [68]. L'EEMG a prouvé sa bonne efficacité dans la prédiction de la torsion d'un muscle induite lors de FES sur des patients avec blessure cérébrale [69]. Une haute corrélation est observable avec les FES dans le cas d'estimation de torsion musculaire pour la prédiction de la force ou du moment de torsion [70]. Ceci permettra d'améliorer l'adaptation de contrôle FES à boucle fermée en prenant en compte en temps réel la réponse musculaire. La relation entre le moment de torsion musculaire et les variables d'EEMG a été étudiée de manière à voir s'ils sont toujours liés après de brèves périodes de rétablissement de fatigue suite à des contractions [71]. Lorsque la fatigue apparaît sur un muscle, les valeurs des amplitudes pic à pic du signal et du temps croient jusqu'à une certaine valeur plateau alors que la torsion du muscle évoquée diminuait déjà. Ceci correspond à la potentialisation du signal appelée onde M (évoquée), suscitant l'augmentation de sodium-potassium dans le muscle précédant généralement le déclin de la force. La durée d'une onde M a tendance à augmenter avec la fatigue. L'onde M est caractéristique d'un individu et reflète les changements pathologiques de chacun [72].

1.6 Les Modèles

Depuis de nombreuses années, les athlètes et les kinésithérapeutes utilisent les EMS dans le reconditionnement musculaire. Les EMS aident à augmenter les performances, à retrouver l'usage d'une fonction musculaire ou encore à stimuler des muscles déficients. Cependant, l'efficacité des EMS est limitée par la fatigue induite. C'est pourquoi, divers travaux tentent de modéliser les effets des stimulations sur la force développée et sur la fatigue musculaire générée. La modélisation est réalisée par l'utilisation de modèles mathématiques prenant en compte les paramètres physiologiques. D'une personne à une autre, les paramètres physiologiques changent, d'où la nécessité de l'adaptation des paramètres du modèle en fonction de chaque sujet. Cette adaptation des paramètres peut être nécessaire aussi pour la modélisation d'une stimulation sur une même personne selon son état, son stress, sa capacité sportive ou non et selon son niveau de fatigue par exemple. En neuroprothétique, ces variations de paramètres causent un véritable challenge du fait que la dynamique neuromusculaire varie d'un patient à un autre [70], ce qui rend la modélisation difficile. Le système dynamique non linéaire proposé dans l'étude [73] [74] utilise un modèle à

protocole spécifique qui a prouvé sa fiabilité à résoudre ces difficultés de modélisation de par ces bons résultats expérimentaux et de par la présence d'un lien force-fatigue dans le modèle. Ces raisons ont conforté notre choix d'utiliser ce modèle non linéaire pour notre étude.

Les modèles de force et de fatigue des auteurs [73] [74] ont souvent été utilisés pour valider des stratégies de stimulation utilisées pour remédier aux limites de la fatigue musculaire. Ces modèles sont modifiés selon les besoins de chaque application. Dans [75], les paramètres du modèle ont été identifiés via des données expérimentales ce qui crée un lien entre le milieu physiologique réel et le modèle mathématique. Cette identification est faite pour plusieurs valeurs de forces afin de comparer les résultats expérimentaux avec les prédictions. Le but étant de prédire l'évolution de la force d'un muscle en fonction des stimulations qui lui sont appliquées. Le modèle est testé de manière à observer comment il prédit le nombre de contractions qui peuvent être maintenues au-dessus d'un niveau de force minimum nécessaire en utilisant six trains d'impulsions avec trois fréquences de stimulation différentes. Généralement, les cliniciens utilisent des fréquences de stimulation entre 20 et 60 Hz. Trois fréquences ont été choisies dans cette gamme afin de vérifier la capacité du modèle à prédire le nombre de contractions. Les résultats s'avèrent corrects pour des quadriceps humains, ce qui permet de conclure sur la pertinence du modèle à identifier la fréquence de stimulation qui maximise la production de force musculaire et minimise la fatigue. Par conséquent, un tel modèle de force-fatigue peut aider les médecins et les chercheurs à identifier la fréquence de stimulation qui maximise les performances du muscle tout en minimisant son épuisement lors d'une électro-stimulation.

Dans le but de minimiser la fatigue, l'un des deux modèles de [73] a été utilisé dans [76] sur lequel des tests sont réalisés sur des muscles fatigués ou au repos à fréquences et à types d'impulsion variables. Pour commencer l'expérimentation, une contraction isométrique volontaire maximale (CIMV) est demandée à chaque patient. Une contraction isométrique survient lorsque le squelette reste immobile. Suite à une CIMV, la réponse physiologique observée correspond à une force maximale. Celle-ci est suivie d'une électrostimulation qui permettra d'atteindre une force encore plus élevée. Des comparaisons sont alors faites pour diverses stimulations (CFT (train à fréquence constante), DFT (train à fréquence double), VFT (train à fréquence variable) ou le mélange de deux d'entre elles). La meilleure prédiction observée qui se montre cohérente avec les résultats obtenus correspond à une stimulation de type 50 CFT-12,5 VFT (un train à fréquence constante de 50 Hz suivi d'un train à fréquence variable de 12.5 Hz). De cette étude résulte que les stimulations à haute fréquence accélèrent l'apparition de la fatigue, ce qui nécessite le réglage d'un ou de plusieurs paramètres de stimulation pour remédier à ce phénomène. Toujours dans la même étude, un réglage de "la fréquence de stimulation" permet de diminuer la fatigue mais induit diminution de la force développée de 40% de son maximum possible.

D'autres études [77] [78] ont été réalisées afin d'estimer la relation entre la force et la fréquence

du train d'impulsion sur des muscles squelettiques. En effet, identifier une fréquence optimale est important pour produire une force nécessaire tout en minimisant la fatigue induite. Le modèle est testé pour un maximum de six impulsions. Pour un nombre plus important d'impulsions, les équations du modèle mathématique devront être modifiées. Pour cette application, le meilleur modèle de prédiction de la force correspond à une stimulation de 50 VFT (train à fréquence variable de 50 Hz) accompagnée d'une stimulation de 12,5 CFT (train à fréquence constante de 12,5 Hz). Pour un nombre élevé d'impulsions, les prédictions sont très bonnes prouvant la robustesse du système. Dans le but d'analyser la relation entre la force et la fréquence de stimulation, une autre étude a été réalisée pour des stimulations à différentes fréquences [79]. La réponse fréquentielle du modèle mathématique développé montre qu'il existe une corrélation entre la fréquence de stimulation et la force développée. En effet, la réponse du modèle en fréquence est indirectement proportionnelle à l'amplitude maximale de la force obtenue. Cette réponse musculaire d'un muscle squelettique dépend également des propriétés biochimiques et biomécaniques dans le système d'excitation-contraction.

Une autre modification du modèle de [73] a permis de prédire la force isométrique d'un muscle dans tous les états physiologiques [80]. Ces tests ont été réalisés afin de prédire la force obtenue en réponse à divers modes de stimulation. De plus, dans les muscles squelettiques afin de simuler la fatigue musculaire et d'en prédire ces caractéristiques, un modèle de simulation a été développé. Pour ce faire la simulation se fait par une loi de comportement hyperélastique où l'excitation des fibres se réalise et sépare les fibres musculaires en trois catégories (fibres actives, fibres fatiguées et fibres en repos). Chaque fibre peut basculer d'un groupe à un autre définissant un transfert continu des fibres en ces trois états. Ces tests ont prouvé l'efficacité d'un tel modèle à identifier les modes de stimulation optimales lors de l'excitation d'un muscle lors d'une SEF [81]. La modélisation dans les fibres renseigne sur la connaissance d'information musculaire par la dépendance des muscles en contraction et des muscles fatigués. Dans cette application, la déformation des muscles est étudiée ainsi que son comportement dans les fibres.

Le modèle de fatigue de [73], nommé aussi Hill-Huxley est complexe ce qui rend l'application en temps réel plus difficile. Dans le cas de muscles paralysés, le présent modèle est comparé à un modèle de Wiener Hammerstein. Ce modèle de Wiener présente des avantages dans l'analyse, l'identification avec une convergence de calcul meilleure et une simplicité de modélisation par rapport au modèle de Hill. Les tests n'ont pas été réalisés sur diverses fréquences de stimulations mais la modélisation par Wiener est causale et peut obtenir un global optimum contrairement au modèle de Hill qui est non causal et beaucoup plus long lors d'identification [82].

Le modèle de force de [73] a aussi été utilisé dans le cas des enfants atteints de paralysies cérébrales [83]. Il est très difficile de trouver un système prédisant correctement la force pour chaque contraction à différentes stimulations pour des paralysies cérébrales (PC) où les capacités sont

limitées. Cependant, grâce à ce modèle, le cerveau pourra être entraîné ce qui a pour conséquence la création ou reproduction d'un mouvement fonctionnel perdu. Sur des personnes souffrant de PC, le modèle a été utilisé pour la prédiction de la force musculaire en optimisant des modèles d'activation [84]. Ce système de prédiction est testé sur des forces isométriques pour divers états du muscle. Identifier les pathologies de stimulation de la force maximale est important [85]. Dans cette étude, plus de force que de fatigue est produite sous VFT contrairement au doublet (DFT). Les expériences sont réalisées à hautes fréquences sur le modèle de force sans inclure la fatigue musculaire. La meilleure stimulation s'avère être une DFT 110 équivalente à une CFT 50 + VFT 50. Ce procédé a été exécuté sur des muscles humains et des rats pour une force isométrique prédite qui donne une solution unique accompagnée d'une insensibilité au paramètre estimé. Certains utilisent le modèle de force de [73] pour maximiser la force générée en minimisant la fatigue musculaire [77]. Pour ce faire ils analysent les aspects physiologiques de manière à induire une force maximale durant une stimulation. Le modèle doit pouvoir prédire la force, la puissance, la vitesse et la fatigue du muscle. A certains endroits où il est difficile de donner une prédiction de la force comme les forces non-isométriques, l'estimation de la force s'est révélée très efficace. Selon [86], le modèle de force peut aussi être incorporé comme contrôleur de type « feed-forward » à boucle fermée pour prédire les forces isométriques produites avec une large gamme de fréquence et des modes de stimulations diverses.

Dans [77], il a été démontré que la stimulation fréquentielle affecte le taux de fatigue. Le but des expériences étant de produire la meilleure force possible durant une excitation musculaire avec un minimum de fatigue. Dans ce cas, Hill-Huxley qui représente une partie des équations différentielles du modèle [73] sont considérées car ils estiment au mieux la force musculaire. Divers modèles de stimulation sont comparés pour un temps de contraction inférieur à 25 ms ce qui a mené au développement d'un modèle nommé SAAMII servant à identifier des variables optimales et prédire la force développée. Ce système reste unique pour des muscles en état de repos. Par contre, dans cette étude, seule la prédiction de la force a été prise en compte sans considérer l'influence de l'épuisement. La prédiction des effets de la taille musculaire a été aussi étudiée dans [87]. A fréquence variable, la fatigue est très bien estimée. Les résultats révèlent que la taille musculaire n'altère pas la fatigue et en est indépendante. Réciproquement, la fatigue n'a aucun effet sur la taille du muscle.

Les deux modèles de force et de fatigue de [73] sont comparés à un simple système de second ordre linéaire puis à un modèle de dérivée non-linéaire de Hill [88]. Dans ce modèle, la non-linéarité représente bien la dynamique de la force. Le fait d'estimer la force est essentiel dans le développement de la réhabilitation ou de l'optimisation du stress après une blessure. Le modèle de Hill s'avère meilleur que les autres. En effet, ce modèle est testé à fréquence variable puis discrétisé sur des muscles paralysés. Hill estime un gradient et converge vers une solution optimale. De plus, la stimulation peut se faire avec un Dirac. Les résultats expérimentaux ont permis de trouver les

paramètres du modèle en utilisant une routine d'optimisation sur les modèles non linéaires. Cette routine résout le problème par les moindres carrés et ajustation des données. Cette optimisation minimisera non pas une fonction $f(x)$ égale à la somme des carrés, comme dans les moindres carrés simplement, mais une fonction $f(x)$ qui retournera un vecteur. De plus, des bornes inférieures et supérieures seront définies afin de limiter la variable à minimiser.

Après identification, le modèle du second ordre donne une bonne prédiction de la force lors de paralysies ou de troubles divers. Le modèle utilisé peut aussi prédire correctement la fatigue avec un minimum d'erreur. Trois autres modèles (un linéaire et deux non-linéaires) ont été comparés et décrits de manière à aider les chercheurs dans le choix du modèle le plus adapté à une application précise et de détailler les propriétés physiologiques de chaque modèle et les propriétés musculaires. Les modèles non linéaires étant ceux ayant le moins de distinctions dans leurs résultats de stimulation des propriétés de la force musculaire avec les modèles physiologiques [89].

Le test d'un modèle mathématique dans [90] sur des muscles squelettiques montre qu'une bonne prédiction lors d'une stimulation facilite la recherche de pathologies chez des sujets malades. Un modèle de force isométrique est aussi identifié de façon à voir quelle est la meilleure production de force sur des sujets sains dans les deux conditions (repos et fatigué). Ensuite, le modèle est identifié en incluant cette fois la fatigue. Les stimulations sont alors réalisées par deux électrodes à une certaine intensité et une certaine fréquence. Différentes excitations musculaires sont exécutées sur le modèle de force pour une force isométrique et sur celui de la fatigue pour une contraction non-isométrique. Les résultats montrent alors une dépendance de la fatigue et des paramètres comme la fréquence, le temps et les modes de stimulation. L'étude pourra être utilisée pour l'identification de variables minimisant la fatigue. Ce modèle de fatigue peut prédire la force, la puissance, la vitesse et la fatigue musculaire. La stimulation la plus appropriée durant une contraction isométrique est une VFT pour prédire correctement la force musculaire avec de brefs trains d'impulsions. Une stimulation d'impulsion longue sur-estime la force pour les hautes fréquences [91].

Les sessions de réhabilitation musculaire peuvent être améliorées par le maintien de la force générée du muscle à une valeur relativement stable. Sur un muscle contracté, la fatigue physiologique peut être estimée à l'aide d'électromyogramme (EMG) [92]. L'amplitude et la fréquence des pulsations des stimulations électriques peuvent être modifiées par un indice et adaptées au niveau de la fatigue contrairement aux systèmes existants qui doivent être ajustés manuellement. De plus, les processus de réhabilitation par stimulation électrique peuvent être aussi optimisés par une stratégie de contrôle.

Actuellement, les études n'effectuent pas de contrôle en temps d'impulsion de la force et de la fatigue musculaire. De plus, aucune étude propose sur le modèle [73] [74] de générer la force musculaire sous apparition de la fatigue et de compenser le manque de force due aux effets de la fatigue. C'est

pourquoi diverses méthodes de contrôles durant une EMS sont proposées en incluant la fatigue musculaire. Les paramètres physiologiques optimaux sont fixés d'une manière expérimentale.

1.7 Présentation du modèle d'étude

Le modèle sur lequel nous avons décidé de travailler est celui décrit dans [73]. Ce choix est motivé par la bonne fidélité du modèle dynamique par rapport aux résultats expérimentaux. Ce système est composé de deux modèles :

- un modèle de force qui ne prend pas en compte l'influence de la fatigue (I).
- un modèle de fatigue qui inclut l'effet de la fatigue sur la force musculaire (II).

Le modèle de force (I) est composé de deux équations différentielles (1) et (2) :

$$\frac{dC_n}{dt} = \frac{1}{\tau_c} \sum_{i=1}^n R_i e^{-\frac{(t-t_i)}{\tau_c}} - \frac{C_n}{\tau_c}, \quad (1.1)$$

$$\frac{dF}{dt} = A - r \frac{C_n}{K_m + C_n} - \frac{F}{\tau_{1r} + \tau_2 \frac{C_n}{K_m + C_n}}, \quad (1.2)$$

avec

$$R_i = 1 + (R_0 - 1) e^{-\frac{t_i - t_{i-1}}{\tau_c}}. \quad (1.3)$$

Dans la première équation, C_n définit la concentration normalisée de calcium-troponin ($C_{a^{2+}} - troponin$). La dérivée de C_n est obtenue à chaque stimulation. Elle dépend du temps d'impulsion t_i , de la constante de temps de la dynamique du calcium τ_c et du terme R_i qui définit l'ampleur de l'amélioration de C_n des stimuli suivants. L'équation (2) définit la dérivée de la force $\frac{dF}{dt}$ dépendant de la concentration en $C_{a^{2+}} - troponin$ obtenue, du paramètre A_r représentant le facteur de force et sa rapidité à décroître, de la sensibilité K_m et des constantes de temps τ_{1r} , τ_2 et τ_c .

Le modèle de fatigue (II) est composé de cinq équations différentielles (le modèle de force (I) et trois équations supplémentaires) :

$$\frac{dC_n}{dt} = \frac{1}{\tau_c} \sum_{i=1}^n R_i e^{-\frac{(t-t_i)}{\tau_c}} - \frac{C_n}{\tau_c}, \quad (1.4)$$

$$\frac{dF}{dt} = A \frac{C_n}{K_m + C_n} - \frac{F}{\tau_1 + \tau_2 \left(\frac{C_n}{K_m + C_n} \right)}, \quad (1.5)$$

$$\frac{dA}{dt} = -\frac{A - A_r}{\tau_{fat}} + \alpha_A F, \quad (1.6)$$

$$\frac{dR_0}{dt} = -\frac{R_0 - R_{0r}}{\tau_{fat}} + \alpha_{R_0} F, \quad (1.7)$$

$$\frac{d\tau_1}{dt} = -\frac{\tau_1 - \tau_{1r}}{\tau_{fat}} + \alpha_{\tau_1} F. \quad (1.8)$$

La fatigue est caractérisée par les paramètres A , R_0 et τ_1 qui dépendent de coefficients α_A , α_{R_0} , α_{τ_1} et de leurs valeurs de repos A_r , R_{0r} , τ_{1r} ainsi que de la constante de temps τ_{fat} représentant le temps de rétablissement de A , R_0 et τ_1 sur les effets de la fatigue.

Les valeurs expérimentales des paramètres sont prises par rapport à l'étude de Jun Ding et al [73]. Pour le modèle de force (I), les variables A , R_0 et τ_1 sont à leurs valeurs de repos ($A = A_r = 5,1$ N/ms, $R_0 = R_{0r} = 2$ et $\tau_1 = \tau_{1r} = 43,8$ ms). τ_c est constant à 20 ms et τ_2 à 124,4 ms. Pour le modèle (II), $\tau_{fat} = 53400$ ms, $\alpha_A = -8,8 \cdot 10^{-7} \text{ ms}^{-2}$, $\alpha_{R_0} = 6,7 \cdot 10^{-6} \text{ ms}^{-2}$ et $\alpha_{\tau_1} = 5,7 \cdot 10^{-6} \text{ ms}^{-2}$. La plage de variation de R_0 est de 1 à 4. D'après l'étude menée dans [73], il est préférable de prendre R_0 égal à 2. Lorsque le muscle est au repos, R_0 est égal à 1. En revanche, pour des muscles fatigués, il doit être supérieur à 1.

1.8 Conclusion

Pour adapter ces paramètres aux réponses musculaires et optimiser les séances de rééducation, l'application de méthodes de contrôle basées sur un modèle physiologique incluant les effets de la fatigue musculaire sont développées. Contrôler la force en prenant en compte la fatigue musculaire permet d'améliorer l'efficacité du reconditionnement musculaire. Les ES ont divers paramètres sur lesquels il est possible d'intervenir (fréquence, durée d'impulsion, intensité, durée de contraction). L'adaptation des paramètres est réalisée de manière à diminuer l'influence de la fatigue du muscle en prenant en compte les informations musculaires obtenues en temps réel de la stimulation par un biofeedback. Le fait d'obtenir des informations sur l'état physiologique du muscle nous permet de modifier les paramètres de stimulation pour la suivante et de prendre en compte l'état musculaire actuel. Les méthodes de contrôle agiront sur deux paramètres : l'amplitude des impulsions électriques ou le temps d'inter-pulsation des contractions.

Au cours de ce chapitre, nous avons vu toutes les informations nécessaires à la compréhension d'une stimulation musculaire d'un muscle. De la composition du muscle au fonctionnement d'une stimulation électrique musculaire en passant par la description d'une contraction volontaire ou induite par électrostimulateur et par l'utilisation d'électromyogramme avec les EMS. Le modèle sur lequel la thèse porte a été détaillé ainsi que les études réalisées sur celui-ci jusqu'à présent. L'amélioration des électrostimulations se fera par le développement de méthodes de contrôle appliquées sur la force musculaire en prenant en compte les effets de la fatigue induite et les paramètres de stimulation. Les séances d'EMS de réhabilitation seront optimisées par un contrôle en temps réel de la réponse musculaire. Le contrôle agira sur le temps d'inter-impulsion soit la fréquence et sur l'amplitude des impulsions électriques. Ces méthodes de contrôle seront détaillées dans les chapitres suivant pour en premier temps le modèle de force (I) puis en second temps le modèle de fatigue (II).

Chapitre 2

Le modèle de force

La problématique de la thèse est d'étudier la faisabilité d'un contrôle de la force à partir d'un modèle qui permet de prendre en compte la fatigue musculaire. Ce modèle est basé sur la connaissance de la force musculaire en temps réel. Cette faisabilité étant prouvée, le modèle choisi découlant de mesures expérimentales, l'étape future à la suite de ce travail de thèse, sera de pouvoir facilement, à partir de mesures expérimentales de force, de pouvoir spécifier le modèle et d'appliquer le bon contrôle.

2.1 Introduction

L'électrostimulation peut être optimisée par l'application de méthodes de contrôle sur la réponse musculaire. Jusqu'à aujourd'hui, les contrôles appliqués sur les EMS sont des contrôles sur le couple du muscle et non sur la force musculaire elle-même. Une présentation des méthodes de contrôles développées afin de contrôler la force générée par un muscle est faite dans ce chapitre dans le cas où la fatigue n'est pas prise en compte (modèle I). L'application d'un contrôle conduit à l'utilisation d'un biofeedback de manière à prendre en compte l'état physiologique du muscle en temps réel. Lors d'une première stimulation, les informations obtenues et l'analyse des signaux permettront d'adapter les paramètres de la prochaine stimulation et d'optimiser ainsi les séances d'entraînement ou de rééducation.

En général, les paramètres de stimulation sont modifiés par un praticien. Sans l'utilisation d'un biofeedback, l'état musculaire n'est pas pris en compte durant une séance d'EMS. Le biofeedback permet donc d'optimiser les séances d'électrostimulation en protégeant le muscle contre l'endommagement des tissus du muscle stimulé. La représentation d'un système type de rééducation par biofeedback est représenté sur la figure 2.1. L'optimisation des séances

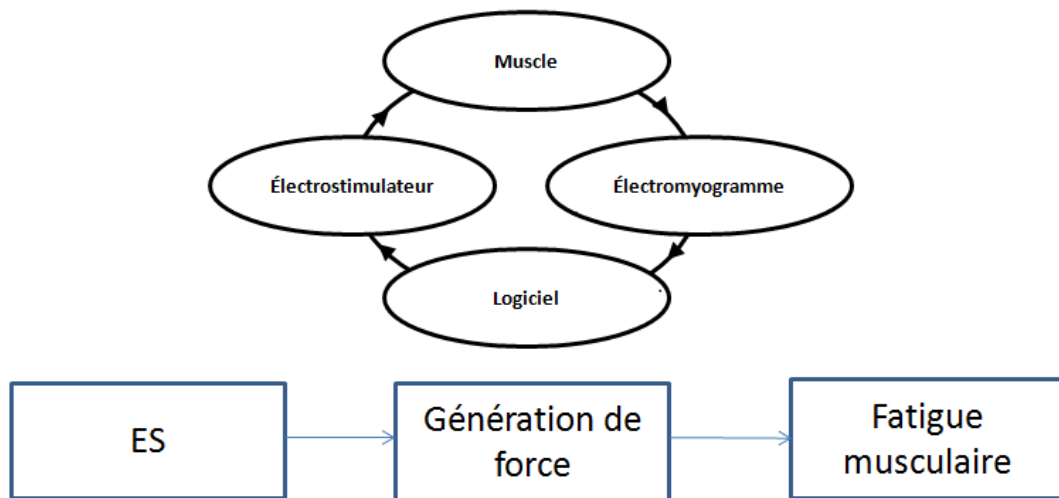


FIGURE 2.1 – Boucle de contrôle lors d’une séance de rééducation. Intégration d’un contrôle en temps réel.

de rééducation prend en compte l’état physiologique du muscle au moment des contractions. L’application des méthodes de contrôle proposées sur le modèle de force aura pour but de faire en sorte que la force développée par un muscle en contraction atteigne une force de référence imposée le plus rapidement possible et y reste tout au long de la stimulation.

Deux principaux paramètres de stimulation peuvent être alors modifiés pour améliorer les séances d’EMS : la fréquence et l’amplitude des impulsions électriques. Le contrôle va donc agir sur chacun d’eux. Varier la fréquence revient à modifier le temps d’inter-impulsion entre deux impulsions successives. La variation en amplitude se traduit par l’application d’impulsions d’amplitudes différentes à chaque stimulation électrique.

En développant des méthodes de contrôles appliquées au modèle de force, notre but est d’optimiser les séances de rééducation musculaire. Dans ce chapitre, seules les deux premières équations dynamiques et une équation algébrique seront considérées (n° 1.1-1.3). La fatigue n’est pas prise en compte et ses paramètres A , τ_1 et R_0 sont considérés à leurs valeurs de repos. L’objectif du contrôle est de contrôler la force générée de manière à l’emmener le plus rapidement possible à une force de référence imposée et de la garder constante tout au long de la stimulation. Trois méthodes de contrôle ont été développées et appliquées au modèle de force (I). Ces méthodes qui ont permis l’optimisation des séances de stimulation musculaire sont détaillées par la suite.

2.2 Présentation des méthodes de contrôle

Chaque sous partie détaille une méthode de contrôle en présentant tous les calculs ainsi que les résultats obtenus. Le contrôle agit sur la variation en fréquence ou en amplitude. Dans le cas de la variation en fréquence, le contrôle agit sur le prochain temps de stimulation t_i ce qui va modifier la fréquence de stimulation en temps réel. Cependant, le temps entre deux stimulations successives est limité à l'intervalle $[10; 100]$ ms, l'intervalle de fréquence habituellement utilisé lors de séance d'électrostimulation. Dans ce cas, deux méthodes de contrôle sont appliquées, un contrôleur PID et une minimisation d'une fonction objectif dont le but est d'avoir une force la plus proche possible de la force de référence fixée. Le deuxième paramètre à contrôler est l'amplitude de la stimulation électrique. Ce paramètre est lui aussi soumis à la contrainte qui lui impose d'appartenir à l'intervalle $[0; 2]$. Cet intervalle a été choisi de manière à proposer des amplitudes plausibles et admissibles pour les fibres musculaires. Cet intervalle est indicatif et peut être changé selon les retours d'expérience future. Deux méthodes de contrôles sont appliquées dans ce cas, un contrôle par optimisation et un contrôle non linéaire. Par la suite, nous allons commencer par un contrôle par optimisation dans les deux cas de fréquence et d'amplitude. Ensuite, nous allons introduire le contrôleur PID dans le cas du contrôle de fréquence, et nous allons finir par le contrôle non linéaire pour le réglage de l'amplitude.

2.3 Contrôle de la force musculaire par optimisation

2.3.1 Variation en fréquence

Cette première méthode est basée sur une minimisation de l'erreur quadratique $(F - F_{ref})^2$ avec F la valeur de la force musculaire instantanée et F_{ref} la valeur de la force de référence à atteindre. L'amplitude étant constante et égale à 1, cette méthode va permettre de prédire le temps de la prochaine impulsion à appliquer t_{i+1} . La variable de contrôle qui résulte de cette minimisation est dans ce cas $dt_i = t_{i+1} - t_i$ et correspond au temps entre deux impulsions successives. Pour commencer, le système est simulé sur l'intervalle $[t_i; t_i + dt_{imax}]$ avec dt_{imax} la valeur maximale autorisée pour le temps d'inter-impulsion et qui est de 100 ms ce qui correspond à une fréquence minimale de 10 Hz (fréquence minimale utilisée en SEF). La valeur de l'erreur quadratique $(F - F_{ref})^2$ est alors calculée le long de cet intervalle puis la valeur de dt_i^* qui minimise cette erreur est trouvée ce qui permet de calculer la valeur de t_{i+1}^* . L'opération est alors répétée en utilisant t_{i+1}^* comme le prochain t_i . Cependant, plusieurs minima peuvent être trouvés simultanément sur l'intervalle de simulation $[t_i; t_i + dt_{imax}]$. On vérifie par la suite si les minima trouvés respectent les différentes contraintes imposées. dt_i^* sera alors le plus grand minimum entre ces minima admissibles. Dans notre cas, nous avons fixé deux types de contrainte. La première contrainte concerne la limitation minimale et maximale de la fréquence de stimulation. dt_{imax} est

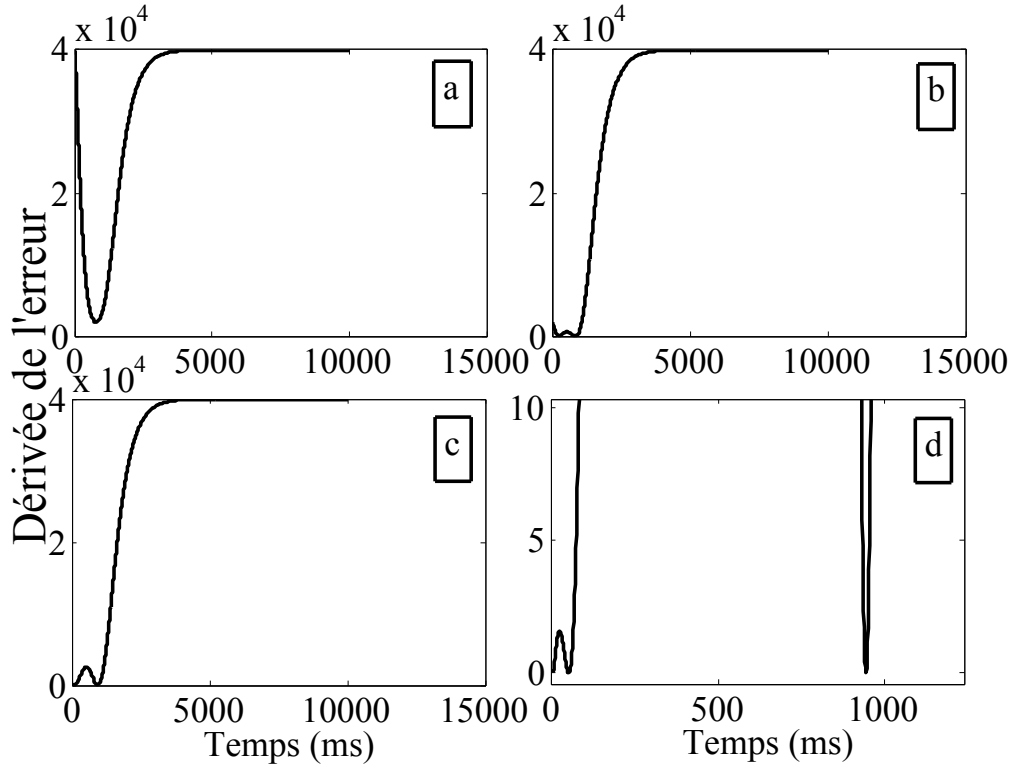


FIGURE 2.2 – Représentation de la dérivée de l’erreur quadratique obtenue lors de la minimisation afin de voir les différents points minima trouvés dans notre étude. (a) Premier cas où il y a un seul minimum. (b) Second cas où deux minimums sont présents. (c) Dernier cas où trois minimums sont observés. (d) Zoom sur le dernier cas.

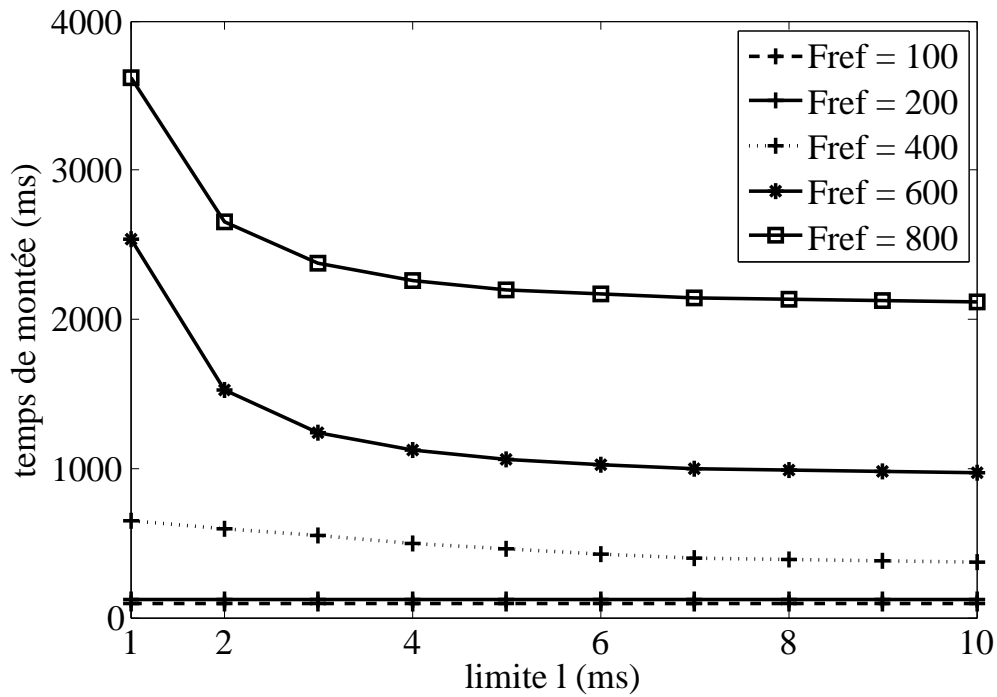
L’une des deux limitations qui correspond à une fréquence minimale de 10 Hz. Quant à la fréquence maximale, elle est fixée à 100 Hz ($dt_{imin} = 10ms$). Le deuxième type de contrainte correspond à la limitation de la variation d’un dt entre deux stimulations successives. Cette limitation appelée l est utilisée afin d’appliquer des stimulations avec des temps d’inter-impulsion les plus homogènes possible. Théoriquement, cette méthode est formalisée comme suit :

$$\min(F(dt_i) - F_{ref})^2 \quad (2.1)$$

$$dt_i \in [10; 100]$$

$$dt_i \in [dt_{i-1} - l; dt_{i-1} + l].$$

La variable l représente la limite de variations entre deux temps d’inter-impulsion successifs dt_{i-1} et dt_i (variable quelque soit dt_k) et donc la variation entre deux temps de stimulation successifs t_i et t_{i+1} . Comme les contraintes imposées sont de type linéaires, elles peuvent être réécrites sous forme matricielle :

FIGURE 2.3 – Diverses limites l .

$$A \times X \geq B, \quad (2.2)$$

avec

$$A = \begin{bmatrix} 1 \\ -1 \\ 1 \\ -1 \end{bmatrix}, \quad (2.3)$$

$$X = dt_i, \quad (2.4)$$

$$B = \begin{bmatrix} 10 \\ -100 \\ dt_{i-1} + l \\ -dt_{i-1} + l \end{bmatrix}. \quad (2.5)$$

Lors des différentes simulations pour plusieurs valeurs de dt , l'existence d'au maximum trois valeurs minimales de l'erreur quadratique (eq. 2.1) a été observée (figure 2.2). Comme mentionné précédemment, on sélectionne toujours le dt relatif au dernier minimum qui correspond à la partie décroissante de la courbe de la force simulée, ce qui permet d'avoir le minimum d'erreur possible lors de la prochaine stimulation.

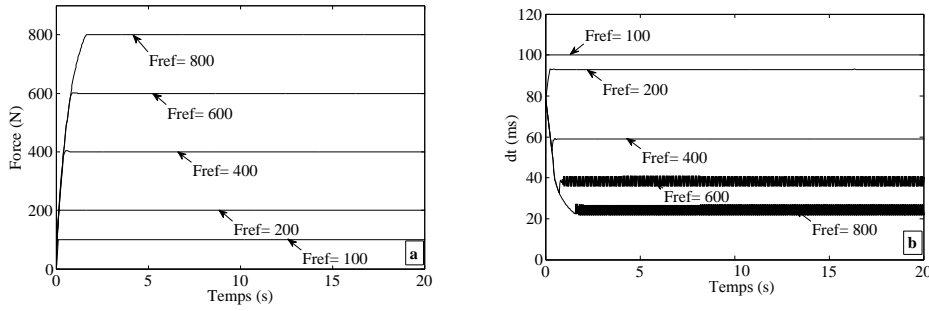


FIGURE 2.4 – Application de la minimisation sur le modèle de force pour les forces de référence $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N. (a) La force générée obtenue. (b) Le temps dt correspondant à la force.

Différentes études ont été réalisées avec cette méthode. La première étude (figure 2.3) a pour but de trouver le lien entre la grandeur l et le temps de montée pour diverses forces de références. Pour ce faire, une optimisation du temps d'inter-impulsion a été réalisée pour les valeurs de force de référence de 100, 200, 400, 600 et 800 N en variant aussi la valeur de l de 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 et 10. Il en résulte que, comme on peut l'observer sur la figure 2.3, que le temps de montée diminue avec l'augmentation de la valeur de l quelque soit la valeur de la force de référence.

Dans la deuxième étude, la valeur de l a été fixée arbitrairement à 5 ms pour analyser l'évolution de la force et les inter-impulsions calculées pour les forces de référence 100, 200, 400, 600 et 800 N (figure 2.4). Comme le modèle considéré ne prend pas en compte l'aspect fatigue, il est possible d'observer que dans le cas de chaque force de référence, le contrôle (dt) emmène F à F_{ref} et la maintient à cette valeur. Une autre observation est faite au niveau des valeurs stationnaires des dt pour les différents cas de F_{ref} qui correspondent à nos attentes. En effet, plus la force de référence est élevée et plus dt (final) doit être petit, ce qui correspond aux résultats des simulations obtenus.

2.3.2 Variation en amplitude

La méthode de contrôle par minimisation est aussi utilisée afin de faire varier l'amplitude des impulsions électriques avec un temps d'inter-pulsation constant. Dans ce cas, la minimisation de l'erreur quadratique se fait par l'emploi de la fonction d'optimisation sous contrainte. Cette méthode d'optimisation se base sur la minimisation de l'erreur quadratique entre la force développée F et la force de référence F_{ref} . Avec un temps d'inter-impulsion constant (de 10 à 100 ms), la minimisation va rechercher l'amplitude α_i qui minimise au mieux l'erreur. Deux contraintes d'optimisation sont ajoutées afin de permettre à la force du système d'atteindre la force de référence :

$$A \times X \geq B, \quad (2.6)$$

avec

$$A = \begin{bmatrix} 1 \\ -1 \end{bmatrix}, \quad (2.7)$$

$$X = \alpha_i, \quad (2.8)$$

$$B = \begin{bmatrix} 0 \\ -\alpha_{i_{max}} \end{bmatrix}. \quad (2.9)$$

Les amplitudes des impulsions électriques devront être comprises dans l'intervalle $[0, \alpha_{i_{max}}]$. En effet, une amplitude ne peut être négative et est au minimum égale à 0. La valeur maximale de α_i est différente selon les diverses consignes imposées que la force doit atteindre et en fonction du temps d'inter-impulsion. Pour un temps d'inter-impulsion élevé et pour une force de référence élevée (800 N avec un dt de 100 ms), la valeur maximale des amplitudes sera élevée afin de permettre à la force générée d'atteindre la force imposée. Généralement, $\alpha_{i_{max}}$ prend pour valeur 2, ce qui semble correct pour atteindre un nombre important de consigne (100, 200, 400 N et un peu pour 600 N) avec différents dt . Pour un dt de 100 ms, la valeur de α augmente jusqu'au maximum à 60 pour une F_{ref} de 800 N. L'optimisation s'est faite pour des consignes de 100, 200, 400, 600 et 800 N pour un dt fixe à 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 et 100 ms (fig.2.5). Le contrôle par la minimisation sur la variation d'amplitude a permis à la force d'atteindre la force de référence plus ou moins rapidement. A cause des oscillations de F , la moyenne de la force sera représentée en fonction des dt fixés. Plus le temps d'inter-impulsion est élevé et plus la force moyenne s'éloigne de la référence. Concernant les amplitudes, plus les valeurs de dt augmentent et plus les valeurs des amplitudes doivent être élevées pour emmener F à la force de référence.

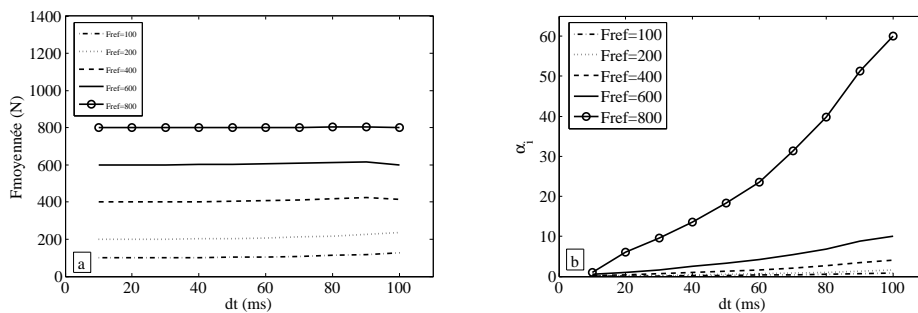


FIGURE 2.5 – Application de la minimisation sur l'amplitude des impulsions. La force développée par le muscle en (a) avec les valeurs des amplitudes α_i en (b).

2.4 Contrôle par régulateur PID

L'une des méthodes de contrôle les plus employées est le régulateur PID [93]. Dans cette étude, l'amplitude des impulsions est constante à 1 et seul le temps d'inter-impulsion varie. Le contrôle proportionnel intégral dérivé (PID contrôle) a pour but de déterminer le temps de la prochaine

TABLE 2.1 – Calcul des coefficients du régulateur PID

Coefficients	k_p	τ_i	τ_d
P	$k_u/2$	-	-
PI	$k_u/2.2$	$k_p/T_u/1.2$	-
PID	$0.6k_u$	$2k_p/T_u$	$k_p T_u/8$
Quelques dépassements	$0.33k_u$	$2k_p/T_u$	$k_p T_u/3$
Pas de dépassement	$0.2k_u$	$2k_p/T_u$	$k_p T_u/3$

impulsion t_{i+1} . La force instantanée devra atteindre la force de référence voulue. Le contrôle développé dans cette partie permet d'augmenter ou de diminuer la durée inter-impulsion en observant l'erreur entre la force développée F et la force désirée F_{ref} . Si la durée entre deux pulsations est courte, la force développée induite sera plus importante.

$$dt_{i+1} = dt_i + k_p(F(t_i) - F_{ref}) + \tau_i \left(\int_{i=1}^n (F(t_i) - F_{ref}) \right) + \tau_d \frac{d(F(t_i) - F_{ref})}{dt_i} \quad (2.10)$$

Ce qui donne $t_{i+1} = t_i + dt_i$.

La variable dt_i correspond au temps entre deux impulsions successives et les paramètres k_p , τ_i et τ_d représentent les coefficients du proportionnel, de l'intégrateur et du dérivateur. Le régulateur proportionnel applique le coefficient proportionnel k_p à l'erreur de manière à ce que la commande soit proportionnelle à l'erreur. Généralement k_p est appelé le gain proportionnel. Le fait d'ajouter l'intégration rend la commande non seulement proportionnelle à l'erreur mais aussi à l'intégrale de l'erreur. L'intégration est évaluée par la somme des erreurs à laquelle on applique le coefficient d'intégration τ_i (la constante de temps de l'intégration). Le régulateur PID permet à la commande d'être proportionnelle à l'erreur, à l'intégrale de l'erreur et à la dérivée de l'erreur. La dérivation de l'erreur est réalisée par le coefficient k_d appliqué à la variation de l'erreur. τ_d est aussi appelé constante de temps de la dérivée. La dérivation est utilisée pour régler la vitesse de convergence du système vers la consigne fixée.

Dans notre cas, le contrôle par PID est réalisé à l'aide de la méthode de Ziegler-Nichols en boucle fermée [94]. Dans cette méthode, le paramètre k_p est augmenté jusqu'à une valeur maximale nommée k_u où les oscillations du système sont d'amplitudes égales (k_i et k_d étant nuls à cette étape). Les gains k_i et k_d sont alors trouvés à l'aide de k_u et de la période d'oscillation T_u . Le tableau 2.1 joint montre les formules à utiliser selon le régulateur choisi. Le choix des coefficients est donc très difficile à déterminer de manière automatique.

Dans notre étude, le coefficient k_p est fixé à $1 * 10^{-8}$, les constantes τ_i à $2 * 10^{-2}$ et τ_d à $-1 * 10^{-3}$. La difficulté à déterminer les valeurs des coefficients est un des divers inconvénients du régulateur PID. Le second est du aux dépassements de la force obtenue par rapport à la force de référence. Le

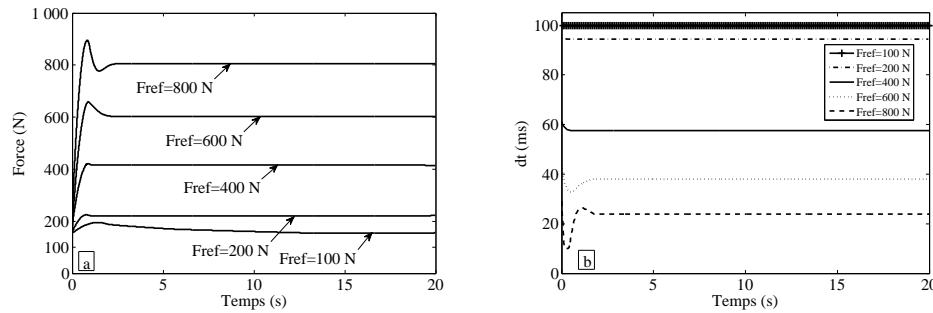


FIGURE 2.6 – Application des régulateurs PI et PID sur le modèle de force (I). Sur la figure 2.6.a, les forces générées pour les quatre forces $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N. Sur la figure 2.6.b : les temps dt calculés du régulateur pour chaque consigne $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N.

dernier est présent dans l'instabilité de la force générée.

Le contrôle par régulateur PID a été appliqué sur le modèle de force pour les forces de références $100, 200, 400, 600$ et 800 N (fig.2.6). Le contrôle permet correctement au système d'atteindre une valeur moyenne égale à la valeur de référence imposée. La force résultante du modèle F se maintient à la valeur F_{ref} par l'ajustation de la durée inter-pulse dt . Il sera intéressant de voir si des différences sont visibles sur le modèle de fatigue. Dans le cas du modèle de force, on remarque des dépassements au début des simulations à partir d'une force de référence de 200 N. L'amplitude de ces dépassements augmente lorsque les forces sont plus élevées. On remarque aussi que plus la force de référence est élevée, plus le temps nécessaire pour que la force atteigne la force de référence est grand. Par ailleurs, pour une force imposée de 100 N, la force générée ne permet pas et a du mal à atteindre celle-ci en 20 s ce qui est dû aux limitations sur les temps d'inter-impulsion dt qui sont compris entre 10 et 100 ms. Effectivement, lorsque le contrôle impose à la force développée d'atteindre cette valeur (100 N), le dt est toujours au maximum autorisé de 100 ms et donc le temps nécessaire pour revenir à la force de référence devient beaucoup plus long. Les temps dt correspondant aux résultats sont visibles sur la figure 2.6.b. Les dépassements sont bien visibles au départ puis le temps se stabilise autour de la valeur nécessaire pour atteindre les forces de référence. Les contraintes imposées sont respectées avec des temps bien compris entre 10 et 100 ms et une variation entre deux impulsions successives ne dépassant pas 5 ms.

TABLE 2.2 – Table des valeurs de temps dt correspondant à F_{ref}

F_{ref} (N)	100	200	400	600	800
dt (ms)	100	94.9	61.2	43.8	29.1

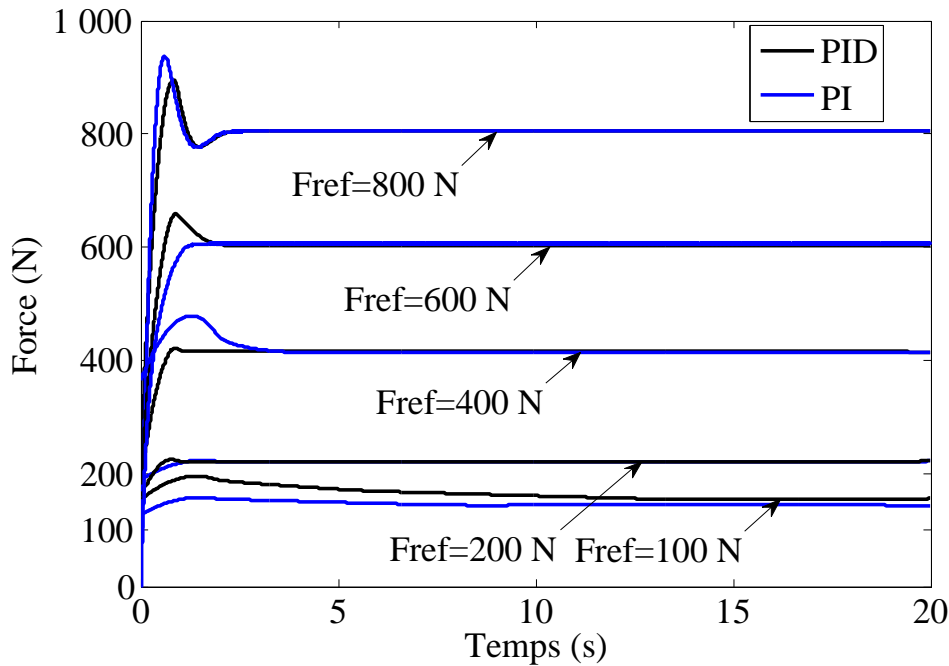


FIGURE 2.7 – Force obtenue des deux régulateurs PI et PID pour les forces de référence $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N.

A chaque force de référence F_{ref} correspond un temps dt . Lorsque la force est stable, le temps dt final devient constant. Cette valeur de dt sera appliquée en valeur initiale pour le modèle de fatigue sans utilisation du contrôle par PID dans le chapitre suivant. Tout au long de la simulation les valeurs des dt obtenus restent constants. Lorsque le contrôle est ajouté, les temps d'inter-impulsion sont initialisés à leurs valeurs constantes. Le tableau 2.2 donne chaque valeur dt utilisée pour chaque F_{ref} . En comparant le régulateur proportionnel intégrateur (PI) et PID (figure 2.7), on remarque que le régulateur PI a en général des dépassements plus importants et la force développée met plus de temps à atteindre la consigne F_{ref} . Ce résultat n'étant pas intéressant dans notre cas, nous avons choisi d'utiliser le régulateur PID. Une fois la force de référence atteinte, la force musculaire obtenue est identique dans les deux cas (superposition en régime stationnaire).

Les résultats du régulateur PID et de la méthode de minimisation sur le modèle de force sont représentés dans la figure 2.8. Les deux précédentes méthodes de contrôle (optimisation et régulateur PID) donnent pour le moment de très bons résultats et sont en adéquation avec nos attentes. Avant de développer les autres méthodes de contrôle, une comparaison des deux méthodes est faite en regardant les temps mis sans contrôle puis avec chaque méthode de contrôle pour atteindre la force, ceci permettra de conclure sur leurs efficacités et de voir laquelle est la meilleure.

Un contrôle par régulateur PID est beaucoup moins efficace. La présence d'overshoots et un temps

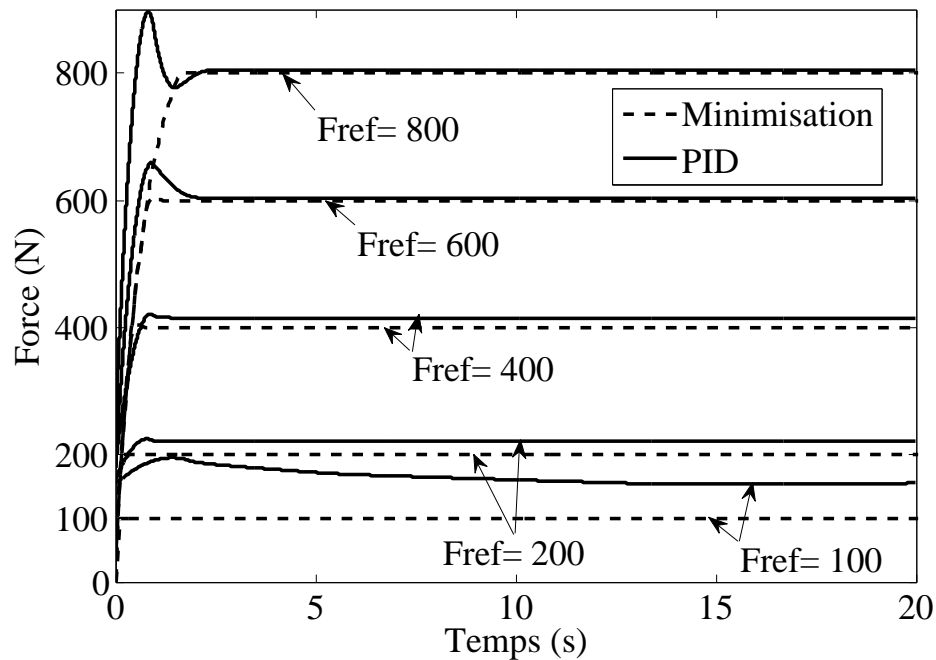


FIGURE 2.8 – Représentation des forces développées lors de l'application des deux méthodes de contrôle (minimisation et régulateur PID) pour les forces de référence $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N.

plus long à la force développée pour un PID à atteindre la force de référence laisse penser que le contrôle par minimisation est plus robuste. Par rapport aux analyses (tableau 2.3 et figure 2.8), la vitesse de convergence de la force générée à la force imposée croît plus la force désirée est élevée par rapport au modèle de force. Ces observations seront à confirmer dans le cas du modèle de fatigue afin de voir laquelle des méthodes contre au mieux l'effet de la fatigue musculaire. Néanmoins sans aucun contrôle (fig.2.8) la force reste à la consigne ce qui prouve l'efficacité de nos méthodes de contrôle sur la force musculaire développée.

TABLE 2.3 – Table des valeurs des temps t_2 et t_3 pour atteindre la consigne pour chaque force des deux méthodes respectives (optimisation et régulateur PID) dans le cas du modèle de force.

F_{ref} (N)	t_2 (s)	t_3 (s)
100	0.1	-
200	0.4364	1.154
400	0.9247	1.1314
600	1.345	2.266
800	1.946	2.494

2.5 Contrôle Non linéaire

La dernière méthode de contrôle est l'application d'un contrôle non linéaire. Dans un premier temps, le contrôle non linéaire sera calculé afin d'agir sur deux paramètres : le temps de stimulation et l'amplitude des impulsions électriques. Dans un premier temps, le contrôle $u_{NL}(t)$ sera considéré de manière continue $u_{NL}(t)$ telle que la fréquence qui correspond au temps d'inter-impulsion variera avec une amplitude constante à 1. En second temps, l'application du contrôle sur le système est réalisée de trois manières différentes décrites ci-après. Dans cette étude, la fréquence soit le temps d'inter-impulsion restera constante avec une variation de l'amplitude. Pour réaliser ce deuxième contrôle, le contrôle non linéaire $u(t)$ sera considéré comme constant par intervalle, ce qui permettra de déterminer l'amplitude α_i . Avant toute application d'un contrôle non linéaire sur le modèle, la controllabilité du système doit être vérifiée en regardant si oui ou non le système peut être contrôlable. Un système non linéaire commandé est un ensemble d'équations différentielles non linéaires décrivant l'évolution temporelle des variables constitutives du système sous l'action d'un nombre fini de variables indépendantes. Ces variables sont appelées variables d'entrées ou variables de commande choisies librement afin d'atteindre certains objectifs. Dans le cas d'une linéarisation autour d'un point de fonctionnement, il est possible d'utiliser une commande linéaire. Cependant, sous sa forme non linéaire, un contrôle non linéaire est calculé pour emmener sa sortie vers une sortie désirée.

2.5.1 Calcul du contrôle non linéaire

Le contrôle non linéaire peut agir sur le temps de stimulation ou sur l'amplitude de la somme représentant les impulsions électriques. Le contrôle u intervient seulement dans l'équation (1) représentant la dynamique du Calcium sur la somme des exponentielles et sera représenté dans les équations par :

$$u = \frac{1}{\tau_c} \sum_{i=1}^n R_i e^{-\frac{(t-t_i)}{\tau_c}}. \quad (2.11)$$

L'équation (1.1) devient alors :

$$\frac{dC_n}{dt} = u - \frac{C_n}{\tau_c}. \quad (2.12)$$

Les équations différentielles du modèle sont résolues par des méthodes de résolution numérique (Runge Kutta 4 et Euler).

En général, un système non linéaire affine en u a la forme suivante :

$$\dot{x}(t) = f(x(t)) + g(x(t))u_{NL}(t), \quad (2.13)$$

et

$$y(t) = h(x(t)). \quad (2.14)$$

D'après les équations du modèle, on écrit :

$$x(t) = \begin{bmatrix} C_n(t) \\ F(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_1(t) \\ x_2(t) \end{bmatrix}, \quad (2.15)$$

et

$$y(t) = x_2(t), \quad (2.16)$$

où f et g (les vecteurs champs) sont :

$$f = \begin{bmatrix} \frac{-x_1}{\tau_c} \\ \frac{Ax_1}{x_1 + K_m} - \frac{x_2}{\tau_1 + \tau_2 \frac{x_1}{x_1 + K_m}} \end{bmatrix}, \quad (2.17)$$

$$g = \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (2.18)$$

La controllabilité du modèle de force par un contrôle continu avait été étudiée préalablement. Cette étude a déterminé la possibilité de commander ou non la variable de la force musculaire. Un système est dit commandable si pour un intervalle de temps $[t_i, t_f]$ et tous les points $x(t_i) = x_i$, il existe une commande u applicable sur cet intervalle de temps tel que $x(t_f) = x_f$. La controllabilité du système non linéaire a été vérifiée par les calculs des crochets de Lie successifs :

$$[f, g] = \frac{\partial f}{\partial x} g - \frac{\partial g}{\partial x} f \quad (2.19)$$

$$[f, [f, g]], [f, [f, [f, g]]], \dots \quad (2.20)$$

et la vérification de la distribution s'est faite par : $dis = span(g, [fg])$ qui engendre bien l'espace n ($n = 2$), n étant la dimension du vecteur de variable d'état.

Le système est alors considéré comme contrôlable et le contrôle non linéaire calculé peut être appliqué sur le modèle. On suppose avoir accès aux deux variables d'état C_n et F . Le système étant contrôlable, le contrôle calculé par retour de sortie est possible. Afin de l'évaluer, le calcul des dérivées de Lie [8] est nécessaire en commençant par la première dérivée $\dot{y}(t)$:

$$\dot{y}(t) = L_f h(x) + L_g h(x(t)) u_{NL}(t), \quad (2.21)$$

où

$$L_f h(x) = \frac{\partial h}{\partial x} f = [0 \ 1][f] = f_2 = \left[\frac{Ax_1}{x_1 + K_m} - \frac{x_2}{\tau_1 + \tau_2 \frac{x_1}{x_1 + K_m}} \right], \quad (2.22)$$

$$L_g h(x) = \frac{\partial h}{\partial x} g = [0 \ 1] [g] = 0. \quad (2.23)$$

Puisque $L_g h(x)$ est nulle, les dérivations continuent en calculant alors la seconde dérivée $\ddot{y}(t)$. L'équation 2.21 devient :

$$\ddot{y}(t) = L_f L_f h(x) + L_g L_f h(x(t)) u_{NL}(t), \quad (2.24)$$

où

$$L_f L_f h(x) = \frac{\partial L_f h(x)}{\partial x} f, \quad (2.25)$$

et

$$L_g L_f h(x) = \frac{\partial L_f h(x)}{\partial x} g = \left[\frac{\partial L_f h(x)}{\partial x_1} \quad \frac{\partial L_f h(x)}{\partial x_2} \right] g. \quad (2.26)$$

Donc

$$L_g L_f h(x) = \frac{AK_m}{(K_m + x_1)^2} + \frac{x_2 K_m \tau_2}{(\tau_1(K_m + x_1) + \tau_2 x_1)^2}. \quad (2.27)$$

$L_g L_f h(x)$ étant bien différent de zéro (2.27), le contrôle non linéaire $u_{NL}(t)$ peut se définir par l'équation :

$$u_{NL}(t) = \frac{-L_f L_f h(x) + v(t)}{L_g L_f h(x)}, \quad (2.28)$$

où $\ddot{y}(t)$ doit être égale à $v(t)$ afin de stabiliser la force $y(t)$ à la force de référence $y_{ref}(t)$. L'expression $v(t)$ correspondant à $\ddot{y}_{ref}(t)$ est décrite par :

$$v(t) = \ddot{y}_{ref}(t) - C_1(\dot{y}(t) - \dot{y}_{ref}(t)) - C_0(y(t) - y_{ref}(t)). \quad (2.29)$$

C_0 et C_1 sont les coefficients constants calculés dans le but de réduire l'erreur entre y et y_{ref} à zéro. L'équation (2.29) est équivalente à :

$$\ddot{y}(t) = \ddot{y}_{ref}(t) - C_1(\dot{y}(t) - \dot{y}_{ref}(t)) - C_0(y(t) - y_{ref}(t)), \quad (2.30)$$

donnant :

$$\ddot{y}(t) - \ddot{y}_{ref}(t) + C_1(\dot{y}(t) - \dot{y}_{ref}(t)) + C_0(y(t) - y_{ref}(t)) = 0. \quad (2.31)$$

L'erreur $e(t)$ entre la force générée $y(t)$ et la force imposée $y_{ref}(t)$ est définie comme ci-dessous :

$$e(t) = y(t) - y_{ref}(t). \quad (2.32)$$

L'équation (2.32) deviendra :

$$\ddot{e}(t) + C_1 \dot{e}(t) + C_0 e(t) = 0, \quad (2.33)$$

qui correspond à :

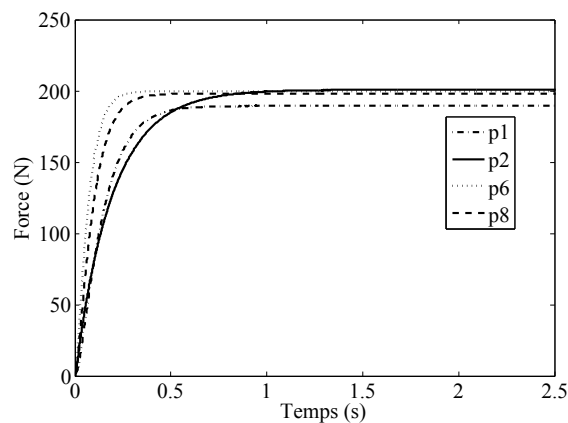
$$s^2 E(s) + C_1 s E(s) + C_0 E(s) = 0, \quad (2.34)$$

où $E(s)$ est la transformation de Laplace de l'erreur $e(t)$ et s la variable de Laplace dans le domaine fréquentiel. $e(t)$ tend vers 0 si l'équation $s^2 + C_1 s + C_0 = 0$ est stable. Les paramètres inconnus C_0 et C_1 sont ensuite choisis de manière que les racines de (2.34) aient des parties réelles

TABLE 2.4 – Table des valeurs des contrôles pour atteindre la consigne pour le modèle de force.

F_{ref} (N)	Contrôle non linéaire u_{NL}
100	0.0052
200	0.0105
400	0.0263
600	0.0649
800	0.3659

négligables (valeur propre stable). Divers tests ont été réalisés pour différentes valeurs de couples (C_1, C_0) afin de choisir la valeur donnant une tendance acceptable de l'évolution de la force. En effet, les dépassements et la vitesse de convergence sont observés afin de voir lesquels sont les plus convenables. Selon le choix de ces pôles, la vitesse de convergence à F_{ref} change (fig. 2.9). Effectivement, de grands pôles donnent une vitesse de convergence rapide. Dans notre étude, les coefficients C_1 et C_0 prendrons pour valeurs respectives -0.006 et 0.05 .

FIGURE 2.9 – Représentation de différents pôles. Valeurs respectives des pôles $p1 = -0.01 - 0.01$, $p2 = -0.055 - 0.005$, $p6 = -0.02 - 0.03$ et $p8 = -0.002 - 0.005$.

La table 2.4 donne les valeurs des contrôles trouvés durant la stimulation et permettent au modèle d'atteindre la force de référence choisie.

2.5.2 Contrôle non linéaire sur le temps de stimulation

Cette étude permet de montrer l'efficacité du contrôle non linéaire calculé sur le modèle de force. L'application du contrôle a été faite pour différentes forces de référence (100, 200, 400, 600 et 800 N).

Le contrôle non linéaire est de bonne efficacité sur notre modèle de force (figure 2.10). Les forces

généralisées vont bien à chaque fois aux forces de référence imposées. Le modèle de force ne faisant pas intervenir la fatigue, la force reste stable à sa consigne tout au long des stimulations. Les résultats obtenus sont en adéquation avec nos attentes. L'application du contrôle à des forces de référence plus élevées sur le modèle de force a été l'objet d'une étude afin d'observer les limites du modèle. Dans le but de déterminer la gamme de valeur de force qu'il est possible d'atteindre, la valeur de la force maximale maintenue est calculée. Des équations (1) et (2) du modèle,

$$\frac{dC_n}{dt} = 0,$$

et

$$\frac{dF}{dt} = 0.$$

donnant :

$$\frac{dF}{dt} = A \frac{C_n}{C_n + K_m} (\tau_1 + \tau_2 \frac{C_n}{C_n + K_m}).$$

De plus, la force maximale pouvant être maintenue est décrite par :

$$F_{max} = A(\tau_1 + \tau_2), \quad (2.35)$$

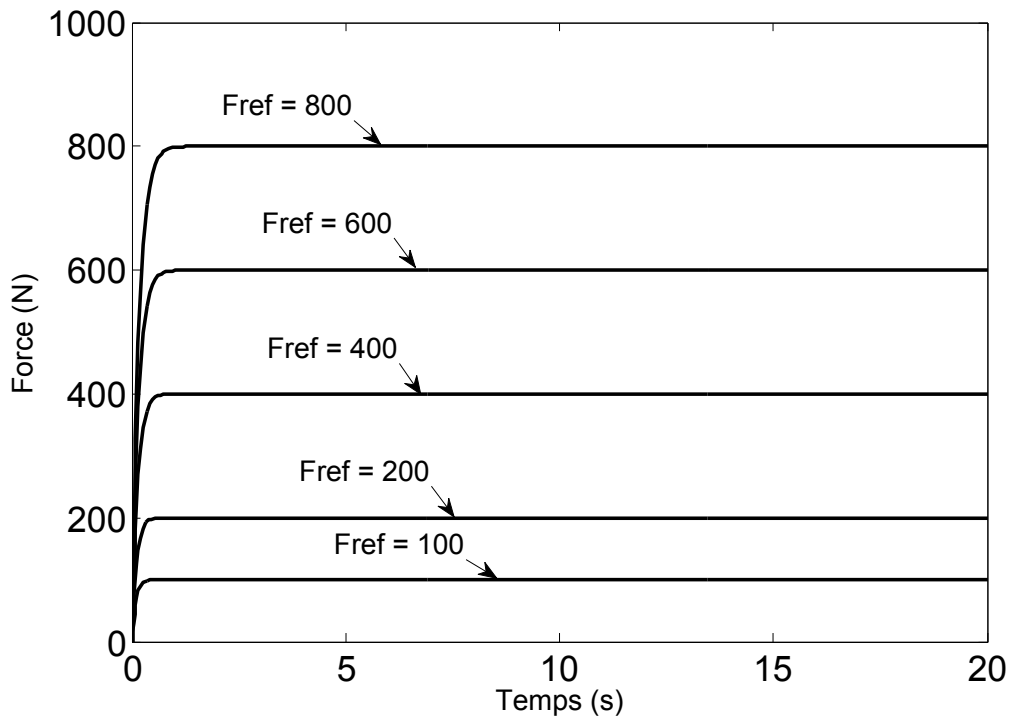


FIGURE 2.10 – Résultats du contrôle non linéaire pour le modèle (I) correspondant pour $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N.

lorsque C_n tend vers l'infini. Avec les valeurs des paramètres donnés, la force maximale obtenue est de 857,82 N ce qui a été confirmé par les simulations numériques. Pour le reste de l'étude, la force est initialisée à zéro pour $t = 0$.

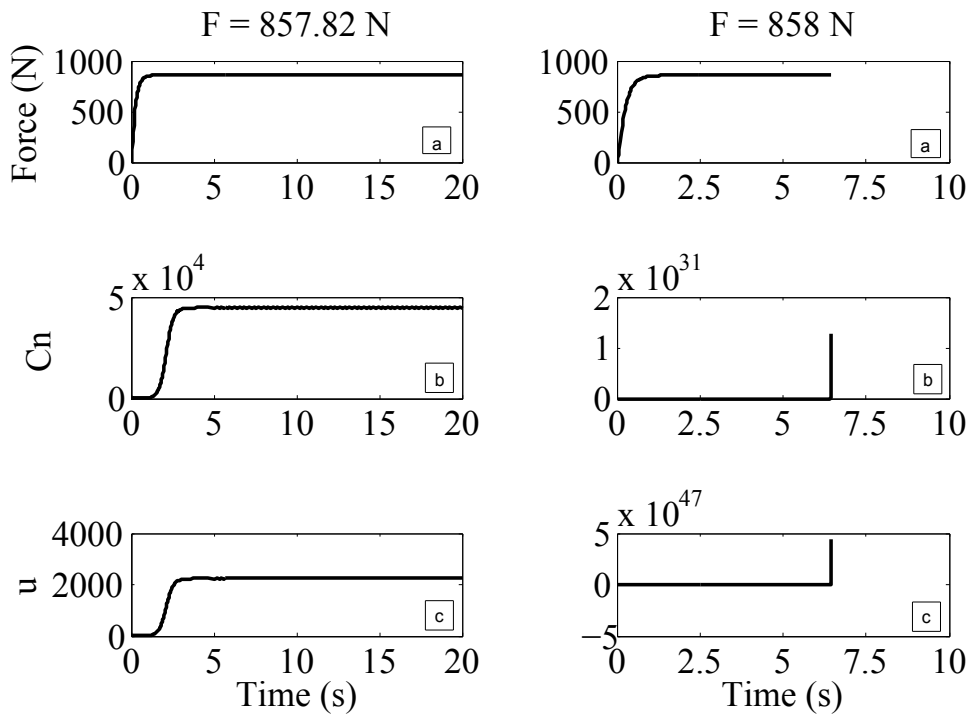


FIGURE 2.11 – Résultats du contrôle non linéaire pour une force maximale et lors de la saturation du modèle. En (a) la force obtenue, en (b) la concentration C_n correspondante et en (c) le contrôle non linéaire u .

Sur la figure 2.11, les résultats du contrôle non linéaire du modèle de force sont montrés pour une force maximale de 857.82 N et pour une force supérieure à 858 N. Plus la force est élevée et plus le contrôle u augmente ainsi que la concentration C_n jusqu'à une valeur infinie qui ne permet pas au système d'atteindre la force désirée. Pour exemple, une force de 858 N est choisie pour montrer qu'il est impossible pour la force développée d'atteindre la valeur imposée (arrêt de la simulation à 6.464 s car le contrôle tend vers l'infini).

Dans le cas du contrôle non linéaire, la force résultante atteint la consigne plus rapidement pour des forces de référence élevées que dans le cas des autres méthodes de contrôle (tableau 2.5). Mais en général, le contrôle permet à la force d'atteindre la référence plus ou moins rapidement. Les temps sont compris entre ceux du contrôle par optimisation et du contrôle par régulateur PID. Ce contrôle assure un temps de montée raisonnable sans dépassement de la force de référence sans grandes

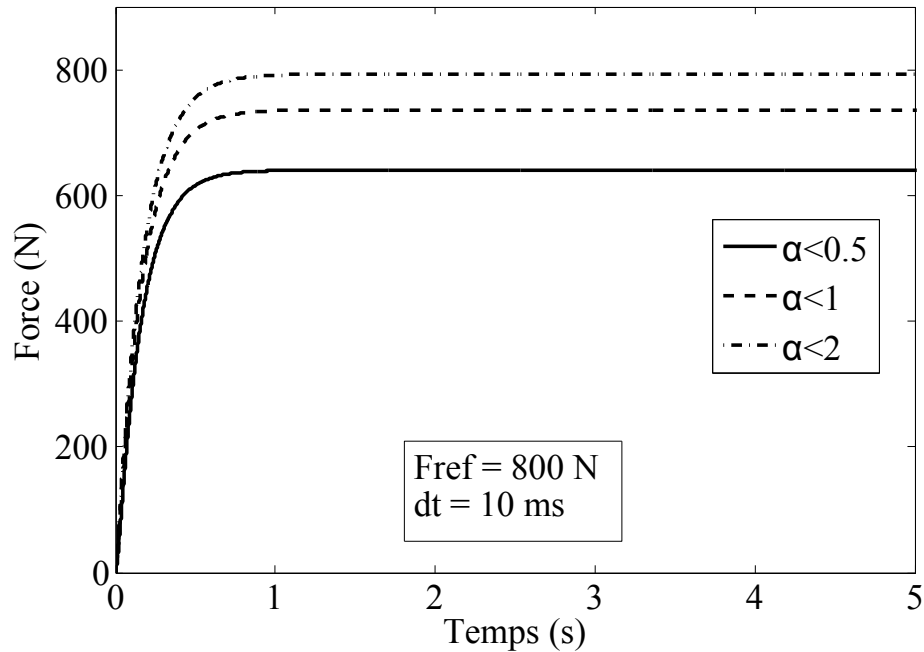


FIGURE 2.12 – Représentation de diverses limites maximales des amplitudes

perturbations de la force musculaire. Ce temps de montée est défini par t_{90} afin d'atteindre 90% de la valeur maximale de la consigne.

Pour la suite le contrôle non linéaire sera utilisé de manière à faire varier cette fois-ci l'amplitude des impulsions électriques. Cette amplitude qui sera calculée pour chaque impulsion sera définie par la variable α . Elle sera rajoutée dans l'équation (1).

2.5.3 Contrôle non linéaire sur l'amplitude

Le contrôle non linéaire qui a remplacé la somme des impulsions électrique a prouvé son efficacité. Dans la suite, ce contrôle va servir pour le calcul de la variation des amplitudes des impulsions électriques. La variation des amplitudes peut être faite de trois manières différentes. Etant à l'instant t , la première manière consiste à déterminer l'amplitude inconnue α en égalisant la somme des exponentielles (l'impulsion d'amplitude inconnue à l'instant t étant incluse dans la somme) au contrôle non linéaire (voir figure 2.13). La seconde consiste à égaliser la valeur du contrôle non linéaire à la valeur de la somme à l'instant $t + dt$, t étant l'instant présent (voir figure 2.17). Pour terminer, la moyenne de la somme entre t et $t + dt$ est égalisée au contrôle non linéaire (voir figure 2.21). Dans tous les cas, le contrôle calculé précédemment est utilisé afin de trouver l'amplitude α .

TABLE 2.5 – Table des valeurs des temps t_{90} avec 90 le % considéré pour atteindre la consigne pour chaque force du contrôle non linéaire.

F_{ref} (N)	$t_{90}(s)$
100	0.683
200	0.8631
400	1.076
600	1.349
800	1.6

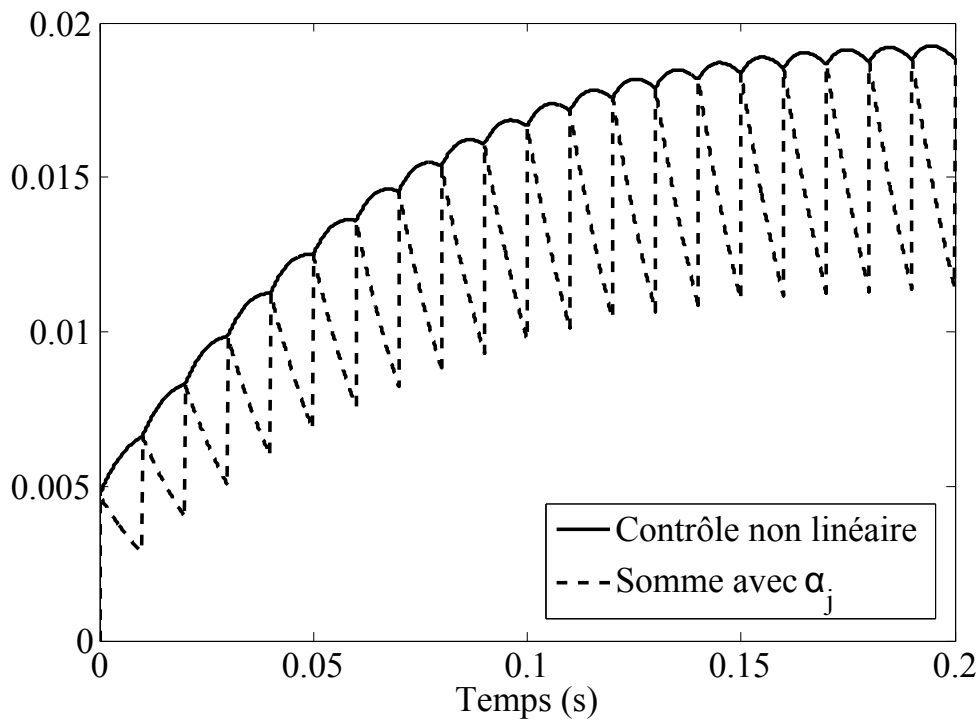


FIGURE 2.13 – Représentation de la somme et du contrôle non linéaire dans le cas où la somme est inférieure au contrôle.

Pour les trois études, la valeur de l'amplitude α doit être comprise entre 0 et 2. En effet, cette valeur maximale a été déterminée en fonction d'une étude qui permet bien à la force générée d'atteindre n'importe quelle force imposée. La figure 2.12 montre diverses limites maximales de l'amplitude et montre bien qu'un α maximum $\alpha_{max} = 2$ permet d'atteindre dans notre cas la consigne la plus élevée (800 N). La somme d'amplitude de pulsation constante est modifiée, donnant une nouvelle expression de l'équation du contrôle :

$$u_{NL} = \frac{1}{\tau_c} \sum_{i=1}^n R_i \alpha_j e^{-\frac{(t-t_i)}{\tau_c}}, \text{ avec } t = t_n. \quad (2.36)$$

1. u_{NL} égale au maximum de la somme des impulsions sur l'intervalle $[t_j, t_{j+1}[$

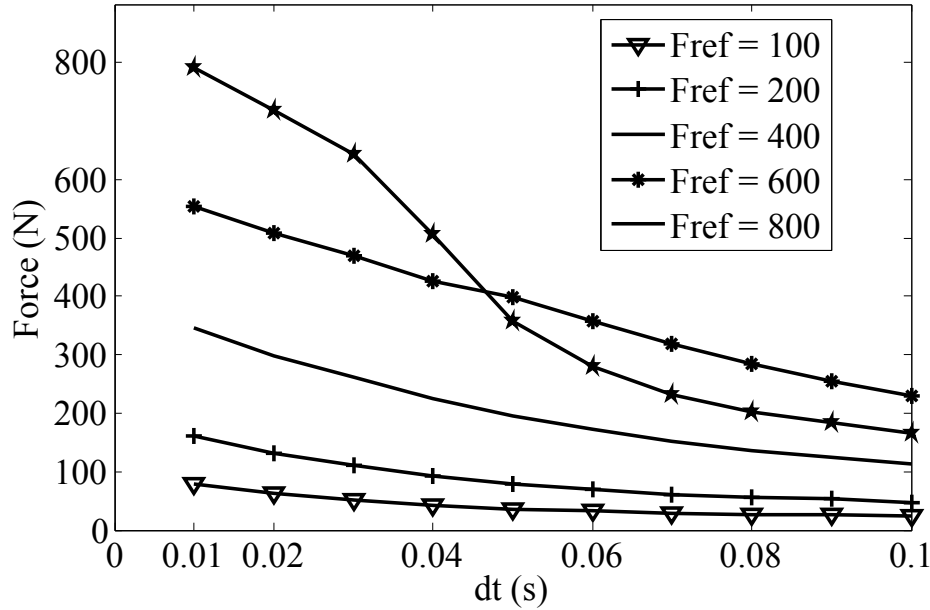


FIGURE 2.14 – Application du contrôle non linéaire sur le modèle de force pour le premier cas pour les forces de référence $F_{ref} = 100, 200, 400$ et 600 N. Evolution de la force F atteinte en fonction des temps dt .

Dans ce premier cas, le calcul de α passe par les deux étapes suivantes :

- 1) on suppose connues toutes les amplitudes des impulsions α_i ($i = 0, \dots, j$).
- 2) le temps de la dernière pulsation sera supposé être t_j de variation dt_j fixe. Le modèle est simulé le long de l'intervalle $t \in [t_j; t_{j+dt}[$ donnant la somme $s_{[t_j, t_{j+1}[}$, qui permet l'obtention du vecteur d'état $x(t)$ avant la pulsation suivante. L'expression de la somme devient alors :

$$s_{[t_j, t_{j+1}[} = \frac{1}{\tau_c} \sum_{i=1}^j R_i \alpha_i e^{-\frac{(t_{j+1}-t_i)}{\tau_c}}. \quad (2.37)$$

- 3) le contrôle non linéaire est calculé en utilisant le dernier vecteur de variables d'état $x(t)$.
- 4) ce contrôle non linéaire calculé à l'instant t_{j+1} est égalisé à la somme précédente plus la pulsation suivante avec l'amplitude inconnue α_{j+1} . Etant donné que $e^{-\frac{(t_{j+1}-t_{j+1})}{\tau_c}}$ est égale

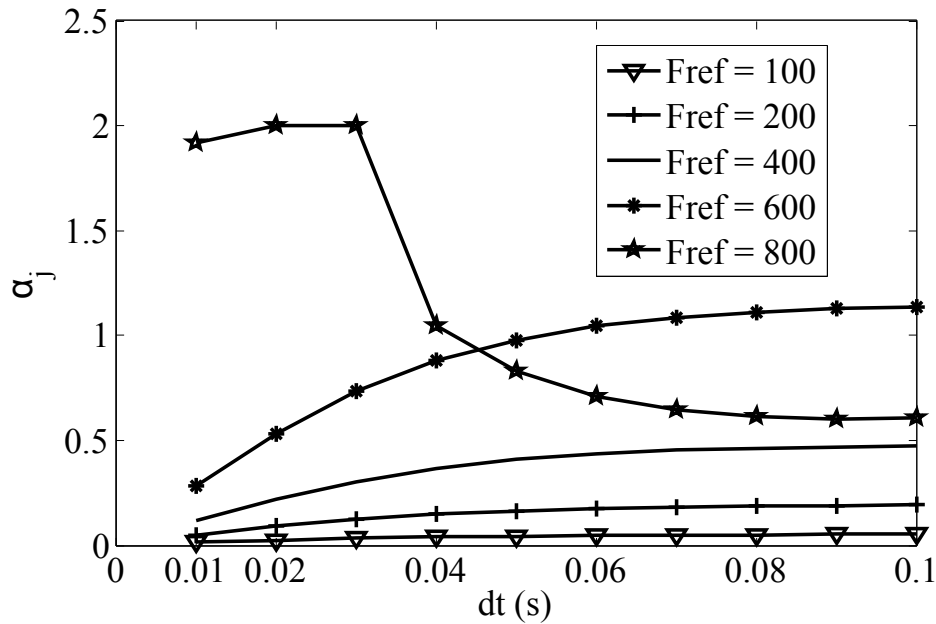


FIGURE 2.15 – Application du contrôle non linéaire sur le modèle de force pour le premier cas pour les forces de référence $F_{ref} = 100, 200, 400$ et 600 N. Valeurs de l'amplitude α_j obtenues.

à 1, le contrôle non linéaire à t_{j+1} est défini par :

$$\begin{aligned}
 u_{NL}(t_{j+1}) &= s_{[t_j, t_{j+1}]} \\
 &= s_{[t_j, t_{j+1}[} + \frac{1}{\tau_c} \alpha_{j+1} R_{j+1}.
 \end{aligned} \tag{2.38}$$

Dans l'intervalle de temps $[j + 1, j + 2]$, la valeur de la somme est au plus égale au contrôle non linéaire au début de l'intervalle (comme représenté sur la figure 2.13).

L'application du contrôle non linéaire dans ce premier cas du modèle de force est représentée sur les figures 2.14, 2.15 et 2.16. Les forces de référence utilisées sont $F_{ref} = 100, 200, 400$ et 600 N pour divers temps de stimulation dt allant de 10 à 100 ms tous les 10 ms (fig. 2.14). Les forces résultantes, les amplitudes (fig. 2.15) ainsi que le temps de montée sont représentés (fig. 2.16). Le temps de montée correspond au temps mis par le système pour atteindre 90% de la force maximale.

L'évolution de la force renseigne sur l'efficacité du contrôle dans le cas de la variation d'amplitude. Plus le temps d'inter-impulsion est élevé, plus la force s'éloigne de la consigne, plus l'amplitude des impulsions augmente et plus l'erreur augmente. L'application du contrôle pour le premier cas montre que le système met plus de temps à atteindre la force de

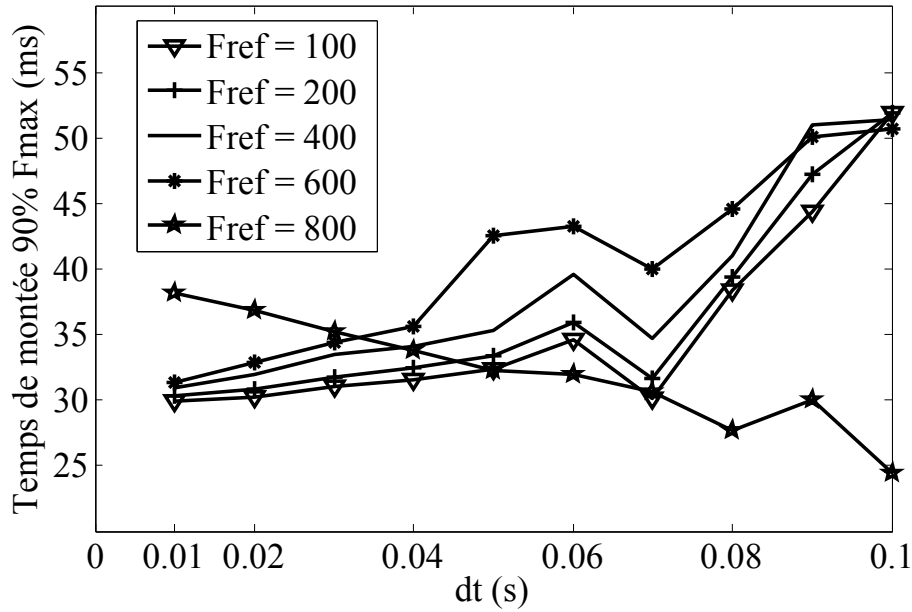


FIGURE 2.16 – Application du contrôle non linéaire sur le modèle de force pour le premier cas pour les forces de référence $F_{ref} = 100, 200, 400$ et 600 N. Temps de montée correspondant à $90\% F_{max}$ pour chaque dt .

référence avec des temps dt plus élevés. Dans la suite, la même étude sera faite dans le cas où la somme des impulsions électriques est supérieure au contrôle non linéaire.

2. u_{NL} égale au minimum de la somme des impulsions sur l'intervalle $[t_j, t_{j+1}[$

Dans ce deuxième cas, on considère que les α_i ($i = 1, \dots, j - 1$) sont connues et on cherche à calculer α_j (α_j est l'impulsion à appliquer à l'instant $t_j = t_{present}$). On considère que u_{NL} est constant le long de l'intervalle $[t_j, t_{j+1}[$, et égale à la somme des impulsions à l'instant t_{j+1} dont les amplitudes sont $\alpha_1, \dots, \alpha_{j-1}, \alpha_j$ (α_j calculée à partir de l'égalité de u_{NL} et la somme à t_{j+1}). Un exemple de ce deuxième cas est représenté dans la figure 2.17.

Le contrôle non linéaire calculé à t_{j+1} s'écrit alors :

$$u_{NL} = \frac{1}{\tau_c} \sum_{i=1}^j R_i \alpha_i e^{-\frac{(t_j + dt - dt(i-1))}{\tau_c}}. \quad (2.39)$$

On exprime alors la valeur de la somme à l'instant t_{j+1} (sans inclure l'impulsion α_{j+1} qui devrait être appliquée à l'instant t_{j+1}). Cette valeur qui dépend de α_j (amplitude inconnue à t_j) est alors égalisée à u_{NL} pour pouvoir déduire la valeur de α_j . La somme $s_{[t_j, t_{j+1}[}$ est

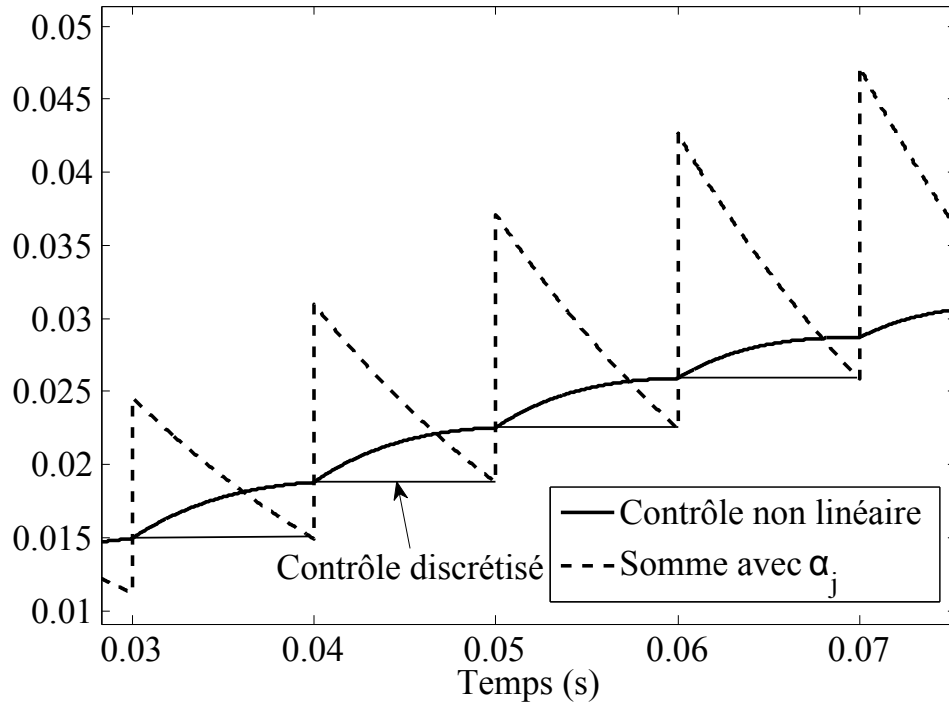


FIGURE 2.17 – Représentation de la somme supérieure au contrôle non linéaire.

définie par :

$$s[t_j, t_{j+1}[= \frac{1}{\tau_c} \sum_{i=1}^j R_i \alpha_i e^{-\frac{(t_j + dt - dt*(j-1))}{\tau_c}}. \quad (2.40)$$

En effet, la somme s peut se décomposer comme suit :

$$s(\alpha_1, \dots, \alpha_j)[t_j, t_{j+1}[= s(\alpha_1, \dots, \alpha_{j-1})[t_j, t_{j+1}[+ \frac{1}{\tau_c} \alpha_j R_j e^{-\frac{(t_j + dt - dt*(j-1))}{\tau_c}}. \quad (2.41)$$

Avec $s(\alpha_1, \dots, \alpha_j)$ est la somme à l'instant t_{j+1} , et $s(\alpha_1, \dots, \alpha_{j-1})$ est la somme à l'instant t_j incluant toutes les impulsions dont les amplitudes sont connues : $\alpha_1, \dots, \alpha_{j-1}$. Il est alors facile de déduire la valeur de α_j .

L'étude a été faite pour des forces de référence de 100, 200, 400 et 600 N avec un dt variant de 10 à 100 ms tous les 10 ms, figures 2.18, 2.19 et 2.20. L'évolution de la force obtenue (fig. 2.18) montre une évolution croissante au départ suivie d'une décroissance. Plus la force de référence est élevée et plus la force générée décroît rapidement avec dt qui augmente également. Ceci montre bien que plus le temps dt augmente et plus la force s'éloigne de la consigne. Pour des valeurs de dt élevées telles que 100 ou 90 ms, les forces générées ne sont pas aux consignes désirées mais sont en décroissances due à la limite maximale de α qui est atteinte. De même, plus la force de référence est élevée plus la force s'éloigne rapidement de la consigne demandée. Ce résultat a pour effet que la valeur de l'amplitude

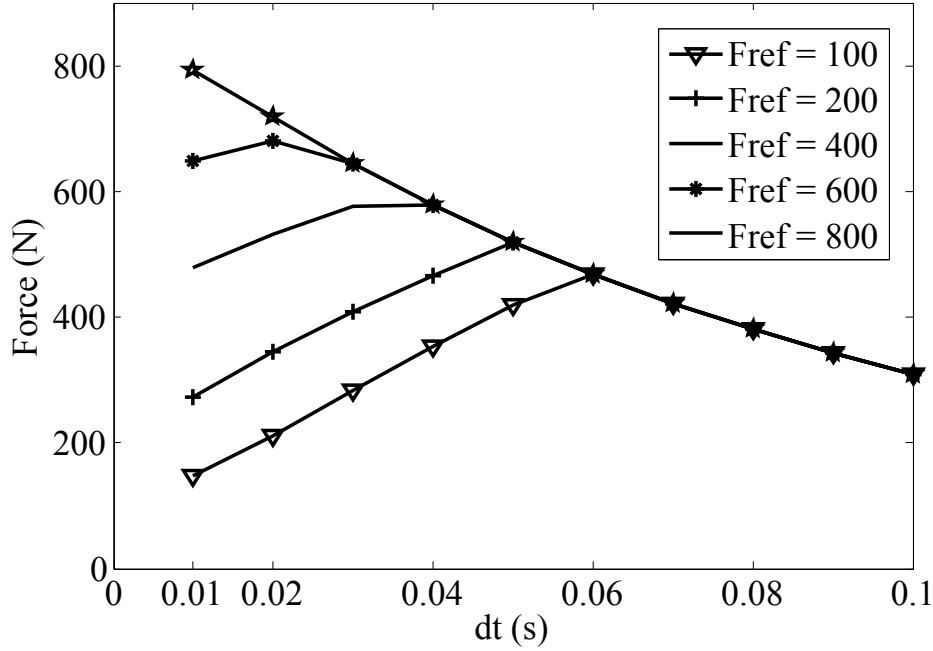


FIGURE 2.18 – Résultats de l'application du contrôle dans le cas où la somme des exponentielles est supérieure au contrôle non linéaire. Evolution de la force générée en fonction de dt .

α augmente plus rapidement pour atteindre sa valeur maximale 2. Le contrôle impose à la force générée d'atteindre la force de référence en faisant varier l'amplitude qui devra être comprise entre 0 et 2 (fig. 2.19). Lorsque l'amplitude maximale est atteinte, ceci signifie que le contrôle force le modèle à aller à la valeur de la consigne et le temps que la force n'arrivera pas à F_{ref} , α restera à cette limite. Par conséquent, le temps de montée est plus long lorsque la force croît et s'éloigne de la force demandée. Lorsque la force décroît et tente de se rapprocher de la consigne, le temps de montée diminue ce qui est normal puisque la force met moins de temps à atteindre 90% de la force maximale développée (fig. 2.20).

3. u_{NL} égale à la moyenne de la somme des impulsions sur l'intervalle $[t_j, t_{j+1}[$

Dans ce dernier cas, le contrôle calculé à $t_j = t_{présent}$ et supposé constant le long de l'intervalle $[t_j, t_{j+1}[$ doit être égale à la moyenne de la somme s évaluée à $t_{j+1} = t_{présent} + dt$ (fig 2.21). L'effet d'un tel contrôle u doit être approximativement le même que $u_{NL}(t)$ qui permet à la force F d'atteindre la référence F_{ref} :

$$\begin{aligned}
 u_{NL}(t) &= \frac{1}{H+1} \sum_{k=0}^H u\left(t + \frac{k}{H} dt\right) \\
 &= \frac{1}{H+1} \sum_{k=0}^H \frac{1}{\tau_c} \sum_{i=1}^j R_i \alpha_i e^{-\frac{(t_j + \frac{k}{H} dt - t_i)}{\tau_c}}, \quad (2.42)
 \end{aligned}$$

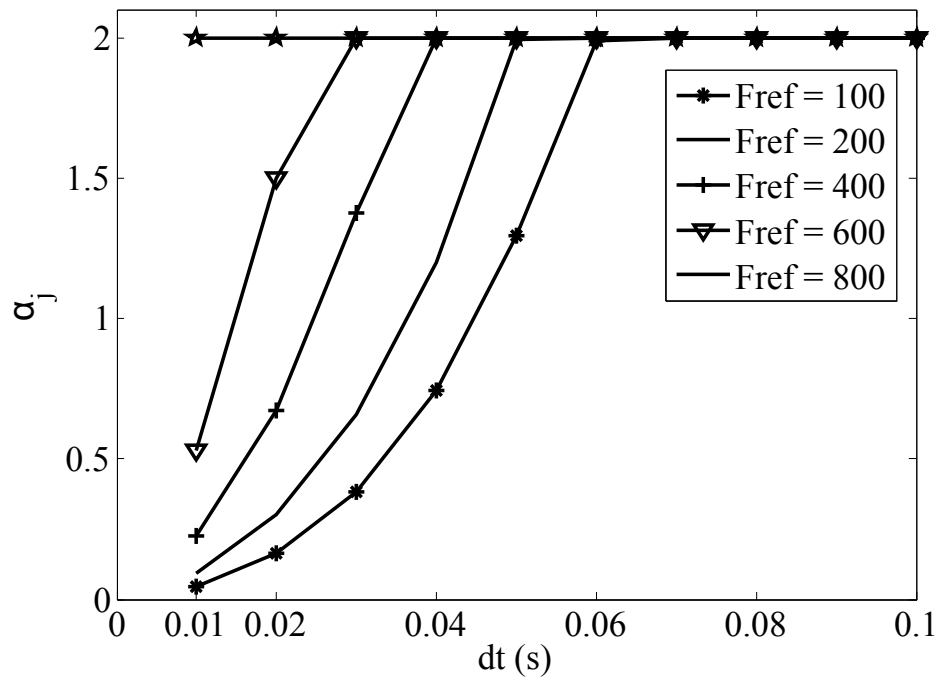


FIGURE 2.19 – Résultats de l'application du contrôle dans le cas où la somme des exponentielles est supérieure au contrôle non linéaire. Evolution des amplitudes α_j en fonction des dt .

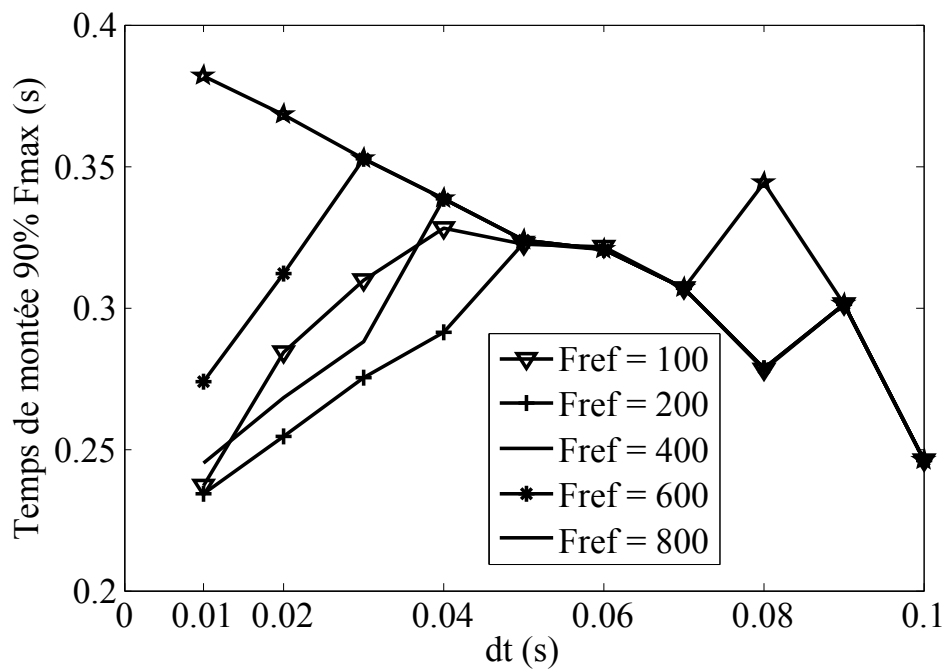


FIGURE 2.20 – Résultats de l'application du contrôle dans le cas où la somme des exponentielles est supérieure au contrôle non linéaire. Temps de montée correspondant à 90% F_{max} .

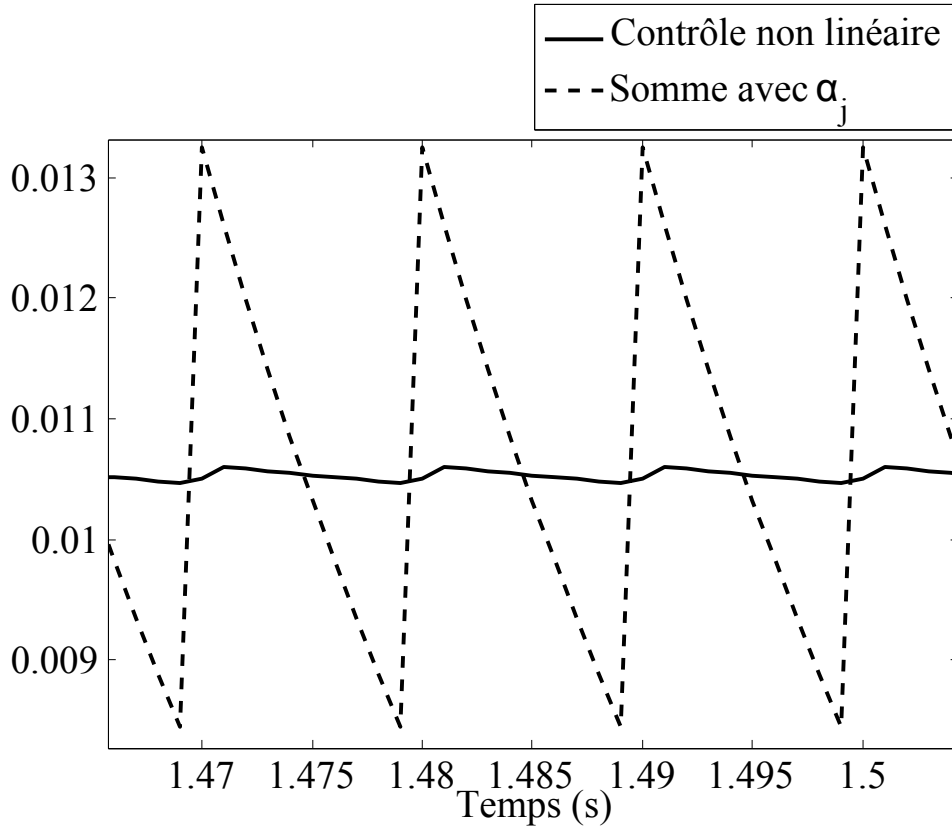


FIGURE 2.21 – Représentation de la somme moyennée au contrôle non-linéaire.

où H est le nombre de valeur de simulation de u durant l'intervalle $[t, t + dt[$ qui est égale à 10 avec le pas d'intégration $\Delta T = \frac{dt}{H+1}$. De plus :

$$u_{NL}(t) = \frac{1}{H+1} \left[\sum_{k=0}^H \frac{1}{\tau_c} \left[\sum_{i=1}^{j-1} R_i \alpha_i e^{-\frac{(t+\frac{k}{H}dt-t_i)}{\tau_c}} + R_j \alpha_j e^{-\frac{(t+\frac{k}{H}dt-t_n)}{\tau_c}} \right] \right], \quad (2.43)$$

α_i ($i = 1, \dots, j-1$) étant les amplitudes des impulsions précédentes qui sont calculées en utilisant les précédentes stimulations. Au temps $t = jdt$, seule la valeur de l'amplitude α_j est inconnue. Ce qui donne alors pour trouver l'amplitude l'expression suivante :

$$\alpha_j = \frac{(H+1)u_{NL}(t) - \sum_{k=0}^H \frac{1}{\tau_c} \left[\sum_{i=1}^{j-1} R_i \alpha_i e^{-\frac{(t+\frac{k}{H}dt-t_i)}{\tau_c}} \right]}{\frac{R_j}{\tau_c} \sum_{k=0}^H e^{-\frac{(t+\frac{k}{H}dt-t_j)}{\tau_c}}}. \quad (2.44)$$

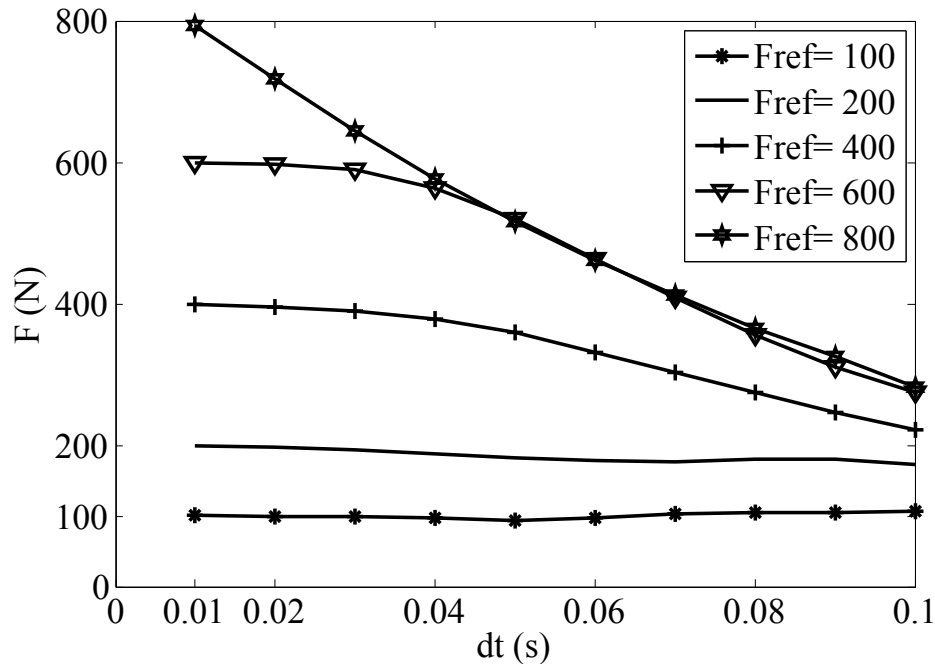


FIGURE 2.22 – Résultats de l'application du contrôle dans le cas où la somme des exponentielles est moyennée au contrôle non linéaire. Evolution de la force générée en fonction de dt .

La valeur des amplitudes est comme précédemment comprise entre 0 et 2. Dans cette étude, le contrôle non linéaire a été appliqué pour des forces de référence de 100, 200, 400, 600 et 800 N avec un dt de 10 à 100 ms. Les forces développées par le modèle s'éloignent de la force de référence plus le dt augmente et plus les consignes sont élevées (fig. 2.22). Pour une force imposée de 100 ou 200 N, l'évolution de la force générée semble constante quelque soit l'évolution du temps d'inter-impulsion. L'évolution des valeurs d'amplitude augmente avec l'augmentation des dt et lorsque la force s'éloigne trop, le contrôle n'arrive pas à forcer le système à atteindre la consigne due à une valeur trop élevée de dt ce qui a pour conséquence que les valeurs des amplitudes seront saturées au maximum à 2 (fig. 2.23). Lorsque la force générée est proche de la consigne, le temps de montée est plus grand avec des forces de références élevées ce qui est correct puisque le modèle met plus de temps à atteindre une consigne plus élevée. Ceci se voit pour des valeurs de dt faibles. Ensuite, plus la force est éloignée de la consigne et de valeur moins élevée, plus le temps de montée sera plus faible et diminuera vu qu'il faudra moins longtemps au système pour atteindre sa limite maximale (fig. 2.24).

Pour se rapprocher des résultats expérimentaux, divers bruits (1.5%, 3% et 5%) ont été ajoutés à notre modèle de force pour ce dernier cas (fig. 2.25-2.26-2.27). Le bruit aura pour conséquence une augmentation des valeurs de nos forces résultantes. Le bruit de 5% est plus

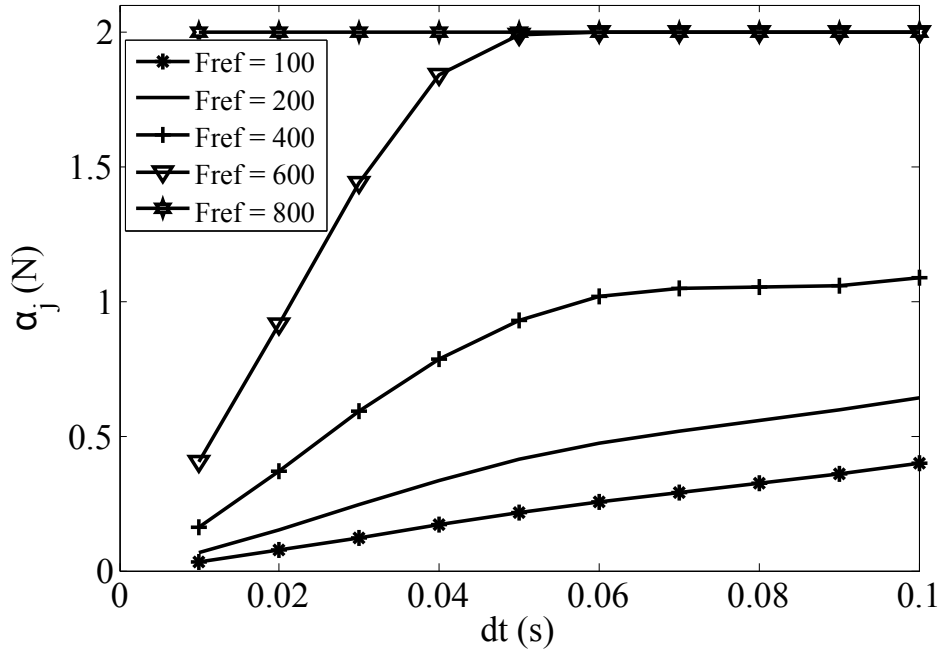


FIGURE 2.23 – Résultats de l'application du contrôle dans le cas où la somme des exponentielles est moyennée au contrôle non linéaire. Evolution des amplitudes α_j en fonction des dt .

représentatif de la réalité. Plus on ajoute du bruit et plus la force augmente ce qui a donc pour conséquence que lorsque les dt sont petits, la force est proche de la consigne et en ajoutant de plus en plus de bruit, la force aura une valeur plus élevée et s'éloignera de la force de référence. Par contre pour des dt plus grands, l'augmentation de la force qui était loin de la consigne permet de la rapprocher de celle-ci.

Dans l'intérêt d'obtenir des résultats plus robustes, un intégrateur est ajouté à notre étude pour le dernier cas. Cet ajout au contrôle non linéaire modifie les équations suivantes :

$$v(t) = \ddot{y}_{ref}(t) - C_1(\dot{e}) - C_0(e) - C_{int} \int_{t_0}^t e\tau d\tau, \quad (2.45)$$

avec e l'erreur entre la force résultante et la force de référence $e = y(t) - y_{ref}$.

Soit

$$\ddot{y} + C_1\dot{y} + C_0(y - y_{ref}) + C_{int}(y - y_{ref}) = 0, \quad (2.46)$$

donnant dans le domaine fréquentiel :

$$s^3 + C_1 * s^2 + C_0 * s + C_{int} = 0, \quad (2.47)$$

et le polynôme :

$$P_{com}(s) = s^3 - Ds^2 - Es - F, \quad (2.48)$$

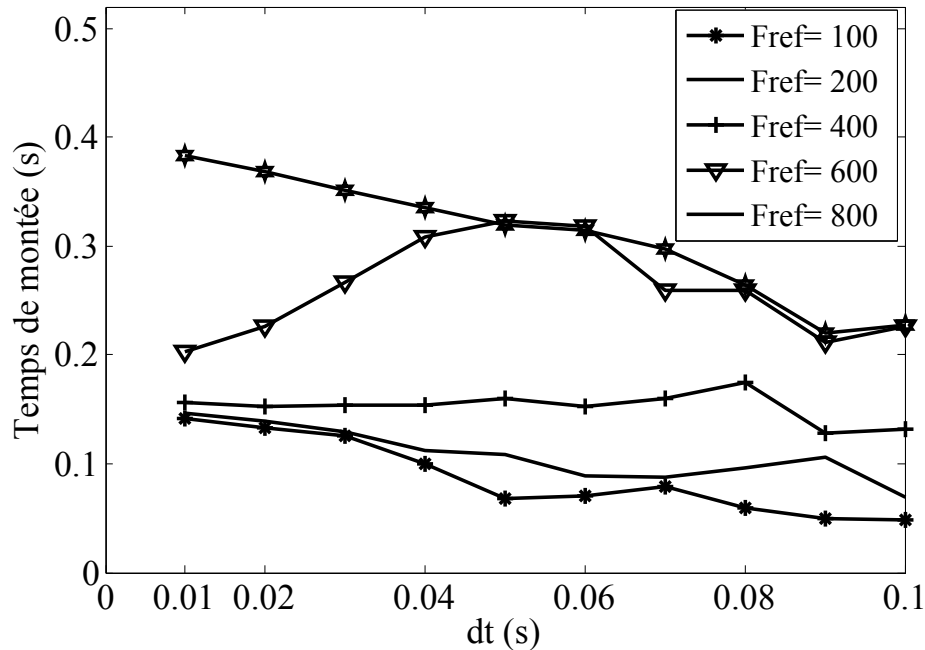


FIGURE 2.24 – Résultats de l'application du contrôle dans le cas où la somme des exponentielles est moyennée au contrôle non linéaire. Temps de montée correspondant à 90% F_{max} .

où

$$D = p_1 + p_2 + p_3, \quad (2.49)$$

$$E = -(p_1 * p_2 + p_1 * p_3 + p_2 * p_3), \quad (2.50)$$

$$F = p_1 * p_2 * p_3. \quad (2.51)$$

L'application d'un intégrateur dans cette étude donne les résultats visibles sur la figure (2.28) où l'évolution de la force est identique au cas sans intégrateur. Par contre une amélioration est visible sur une force de 400 N où la force générée est plus longtemps à la force imposée avec l'augmentation des dt . Il en résulte de même pour 600 N mais on voit moins l'amélioration. Ce qui a également pour conséquence l'augmentation des valeurs des amplitudes qui arrivent plus rapidement à la limite maximale pour les forces de référence et dt élevés. En ajoutant du bruit blanc (fig. 2.29-2.30-2.31), les mêmes observations que précédemment sont faites mais par rapport au cas sans intégrateur on remarque bien l'amélioration et l'intérêt d'un intégrateur dans ce cas. En effet, les forces sont plus élevées et plus proche de la force de référence et meilleure. Une moins grande différence entre les valeurs des forces obtenues pour un dt de 10 ms et un dt de 100 ms est visible.

La représentation des forces résultantes des trois cas de la variation d'amplitude de nos impulsions est représentée pour le modèle de force. Une force de référence de 400 N pour un dt de 10 ms a été choisie (figure 2.32).

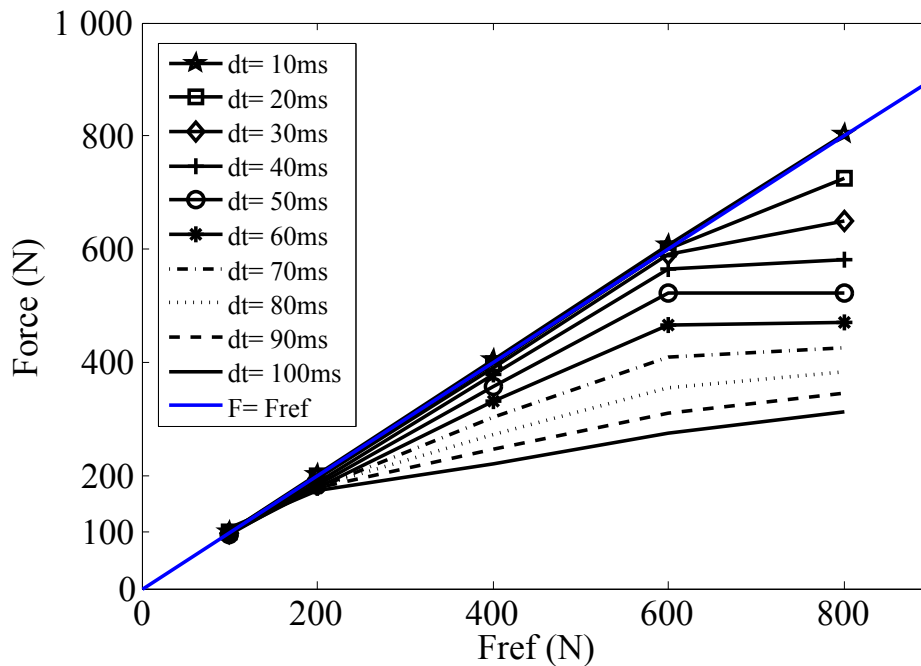


FIGURE 2.25 – Application du bruit blanc de 1.5% pour les forces $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec un dt de 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 et 100 ms.

Le tableau 2.6 résume les valeurs des temps nécessaire aux forces générées pour atteindre les forces de référence avec chaque méthode de contrôle. L'analyse montre que le contrôle non linéaire se trouve entre le régulateur PID et le contrôle par optimisation. Par contre avec le contrôle non linéaire aucun dépassement n'a été visible. De plus, une vitesse acceptable pour atteindre la consigne est obtenue. Dans le chapitre suivant, la fatigue musculaire sera ajoutée ce qui pourra permettre de déterminer clairement quelle méthode est la plus adaptée dans notre cas.

TABLE 2.6 – Table des valeurs des temps nécessaire, correspondant au t_{90} , à la force développée pour atteindre la consigne pour chaque force de référence des méthodes de contrôles.

F_{ref} (N)	t2 (s) Miminisation	t3 (s) PID	t6 (s) Contrôle non linéaire
100	0.1	-	0.683
200	0.4364	1.154	0.8631
400	0.9247	1.1314	1.076
600	1.345	2.266	1.349
800	1.946	2.494	1.6

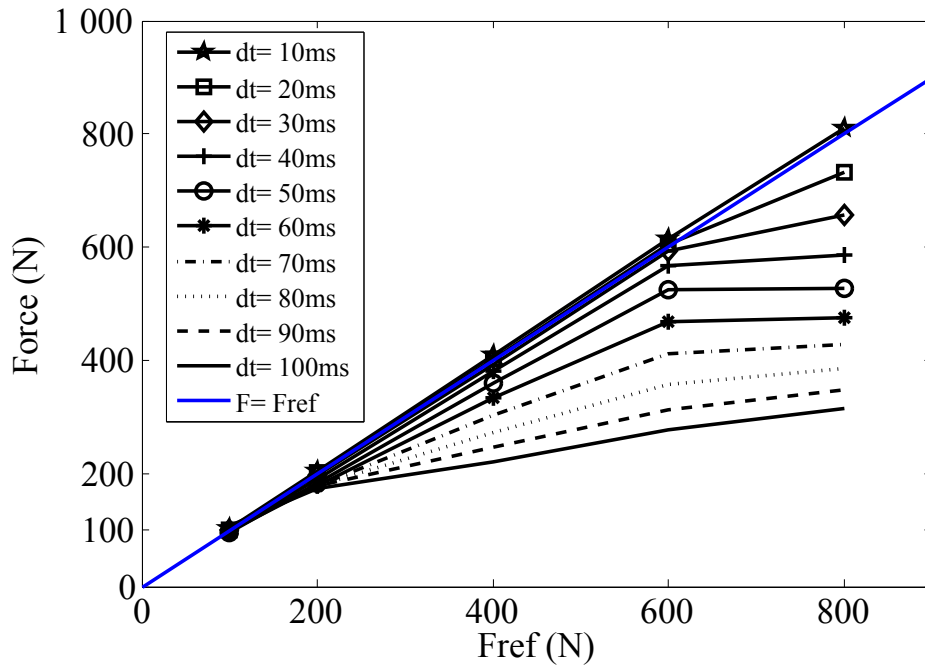


FIGURE 2.26 – Application du bruit blanc de 3% pour les forces $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec un dt de 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 et 100 ms.

2.6 CONCLUSION

Différentes méthodes de contrôle ont été appliquées au modèle de force. Les contrôles ont pu agir sur les temps d'inter-impulsion ou sur les amplitudes des impulsions électriques. Toutes ces méthodes développées ont montré l'efficacité d'appliquer un contrôle sur la force générée afin de la stabiliser autour d'une force de référence plus ou moins rapidement selon la méthode. Chaque contrôle a bien permis à la force développée d'atteindre la consigne et d'y rester tout au long de la simulation sauf lorsque des seuils de saturation ont été imposés aux amplitudes de stimulation par l'intermédiaire de α . Dans le chapitre suivant, ces méthodes de contrôle seront appliquées au modèle de fatigue en prenant en compte les paramètres de la fatigue musculaire. L'efficacité de chaque méthode de contrôle à contrer les effets de la fatigue sera analysée.

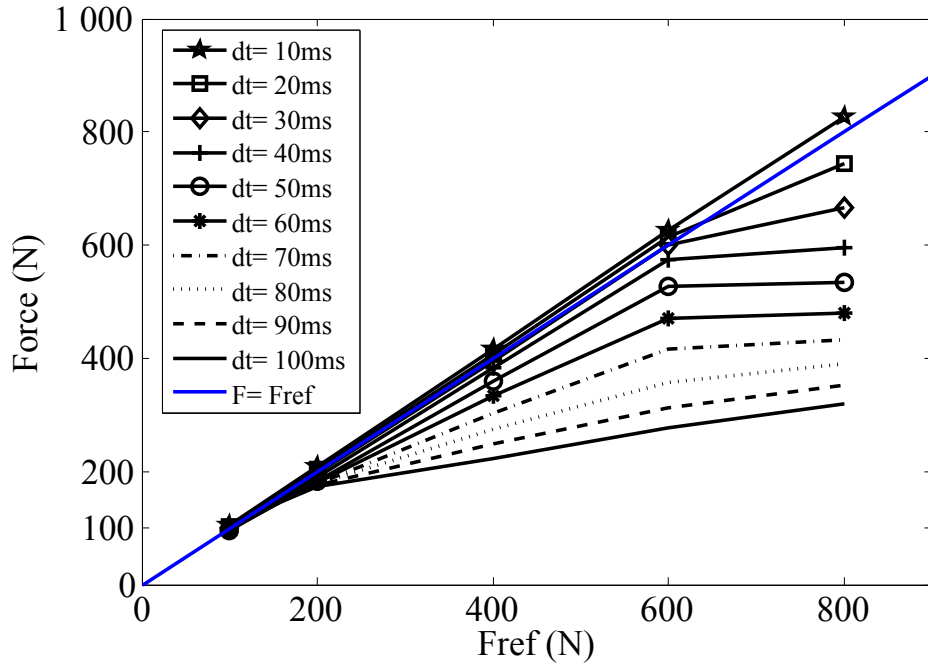


FIGURE 2.27 – Application du bruit blanc de 5% pour les forces $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec un dt de 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 et 100 ms.

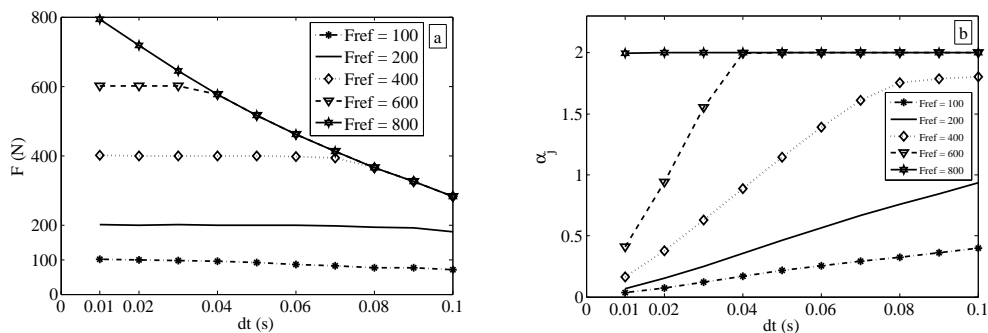


FIGURE 2.28 – Résultats de l'application du contrôle dans le cas où la somme des exponentielles est moyennée au contrôle non linéaire avec intégrateur. (a) la force générée en fonction de dt , en (b) l'évolution des amplitudes α_j en fonction des dt .

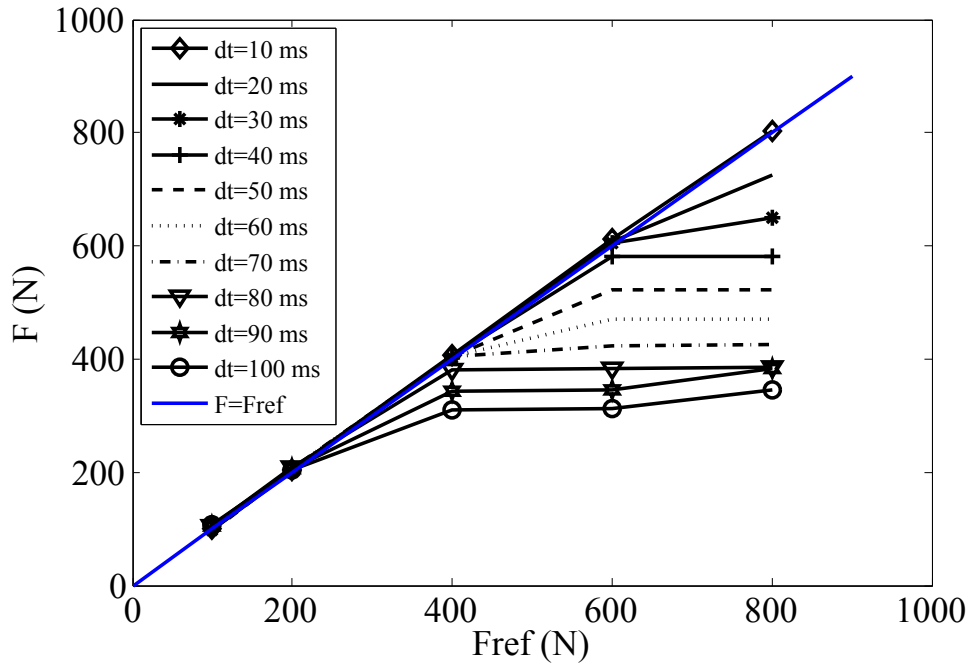


FIGURE 2.29 – Application du bruit blanc de 1,5% avec intégrateur pour les forces $F_{ref}= 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec un dt de 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 et 100 ms.

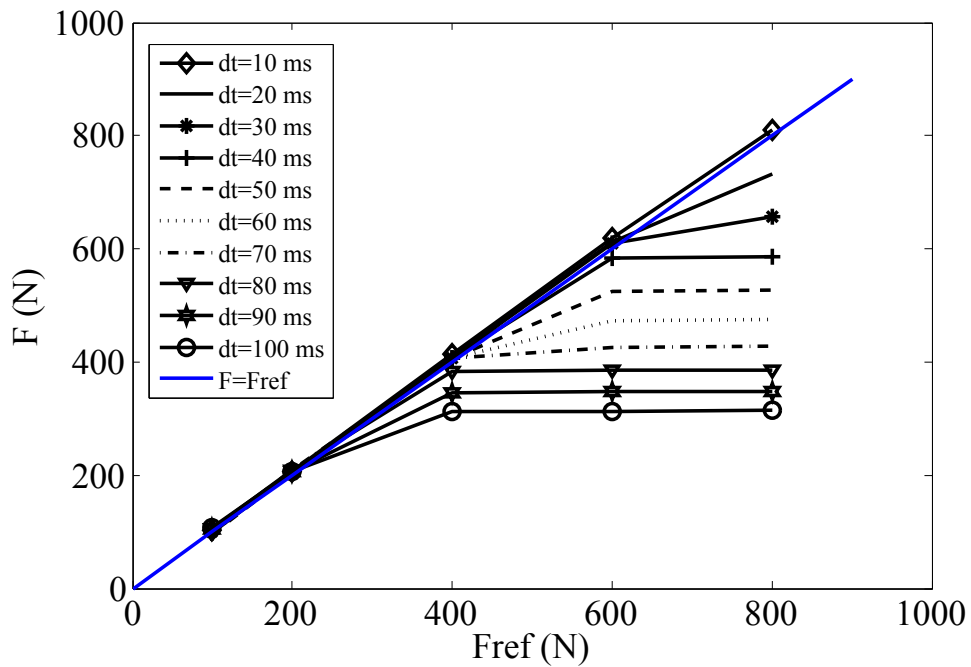


FIGURE 2.30 – Application du bruit blanc de 3% avec intégrateur pour les forces $F_{ref}= 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec un dt de 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 et 100 ms.

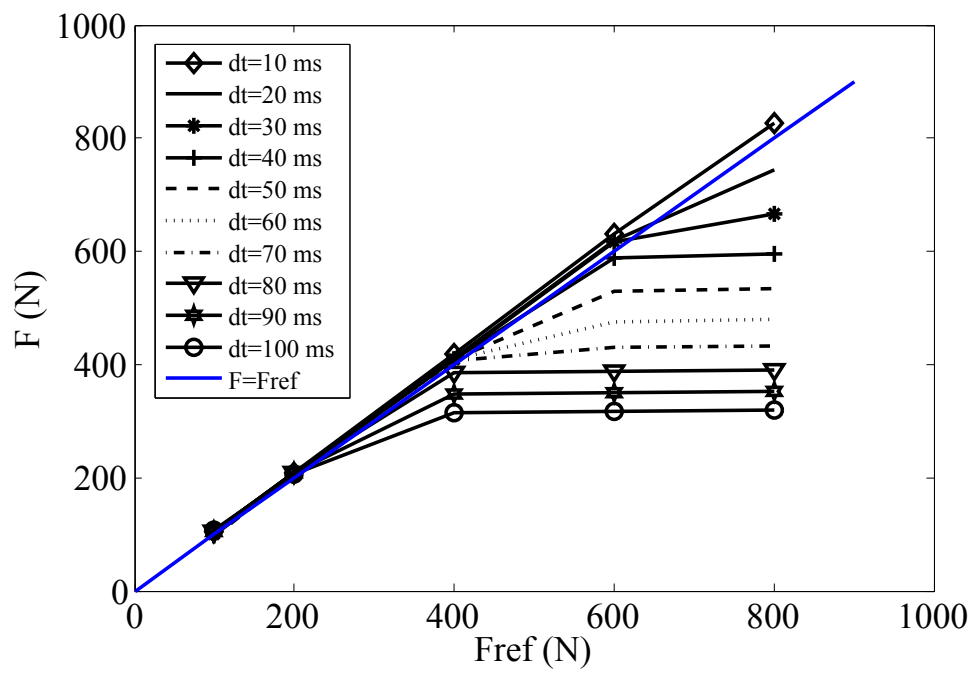


FIGURE 2.31 – Application du bruit blanc de 5% avec intégrateur pour les forces $F_{ref}= 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec un dt de 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 et 100 ms.

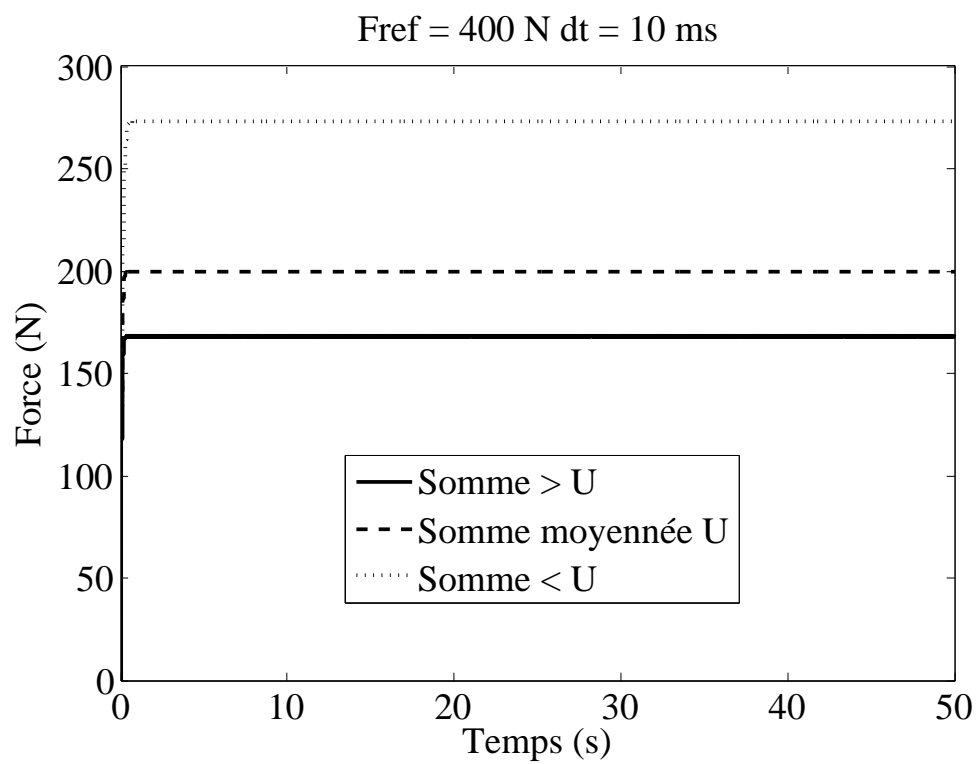


FIGURE 2.32 – Représentation des trois études pour le modèle de force pour $F_{ref} = 400 \text{ N}$ avec un $dt = 10 \text{ ms}$.

Chapitre 3

Le modèle de fatigue

3.1 Introduction

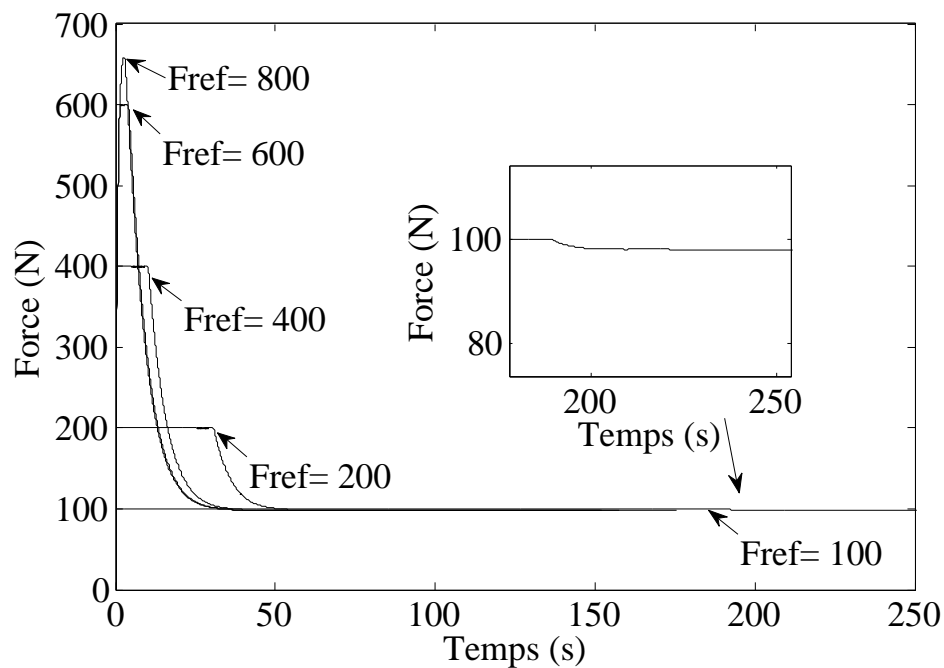


FIGURE 3.1 – Application de la minimisation sur le modèle de fatigue pour les diverses forces de référence $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N. Evolution de la force développée.

Dans ce chapitre, toutes les équations du modèle (eq. 1.4-1.8) sont prises en compte. Les équations 1.6-1.8 auront un impact sur la force musculaire qui résulte de la simulation du modèle de force-

fatigue. Avant de détailler les méthodes de contrôle appliquées au modèle complet (II), nous allons donner quelques définitions concernant la fatigue musculaire. Un muscle est dit fatigué lorsqu'il perd sa capacité à fournir un effort donc à générer une force. Lors d'une contraction, le sujet développe une certaine force du fait que le muscle était jusque là au repos. Sous l'effet des stimulations, le muscle se contracte ce qui demande un effort physique plus important. Selon le temps, le nombre de contraction et l'état physiologique de la personne, le muscle sera fatigué plus ou moins rapidement selon sa résistance et ne sera plus apte à fournir l'effort demandé [95]. La fatigue musculaire apparaît après un effort intense du muscle. Lorsque la fatigue est trop importante, il est possible d'atteindre un point de non retour où le muscle n'a plus du tout aucune force et plus aucune activité n'est possible.

Généralement les effets de la fatigue se voient dans l'état physiologique d'une personne ainsi dans la génération de la force par une diminution de celle-ci. La force produite sera moins élevée par rapport au début d'une stimulation voire très faible en cas de fatigue extrême. Le fait que la fatigue soit apparue ne signifie pas que les stimulations doivent être arrêtées [96]. Il est possible de continuer mais la fatigue impose une limite dans sa capacité ou non à produire une force. Cette saturation empêche des détériorations et endommagements du muscle [49]. Lorsque le muscle est en état de fatigue, il lui faut du repos afin de retrouver ses capacités maximales. La fatigue peut être due à différentes causes. Deux types de fatigue sont connus : la fatigue périphérique et la fatigue centrale.

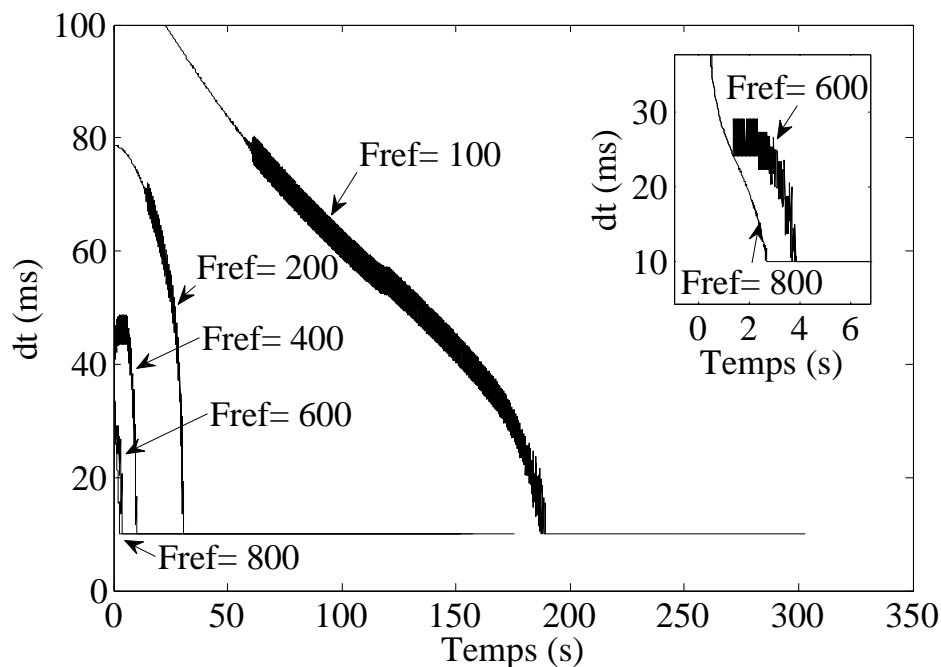


FIGURE 3.2 – Application de la minimisation sur le modèle de fatigue pour les diverses forces de référence $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N. Evolution du temps dt correspondant à la force générée.

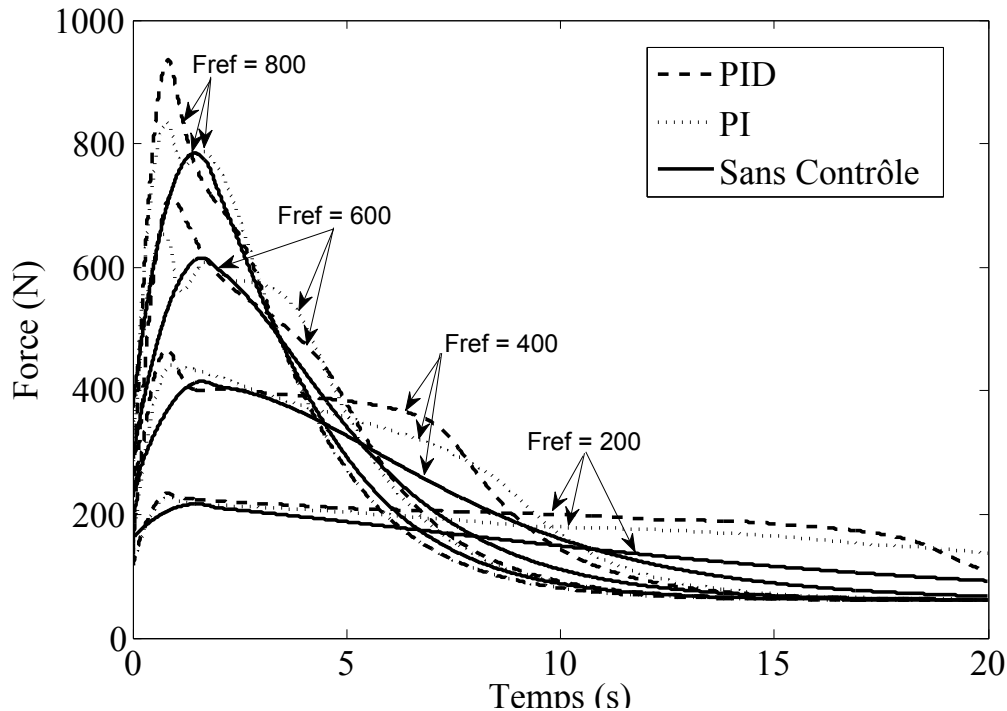


FIGURE 3.3 – Application des régulateurs PI et PID et sans contrôle sur le modèle de fatigue (II). Représentation des forces générées pour les quatre forces $F_{ref} = 200, 400, 600$ et 800 N.

Dans le chapitre précédent, le contrôle de la force générée a été démontré. La force musculaire atteint correctement la consigne imposée et reste constante à celle-ci jusqu'à la fin de la stimulation. En rajoutant l'aspect fatigue, la force est influencée. En effet, à partir d'un certain moment, l'amplitude de la force diminuera. L'application de méthodes de contrôle aura pour but de diminuer les effets de la fatigue sur la force musculaire et de compenser ces effets. Le contrôle permettra de garder une contraction plus longtemps à une certaine force de référence. Ainsi, le contrôle permettra de diminuer l'influence de la fatigue sur la force par la prise en compte de la réponse musculaire en temps réel. Lors de l'apparition de la fatigue, le contrôle contrera ses effets en réduisant considérablement le nombre de séances nécessaires pour une rééducation ainsi que le temps d'une stimulation. Plus une stimulation est longue, plus la fatigue est grande. Diminuer le temps de stimulation revient à réduire la fatigue d'un muscle. Les trois mêmes méthodes de contrôle que le chapitre 2 ont été appliquées sur le modèle complet (de fatigue).

3.2 Présentation des méthodes de contrôle

Notre contrôle peut agir sur deux paramètres du modèle. Le premier paramètre est le temps de stimulation t_i conduisant à la variation de la fréquence des stimulations. Afin d'appliquer notre contrôle sur t_i , deux méthodes sont développées : la méthode de minimisation de l'erreur quadratique

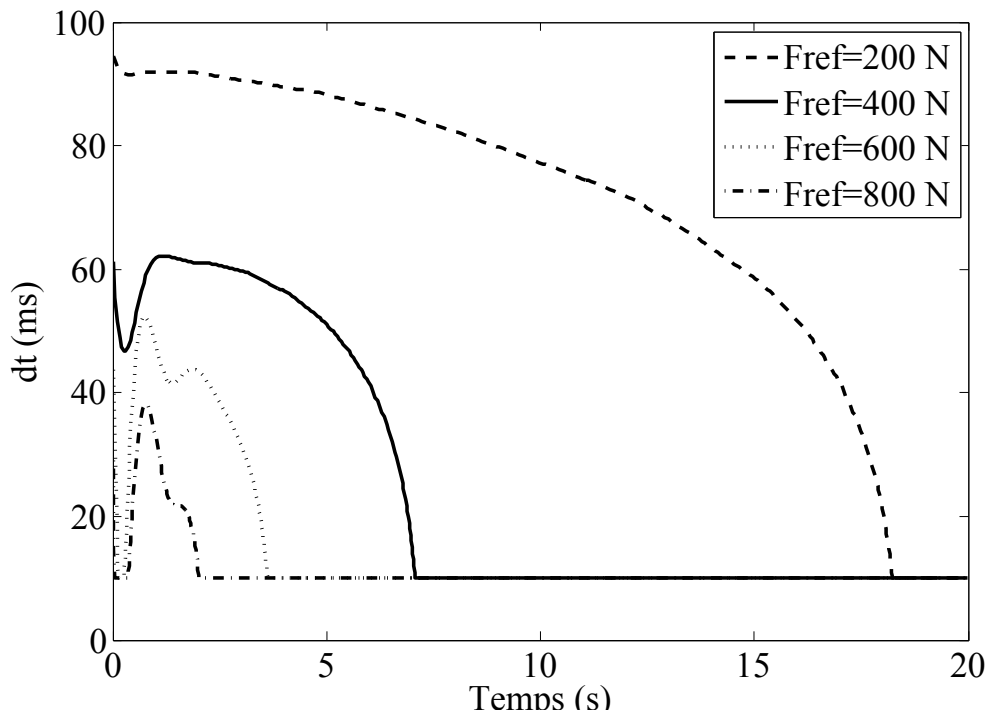


FIGURE 3.4 – Application des régulateurs PI et PID et sans contrôle sur le modèle de fatigue (II). Temps dt calculés du régulateur pour chaque consigne $F_{ref}=200, 400, 600$ et 800 N.

et le régulateur PID. La première méthode minimise l'erreur entre la force obtenue et imposées en utilisant la simulation du modèle sur un intervalle $[t, t + dt]$. La seconde est basée sur la méthode empirique de Ziegler-Nichols décrite précédemment. Le second paramètre sur lequel le contrôle peut agir est l'amplitude des impulsions électriques envoyées. Dans ce cas nous appliquons notre contrôle non linéaire afin de déterminer l'amplitude à appliquer à chaque stimulation.

3.3 Contrôle de la force musculaire par optimisation

3.3.1 Variation en fréquence

Le contrôle par optimisation de l'erreur quadratique $(F - F_{ref})^2$ (F la force générée et F_{ref} la force de référence) est exactement la même que celle décrite dans le chapitre précédent avec cette fois-ci la prise en compte de la fatigue musculaire. L'objectif de la minimisation sur la force musculaire étant de prédire le temps de la prochaine impulsion avec l'amplitude des impulsions électriques constante à 1. Les contraintes imposées sont identiques avec une fréquence de stimulation comprise entre 10 et 100 Hz et une variation de dt entre deux stimulations successives égale à l fixée à 5 ms.

Les résultats obtenus pour le modèle de fatigue sont représentés sur les figures 3.1 et 3.2. Contrairement au modèle de force, la fatigue étant prise en compte, rapidement les effets de la fatigue

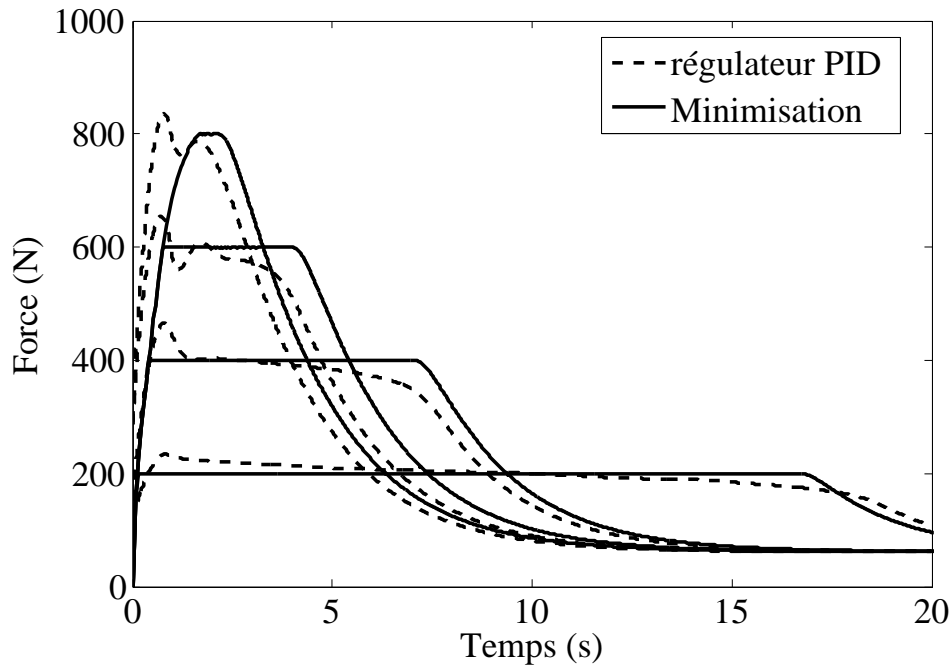


FIGURE 3.5 – Représentation des forces développées après application des méthodes de contrôle : minimisation et régulateur PID pour les forces de référence $F_{ref} = 200, 400, 600$ et 800 N.

sur la force musculaire sont visibles. Lorsque la fatigue musculaire apparaît, le contrôle a pour but de contrer ses effets aussi longtemps que possible. À partir d'un certain temps de stabilisation de la force générée à la force de référence, la fatigue apparaît et provoque instantanément une décroissance de la force développée (fig. 3.1). Plus la consigne est petite, plus la force générée se stabilise longtemps à la valeur imposée. Dès que la fatigue apparaît une diminution de la force et du temps (fig. 3.2) apparaît jusqu'à atteindre une limite minimale.

Un tableau récapitulatif donne la durée à laquelle la force se stabilise à la force de référence avant que la fatigue musculaire agisse.

En comparant au modèle de force du chapitre 2, les résultats des deux modèles sont identiques et cohérents. Les forces et les temps obtenus sont de valeurs identiques lorsque les forces atteignent leurs stabilités pour les diverses force de référence considérées comme une valeur plateau.

3.4 Contrôle par régulateur PID

Dans cette méthode de contrôle, l'amplitude des impulsions est constante à 1 avec un temps d'inter-pulsation variable de 10 à 100 ms par pas de 10 ms. Comme dans le cas du modèle de force, le régulateur PID a pour objectif de prédire le temps de la stimulation suivante t_{i+1} et d'emmener la

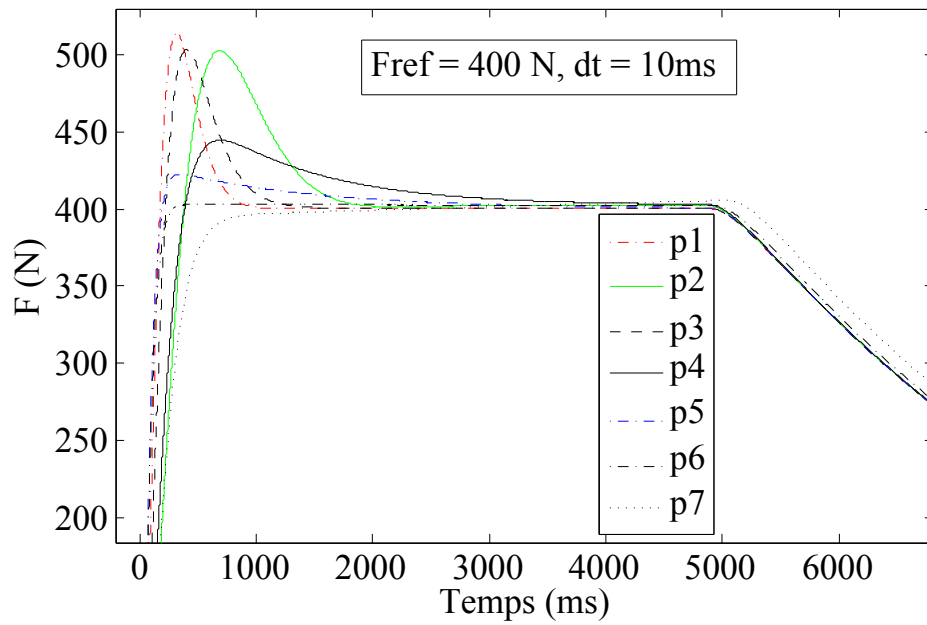
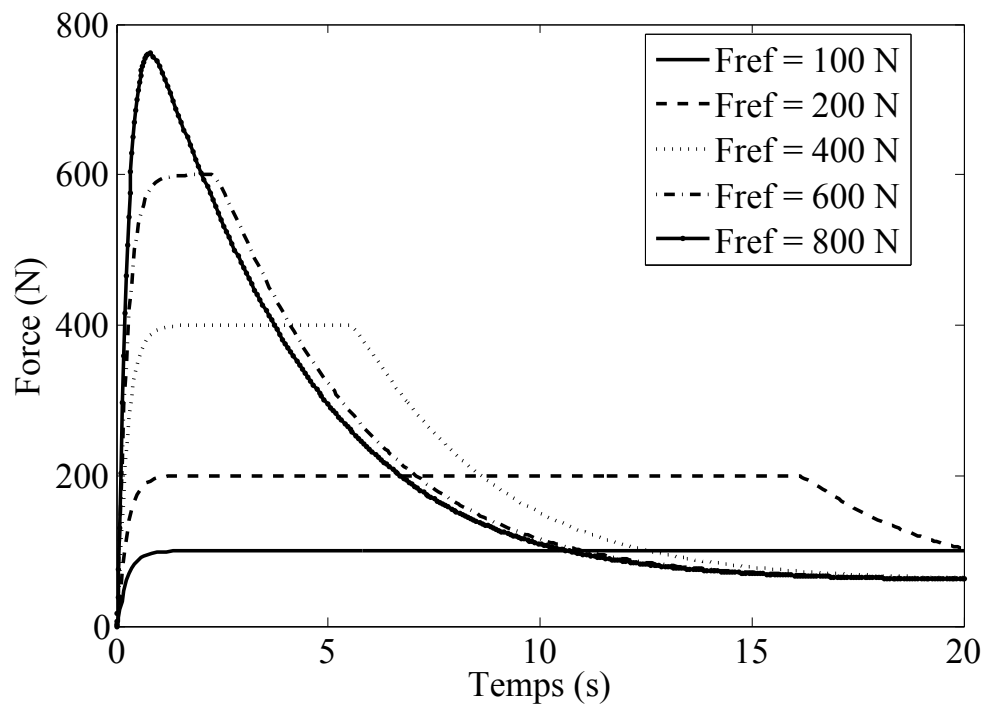


FIGURE 3.6 – Représentation de l'influence des différents pôles.

FIGURE 3.7 – Résultats du contrôle non linéaire pour le modèle (II) correspondant pour $F_{ref} = 100$, 200, 400, 600 et 800 N. Evolution de la force générée.

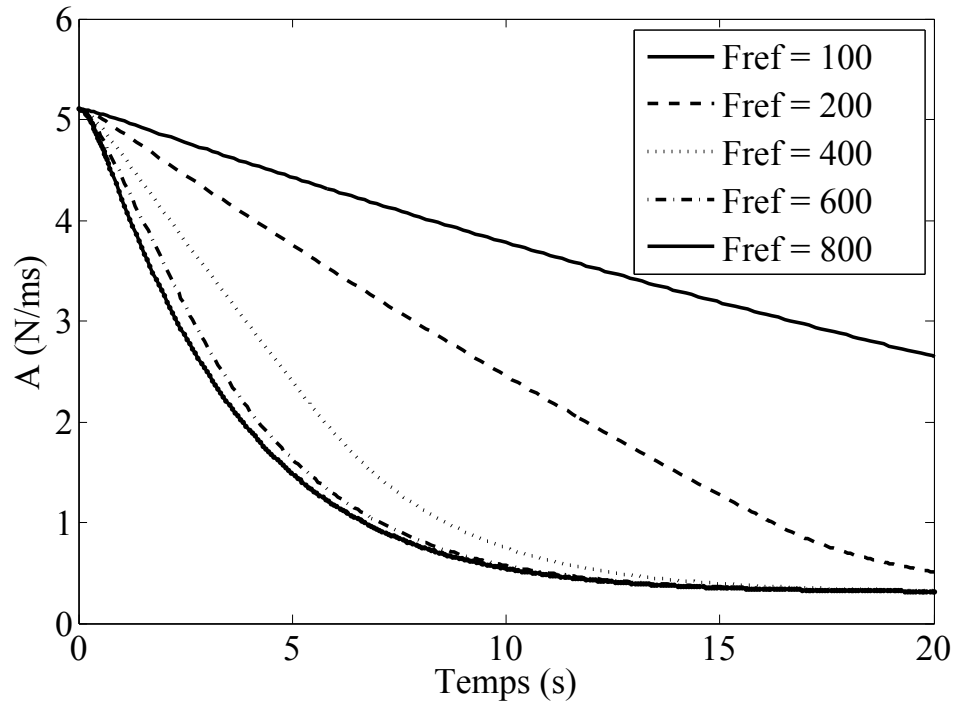


FIGURE 3.8 – Résultats du contrôle non linéaire pour le modèle (II) correspondant pour $F_{ref} = 100$, 200, 400, 600 et 800 N. Evolution de l'amplitude.

TABLE 3.1 – Table des valeurs des temps de maintien (t_1) aux consignes pour le modèle de fatigue.

F_{ref}	t_1 (s) Miminisation
100	189.2
200	16.4062
400	6.1349
600	2.882
800	0.32

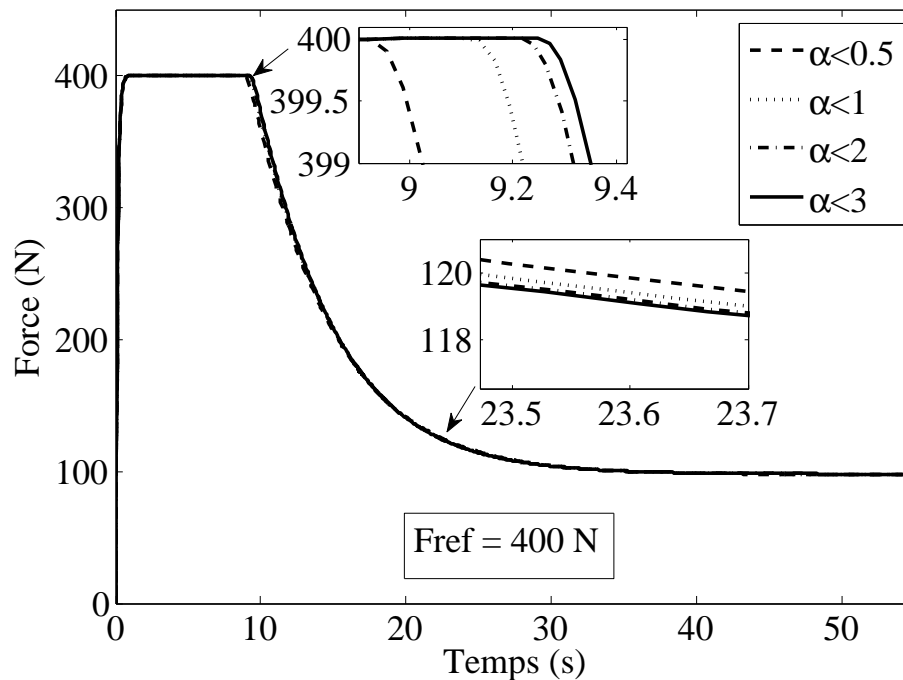


FIGURE 3.9 – Différentes limites appliquées sur les amplitudes des impulsions pour une consigne F_{ref} de 400 N ($dt=10$ ms). Représentation de la force obtenue pour les limites du modèle de fatigue.

force développée à une force de référence imposée par l'observation de l'erreur quadratique entre la force instantanée et la consigne. Les coefficients k_p , τ_i et τ_d seront trouvés de la même manière que ceux du modèle de force.

Application du contrôle par régulateur PID sur le modèle de fatigue pour les forces de référence 100, 200, 400, 600 et 800 N (fig. 3.3) montre bien que les forces développées atteignent les forces de référence selon le réglage de la durée inter-pulse dt . De petits dépassements sont visibles au début des simulations obtenues. La valeur de l'amplitude de ces dépassements augmente avec l'augmentation de la force de référence. Plus la force imposée est élevée et plus le temps pour atteindre la force de référence est long et plus la force se stabilise moins longtemps à la consigne. Les temps dt correspondant aux résultats sont visibles sur la figure 3.4. Les dépassements des consignes imposées sont bien visibles au début de la stimulation puis le temps se stabilise autour de la valeur nécessaire pour atteindre les forces de référence. Les contraintes imposées sont respectées avec des temps compris entre 10 et 100 ms et une variation entre deux impulsions successives ne dépassant pas 5 ms. Comme pour le modèle de force, la comparaison des deux régulateurs permet de montrer qu'un régulateur PID est plus efficace car la force développée se stabilise plus longtemps à la force de référence qu'en utilisant un régulateur PI et que la consigne est atteinte plus rapidement.

Au niveau de la fatigue musculaire, la vitesse de convergence de la force à la force imposée croît par

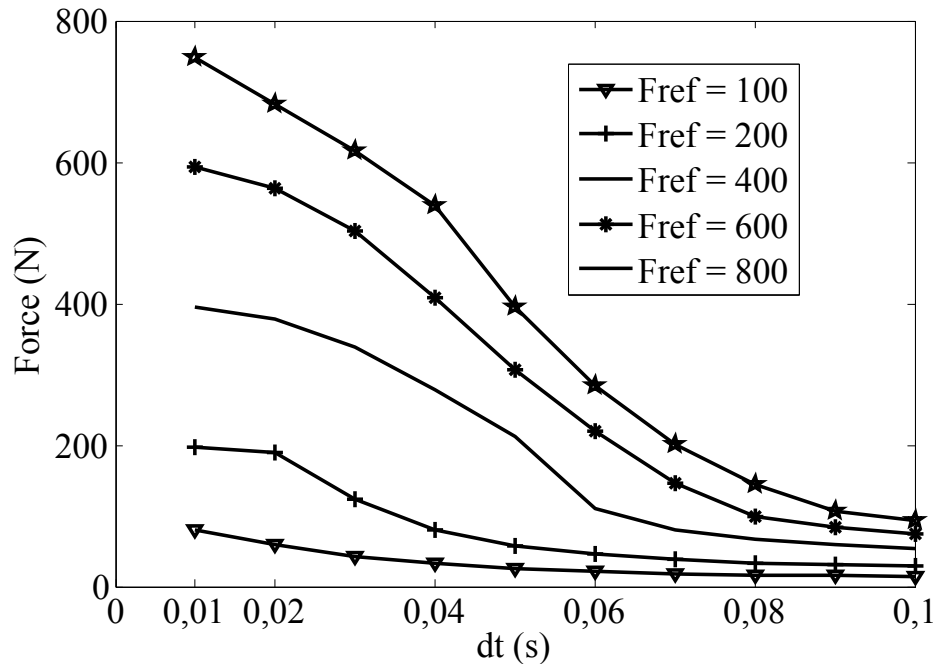


FIGURE 3.10 – Application du contrôle non linéaire sur le modèle de fatigue (II) dans le cas où l'amplitude des impulsions électriques est inférieure au contrôle non linéaire pour les forces de référence $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N pour un dt allant de 10 à 100 ms par pas de 10. Evolution de la force F générée.

rapport au modèle de force seulement. Plus la force de référence est élevée, et moins la force générée reste à F_{ref} car la fatigue apparaît plus rapidement, et le contrôle ne compense plus les effets de la fatigue après qu'il ait atteint sa valeur maximale.

La représentation des forces générées lors de l'application du contrôle par optimisation et du régulateur PID sur le modèle de fatigue (fig. 3.5) a montré que la méthode d'optimisation semble plus efficace que le régulateur PID (temps d'établissement de F à F_{ref} plus long, plus rapidement à la consigne et peu de dépassements).

Les deux méthodes de contrôle sont efficaces puisque la force générée atteint correctement la consigne en restant stable à celle-ci le plus longtemps possible. Dans le cas de la première méthode de contrôle (contrôle par optimisation), l'apparition de la fatigue musculaire entraîne une diminution de la force générée. L'analyse des résultats de simulation montre que le contrôle par optimisation est donc beaucoup plus robuste qu'un contrôle par régulateur PID. Les effets de la fatigue musculaire sur la force sont mieux contrôlés avec l'application d'un contrôle par optimisation. Les dépassements de F_{ref} lors d'application du régulateur PID accélère l'apparition de la fatigue musculaire, ce qui n'est pas le cas lors de l'application du contrôle par optimisation, permettant ainsi de maintenir F à

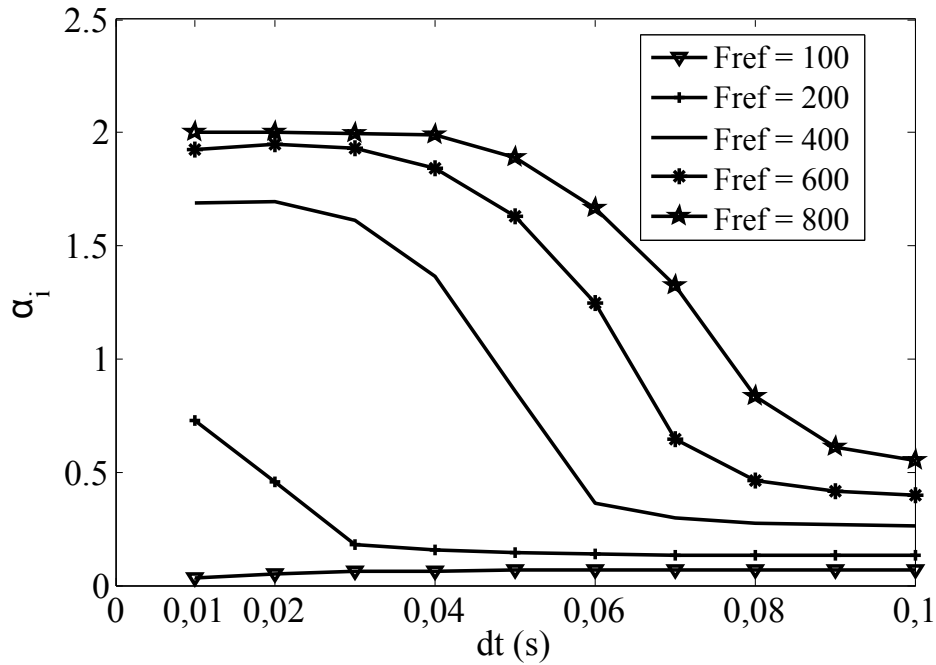


FIGURE 3.11 – Application du contrôle non linéaire sur le modèle de fatigue (II) dans le cas où l'amplitude des impulsions électriques est inférieure au contrôle non linéaire pour les forces de référence $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N pour un dt allant de 10 à 100 ms par pas de 10. Evolution de l'amplitude α_i en fonction de dt .

TABLE 3.2 – Table des valeurs des temps tm et $tpid$ pour atteindre la consigne pour chaque force des deux méthodes respectives contrôle par optimisation et régulateur PID pour le modèle de fatigue. ts temps mis par la force développée pour atteindre la consigne sans application de contrôle.

F_{ref} (N)	ts (s)	tm (s)	$tpid$ (s)
200	0.7	0.1622	0.3438
400	1.179	0.4552	1.49
600	1.29	0.8	1.55
800	-	1.673	-

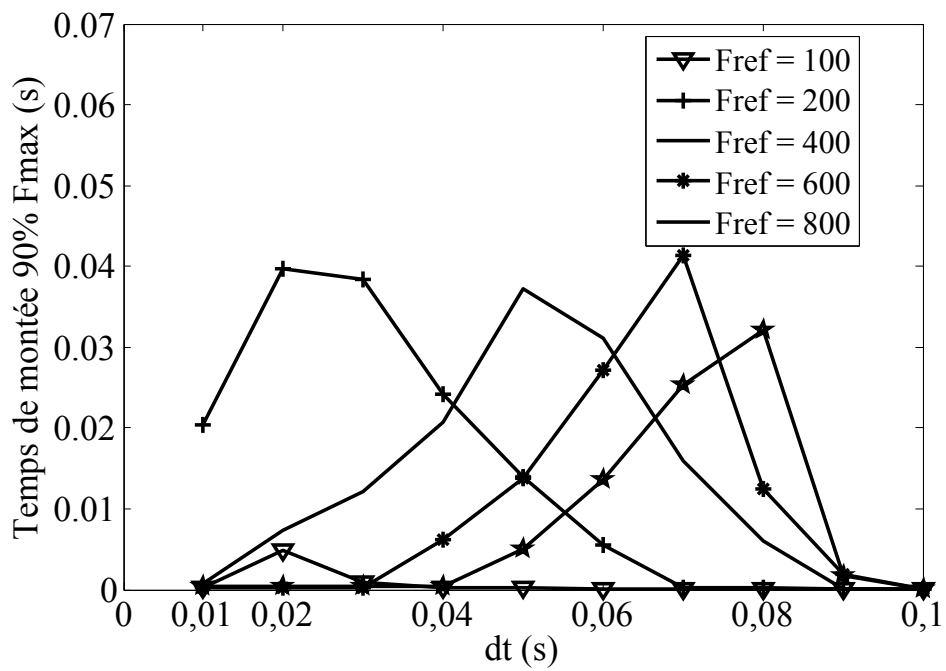


FIGURE 3.12 – Application du contrôle non linéaire sur le modèle de fatigue (II) dans le cas où l'amplitude des impulsions électriques est inférieure au contrôle non linéaire pour les forces de référence $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N pour un dt allant de 10 à 100 ms par pas de 10. Evolution du temps de montée correspondant à 90% F_{max} en fonction de dt .

F_{ref} plus longtemps.

3.4.1 Contrôle non linéaire

Dans le cas du modèle force-fatigue, le contrôle non linéaire a été réalisé dans le but de régler les amplitudes des impulsions électriques de stimulation. En effet celui-ci sera différent du chapitre précédent de par l'ajout d'équations différentielles. Dans une première étude, on calcule le contrôle non linéaire qui sera appliqué au modèle de force-fatigue à la place de la somme des impulsions électriques. La seconde étude sera l'application du contrôle non linéaire où l'amplitude sera variable et la fréquence fixe. Cette méthode sera appliquée de trois manières différentes afin de déterminer l'amplitude α_i avec un contrôle discret $u(t)$.

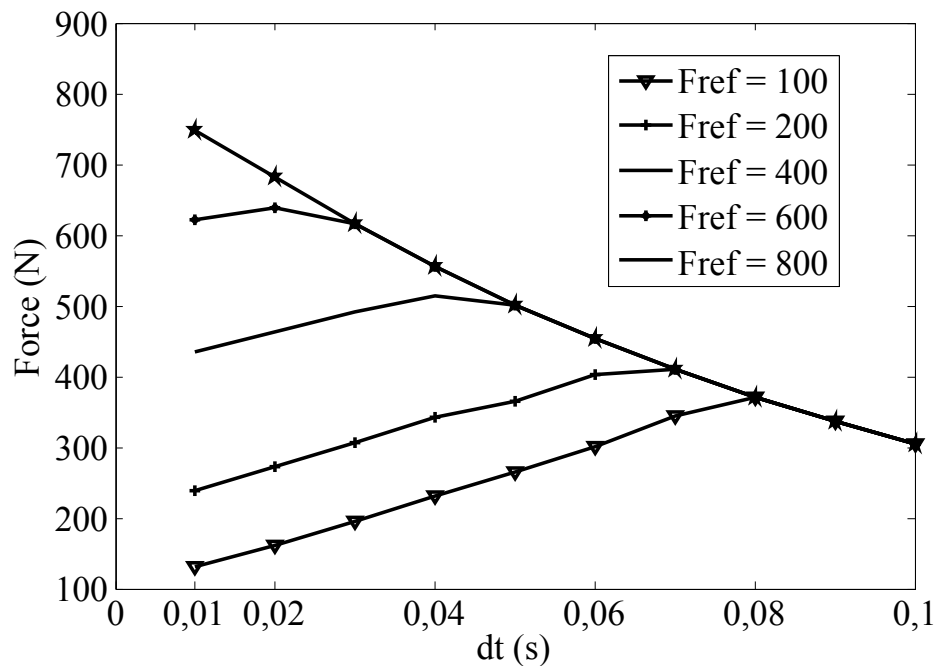


FIGURE 3.13 – Application du contrôle non linéaire sur le modèle de fatigue (II) dans le cas où l'amplitude des impulsions électriques est supérieure au contrôle non linéaire pour les forces de référence $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N pour un dt allant de 10 à 100 ms par pas de 10. Evolution de la force F générée en fonction de dt .

3.4.2 Calcul du contrôle non linéaire

Le contrôle u agit sur l'amplitude ou la fréquence de stimulation et correspond à la somme des stimulations électriques dans l'équation de la dynamique du Calcium en (1) :

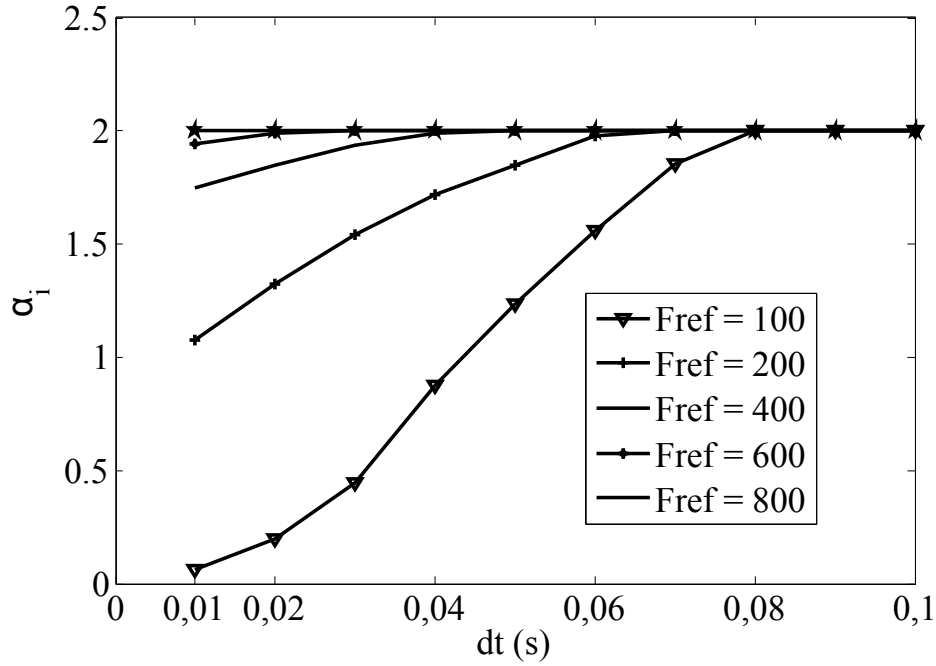


FIGURE 3.14 – Application du contrôle non linéaire sur le modèle de fatigue (II) dans le cas où l'amplitude des impulsions électriques est supérieure au contrôle non linéaire pour les forces de référence $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N pour un dt allant de 10 à 100 ms par pas de 10. Evolution de l'amplitude α_i en fonction de dt .

$$\frac{dC_n}{dt} = u - \frac{C_n}{\tau_c}, \quad (3.1)$$

où

$$u = \frac{1}{\tau_c} \sum_{i=1}^n R_i e^{-\frac{(t-t_i)}{\tau_c}}. \quad (3.2)$$

Dans ce cas aussi, le modèle force-fatigue est un système non linéaire affine en u :

$$\dot{x}(t) = f(x(t)) + g(x(t))u_{NL}(t), \quad (3.3)$$

et

$$y(t) = h(x(t)). \quad (3.4)$$

Selon les équations du modèle de fatigue, $x(t)$ et $y(t)$ deviennent :

$$x(t) = \begin{bmatrix} C_n(t) \\ F(t) \\ A(t) \\ R_0(t) \\ \tau_1(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_1(t) \\ x_2(t) \\ x_3(t) \\ x_4(t) \\ x_5(t) \end{bmatrix}, \quad (3.5)$$

et

$$y(t) = x_2(t), \quad (3.6)$$

avec :

$$f = \begin{bmatrix} \frac{-x_1}{\tau_c} \\ \frac{x_3 x_1}{x_1 + K_m} - \frac{x_2}{x_4 + \tau_2} \frac{x_1}{x_1 + K_m} \\ \frac{-(x_3 - A_r)}{\tau_{fat}} + \alpha_A x_2 \\ \frac{-(x_4 - R_{0r})}{\tau_{fat}} + \alpha_{R_{0r}} x_2 \\ \frac{-(x_5 - \tau_{1r})}{\tau_{fat}} + \alpha_{\tau_1} x_2 \end{bmatrix}, \quad (3.7)$$

$$g = \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (3.8)$$

R_0 ou x_4 étant constant à 2, son équation n'est pas prise en compte dans les calculs du contrôle. Selon certaines études, R_0 est une fonction de K_m d'où la possibilité de calculer à la place de $\frac{dR_0}{dt}$:

$$\frac{dK_m}{dt} = \frac{-K_m - K_{mr}}{\tau_{fat}} + \alpha_{K_m}.$$

Les mêmes variables d'état (avec R_0) sont gardées par la suite (équation (3.15)).

Le système étant contrôlable comme vu auparavant (chapitre 2), l'application du contrôle peut se faire par retour de sortie. Pour se faire, le calcul des dérivées de Lie [8] donne dans ce cas pour la première dérivée de la force $\dot{y}(t)$:

$$\dot{y}(t) = L_f h(x) + L_g h(x(t)) u_{NL}(t), \quad (3.9)$$

où

$$L_f h(x) = \frac{\partial h}{\partial x} f = [0 \ 1 \ 0 \ 0 \ 0][f] = f_2, \quad (3.10)$$

$$L_g h(x) = \frac{\partial h}{\partial x} g = [0 \ 1 \ 0 \ 0 \ 0][g] = 0. \quad (3.11)$$

$L_g h(x)$ étant nulle, le calcul de la seconde dérivée $\ddot{y}(t)$ est réalisée :

$$\ddot{y}(t) = L_f L_f h(x) + L_g L_f h(x(t)) u_{NL}(t), \quad (3.12)$$

où

$$L_f L_f h(x) = \frac{\partial L_f h(x)}{\partial x(t)} f = \left[\frac{\partial L_f h(x)}{\partial x_1} \frac{\partial L_f h(x)}{\partial x_2} \frac{\partial L_f h(x)}{\partial x_3} \frac{\partial L_f h(x)}{\partial x_4} \frac{\partial L_f h(x)}{\partial x_5} \right] f, \quad (3.13)$$

et

$$L_g L_f h(x) = \frac{\partial L_f h(x)}{\partial x(t)} g = \left[\frac{\partial L_f h(x)}{\partial x_1} \frac{\partial L_f h(x)}{\partial x_2} \frac{\partial L_f h(x)}{\partial x_3} \frac{\partial L_f h(x)}{\partial x_4} \frac{\partial L_f h(x)}{\partial x_5} \right] g. \quad (3.14)$$

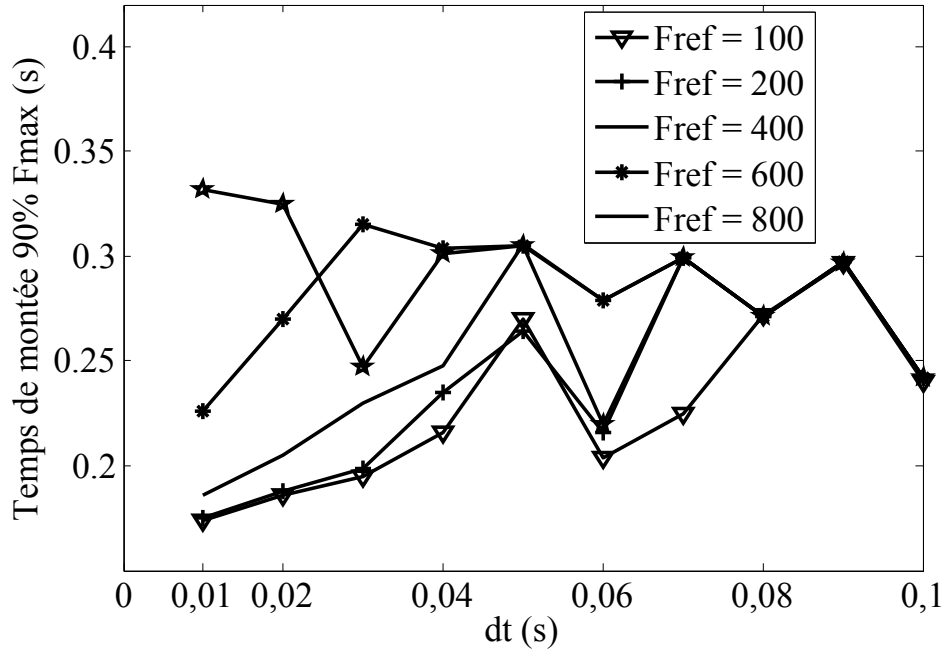


FIGURE 3.15 – Application du contrôle non linéaire sur le modèle de fatigue (II) dans le cas où l’amplitude des impulsions électriques est supérieure au contrôle non linéaire pour les forces de référence $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N pour un dt allant de 10 à 100 ms par pas de 10. Evolution du temps de montée correspondant à 90% F_{max} en fonction de dt .

Ce qui donne :

$$L_g L_f h(x) = \frac{x_3 K_m}{(K_m + x_1)^2} + \frac{x_2 K_m \tau_2}{(x_5 (K_m + x_1) + \tau_2 x_1)^2}. \quad (3.15)$$

$L_g L_f h(x)$ étant bien différent de zéro (eq. 3.15), le contrôle non linéaire $u_{NL}(t)$ peut se définir par l’équation :

$$u_{NL}(t) = \frac{-L_f L_f h(x) + v(t)}{L_g L_f h(x)}. \quad (3.16)$$

Par rapport au modèle de force, les calculs des équations 2.29 à 2.34 restent inchangés et suivent le même cheminement. D’autres tests ont été effectués afin d’obtenir dans le cas du modèle complet (modèle de fatigue) les valeurs des pôles à utiliser selon la stabilité de la force à la consigne, la vitesse de convergence et de décroissance de la force lorsque la fatigue musculaire augmente considérablement (fig. 3.6). Le même constat que pour le modèle de force, des pôles élevés donnent de plus grands dépassements et la force converge plus rapidement vers la consigne. En revanche, la force développée pour des pôles élevés reste moins longtemps à la référence. Les valeurs des pôles $p6$, identiques à celles du modèle de force -0.006 et 0.05 sont choisis. Ce choix se justifie par un faible dépassement, par une longue stabilité de la force à la consigne et une décroissance lente une fois que l’effet de la fatigue est apparu.

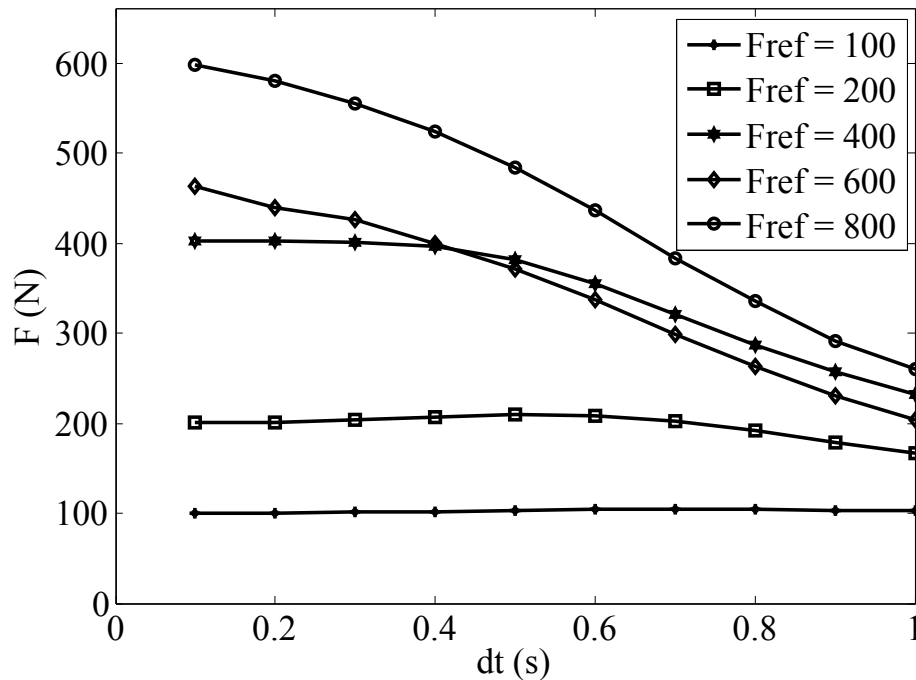


FIGURE 3.16 – Application de la méthode de contrôle où l’amplitude des impulsions électriques moyennée est égale au contrôle non linéaire pour $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec $dt = [10:100]$ ms. Evolution de la force générée.

3.4.3 Contrôle non linéaire continu sur le modèle de fatigue

L'étude a montré son efficacité dans le cas du modèle de fatigue et donne des résultats satisfaisants (fig. 3.7 et 3.8). Le contrôle a été appliqué à diverses forces de référence (100, 200, 400, 600 et 800 N). Chaque force développée atteint les consignes imposées puis la stabilité de la force à sa référence varie selon la valeur de la consigne (fig. 3.7). En effet, plus la consigne est élevée et plus la constance de la force à la référence est faible. En effet, la fatigue apparaît plus rapidement avec de hautes valeurs de force de référence et même si le contrôle contre ses effets, à un certain moment, la fatigue se fait trop importante pour le muscle ce qui se traduit par la décroissance de la force musculaire. Cette décroissance est d'autant plus rapide avec une force élevée. L'évolution de l'amplitude des impulsions électriques obtenue lors de l'application du contrôle non linéaire est représentée sur la figure 3.8. On remarque sa décroissance considérable due à la fatigue musculaire. Dans le chapitre du modèle de force, la force maximale permise d'atteindre a été calculée ce qui explique le fait que la force générée pour une référence de 800 N n'atteint pas totalement cette valeur.

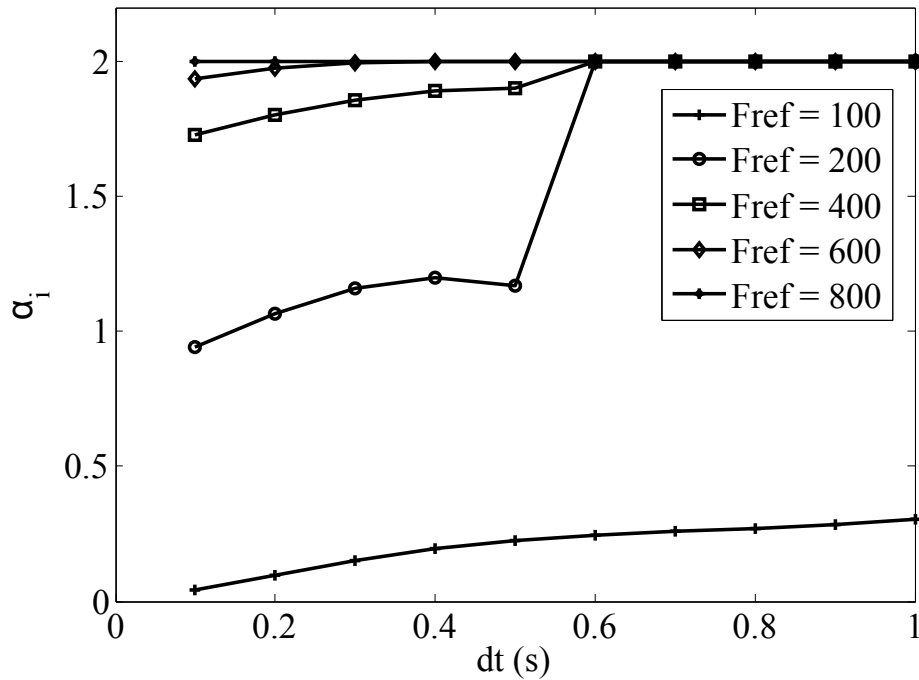


FIGURE 3.17 – Application de la méthode de contrôle où l’amplitude des impulsions électriques moyennée est égale au contrôle non linéaire pour $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec $dt = [10:100]$ ms. Evolution des amplitudes déterminées.

3.4.4 Contrôle non linéaire sur l’amplitude

Après avoir vu l’efficacité du contrôle non linéaire, son application s’effectue sur la variation des amplitudes des impulsions électriques. Les trois manières de calcul des amplitudes des stimulations électriques traités dans le cas du contrôle non linéaire pour le modèle de force sont réétudiées dans le cas du modèle de fatigue.

Pour les trois études, une contrainte sur l’amplitude qui correspond à une limitation de cette dernière entre 0 et 2 doit être respectée. En effet, cette valeur maximale a été déterminée en fonction d’une étude qui permet bien à la force générée d’atteindre la force imposée. La figure 3.9 montre diverses limites maximales de l’amplitude et montre bien qu’au minimum une limite supérieure de 2 est acceptable afin d’atteindre la consigne rapidement, de rester stable à celle-ci et de ne pas descendre rapidement.

Dans le cas du modèle de fatigue aussi, la somme d’amplitude de pulsation constante est modifiée, donnant une nouvelle expression de l’équation du contrôle :

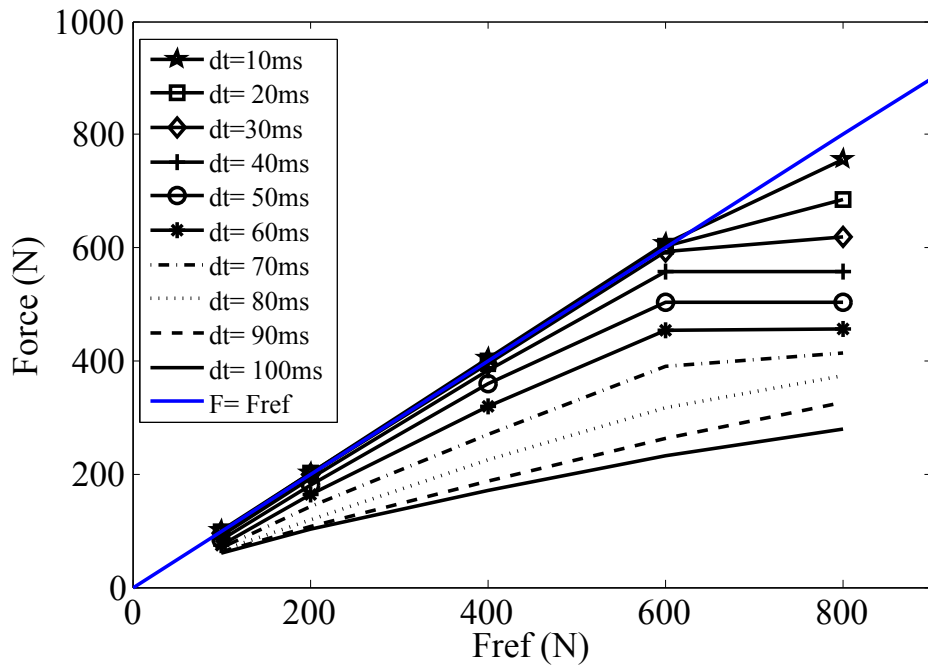


FIGURE 3.18 – Représentation du bruit blanc de 1,5% appliqué sur le modèle de fatigue pour $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec $dt = [10:100]$ ms.

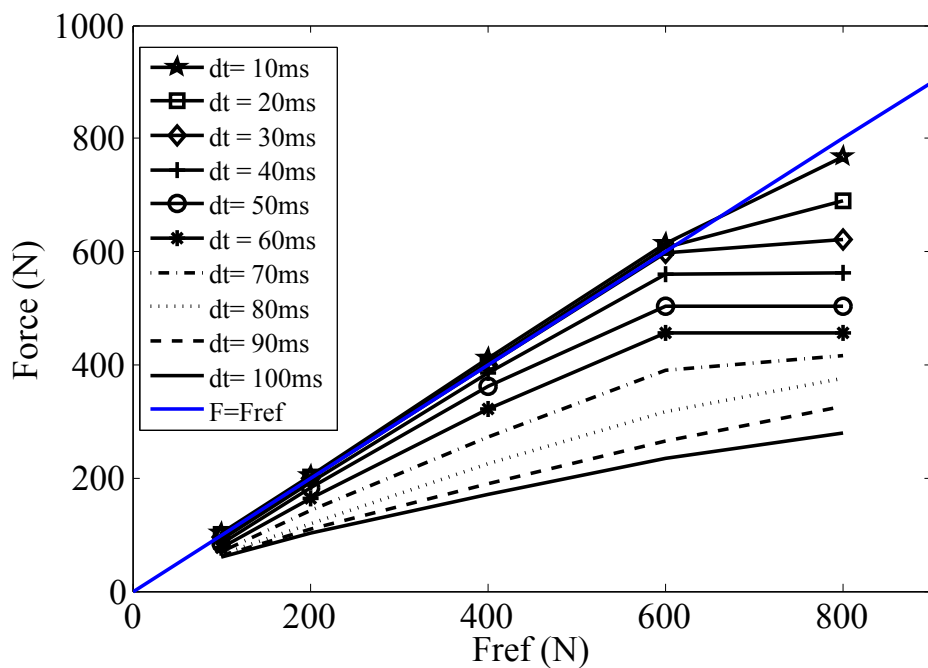


FIGURE 3.19 – Représentation du bruit blanc de 3% appliqué sur le modèle de fatigue pour $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec $dt = [10:100]$ ms.

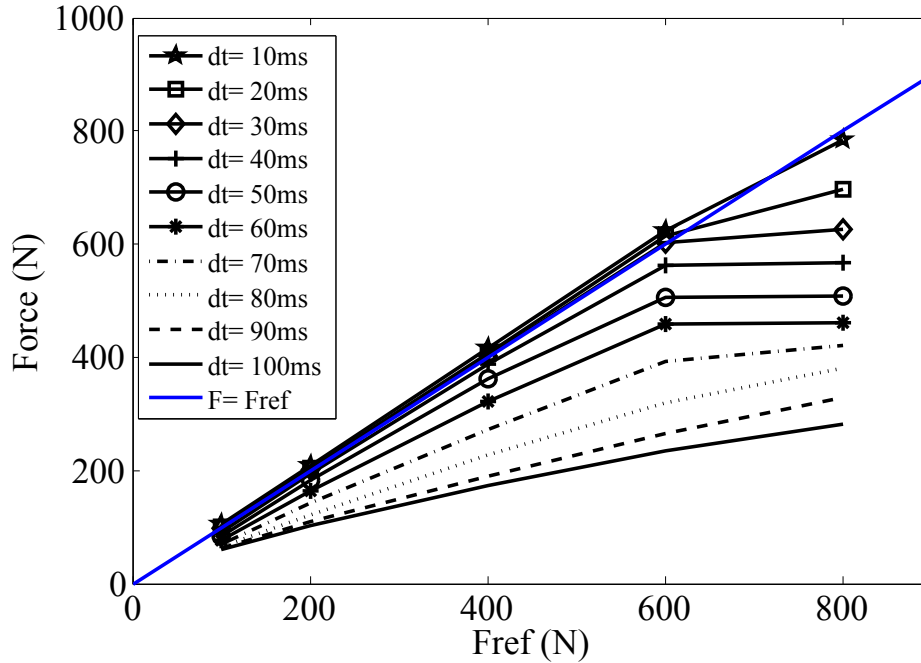


FIGURE 3.20 – Représentation du bruit blanc de 5% appliqué sur le modèle de fatigue pour $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec $dt = [10:100]$ ms.

$$u_{NL} = \frac{1}{\tau_c} \sum_{i=1}^n R_i \alpha_j e^{-\frac{(t-t_i)}{\tau_c}}, \text{ avec } t = t_i. \quad (3.17)$$

1. u_{NL} égale au maximum de la somme des impulsions sur l'intervalle $[t_j, t_{j+1}[$

La représentation de l'évolution de la force générée permet d'observer l'efficacité du contrôle dans ce premier cas (fig. 3.10). En effet, plus le temps de stimulation croît et plus la force développée est loin de la référence. Les amplitudes correspondent au fait que la force augmente pourra atteindre la référence et lorsque la valeur de la consigne est trop élevée, la valeur de l'amplitude dans la somme (contrôle) est à son maximum 2 (fig. 3.11). Plus le temps dt augmente et plus les forces ainsi que les amplitudes des impulsions seront faibles du fait que la force musculaire développée est faible (fig. 3.12). De plus, la fatigue trop présente a pour conséquence que le contrôle n'est plus assez fort pour contrer les effets de la fatigue; c'est à dire que les amplitudes ne seront pas à leur saturation. Dans cette étude, on remarque également que la force met plus de temps à atteindre la consigne avec un dt faible qu'élevé. Cet effet s'explique par la présence de la fatigue et par le fait que le contrôle à des temps de stimulation élevés ne permet pas à la force d'atteindre la consigne ce qui donne des valeurs plus faibles des forces obtenues et donc un temps de montée à cette valeur plus court. A présent, l'application du contrôle dans le cas où la somme des impulsions électriques est

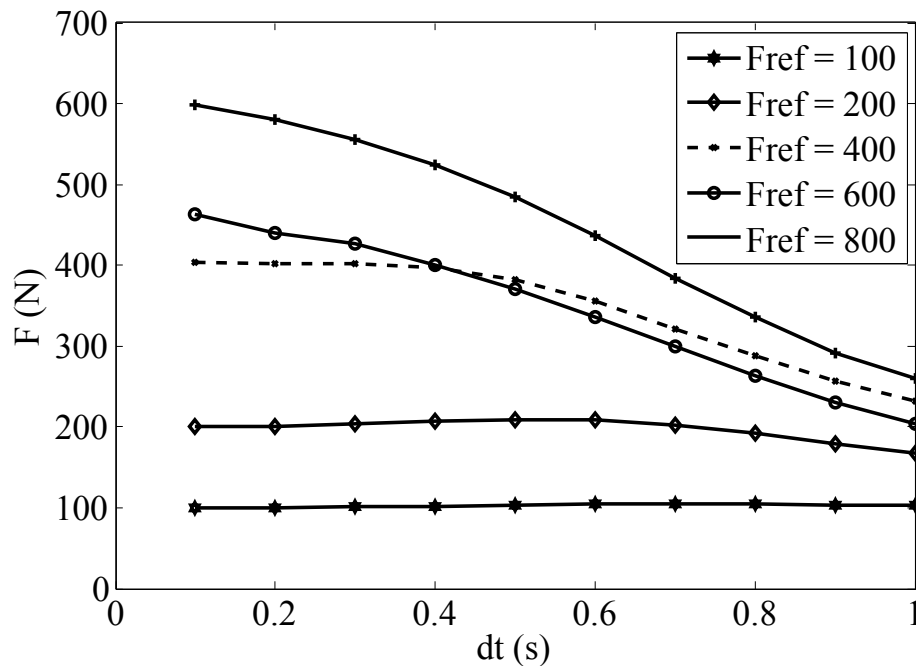


FIGURE 3.21 – Application de la méthode de contrôle où l’amplitude des impulsions électriques moyennée est égale au contrôle non linéaire avec ajout d’un intégrateur pour $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec $dt = [10:100]$ ms. Evolution de la force générée.

supérieure au contrôle non linéaire sera effectuée.

2. u_{NL} égale au minimum de la somme des impulsions sur l’intervalle $[t_j, t_{j+1}[$

L’évolution de la force comme pour le premier cas montre que plus le temps d’inter-impulsion augmente et plus la force s’éloigne de la consigne (fig. 3.13). Les amplitudes atteignent rapidement leur valeur de saturation (α_{max}) si les consignes sont élevées (fig. 3.14). L’évolution des amplitudes montre une croissance à leur valeur maximale du fait que le contrôle tente toujours d’emmener les forces développées à leurs références. Le temps de montée de la force à la consigne est très variable dans ce cas (fig. 3.15).

3. u_{NL} égale à la somme des impulsions sur l’intervalle $[t_j, t_{j+1}[$

L’augmentation du temps de stimulation fait décroître la force musculaire (fig. 3.16 et 3.17). Plus la force développée s’éloigne de la consigne et plus le contrôle n’arrive pas à contrer les effets de la fatigue ce qui donne la saturation des amplitudes à leur valeur maximale. Contrairement au modèle de force, une constatation peut être faite sur le fait que la saturation des valeurs des amplitudes se fait beaucoup plus rapidement du fait de la présence de la fatigue. On remarque aussi dans ce cas que la force générée est beaucoup plus faible que dans les deux autres cas.

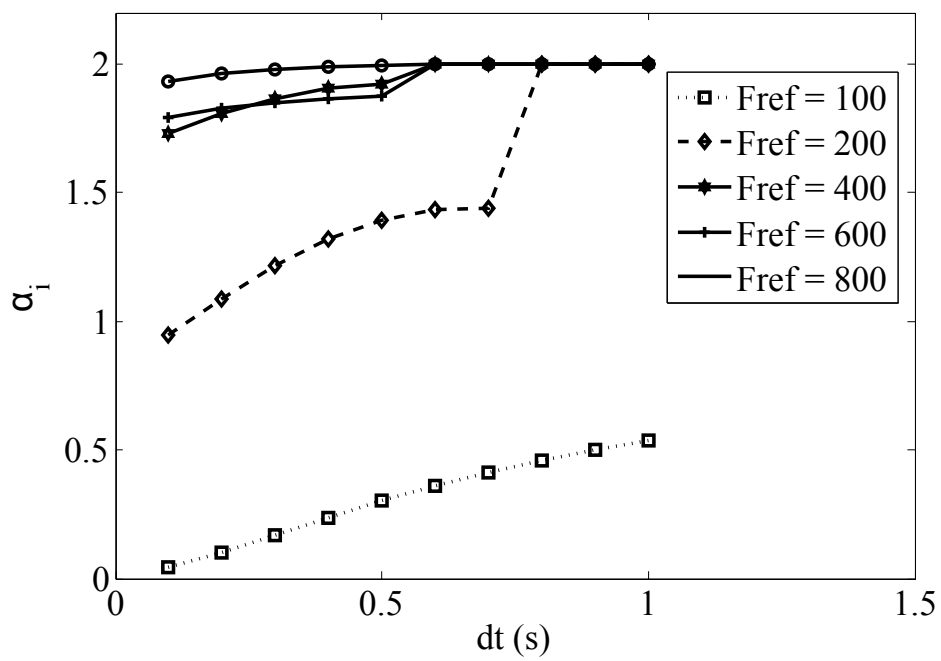


FIGURE 3.22 – Application de la méthode de contrôle où l’amplitude des impulsions électriques moyennée est égale au contrôle non linéaire avec ajout d’un intégrateur pour $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec $dt = [10:100]$ ms. Evolution des amplitudes déterminées.

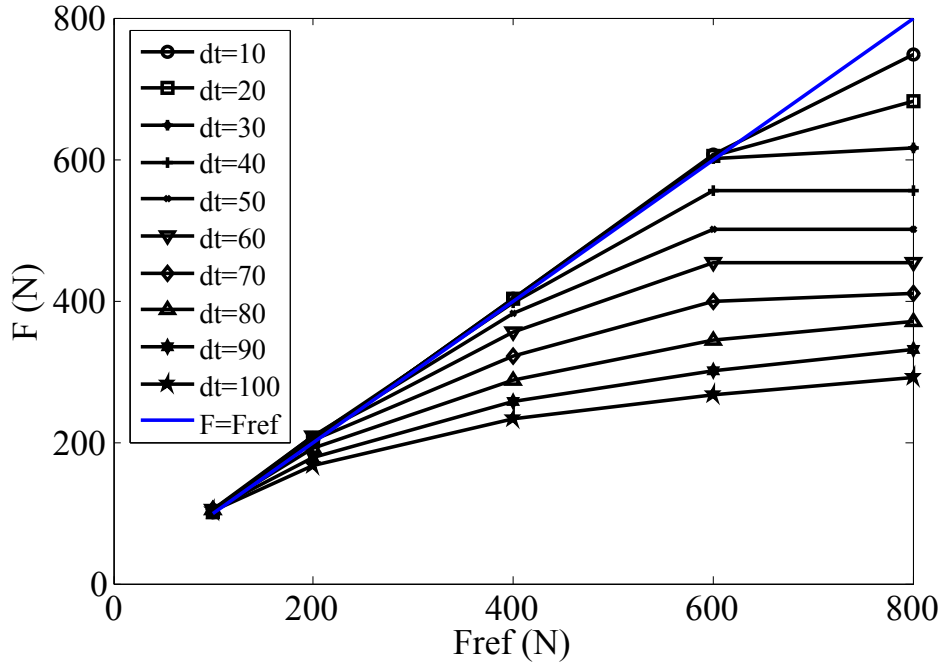


FIGURE 3.23 – Représentation du bruit blanc dde 1,5% appliqué sur le modèle de fatigue avec intégrateur pour $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec $dt = [10:100]$ ms.

Comme pour le modèle de force, divers niveaux de bruit seront appliqués afin d'obtenir des résultats proches de résultats expérimentaux. Trois bruits blancs seront appliqués (1,5%, 3% et 5%) au modèle de fatigue (respectivement figures 3.18, 3.19 et 3.20). Les valeurs des forces bruitées peuvent être plus grandes ou plus petites que celles sans bruit. Le même constat que le précédent chapitre est observable, plus le bruit est élevé, plus la valeur de la force est haute. En adéquation avec nos attentes, un dt petit montre une force générée très proche de la consigne. De plus, plus le bruit augmente, moins la force s'éloigne de la référence même si dt est grand et l'erreur entre la force et la consigne diminue.

L'obtention de résultats plus robustes est visible par l'ajout d'un intégrateur à l'étude. Les calculs ne changent pas du précédent chapitre et donnent :

$$v(t) = \ddot{y}_{ref}(t) - C_1(\dot{e}) - C_0(e) - \int_{t_0}^t C_{int} e \tau d\tau, \quad (3.18)$$

avec l'erreur entre la force développée et la consigne définie par $e = y(t) - y_{ref}$.

Ce qui permet d'écrire :

$$\ddot{y} + C_1 \dot{y} + C_0 y + C_{int}(y - y_{ref}) = 0. \quad (3.19)$$

L'évolution de la force résultante lors de l'application d'un intégrateur à l'étude est montrée fig. 3.21 et 3.22. Normalement, les résultats obtenus devraient être meilleurs avec l'ajout de

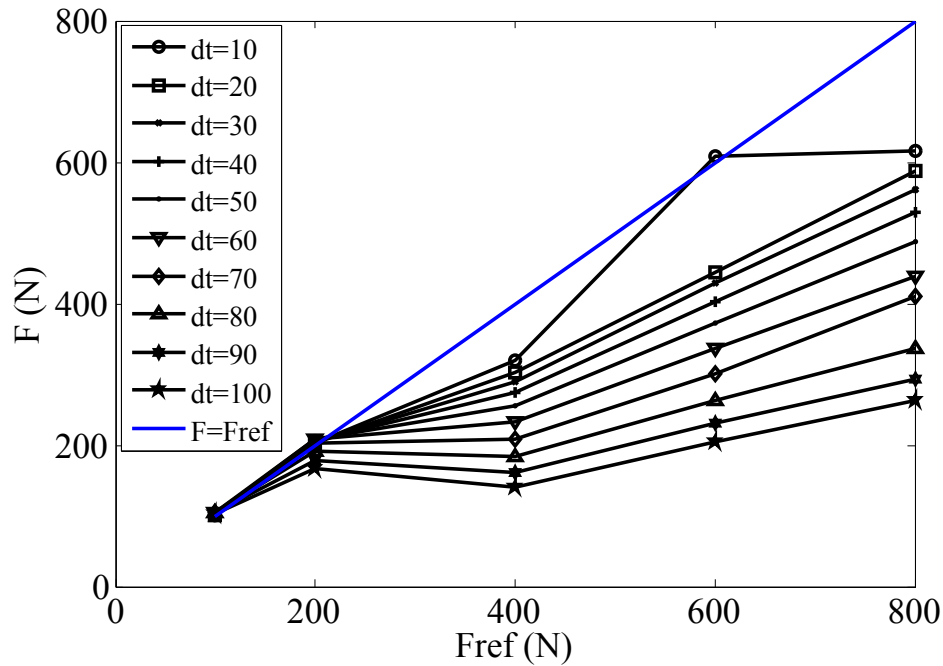


FIGURE 3.24 – Représentation du bruit blanc de 3% appliqué sur le modèle de fatigue avec intégrateur pour $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec $dt = [10:100]$ ms.

l'intégrateur or l'amélioration dans les valeurs des forces générées est peu visible par rapport aux valeurs d'amplitudes qui seront plus élevées (observable surtout avec une consigne de 100 et 200 N).

Trois niveaux de bruit sont ajoutés aux mesures de la force (1.5%, 3% et 5%). Les forces musculaires générées sont représentées pour chaque bruit et chaque dt (fig. 3.23, 3.24 et 3.25). En théorie, le bruit donne des valeurs de force plus élevées que sans bruit. Plus le bruit est élevé, plus la valeur de la force est importante. Un dt petit montre une force générée proche de la consigne et plus la valeur du bruit est élevée plus la force se rapproche de la référence voire même dépasse la consigne.

TABLE 3.3 – Table des valeurs des temps nécessaire à la force développée pour atteindre la consigne pour chaque force de référence des méthodes de contrôles.

F_{ref} (N)	tm (s) Minimisation	tpid (s) PID	tcnl (s) Contrôle non linéaire
200	0.1622	0.3438	1.542
400	0.4552	1.49	1.451
600	0.8	1.55	1.328
800	1.673	-	-

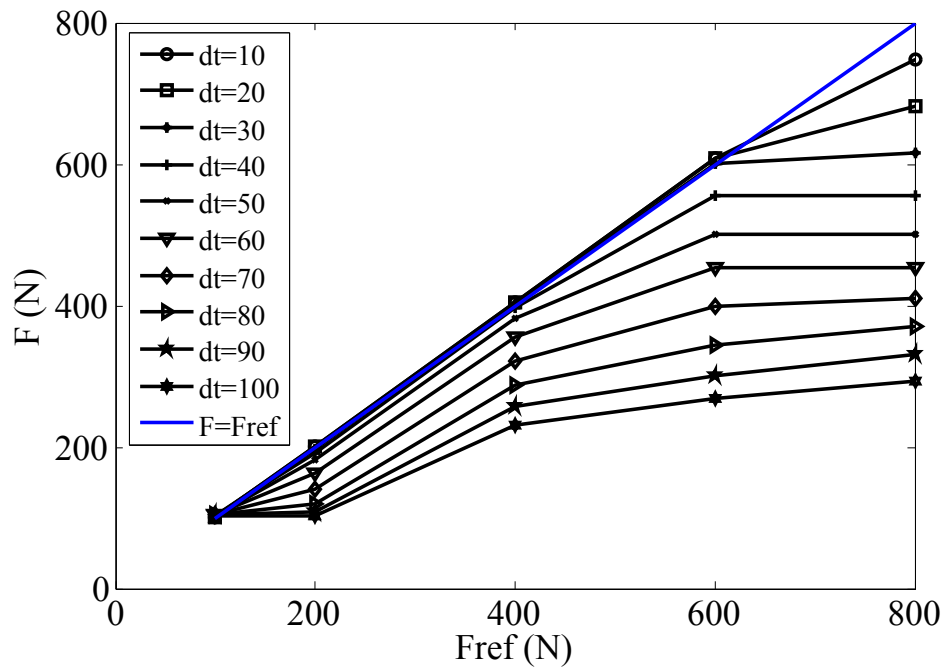


FIGURE 3.25 – Représentation du bruit blanc de 5% appliqué sur le modèle de fatigue avec intégrateur pour $F_{ref} = 100, 200, 400, 600$ et 800 N avec $dt = [10:100]$ ms.

Les valeurs des temps de montée sont représentées dans le tableau 3.3. Les résultats montrent comme pour le modèle de force que le contrôle non linéaire a une vitesse convenable pour atteindre la consigne, pas de dépassements même si la fatigue est présente.

3.5 CONCLUSION

Plusieurs stratégies de contrôle ont été appliquées dans le cas du modèle de fatigue. Les différentes stratégies de contrôle ont permis de contrôler la force musculaire en faisant varier la fréquence et l'amplitude des impulsions électriques appliquées au muscle. Leurs efficacités ont été prouvées sur la force musculaire stabilisée autour de la consigne en contrant les effets de la fatigue plus ou moins longtemps selon la méthode utilisée.

Chapitre 4

Conclusion et perspectives

4.1 Conclusion

La première partie de la thèse a été consacrée à l'application de diverses méthodes de contrôle de la force musculaire sur le modèle choisi de Jun Ding [73]. L'étude bibliographique s'est orientée dans un premier temps sur la physiologie musculaire (le muscle, la contraction musculaire) puis sur la partie électrique par les études d'électromyostimulation, l'optimisation des modèles existants en terminant par l'EMG-évoquée. Cette étude a permis d'avoir une idée précise sur la pertinence du modèle et de s'assurer qu'aucune technique de contrôle n'était appliquée sur la force musculaire en prenant en compte la fatigue. Le modèle choisi comporte deux sous-modèles, un modèle de force et un modèle de fatigue. Le premier modèle prend seulement la force en considération sans aucune fatigue, le second prend en compte la fatigue musculaire. Ces modèles sont définis par diverses équations différentielles. Dans une première étude un régulateur PID (proportionnel intégrateur et dérivateur) est utilisé pour diverses forces. Ce contrôle est basé sur le calcul du prochain intervalle de stimulation afin de prédire le temps de la prochaine pulsation, ce qui aboutit à agir sur le caractère la stimulation électrique. Dans une seconde étude, un contrôle non-linéaire est appliqué.

Le contrôle a été déterminé par des calculs mathématiques basés sur la contrôlabilité du modèle et les dérivées de Lie pour les deux modèles. Ce contrôle doit pouvoir maintenir le plus longtemps possible la force musculaire à une force de référence choisie en essayant de contre balancer, s'il y a lieu, les effets de la fatigue. Appliquer notre contrôle sur la force est possible en agissant sur l'amplitude des impulsions électriques envoyées. On peut alors contrôler de deux manières différentes, soit une variation en fréquence, soit une variation en amplitude.

Faire varier la fréquence revient à varier le temps de stimulation des impulsions entre deux stimulations, avec comme contrainte supplémentaire de rester dans un intervalle réaliste de 1

ms à 100 ms. La variation en amplitude revient à déterminer l'amplitude à appliquer à chaque stimulation en fonction de la contraction musculaire préalable. Cette amplitude inconnue est calculée par une méthode de contrôle non linéaire.

La variation d'amplitude permet de différencier divers cas :

- 1) Somme des exponentielles inférieure au contrôle non linéaire (étude 1);
- 2) Somme des exponentielles supérieure au contrôle non linéaire(étude 2);
- 3) Somme des exponentielles moyennée au contrôle non linéaire(étude 3).

Ces études sont réalisées sur le modèle de force puis sur le modèle de fatigue.

4.2 Perspectives

Une méthode de modélisation a commencé à être développée et pourra être appliquée sur les résultats des modèles de force et de fatigue. L'intérêt d'utiliser une méthode d'identification est de déterminer la fonction mathématique qui modélise au mieux les courbes obtenues durant les simulations. La modélisation se fait par l'estimation du modèle choisi à l'aide de la méthode du gradient [97] [98]. Cette méthode se base sur la recherche de direction de convergence la plus rapide possible. La méthode de gradient est considérée comme une optimisation numérique [99] [100].

Afin de rendre les méthodes de contrôle décrites dans ce manuscrit plus robustes et de les comparer réellement, un prototype peut être développé afin de réaliser les tests expérimentaux.

L'optimisation du modèle de force et de fatigue peut également être testé sur un horizon glissant à temps variant. Cette méthode est connue sous le nom 'receding horizon control' [100]. Elle se base sur l'optimisation de Newton par commande de prédiction ou 'model predictive control' (MPC). Il peut être intéressant dans le futur de comparer avec ces méthodes de contrôle. Ce type de contrôle peut être une amélioration considérable. La stabilité et les intérêts d'une telle méthode pour résoudre des problèmes d'optimisation sont expliqués dans [101]. Il peut être envisageable dans de futures recherches de combiner nos méthodes de contrôle au MPC ou autre et d'approfondir sur les connaissances et l'application de telles méthodes pour notre modèle.

Souvent les séances d'EMS sont accompagnées d'électromyogramme (EMG). Ces EMG permettent de recueillir les informations et de traiter les signaux. Depuis quelque temps se développe l'EMG évoqué. L'application de nos méthodes de contrôle aux EMS et ajouter un EMG évoqué pour le traitement des signaux et informations obtenues est une idée qui permettra d'améliorer notre système. Ce qui a pour le moment jamais été réalisé.

Bibliographie

- [1] S. Lemoine-Morel, “Typologie des fibres musculaires.” Univ.Rennes,<https://cursus.univ-rennes2.fr/file.php/848/TypologieMusculaire.pdf>. vi, 9
- [2] G. Deley, G. Kervio, B. Verges, A. Hannequin, M.-F. Petidant, S. Salmi-Belmihoub, B. Grassi, and J.-M. 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
- [3] V. Gremeaux, J. Renault, L. Pardon, G. Deley, R. Lepers, and J.-M. 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
- [4] T. N. B. S.Mekrami, *Le système musculaire squelettique*. Savoir et comprendre, 2003. 8
- [5] P. Pascal, “Les différentes fibres musculaires, les unités motrices et leurs caractéristiques.” Sciensport,<http://prevost.pascal.free.fr/pratique/force/force13.htm>, 1998-2007. 10
- [6] “Les muscles squelettiques.” <http://www.lecorpshumain.fr/anatomie/les-muscles-squelettiques/600-muscles-squelettiques.html>, 2012. 10
- [7] R. Hackert, “La course en tête, le muscle squelettique.” <http://www.animals-in-motion.com/remihackert/?pages/cours-et-resumes>. 11
- [8] T. N. B. S.Mekrami, *Le muscle squelettique*. Association Française contre les Myopathies (AFM), 2003. 13
- [9] “Tous les mystères du système nerveux, du neurone au sommeil.” <http://neurobranches.chez-alice.fr/systnerv/muscle/muscle4.html>, 2008. 14

- [10] D. M. Callahan, B. R. Umberger, and J. A. Kent-Braun, "A computational model of torque generation: Neural, contractile, metabolic and musculoskeletal components," *PloS one*, vol. 8, no. 2, 2013. 16
- [11] R. T. Rebeck, Y. Karunasekara, P. G. Board, N. A. Beard, M. G. Casarotto, and A. F. Dulhunty, "Skeletal muscle excitation–contraction coupling: who are the dancing partners?," *The international journal of biochemistry & cell biology*, vol. 48, pp. 28–38, 2014. 16
- [12] M. Sébastien, "Electrostimulation et électrostimulateurs," tech. rep., STAPS, 1999–2001. 17
- [13] D. Thomas, "La mobilisation électroactive," *Rééducation du poignet et de la main: Anatomie fonctionnelle et techniques*, p. 143, 2013. 17
- [14] D. R. Merrill, M. Bikson, and J. G. Jefferys, "Electrical stimulation of excitable tissue: design of efficacious and safe protocols," *Journal of neuroscience methods*, vol. 141, no. 2, pp. 171–198, 2005. 18
- [15] L. Duez, E. Qerama, T. S. Jensen, and A. Fuglsang-Frederiksen, "Modulation of the muscle and nerve compound muscle action potential by evoked pain," *Scandinavian Journal of Pain*, vol. 6, pp. 55–60, 2015. 19
- [16] M. Thordstein, K. Saar, G. Pegenius, and M. Elam, "Individual effects of varying stimulation intensity and response criteria on area of activation for different muscles in humans. a study using navigated transcranial magnetic stimulation," *Brain stimulation*, vol. 6, no. 1, pp. 49–53, 2013. 19
- [17] P. W. Johnson, V. M. Ciriello, K. J. Kerin, and J. T. Dennerlein, "Using electrical stimulation to measure physiological changes in the human extensor carpi ulnaris muscle after prolonged low-level repetitive ulnar deviation," *Applied ergonomics*, vol. 44, no. 1, pp. 35–41, 2013. 19
- [18] A. Daly, C. Frelin, and M. Sitbon, "Apport de la stimulation électrique fonctionnelle dans le réapprentissage de la marche chez l'hémiplégique," *Kinésithérapie, la revue*, vol. 11, no. 115, pp. 20–28, 2011. 19
- [19] I. régional de médecine physique et réadaptation Nancy, "Stimulation électrique fonctionnelle (sef)." <http://irr-nancy.fr/spip.php?rubrique269>. 19
- [20] J. Theurel, R. Lepers, L. Pardon, and N. A. Maffioletti, "Differences in cardiorespiratory and neuromuscular responses between voluntary and stimulated contractions of the quadriceps femoris muscle," *Respiratory physiology & neurobiology*, vol. 157, no. 2, pp. 341–347, 2007. 19
- [21] B. R. Sánchez, P. P. Puche, and J. J. González-Badillo, "Percutaneous electrical stimulation in strength training: an update.," *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 19, no. 2, pp. 438–448, 2005. 19

- [22] R. Lieber, P. Silva, and D. Daniel, "Equal effectiveness of electrical and volitional strength training for quadriceps femoris muscles after anterior cruciate ligament surgery," *Journal of orthopaedic research*, vol. 14, no. 1, pp. 131–138, 1996. 19
- [23] D. J. Rutherford, C. L. Hubley-Kozey, and W. D. Stanish, "Maximal voluntary isometric contraction exercises: a methodological investigation in moderate knee osteoarthritis," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 21, no. 1, pp. 154–160, 2011. 19
- [24] M. Jubeau, A. Sartorio, P. G. Marinone, F. Agosti, J. Van Hoecke, K. Nosaka, and N. A. 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. 19
- [25] D. Herzig, N. A. Maffiuletti, and P. Eser, "The application of neuromuscular electrical stimulation training in various non-neurologic patient populations: A narrative review," *PM&R*, 2015. 19
- [26] D. W. Russ and R. Lovering, "Influence of activation frequency on cellular signalling pathways during fatiguing contractions in rat skeletal muscle," *Experimental physiology*, vol. 91, no. 6, pp. 957–966, 2006. 20
- [27] E. Chin and D. Allen, "The role of elevations in intracellular [ca²⁺] in the development of low frequency fatigue in mouse single muscle fibres.," *The Journal of physiology*, vol. 491, no. 3, pp. 813–824, 1996. 20
- [28] S. A. Binder-Macleod and C. B. Barker, "Use of a catchlike property of human skeletal muscle to reduce fatigue," *Muscle & nerve*, vol. 14, no. 9, pp. 850–857, 1991. 20
- [29] T. Kesar and S. Binder-Macleod, "Effect of frequency and pulse duration on human muscle fatigue during repetitive electrical stimulation," *Experimental physiology*, vol. 91, no. 6, pp. 967–976, 2006. 20
- [30] J. H. Kim, M. L. Trew, A. J. Pullan, and O. Röhrle, "Simulating a dual-array electrode configuration to investigate the influence of skeletal muscle fatigue following functional electrical stimulation," *Computers in biology and medicine*, vol. 42, no. 9, pp. 915–924, 2012. 20
- [31] S. Schils, U. Carraro, T. Turner, B. Ravara, V. Gobbo, H. Kern, L. Gelbmann, and J. Pribyl, "Functional electrical stimulation for equine muscle hypertonicity: Histological changes in mitochondrial density and distribution," *Journal of Equine Veterinary Science*, 2015. 20
- [32] E. D. Engeberg, "A physiological basis for control of a prosthetic hand," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 8, no. 1, pp. 6–15, 2013. 20
- [33] M. Boisgontier, "Effets de l'électrostimulation neuromusculaire sur l'amplitude du mouvement dans les pathologies de la main," 2006. 20

- [34] E. Caggiano, T. Emrey, S. Shirley, and R. L. Craik, "Effects of electrical stimulation or voluntary contraction for strengthening the quadriceps femoris muscles in an aged male population," *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, vol. 20, no. 1, pp. 22–28, 1994. 20
- [35] S. E. Borst, "Interventions for sarcopenia and muscle weakness in older people," *Age and ageing*, vol. 33, no. 6, pp. 548–555, 2004. 20
- [36] V. Obolenskiy and A. Karpenko, "Efficacy of electrical muscle stimulation in the treatment of patients with shin bone fractures," *Wound Medicine*, vol. 5, pp. 25–28, 2014. 20
- [37] C. Shendkar, P. Lenka, A. Biswas, R. Kumar, and M. Mahadevappa, "Therapeutic effects of functional electrical stimulation on gait, motor recovery, and motor cortex in stroke survivors," *Hong Kong Physiotherapy Journal*, vol. 33, no. 1, pp. 10–20, 2015. 20
- [38] M. Tanaka, Y. Hirayama, N. Fujita, and H. Fujino, "Electrical stimulation using sine waveform prevents unloading-induced muscle atrophy in the deep calf muscles of rat," *Acta histochemica*, vol. 116, no. 7, pp. 1192–1198, 2014. 20
- [39] T. Paillard, "Complexity of the effects of the electrically-induced muscle fatigue on motor control.," *Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 2014. 21
- [40] A. Thrasher, G. M. Graham, and M. R. Popovic, "Reducing muscle fatigue due to functional electrical stimulation using random modulation of stimulation parameters," *Artificial organs*, vol. 29, no. 6, pp. 453–458, 2005. 21
- [41] M. Hibberd and B. Jewell, "Calcium-and length-dependent force production in rat ventricular muscle," *The Journal of Physiology*, vol. 329, no. 1, pp. 527–540, 1982. 21
- [42] 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. 21
- [43] P. Wahl, M. Hein, S. Achtzehn, W. Bloch, and J. Mester, "Acute effects of superimposed electromyostimulation during cycling on myokines and markers of muscle damage," *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*, vol. 15, no. 1, pp. 53–59, 2015. 21
- [44] M. Portmann and R. Montpetit, "Effets de l'entraînement par électrostimulation isométrique et dynamique sur la force de contraction musculaire," *Science & sports*, vol. 6, no. 3, pp. 193–203, 1991. 21
- [45] P. Wahl, J. Schaerk, S. Achtzehn, H. Kleinöder, W. Bloch, and J. Mester, "Physiological responses and perceived exertion during cycling with superimposed

- electromyostimulation,” *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 26, no. 9, pp. 2383–2388, 2012. 21
- [46] T. Paillard, “Combined application of neuromuscular electrical stimulation and voluntary muscular contractions,” *Sports Medicine*, vol. 38, no. 2, pp. 161–177, 2008. 21
- [47] M. Vanderthommen and J.-M. Crielaard, “Electromyostimulation en médecine du sport,” *Revue Medicale de Liege*, vol. 56, no. 5, 2001. 21
- [48] C. J. McNeil, B. J. Murray, and C. L. 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. 21
- [49] R. H. Edwards, “Human muscle function and fatigue,” in *Human muscle fatigue: physiological mechanisms*, vol. 82, pp. 1–18, Pitman Medical London, 1981. 22, 71
- [50] F. Monjo and N. Forestier, “Electrically-induced muscle fatigue affects feedforward mechanisms of control,” *Clinical Neurophysiology*, 2014. 22
- [51] D. Moreau, P. Dubots, V. Boggio, J. C. 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. 22
- [52] 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. 22
- [53] D. POLIN, “Bases élémentaires de l’électrostimulation musculaire pour une approche médicale des erreurs à ne pas commettre,” tech. rep., 2004. 22
- [54] A. Labarre-Vila, “[assessment of muscle function in pathology with surface electrode emg],” *Revue neurologique*, vol. 162, no. 4, pp. 459–465, 2006. 23, 25, 26
- [55] D. N. J. Faucett, M. Garry 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. 25
- [56] L. M. Chahine, S. R. Kauta, J. T. Daley, C. R. Cantor, and N. Dahodwala, “Surface emg activity during rem sleep in parkinson’s disease correlates with disease severity,” *Parkinsonism & related disorders*, vol. 20, no. 7, pp. 766–771, 2014. 25
- [57] J.-P. Clarys, A. Scafoglieri, J. Tresignie, B. Sesboüé, and E. Cattrysse, “Les aléas de l’électromyographie de surface dans l’appréciation du mouvement,” *Science & Sports*, vol. 27, no. 5, pp. 265–273, 2012. 25, 26
- [58] F. J. Vera-Garcia, J. M. Moreside, and S. M. McGill, “Mvc techniques to normalize trunk muscle emg in healthy women,” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 20, no. 1, pp. 10–16, 2010. 25

- [59] M. S. Stock, A. S. Drusch, and B. J. Thompson, "The minimum number of contractions required to examine the emg amplitude versus isometric force relationship for the vastus lateralis and vastus medialis," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 24, no. 6, pp. 827–834, 2014. 25
- [60] J. Yousefi and A. Hamilton-Wright, "Characterizing emg data using machine-learning tools," *Computers in biology and medicine*, vol. 51, pp. 1–13, 2014. 26
- [61] D. R. Rogers and D. T. MacIsaac, "A comparison of emg-based muscle fatigue assessments during dynamic contractions," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 23, no. 5, pp. 1004–1011, 2013. 26
- [62] M. A. Nussbaum *et al.*, "Utility of traditional and alternative emg-based measures of fatigue during low-moderate level isometric efforts," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 18, no. 1, pp. 44–53, 2008. 26
- [63] A. Fratini, P. Bifulco, M. Romano, F. Clemente, and M. Cesarelli, "Simulation of surface emg for the analysis of muscle activity during whole body vibratory stimulation," *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 113, no. 1, pp. 314–322, 2014. 26
- [64] M. Tadjore and P. Gardiner, "Les effets de l'entraînement en force-endurance sur la réponse emg du triceps brachial au cours d'un effort dynamique soutenu jusqu'à épuisement," *Science & sports*, vol. 8, no. 4, pp. 231–238, 1993. 26
- [65] R. Cioni, F. Giannini, C. Paradiso, N. Battistini, F. Denoth, C. Navona, and A. Starita, "Differences between surface emg in male and female subjects evidenced by automatic analysis," *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, vol. 70, no. 4, pp. 306–312, 1988. 26
- [66] I. Chung and A. A. Grigorian, *EMG and Evoked Potentials in the Operating Room During Spinal Surgery*. INTECH Open Access Publisher, 2012. 27
- [67] D. Collins, B. Knight, and A. Prochazka, "Contact-evoked changes in emg activity during human grasp," *Journal of neurophysiology*, vol. 81, no. 5, pp. 2215–2225, 1999. 27
- [68] A. Erfanian, H. J. Chizeck, and R. M. Hashemi, "Using evoked emg as a synthetic force sensor of isometric electrically stimulated muscle," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 45, no. 2, pp. 188–202, 1998. 28
- [69] Q. Zhang, M. Hayashibe, P. Fraisse, and D. Guiraud, "Fes-induced torque prediction with evoked emg sensing for muscle fatigue tracking," *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, vol. 16, no. 5, pp. 816–826, 2011. 28
- [70] Z. Li, M. Hayashibe, C. Fattal, and D. Guiraud, "Muscle fatigue tracking with evoked emg via recurrent neural network: toward personalized neuroprosthetics," *Computational Intelligence Magazine, IEEE*, vol. 9, no. 2, pp. 38–46, 2014. 28

- [71] E. H. Estigoni, C. Fornusek, N. A. Hamzaid, N. Hasnan, R. M. Smith, and G. M. Davis, "Evoked emg versus muscle torque during fatiguing functional electrical stimulation-evoked muscle contractions and short-term recovery in individuals with spinal cord injury," *Sensors*, vol. 14, no. 12, pp. 22907–22920, 2014. 28
- [72] R. Merletti, A. Fiorito, L. Lo Conte, and C. Cisari, "Repeatability of electrically evoked emg signals in the human vastus medialis muscle," *Muscle & nerve*, vol. 21, no. 2, pp. 184–193, 1998. 28
- [73] J. Ding, A. S. Wexler, S. Binder-Macleod, *et al.*, "A predictive fatigue model. i. predicting the effect of stimulation frequency and pattern on fatigue," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 10, no. 1, pp. 48–58, 2002. 28, 29, 30, 31, 32, 33, 34, 94
- [74] J. Ding, A. S. Wexler, S. Binder-Macleod, *et al.*, "A predictive fatigue model. ii. predicting the effect of resting times on fatigue," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 10, no. 1, pp. 59–67, 2002. 28, 29, 32
- [75] L.-W. Chou, J. Ding, A. S. Wexler, and S. A. Binder-Macleod, "Predicting optimal electrical stimulation for repetitive human muscle activation," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 15, no. 3, pp. 300–309, 2005. 29
- [76] J. Ding, A. S. Wexler, and S. A. Binder-Macleod, "Mathematical models for fatigue minimization during functional electrical stimulation," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 13, no. 6, pp. 575–588, 2003. 29
- [77] J. Ding, A. S. Wexler, and S. A. Binder-Macleod, "A mathematical model that predicts the force–frequency relationship of human skeletal muscle," *Muscle & nerve*, vol. 26, no. 4, pp. 477–485, 2002. 29, 31
- [78] J. Ding, S. C. Lee, T. E. Johnston, A. S. Wexler, W. B. Scott, and S. A. Binder-Macleod, "Mathematical model that predicts isometric muscle forces for individuals with spinal cord injuries," *Muscle & nerve*, vol. 31, no. 6, pp. 702–712, 2005. 29
- [79] Y. Itoh, K. Akataki, K. Mita, M. Watakabe, and H. Nonaka, "Frequency response model of skeletal muscle and its association with contractile properties of skeletal muscle," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 23, no. 3, pp. 572–579, 2013. 30
- [80] J. Ding, S. A. Binder-Macleod, and A. S. Wexler, "Two-step, predictive, isometric force model tested on data from human and rat muscles," *Journal of Applied Physiology*, vol. 85, no. 6, pp. 2176–2189, 1998. 30
- [81] M. Böl, H. Stark, and N. Schilling, "On a phenomenological model for fatigue effects in skeletal muscles," *Journal of theoretical biology*, vol. 281, no. 1, pp. 122–132, 2011. 30

- [82] Z. Cai, E.-w. Bai, and R. K. Shields, "Fatigue and non-fatigue mathematical muscle models during functional electrical stimulation of paralyzed muscle," *Biomedical signal processing and control*, vol. 5, no. 2, pp. 87–93, 2010. 30
- [83] S. C. Lee, J. Ding, L. A. Prosser, A. S. Wexler, and S. A. BINDER-MACLEOD, "A predictive mathematical model of muscle forces for children with cerebral palsy," *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 51, no. 12, pp. 949–958, 2009. 30
- [84] J. Ding, A. S. Wexler, and S. A. Binder-Macleod, "Development of a mathematical model that predicts optimal muscle activation patterns by using brief trains," *Journal of Applied Physiology*, vol. 88, no. 3, pp. 917–925, 2000. 31
- [85] M. S. Marion, A. S. Wexler, and M. L. Hull, "Predicting fatigue during electrically stimulated non-isometric contractions," *Muscle & nerve*, vol. 41, no. 6, pp. 857–867, 2010. 31
- [86] T. M. Kesar, J. Ding, A. S. Wexler, R. Perumal, R. Maladen, and S. A. Binder-Macleod, "Journal of neuroengineering and rehabilitation," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 5, p. 7, 2008. 31
- [87] M. S. Marion, A. S. Wexler, M. L. Hull, and S. A. Binder-Macleod, "Predicting the effect of muscle length on fatigue during electrical stimulation," *Muscle & nerve*, vol. 40, no. 4, pp. 573–581, 2009. 31
- [88] L. A. F. Law and R. K. Shields, "Predicting human chronically paralyzed muscle force: a comparison of three mathematical models," *Journal of applied physiology*, vol. 100, no. 3, pp. 1027–1036, 2006. 31
- [89] L. A. F. Law and R. K. Shields, "Mathematical models use varying parameter strategies to represent paralyzed muscle force properties: a sensitivity analysis," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 2, no. 1, p. 12, 2005. 32
- [90] J. Ding, A. S. Wexler, and S. A. Binder-Macleod, "A predictive model of fatigue in human skeletal muscles," *Journal of applied physiology*, vol. 89, no. 4, pp. 1322–1332, 2000. 32
- [91] A. S. Wexler, J. Ding, S. Binder-Macleod, *et al.*, "A mathematical model that predicts skeletal muscle force," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 44, no. 5, pp. 337–348, 1997. 32
- [92] M. Yochum, T. Bakir, R. Lepers, and S. Binczak, "Estimation of muscular fatigue under electromyostimulation using cwt," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 59, no. 12, pp. 3372–3378, 2012. 32
- [93] 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. 41

- [94] M. L. Inc., “Ziegler-nichols tuning rules for pid.” <http://www.mstarlabs.com/control/znrule.html>, 1994-2015. 42
- [95] B. R. MacIntosh, P. F. Gardiner, and A. J. McComas, *Skeletal muscle: form and function*. Human Kinetics, 2006. 71
- [96] J. Scherrer and H. Monod, “Le travail musculaire local et la fatigue chez l’homme,” *PRESSE MEDICALE*, vol. 68, no. 46, pp. 1717–1717, 1960. 71
- [97] B. Despres, “Analyse numérique matricielle de l’analyse numérique.” http://www.ann.jussieu.fr/despres/BD_fichiers/almat.pdf, 2004. 95
- [98] A. Antoniou and W.-S. Lu, *Practical optimization: algorithms and engineering applications*. Springer Science & Business Media, 2007. 95
- [99] D. D. Pietro, “Optimisation numérique la méthode du gradient.” <http://ens.math.univ-montp2.fr/di-pietro/ON/lecture7.pdf>, 2012-2013. 95
- [100] Z. Qu, “Robust control of nonlinear systems by estimating time variant uncertainties,” *Automatic Control, IEEE Transactions on*, vol. 47, no. 1, pp. 115–121, 2002. 95
- [101] K. Altisen, P. Bouyer, T. Cachat, F. Cassez, and G. Gardey, “Introduction au contrôle des systèmes temps-réel,” in *Actes du 5ème Colloque sur la Modélisation des Systèmes Réactifs (MSR’05)*, pp. 367–380, Hermès, 2005. 95

4.3 Liste des publications

Article publié en revues internationales indexées

"On the control of a muscular force model", AURORE MAILLARD, TOUFIK BAKIR, STÉPHANE BINCZAK, *International Journal of Biology and Biomedicine*, 1, 78-82, juin 2016.

Conférences internationales

"On the control of a muscular force model including muscular fatigue", Aurore MAILLARD, Maxime YOCHUM, Toufik BAKIR, Stéphane BINCZAK, 7th Annual International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering, Avril 2015.

Participation à des colloques scientifiques

"Control Methods of a muscular force model including muscular fatigue", Aurore Maillard, Toufik Bakir, Stéphane Binczak, The Doctoral Day à Le CREUSOT (71), octobre 2015, présentation orale.

"Contrôle de la force musculaire par une commande non linéaire", A. MAILLARD, T. BAKIR, S. BINCZAK, 19^{ème} Rencontre du Non Linéaire, Université Paris Diderot (75), mars 2016, présentation orale et poster.

Cette thèse a pour but d'optimiser les électromyostimulateurs intelligents pour la rééducation musculaire. L'optimisation des électrostimulateurs a pour objectif d'améliorer les séances d'électromyostimulation (EMS) de par l'obtention d'informations sur les stimulations électriques musculaires et l'application d'un contrôle en temps réel afin de contrôler la réponse musculaire. Diverses méthodes de contrôle de la force musculaire ont été développées et appliquées sur un modèle précis. En premier, les techniques seront appliquées sur le modèle partiel sans prendre en compte la fatigue musculaire puis en second en prenant en compte la présence de la fatigue et ses effets. Ces méthodes de contrôle agissent sur les paramètres de stimulation en fréquence et en amplitude en fonction de la réponse musculaire.

This project aims to optimize smart electromyostimulators for the muscular reeducation. The electrostimulator optimization aims to improve the electrostimulation sessions (EMS) by obtaining informations on the muscular electrical stimulations and the control application in real time in order to control the muscular response. Various control methods of the muscular force are been developed and applied on an accurate model. In first, the techniques will be applied on the partial model without taking into account the muscular fatigue then in second in taking into account the presence of fatigue and its effects. Theses control methods act on the stimulation parameters in frequency and in amplitude in function of the muscular response.

The logo for the SPIM doctoral school, featuring a stylized 'S' followed by the letters 'PIM' in a large, white, sans-serif font. A solid orange horizontal bar is positioned to the left of the 'S'.