



Protocole d'identification sous FES et synthèse des séquences de stimulation chez le blessé médullaire

Mourad Benoussaad

► To cite this version:

Mourad Benoussaad. Protocole d'identification sous FES et synthèse des séquences de stimulation chez le blessé médullaire. Automatique / Robotique. Université Montpellier II - Sciences et Techniques du Languedoc, 2009. Français. NNT: . tel-00452009

HAL Id: tel-00452009

<https://theses.hal.science/tel-00452009>

Submitted on 1 Feb 2010

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

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

ACADÉMIE DE MONTPELLIER
UNIVERSITÉ MONTPELLIER II
- SCIENCES ET TECHNIQUES DU LANGUEDOC -

THÈSE

pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ MONTPELLIER II

Discipline : Génie Informatique, Automatique et Traitement du Signal

Formation Doctorale : Systèmes Automatiques et Microélectronique

École Doctorale : Information, Structures et Systèmes

Préparée à l'INRIA, CRI Sophia-Antipolis Méditerranée, EPI DEMAR

présentée et soutenue publiquement

par

Mourad BENOUSSAAD

le 16 décembre 2009

Titre :

**Protocole d'identification sous FES et
synthèse des séquences de stimulation chez
le blessé médullaire**

JURY :

M. Alain VARRAY	Professeur des Universités à l'Université Montpellier I	<i>Président</i>
M. Maxime GAUTIER	Professeur des Universités à l'Université de Nantes	<i>Rapporteur</i>
M. Philippe GORCE	Professeur des Universités à l'Université de Toulon	<i>Rapporteur</i>
M. Charles FATTAL	Docteur en Médecine	<i>Examineur</i>
M. Philippe POIGNET	Professeur des Universités à l'Université Montpellier II	<i>Directeur de thèse</i>
M. David GUIRAUD	Directeur de recherche à l'INRIA	<i>Co-directeur de thèse</i>
M. Mitsuhiro HAYASHIBE	Chargé de recherche à l'INRIA	<i>Examineur</i>

À mon fils Akli, à ma femme Charlotte

Remerciements

Un grand merci :

- Aux patients (FG, BP, LT, BD, AL, FC, AV, AM, PC, MM) qui ont accepté de participer aux expérimentations et qui ont donné de leurs temps et beaucoup de bonne humeur,
- à l'équipe médicale de PROPARA et particulièrement Charles FATTAL et Patrick BENOIT de nous avoir accueilli et plaidé notre cause auprès des patients,
- à mes encadrants Philippe POIGNET et David GUIRAD de m'avoir accueilli au sein de l'équipe DEMAR et de m'avoir dirigé de manière efficace,
- aux rapporteurs Maxime GAUTIER et Philippe GORCE d'avoir accepté de rapporter sur ma thèse en un temps plus réduit que prévu et pour leurs regard critique et pertinent,
- à Mitsuhiro HAYASHIBE, Maria PAPAIORDANIDOU, Robin PASSAMA, Christine AZEVEDO et à Bernard GILBERT pour leurs contributions très active aux expérimentations,
- aux membres de l'équipe DEMAR, particulièrement Annie ALIAGA, pour leurs bonne humeur et l'ambiance qui règne dans cette équipe,
- à tous les doctorants et les post-doctorants de robotique pour l'atmosphère très conviviale et à Ahmed Chemori et Nabil zemiti pour leurs conseils et leur aide qui m'était très précieuse.

Table des matières

Notations et conventions	1
Introduction générale	3
1 Blessure médullaire et suppléance fonctionnelle	5
1.1 Principe du contrôle moteur	5
1.1.1 Système nerveux central (SNC)	6
1.1.1.1 L'encéphale	6
1.1.1.2 La moelle épinière	6
1.1.2 Système nerveux périphérique (SNP)	7
1.1.3 Le squelette	8
1.1.3.1 Fonctions du squelette	8
1.1.3.2 Composition du squelette	9
1.1.3.3 Les articulations	9
1.1.4 Les muscles squelettiques (les actionneurs)	10
1.1.4.1 Propriétés des muscles squelettiques	10
1.1.4.2 Anatomie d'un muscle squelettique	11
1.1.4.3 Activation d'un muscle squelettique	12
1.1.4.4 Mécanisme de contraction musculaire	12
1.1.4.5 Réponse du muscle à un stimulus	13
1.1.4.6 Types de fibres musculaires	14
1.1.4.7 Les tendons	14
1.1.4.8 Architectures musculo-tendineuses	15
1.2 Blessure médullaire et déficience motrice	15
1.2.1 Classification des lésions	17
1.2.2 Troubles liés à la blessure médullaire	18
1.2.2.1 Les troubles moteurs	18
1.2.2.2 Les troubles sensitifs	18
1.3 Suppléance fonctionnelle par FES	18
1.3.1 Principe et physiologie de la FES	19
1.3.2 Bénéfices thérapeutiques de la FES	20
1.3.3 Types de stimulation électrique	20
1.3.4 Fatigue musculaire sous FES	21
1.3.5 Instrumentation de la FES	22
1.3.5.1 Interface de commande FES	23
1.3.5.2 Capteurs dans un dispositif FES	23
1.3.5.3 Électrodes	24
1.3.5.4 Stimulateurs FES	24

1.3.5.5	Contrôleur FES	25
1.3.6	Système FES implanté	25
1.3.7	Stratégie de commande par FES	25
1.3.7.1	Stimulation en boucle ouverte	26
1.3.7.2	Stimulation en boucle fermée	26
1.4	Conclusion	27
2	Modélisation du système musculosquelettique sous FES	29
2.1	Introduction	29
2.2	Modèle biomécanique articulaire humain	30
2.2.1	Actions musculaires sur les articulations	30
2.2.2	Classification fonctionnelle des muscles	30
2.2.3	Modèle biomécanique du genou	31
2.3	Modèle de l'actionneur musculaire sous FES	33
2.4	Modèle d'activation du muscle	34
2.4.1	Modèle de recrutement des unités motrices	34
2.4.2	Modèle d'activation dynamique	36
2.5	Modèle mécanique du muscle	37
2.5.1	Modèle et propriétés du tendon	40
2.5.2	Description de la partie active du modèle mécanique	41
2.6	Modèle de contraction de l'élément contractile (EC) sous FES	42
2.6.1	Équations dynamiques de l'actionneur musculaire	44
2.6.2	Relation Force-Longueur active	44
2.6.3	Relation Force-Vitesse	46
2.7	Synthèse du modèle genou actionné par deux muscles antagonistes	47
2.8	Sensibilité du modèle muscle-articulation par rapport aux différents pa- ramètres	48
2.9	Conclusion	50
3	État de l'art des protocoles d'identification des paramètres des systèmes musculosquelettiques	51
3.1	Introduction	51
3.2	Techniques d'identification	53
3.2.1	Introduction	53
3.2.2	Méthode à erreur de sortie	53
3.2.3	Méthode à erreur d'entrée	53
3.2.4	Modèles linéaires en les paramètres (LP)	55
3.2.5	Choix des entrées excitantes	55
3.3	Estimation des paramètres anthropométriques	55
3.4	Protocoles d'identification des paramètres mécaniques de l'articulation	57
3.4.1	Couple d'élasticité articulaire du genou	57
3.4.2	Protocoles d'identification	57
3.4.3	Acquisition et traitement des données	59
3.5	Protocoles d'identification de la relation force-longueur active	59
3.6	Protocoles d'identification de la fonction de recrutement	60
3.7	Protocoles d'identification des paramètres mécaniques du muscle	61
3.8	Définition d'un protocole expérimental pour l'identification des paramètres du système musculosquelettique	62
3.9	Comparaison et choix entre les modèles du muscle	64

3.10 Conclusion	64
4 Identification des paramètres du modèle et validation expérimentale chez le blessé médullaire	67
4.1 Introduction	67
4.2 Synthèse des paramètres identifiés	68
4.2.1 Paramètres identifiés au niveau de l'articulation	69
4.2.2 Paramètres identifiés au niveau de l'actionneur musculaire	69
4.3 Contexte expérimental	69
4.3.1 Informations concernant les sujets	70
4.3.2 Organisation générale de l'expérimentation	70
4.3.3 Séquences de stimulation appliquées	72
4.4 Estimation des paramètres géométriques	73
4.5 Identification des paramètres mécaniques de l'articulation	74
4.5.1 Test des couples statiques	74
4.5.2 Test du pendule passif	75
4.5.3 Résultats d'identification et discussion	77
4.6 Identification de la relation force-longueur active	79
4.6.1 Protocole d'identification	79
4.6.2 Résultats d'identification et discussion	79
4.7 Identification de la fonction de recrutement	82
4.7.1 Protocole d'identification	82
4.7.2 Résultats d'identification et discussion	82
4.8 Identification des paramètres mécaniques de l'actionneur musculaire	84
4.8.1 Protocole d'identification	84
4.8.2 Résultats d'identification et validation directe	85
4.9 Validation expérimentale croisée	88
4.9.1 Validation croisée en conditions isométriques	88
4.9.2 Validation croisée en conditions dynamiques	89
4.10 Comparaison expérimentale avec un modèle de Hill	91
4.10.1 Identification des paramètres du modèle de Hill	91
4.10.2 Discussion	92
4.11 Conclusion	93
5 Synthèse de séquences de stimulation optimales	97
5.1 Introduction	97
5.2 Synthèse de séquences de stimulation sous contraintes	99
5.2.1 Résolution du problème d'optimisation	101
5.2.2 Suivi d'une trajectoire articulaire polynomiale	101
5.2.3 Suivi d'une trajectoire optimale	104
5.2.4 Sans trajectoire de référence	106
5.2.5 Analyse et discussions	107
5.3 Validation expérimentale	110
5.3.1 Contexte expérimental	111
5.3.2 Modèle invariant dans le temps	111
5.3.3 Fatigue musculaire	112
5.3.4 Modèle variant dans le temps	115
5.4 Conclusion	119

Conclusion générale	123
Publications	125
Bibliographie	127
A Description technique de l'appareillage expérimental	135
A.1 Plateforme d'analyse en effort et position (chaise isocinétique BIODEX) . .	135
A.2 Stimulateur électrique externe PROSTIM	135
A.3 Isolateurs électrique INISO de BIOPAC	136
B Extrait du protocole expérimental accepté par le CPP	137
B.1 Population	137
B.1.1 Modalités d'inclusion	137
B.1.2 Faisabilité	137
B.1.3 Critères d'inclusion	137
B.1.4 Critères de non-inclusion	138
B.1.5 Critères de sortie d'étude	138
B.2 Déroulement de l'étude	138
B.2.1 Lieu de réalisation de l'étude	138
B.2.2 Modalités de recueil du consentement	138
B.2.3 Contenu des visites "patient"	139
C Mesures expérimentales, résultats d'identification et de validation	141
C.1 Identification des paramètres mécaniques de l'articulation	141
C.2 Identification de la relation force-longueur active	146
C.3 Identification de la fonction de recrutement	148
C.4 Identification des paramètres mécaniques du muscle et validation expérimentale directe	150
C.5 Validation expérimentale croisée	152
D Critère d'évaluation de la qualité de l'identification	155
D.1 Calcul du critère NRMSD	155

Table des figures

1.1	Organisation du contrôle moteur	6
1.2	Le système nerveux central	7
1.3	Structure de l'encéphale humain	8
1.4	Structure et niveaux de contrôle de la moelle épinière	9
1.5	Structure générale d'une articulation synoviale	10
1.6	Anatomie macroscopique du muscle squelettique	11
1.7	Anatomie d'une fibre musculaire squelettique (myocyte)	12
1.8	Détails d'une myofibrille	12
1.9	Détails du sarcomère	13
1.10	Activation du muscle par utilisation d'unités motrices	13
1.11	Mécanisme de contraction du sarcomère	14
1.12	Réponse d'un muscle entier à des stimuli de différentes fréquences	15
1.13	Architecture de l'ensemble musculo-tendineux	16
1.14	Paramètres d'un signal de stimulation	19
1.15	Différentes configurations de l'application de la FES	21
1.16	Formes des stimulations biphasiques	22
1.17	Instrumentation de la FES	23
1.18	Électrodes de surface	24
1.19	Principe de la commande FES en BO	26
1.20	Stratégies de la commande FES en BF	27
2.1	Actions et classification fonctionnelle des muscles squelettiques	31
2.2	Modèle biomécanique du genou.	32
2.3	Structure macroscopique du modèle de muscle commandé par FES	34
2.4	Comparaison du recrutement par modulation d'amplitude et de largeur d'impulsion	35
2.5	Modèle d'activation dynamique détaillé	37
2.6	Train de la commande chimique	37
2.7	Modèle de l'actionneur musculo-tendineux	38
2.8	Modèle de Hill à trois composantes	38
2.9	Modèle mécanique de l'actionneur muscle-tendon	39
2.10	Modèle mécanique de l'actionneur muscle-tendon	40
2.11	Courbe de force-déformation générique du tendon	40
2.12	Modèle mécanique de la partie active (PA)	41
2.13	Modèle de contraction de l' EC sous FES	43
2.14	Relation force-longueur active d'un sarcomère	45
2.15	Largeurs d'impulsion pour l'analyse de la sensibilité	49
3.1	Identification par méthode à erreur de sortie	54

3.2	Identification par méthode à erreur d'entrée	54
3.3	Définition des angles de l'équation de régression	56
3.4	Réponse du système au test du pendule passif	58
4.1	Situation des patients durant les expérimentations	71
4.2	Contexte expérimental et appareillage utilisé lors du protocole	72
4.3	Configuration expérimentale pour la mesure du couple statique	75
4.4	Couples statiques en fonction de la position angulaire du genou droit . . .	76
4.5	Configuration expérimentale du test du pendule passif	76
4.6	Couples statiques mesuré et identifié	77
4.7	Identification des paramètres du mouvement oscillatoire amorti	78
4.8	Dispositif expérimental pour l'identification de la relation force-longueur .	80
4.9	Mesures et identification de la relation force-longueur	80
4.10	Mesures et identification de la fonction de recrutement	83
4.11	Contexte expérimental pour l'identification de la raideur k_s	85
4.12	Principe d'identification de la raideur k_s	86
4.13	Résultats de la validation directe	87
4.14	Validation croisée du modèle en conditions isométriques	89
4.15	Résultats de la validation croisée	90
4.16	Validation directe du modèle de Hill	95
4.17	Comparaison entre le modèle DEMAR et le modèle de Hill	96
5.1	Synthèse pour le suivi d'une trajectoire polynomiale	103
5.2	Sensibilité de la synthèse aux poids de la fonction de coût	103
5.3	Synthèse pour le suivi d'une trajectoire optimale	105
5.4	Synthèse sans trajectoire de référence	108
5.5	Évolution des fonctions de coût normalisées	108
5.6	Bilan énergétique des trois méthodes de synthèse	110
5.7	schéma du protocole expérimental global	111
5.8	Résultats de synthèse dans le cas du modèle invariant (S6-G et S9-D) . . .	113
5.9	Résultats de synthèse dans le cas du modèle invariant (S9-G)	114
5.10	Variabilité des sorties articulaires mesurées due à la fatigue	116
5.11	Variabilité des sorties articulaires après un temps de récupération	117
5.12	Comportement variant dans le temps sous le même profil de stimulation . .	118
5.13	Synthèse à partir des données V7 jambe droite-sujet9	120
A.1	Interface de Module Recherche de BIODEx (RTK)	136
A.2	Stimulateur PROSTIM et isolateur INISO	136
C.1	Couples statiques en fonction de la position angulaire du genou gauche . .	141

Liste des tableaux

1.1	Niveaux de la lésion médullaire	16
1.2	Échelle de la lésion médullaire de ASIA	17
1.3	Échelle de la cotation MRC	17
2.1	Résultats de l'analyse de sensibilité	49
4.1	Caractéristiques des sujets	70
4.2	Les fréquences d'acquisition des mesures expérimentales	72
4.3	Estimation des paramètres géométriques	74
4.4	Résultats d'identification des paramètres mécaniques du genou	78
4.5	Résultats d'identification de la relation force-longueur active	81
4.6	Résultats d'identification de la fonction de recrutement	83
4.7	Résultats d'identification des paramètres mécaniques	86
4.8	Résultats des validations croisées	91

Notations et conventions

Les notations et conventions suivantes seront appliquées dans ce manuscrit :

- le terme *jambe* désigne dans ce manuscrit la partie inférieure au genou, c'est à dire l'ensemble la jambe au sens anatomique strict et le pied,
- nous désignons par actionneur musculaire, l'ensemble muscle-tendon activant l'articulation
- le système quadriceps-jambe désigne le système composé de la jambe, articulée autour du genou et actionnée par le muscle quadriceps
- NRMSD : Normalized Root Mean Square Deviation
- RSD : Relative Standard Deviation
- NLP : Nonlinear programming
- PW : largeur d'impulsion de la stimulation
- I : amplitude des impulsions de la stimulation
- f : fréquence de la stimulation
- FES : Functional Electrical Stimulation
- CPP : Comité de Protection des Personnes (comité d'éthique)

Introduction générale

La blessure médullaire provoque une interruption des voies naturelles de communication entre le système nerveux central et les organes sensoriels et moteurs.

Elle empêche ainsi les échanges d'informations sensibles provenant des organes sensoriels et d'informations motrices envoyées aux muscles entraînant ainsi une paraplégie (paralysie des membres inférieurs) ou une tétraplégie (paralysie des membres inférieurs et supérieurs).

La stimulation électrique fonctionnelle (FES) représente une solution prometteuse à des fins de suppléance fonctionnelle des membres déficients par l'activation des muscles squelettiques responsables du mouvement. Leur activation est engendrée par l'application de séquences de stimulation électrique via des électrodes placées à la surface du muscle ou directement sur les nerfs moteurs.

Malgré les améliorations technologiques qui ont été apportées sur les appareils de stimulation (volume du stimulateur, contrôle des paramètres de stimulation) et les électrodes de stimulation, les paramètres des séquences de stimulations sont souvent prédéfinis selon les seules appréciations du clinicien, dans la plupart des applications de la FES.

Ces choix empiriques des séquences de stimulation impliquent un taux de fatigue important dû à une compréhension limitée de l'ensemble des mécanismes mis en jeu lors de la contraction musculaire sous stimulation électrique fonctionnelle.

La synthèse des séquences de stimulation électrique appropriées nécessite une formulation mathématique et une modélisation assez précise du comportement du système musculosquelettique sous FES ainsi que l'identification des paramètres du modèle.

Le présent travail de thèse a été mené au sein de l'équipe-projet DEMAR, créée en 2003 et qui regroupe divers partenaires de recherche qui sont l'INRIA, le CNRS, l'Université Montpellier 2 et l'Université Montpellier 1. L'équipe-projet DEMAR travaille en étroite collaboration avec des partenaires industriels tels que l'entreprise MXM et des partenaires cliniques, en particulier le centre de rééducation PROPARA.

Les principaux axes de recherche de l'équipe sont :

- la modélisation des systèmes sensori-moteurs et la mise en place de protocoles expérimentaux d'identification des paramètres et de validation de modèles.
- le contrôle des systèmes sensori-moteurs par stimulation électrique fonctionnelle. Elle regroupe la synthèse des séquences de stimulation et la commande.
- le développement technologique des neuroprothèses permettant d'interfacer les systèmes artificiels avec les systèmes naturels.

Les travaux de la présente thèse se situent dans le premier et le deuxième axe et concernent plus particulièrement :

- la mise en place d'un protocole expérimental d'identification des paramètres et de validation du modèle du système musculosquelettique.
- la validation expérimentale du modèle de muscle, qui avait été développé et validé expérimentalement chez l'animal lors des précédents travaux de l'équipe

[Makssoud, 2005], dans le cas du blessé médullaire ainsi que sa comparaison avec d'autres modèles existants.

- les différentes stratégies de synthèse des séquences de stimulation électrique permettant de réaliser un mouvement fonctionnel et la validation expérimentale.

Ce manuscrit est organisé en cinq chapitres.

Le premier chapitre contient une introduction au principe du contrôle moteur naturel décrivant les différentes parties anatomiques impliquées ainsi que les conséquences de la blessure médullaire sur ce fonctionnement naturel. Dans ce chapitre, le principe d'utilisation de la stimulation électrique à des fins de suppléance fonctionnelle est introduit en mettant en évidence les problèmes qu'elle engendre en termes de complexité de contrôle des systèmes musculosquelettiques.

Le deuxième chapitre est une description détaillée du modèle du système musculosquelettique en se focalisant sur l'articulation du genou actionnée par les deux muscles antagonistes, quadriceps et ischio-jambiers. Le modèle du muscle développé dans l'équipe est présenté par rapport à d'autres modèles de muscles existants dans la littérature.

Dans le troisième chapitre, nous présentons un état de l'art des différents protocoles expérimentaux visant à identifier les paramètres de modèles musculosquelettiques. Un protocole expérimental est établi pour le contexte des blessés médullaires humains en tenant compte de leurs spécificités.

Le quatrième chapitre décrit en détail le protocole ainsi établi au troisième chapitre et appliqué à dix patients blessés médullaires dans le cadre d'un protocole approuvé et accepté par le comité d'éthique (CPP). Dans ce chapitre, les résultats expérimentaux d'identification et de validation croisée sont présentés ainsi qu'une analyse intra-sujet et inter-sujet. Une comparaison du modèle du muscle avec un autre modèle très répandu est faite en se basant sur les mesures expérimentales obtenues chez un des sujets ayant participé au protocole.

Dans le cinquième chapitre, des stratégies de synthèse des séquences de stimulation sont définies et testées en simulation en tenant compte de la problématique de la redondance de l'actionnement des systèmes musculosquelettiques et de la dépense énergétique. Les résultats de la validation expérimentale d'une stratégie de synthèse sur un groupe de blessés médullaires sont présentés dans ce chapitre en abordant les différents problèmes de la variabilité du comportement dans le temps due principalement au phénomène de fatigue musculaire.

Chapitre 1

Blessure médullaire et suppléance fonctionnelle

Sommaire

1.1 Principe du contrôle moteur	5
1.1.1 Système nerveux central (SNC)	6
1.1.2 Système nerveux périphérique (SNP)	7
1.1.3 Le squelette	8
1.1.4 Les muscles squelettiques (les actionneurs)	10
1.2 Blessure médullaire et déficience motrice	15
1.2.1 Classification des lésions	17
1.2.2 Troubles liés à la blessure médullaire	18
1.3 Suppléance fonctionnelle par FES	18
1.3.1 Principe et physiologie de la FES	19
1.3.2 Bénéfices thérapeutiques de la FES	20
1.3.3 Types de stimulation électrique	20
1.3.4 Fatigue musculaire sous FES	21
1.3.5 Instrumentation de la FES	22
1.3.6 Système FES implanté	25
1.3.7 Stratégie de commande par FES	25
1.4 Conclusion	27

1.1 Principe du contrôle moteur

Le contrôle moteur chez l'humain est un processus complexe impliquant plusieurs parties anatomiques et géré par le système nerveux central (figure 1.1). Chez le sujet sain, la motricité peut être volontaire ou involontaire et se décline en trois catégories [Vibert *et al.*, 2005] :

- Les activités motrices rythmiques, telles que la respiration et le battement cardiaque, combinent à la fois une activité réflexe prépondérante et une activité volontaire de faible importance. Bien que l'initiation et la terminaison d'une séquence de mouvements rythmiques, telle que la marche, puissent être volontaire, la séquence une fois déclenchée, ne l'est plus,
- Les réponses réflexes, dont les réflexes tendineux sont les plus connus. Les réflexes régulent et coordonnent le tonus musculaire de la totalité des muscles striés squelettiques dans le but de protéger les membres ou de maintenir une posture. Cette activité, totalement involontaire, est régulée par des récepteurs sensitifs musculaires, articulaires et cutanés,

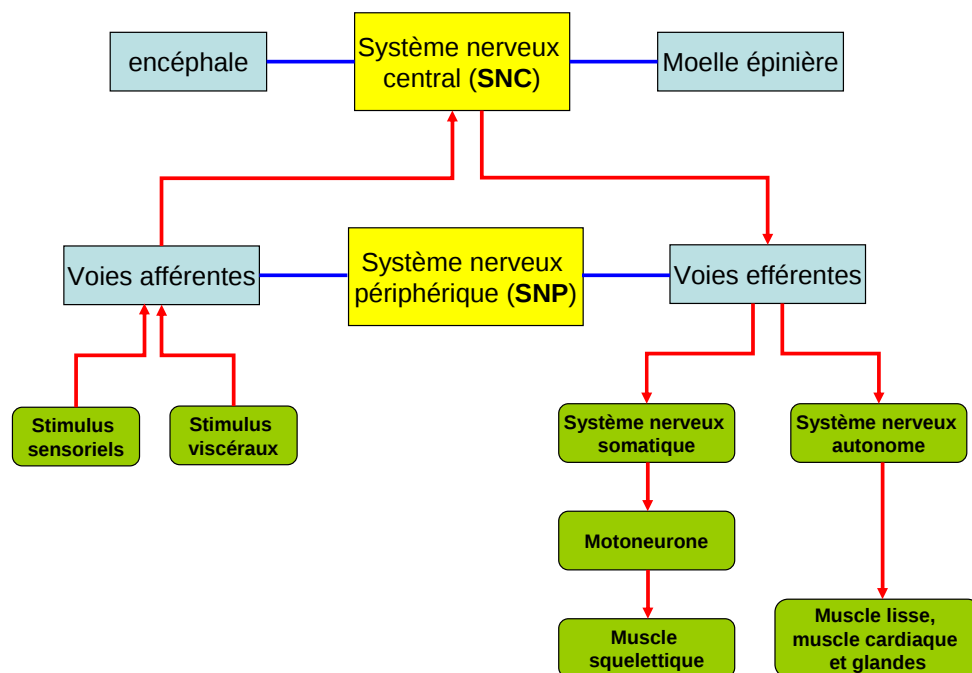


Figure 1.1 - Organisation du contrôle moteur

- Les mouvements volontaires sont des mouvements réalisés délibérément dans un but précis sur commande du système nerveux central. Leur contrôle nécessite d'abord d'identifier et de localiser une cible, ensuite d'organiser un plan d'action et pour finir d'exécuter un programme [Vibert *et al.*, 2005]. Ce contrôle est assuré par la coordination d'un certain nombre d'acteur (partie anatomique) qu'on définira par la suite.

1.1.1 Système nerveux central (SNC)

Le système nerveux central (SNC) est un réseau vital d'intégration et de communication qui contrôle et régule en permanence la plupart des fonctions de l'organisme. Il est également le système responsable de la coordination des mouvements volontaires à partir d'une analyse et d'une interprétation d'un flot d'informations sensorielles (voies afférentes) [Marieb, 2000]. Il comprend deux parties principales qui sont l'encéphale et la moelle épinière (figure 1.2).

1.1.1.1 L'encéphale

L'encéphale est la partie du SNC logée dans la boîte crânienne, et peut être décomposé en quatre parties principales qui sont : les hémisphères cérébraux (le cerveau), le diencéphale, le tronc cérébral et le cervelet (figure 1.3) [Marieb, 2000, Tortora et Derrickson, 2009].

1.1.1.2 La moelle épinière

La moelle épinière, appelée aussi la moelle spinale, est cylindrique et forme le prolongement du tronc cérébral. Elle achemine les influx provenant de l'encéphale et ceux qui

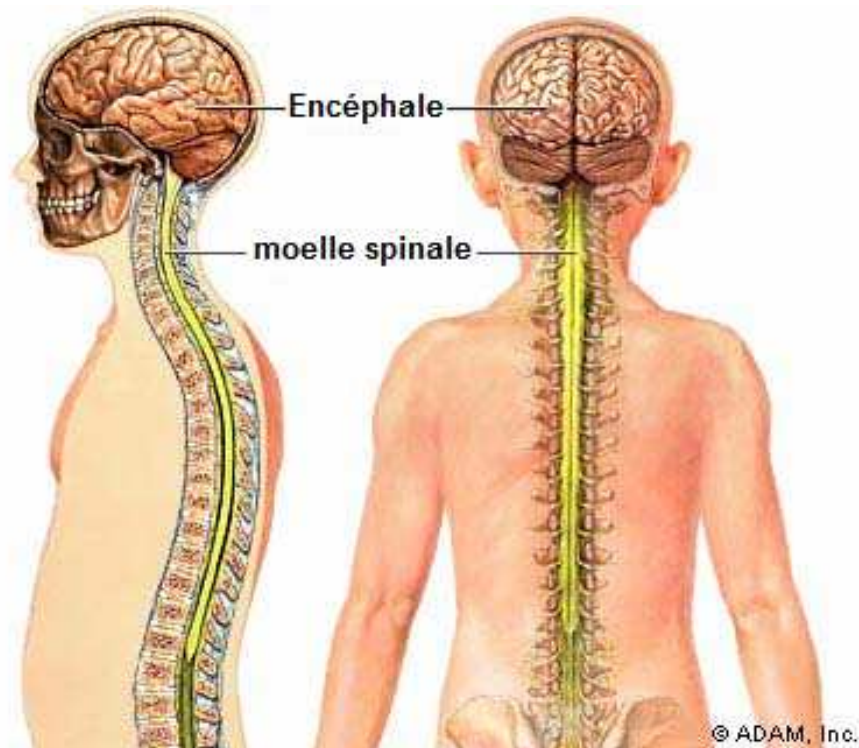


Figure 1.2 - *Le système nerveux central*

s'y dirigent. La moelle spinale est aussi responsable d'importants réflexes communément appelés les réflexes spinaux.

Chaque segment médullaire de la moelle épinière est rattaché à une paire de nerfs spinaux (appelés aussi nerfs rachidiens) qui sont nommés selon leur point d'émergence. Chez l'humain, trente et une paires de nerfs spinaux naissent de la moelle épinière et émergent de la colonne vertébrale pour aller innervier différentes régions du corps (figure 1.4). Il y a huit paires de nerfs cervicaux (C1 à C8), douze paires de nerfs thoraciques (T1 à T12), cinq paires de nerfs lombaires (L1 à L5), cinq paires de nerfs sacraux (S1 à S5) et une paire de nerfs coccygiens (C0) [Marieb, 2000].

1.1.2 Système nerveux périphérique (SNP)

Le système nerveux périphérique (SNP) est formé des nerfs et de groupes dispersés de corps cellulaires de neurones situés à l'extérieur du SNC. Il assure la transmission des commandes du SNC vers les différents organes moteurs par le biais des voies efférentes ainsi que la transmission de stimuli sensitifs vers le SNC à travers les voies afférentes (figure 1.1). D'un point de vue fonctionnel, le SNP peut être décomposé en deux parties :

- Les voies afférentes transmettent au SNC les informations sensibles provenant des récepteurs sensoriels disséminés dans l'organisme. Les neurofibres sensibles qui conduisent les influx provenant de la peau, des muscles squelettiques et des articulations sont appelées *neurofibres afférentes somatiques* tandis que celles qui transmettent les influx provenant des viscères sont appelées *neurofibres afférentes viscérales*.
- Les voies efférentes, ou voies motrices, sont formées des neurofibres qui transmettent aux organes effecteurs (les muscles et les glandes) les influx provenant du SNC afin de les activer. La partie efférente du SNP est à son tour subdivisée en deux :

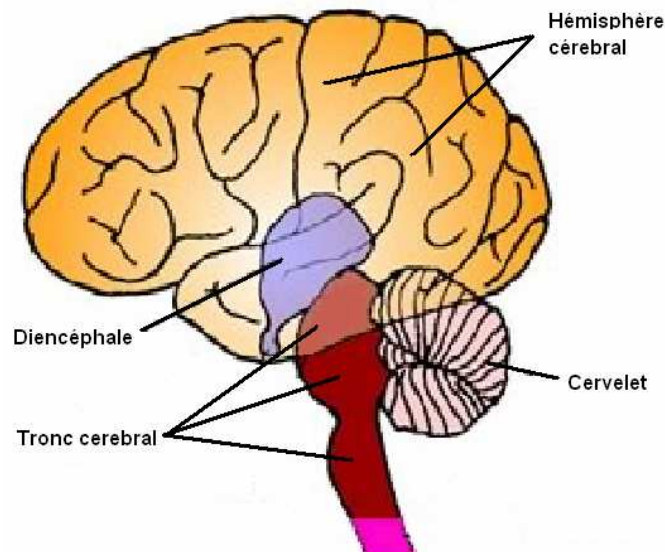


Figure 1.3 - *Structure de l'encéphale humain*

- Le **système nerveux somatique** permet d'exercer un contrôle conscient sur les muscles squelettiques. Ce système est souvent appelé **système nerveux volontaire** bien qu'il gère aussi les activités réflexes, qui sont involontaires.
- Le **système nerveux autonome**, ou végétatif, régit les activités automatiques, ou involontaires, comme celles des muscles lisses, du muscle cardiaque et des glandes. C'est pourquoi il est communément appelé **système nerveux involontaire**.

1.1.3 Le squelette

Le squelette constitue la charpente du corps humain. Il est composé de deux cent six os et est divisé en deux parties : le **squelette axial**, dont les quatre-vingts os forment l'axe longitudinal du corps, et le **squelette appendiculaire**, qui comprend les cent vingt-six os des membres et des ceintures.

1.1.3.1 Fonctions du squelette

Le squelette assure plusieurs fonctions fondamentales [Tortora et Derrickson, 2009, Marieb, 2000] telles que :

- **Le soutien.** Les os du squelette forment une structure rigide qui sert de support aux tissus mous et de points d'attache à la plupart des muscles squelettiques.
- **La protection.** Les os du squelette axial protègent plusieurs organes internes contre les blessures. Ainsi, les os du crâne protègent l'encéphale, les vertèbres protègent la moelle épinière et la cage thoracique protège le cœur et les poumons.
- **Le mouvement.** Étant donné que la plupart des muscles squelettiques sont reliés aux os, lorsqu'ils se contractent, ils agissent comme des leviers sur les os produisant le mouvement.

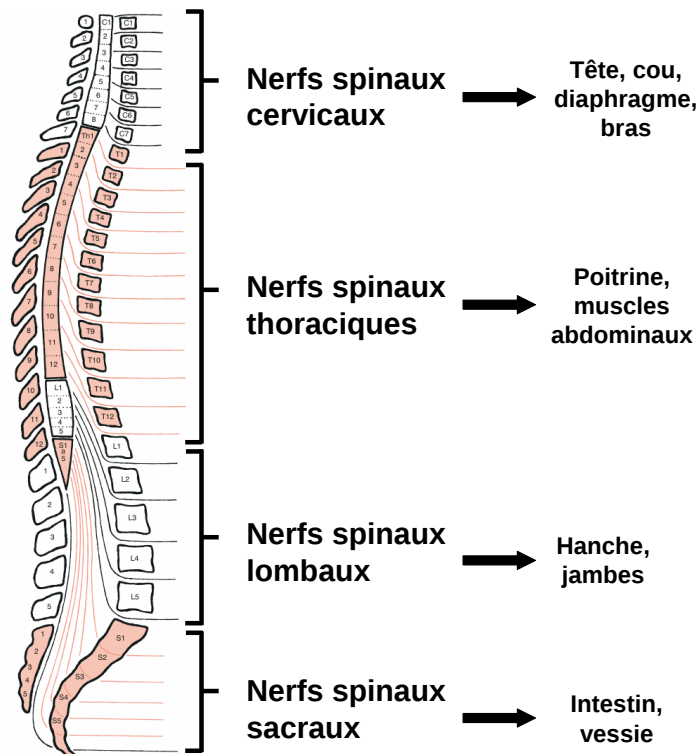


Figure 1.4 - Structure et niveaux de contrôle de la moelle épinière

1.1.3.2 Composition du squelette

Le squelette appendiculaire est le squelette associé aux muscles squelettiques et donc au mouvement. Il est formé par :

- La ceinture scapulaire (pectorale). Formée de deux os, la clavicule et la scapula.
- Les os des membres supérieurs. Trente os distincts forment le squelette de chaque membre supérieur. Ils se répartissent entre le bras, l'avant-bras et la main.
- La ceinture pelvienne. Elle est formée des deux os de la hanche.
- Les os des membres inférieurs. Ils sont plus massifs que ceux des membres supérieurs car ils supportent entièrement le poids du corps en position debout. Ces os forment les cuisses, les jambes et les pieds.

Outre les os, le squelette inclut les articulations, les cartilages et les ligaments.

1.1.3.3 Les articulations

Les articulations assurent à la fois une certaine mobilité du squelette tout en reliant les os entre eux. Il existe plusieurs types d'articulations classées d'un point de vue structural ou fonctionnel. La plupart des mouvements sont permis par des articulations dites synoviales d'un point de vue structural ou bien des articulations mobiles d'un point de vue fonctionnel. Ce type d'articulation se distingue des autres par quatre caractéristiques (figure 1.5) [Marieb, 2000] :

- Les surfaces des os qui s'articulent sont recouvertes d'un **cartilage articulaire**.
- Les surfaces articulaires sont enfermées dans une **capsule articulaire**.
- La capsule articulaire entoure une **cavité articulaire** remplie de liquide synovial lubrifiant.
- La capsule articulaire est habituellement renforcée par des **ligaments**.

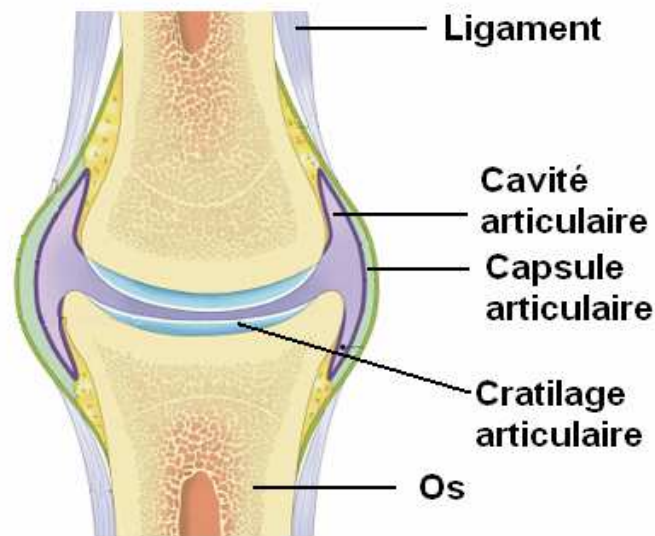


Figure 1.5 - *Structure générale d'une articulation synoviale (mobile)*

1.1.4 Les muscles squelettiques (les actionneurs)

La fonction essentielle du muscle est de se contracter, c'est à dire de se raccourcir, pour générer un mouvement. On distingue trois types de tissu musculaire : squelettique, cardiaque et lisse. Ces types de tissu diffèrent par la structure de leurs cellules et par la façon dont leurs contractions se déclenchent.

Les muscles squelettiques, auxquels nous nous intéressons par la suite, sont des muscles contrôlés volontairement par le système nerveux somatique (figure 1.1). Ils tiennent principalement leur appellation de leur fonction de transmission du mouvement au squelette. Les muscles squelettiques peuvent également être activés par des réflexes (involontairement) tel que les réflexes spinaux [Marieb, 2000].

Les actionneurs musculaires représentent, avec le squelette, le système locomoteur ou *musculosquelettique* car ils permettent les mouvements du corps. À partir des commandes motrices du SNC, acheminées par le SNP, les muscles squelettiques agissent, au travers des tendons, sur le squelette (os et articulation) et font bouger le corps.

Les muscles squelettiques assurent principalement les fonctions suivantes [Marieb, 2000, Tortora et Derrickson, 2009] :

- La production des mouvements du corps,
- la stabilisation des articulations et le maintien de la posture,
- la production de la chaleur.

1.1.4.1 Propriétés des muscles squelettiques

Le tissu musculaire squelettique possède quatre propriétés qui lui permettent d'assurer ses fonctions [Tortora et Derrickson, 2009] :

1. **l'excitabilité électrique.** Cette propriété des fibres musculaires (myocytes), que possèdent également les neurones, est la capacité de réagir à certains stimuli en produisant des signaux électriques, appelés *potentiels d'action musculaires*. Ces potentiels d'action se propagent ensuite le long des myocytes et engendrent la contraction musculaire.

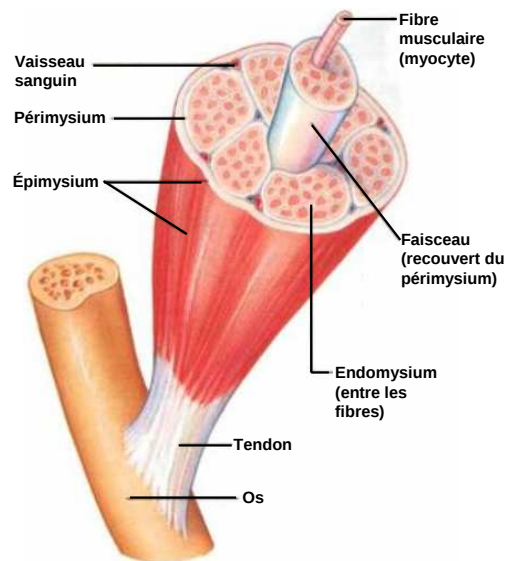


Figure 1.6 - *Anatomie macroscopique du muscle squelettique [Marieb, 2000].*

2. **La contractilité.** C'est la capacité du tissu musculaire à se contracter avec force après le déclenchement d'un potentiel d'action musculaire. Lorsqu'un muscle se contracte, il génère une force de traction sur ses points d'attache. Si la force créée est assez élevée par rapport aux forces de résistance, le muscle se raccourcit en produisant un mouvement.
3. **L'extensibilité.** C'est la capacité du tissu musculaire de s'étirer sans se déchirer. Cette capacité permet au muscle de dépasser sa longueur au repos et de conserver, lorsqu'il est étiré, la capacité de se contracter.
4. **L'élasticité.** C'est la capacité du tissu musculaire de reprendre sa longueur d'origine après une contraction ou un étirement.

1.1.4.2 Anatomie d'un muscle squelettique

Bien que les fibres musculaires soient très fragiles individuellement, elles forment ensemble un muscle puissant et très résistant car elles sont enveloppées de tissu conjonctif. Chaque fibre musculaire est recouverte d'une fine gaine de tissu conjonctif appelée *endomysium*. Plusieurs fibres et leur endomysium sont enveloppées à leur tour d'une membrane fibreuse plus épaisse appelée *périmysium* pour constituer un ensemble de fibres appelé *faisceau* (figure 1.6). Les faisceaux du muscle sont enveloppés d'un tissu encore plus résistant appelé *épimysium* qui se prolonge jusqu'au tendon.

Les fibres musculaires possèdent des organites uniques en forme de rubans appelés les myofibrilles. Ce sont des structures cylindriques qui s'étendent sur toute sa longueur (figure 1.7).

Chaque myofibrille est formée d'unités contractiles appelées *sarcomères* (figure 1.8). Un sarcomère est formée de deux types de filaments qui se chevauchent (figure 1.9) les myofilaments fins et les myofilaments épais. Les myofilaments épais sont composés d'une protéine appelée la *myosine*. Les myofilaments fins sont fixés à une ligne Z qui est une membrane en forme de disque (figure 1.9). Ils sont composés principalement d'une protéine appelée *actine*.

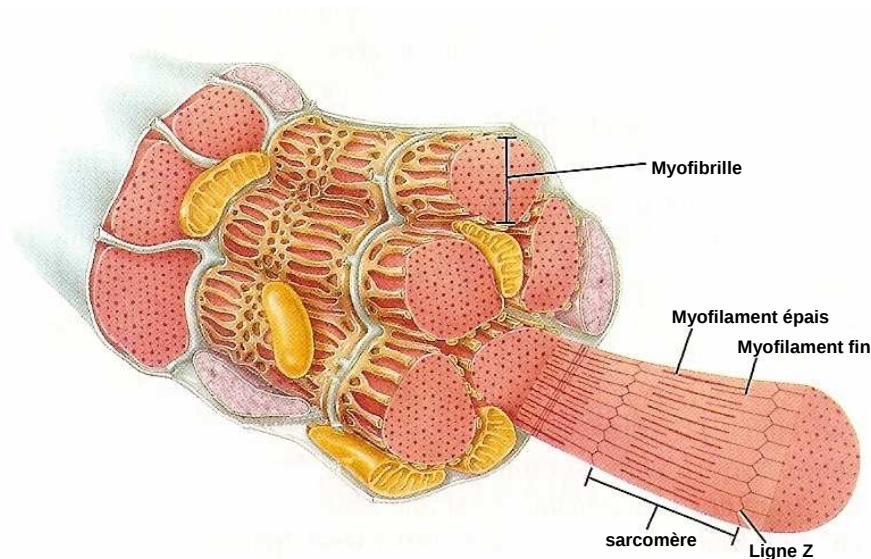


Figure 1.7 - Anatomie d'une fibre musculaire squelettique (myocyte) [Tortora et Derrickson, 2009].

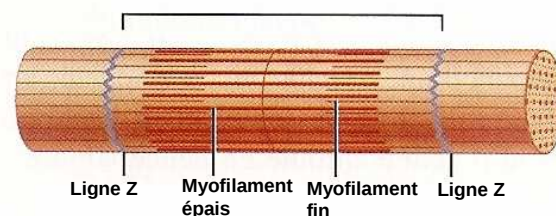


Figure 1.8 - Détails d'une myofibrille [Tortora et Derrickson, 2009].

1.1.4.3 Activation d'un muscle squelettique

Pour se contracter naturellement, les cellules du muscle squelettique doivent être stimulées par des influx nerveux. Un seul neurone moteur (cellule nerveuse) peut stimuler quelques myocytes seulement ou des centaines selon le muscle sollicité et le travail qu'il accomplit. L'ensemble regroupant le neurone moteur et tous les myocytes squelettiques qu'il stimule est appelé *unité motrice* (figure 1.10). Le neurone moteur comporte de longs prolongements filiformes appelés *l'axone*.

Lorsqu'un flux nerveux parvient aux fibres d'une unité motrice, il provoque une suite d'événements chimiques, que ne nous détaillerons pas ici, produisant un courant électrique appelé *potentiel d'action*. Une fois amorcé, le potentiel d'action ne peut être arrêté et se propage tout au long des fibres de l'unité motrice induisant le mécanisme de contraction.

1.1.4.4 Mécanisme de contraction musculaire

Lors d'une contraction musculaire, les têtes de myosine s'accrochent aux sites de liaison de l'actine et un *mécanisme de glissement des myofilaments* s'amorce. Chaque tête de myosine s'attache et se détache plusieurs fois pendant la contraction tirant ainsi le myofilament mince vers le centre du sarcomère. Comme ce phénomène se déroule simultanément dans tous les sarcomères de toutes les myofibrilles, le myocyte se raccourcit (figure 1.11) [Tortora et Derrickson, 2009, Marieb, 2000].

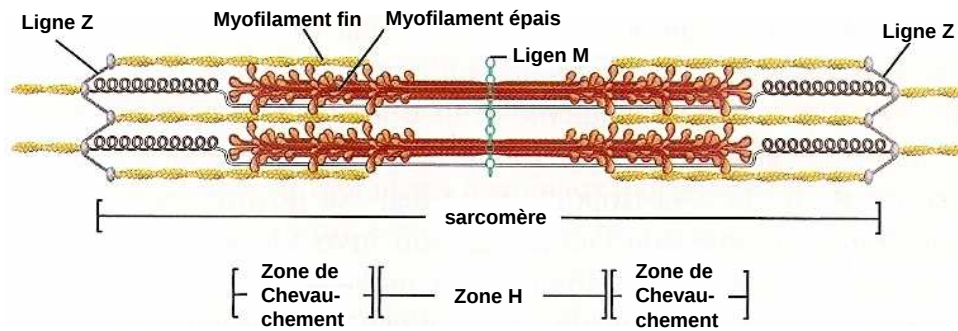


Figure 1.9 - Détails du sarcomère [Tortora et Derrickson, 2009].

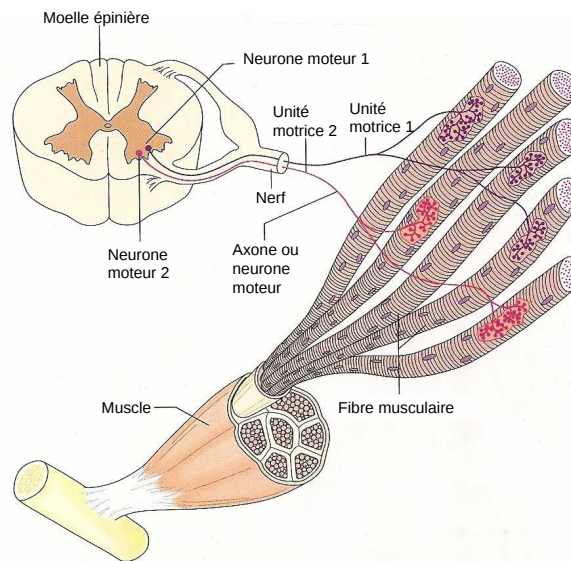


Figure 1.10 - Activation du muscle par utilisation d'unités motrices [Marieb, 2000].

1.1.4.5 Réponse du muscle à un stimulus

Les muscles squelettiques sont des organes qui contiennent des milliers de myocytes. Un myocyte individuel se contracte en tout ou rien, alors que le muscle squelettique entier réagit aux stimulations des influx nerveux avec des degrés divers de contraction, c'est-à-dire par des réponses graduées. Cette contraction musculaire graduée peut être produite de deux façons :

1. **Par changement de la fréquence de stimulation.** Les secousses musculaires (contractions isolées) ne représentent pas le fonctionnement normal du muscle [Marieb, 2000]. Généralement, les influx nerveux parviennent au muscle à une fréquence élevée de telle sorte que les myocytes n'ont pas le temps de se détendre complètement entre les stimulations (figure 1.12). Dans ce cas, les effets de contraction successives s'additionnent, conduisant à une contraction musculaire plus forte et plus uniforme.
2. **Par changement du nombre de myocytes stimulés.** La force de contraction dépend essentiellement du nombre d'unités motrices activées dans le muscle. Cette force de contraction est contrôlée par le niveau de stimulation et dépend de la tâche à accomplir.

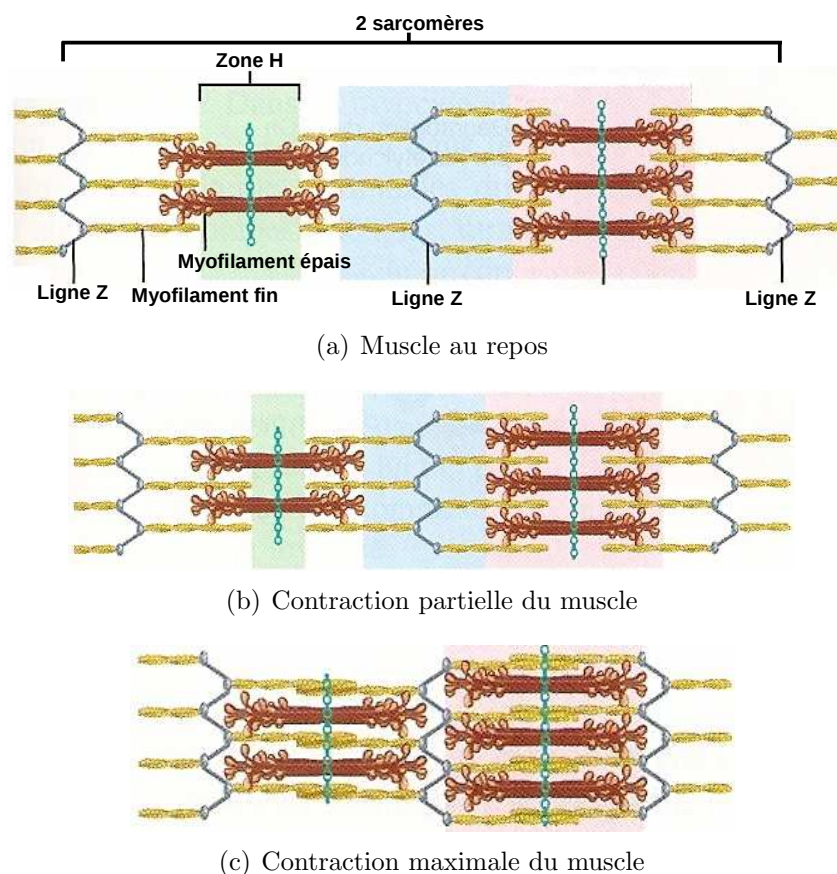


Figure 1.11 - *Mécanisme de contraction du sarcomère [Tortora et Derrickson, 2009].*

1.1.4.6 Types de fibres musculaires

Les fibres musculaires squelettiques n'ont pas toutes la même fonction ni la même composition. Elles se contractent et se relâchent à des vitesses différentes. Une fibre musculaire sera qualifiée de lente ou de rapide selon la vitesse à laquelle elle se contracte et génère une force. Elles se différencient également par la vitesse à laquelle elles se fatiguent.

À partir des caractéristiques structurelles et fonctionnelles, on classe les fibres musculaires squelettiques en deux types : (1) les fibres lentes et (2) les fibres rapides. Ces deux types sont répartis en trois grandes catégories : les fibres de type *I* (rouge lente oxydative), *IIA* (rouge rapide oxydo-glycolytique) et *IIB* (blanche rapide glycolytique).

La plupart des muscles contiennent un mélange des trois types de fibres. Le pourcentage de chaque type varie largement d'un muscle à un autre ainsi que d'une personne à une autre et il dépend du travail que le muscle est habitué à fournir. Ainsi, les muscles impliqués dans le maintien de la posture ont une plus grande quantité de fibres lentes (plus résistantes à la fatigue) car ils doivent être contractés à peu près continuellement, tandis que d'autres muscles responsables de mouvements rapides possèdent une quantité plus importante de fibres rapides.

1.1.4.7 Les tendons

Le tendon est composé de tissus conjonctifs denses à forme régulière. Sa structure de fibres de collagène disposées de façon parallèle lui confère une résistance importante. Les fibres de collagène sont légèrement ondulées, ce qui donne à ce tissu la propriété de

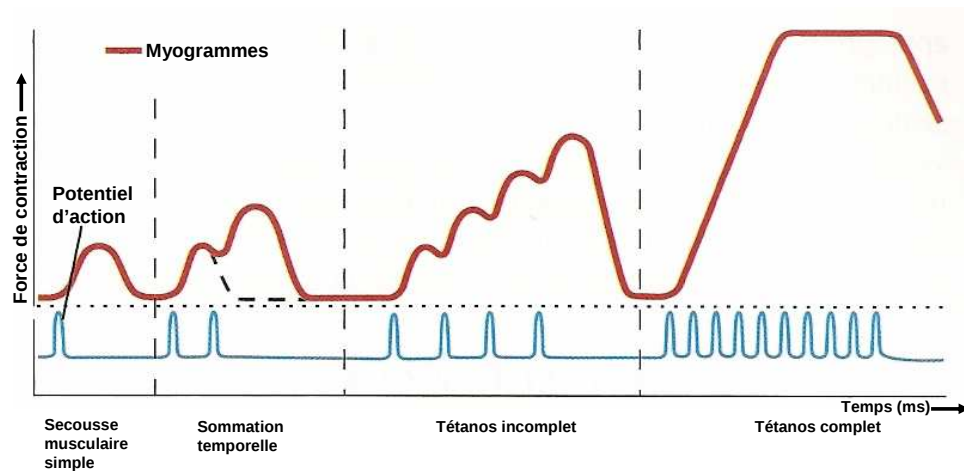


Figure 1.12 - *Réponse d'un muscle entier à des stimuli de différentes fréquences* [Tortora et Derrickson, 2009].

pouvoir s'étirer légèrement. Le tendon est donc un tissu extensible mais de raideur élevée.

Le rôle d'un tendon est de fixer le muscle à l'os, assurant ainsi la transmission de sa force afin de stabiliser une articulation, d'exécuter un mouvement ou de maintenir une posture [Baillargeon et Patry, 2003]. Le tendon s'étale au niveau du point d'insertion avec l'os, appelé l'enthèse, et sa structure se modifie passant progressivement d'un tissu conjonctif dense composé de tissus fibrocartilagineux, (fibres de collagène et de cellules cartilagineuses), à un tissu de plus en plus calcifié avant de se joindre à l'os. Ces changements tissulaires contribuent à un changement graduel dans les propriétés mécaniques le long du tendon. Lorsque la mobilité articulaire est plus grande, la quantité de fibrocartilage présente dans l'enthèse est plus importante, diminuant ainsi la raideur du tendon. Le tendon possède des propriétés visco-élastiques qui lui permettent de réagir aux charges qui lui sont transmises par la contraction musculaire [Baillargeon et Patry, 2003, Maffulli *et al.*, 2005, Hooley *et al.*, 1980].

1.1.4.8 Architectures musculo-tendineuses

L'ensemble muscle-tendon est en réalité l'actionneur responsable de transmettre le mouvement au squelette. Cependant, cette association muscle-tendon n'est pas toujours identique et n'a pas les mêmes conséquences sur les forces musculaires transmises au système squelettique. Le muscle squelettique peut être considéré comme un ensemble de fibres longues et parallèles. Ces fibres peuvent être orientées dans la même direction que le tendon ou inclinées par rapport au tendon d'un angle $\alpha > 0$ appelé angle de pennation (figure 1.13) [Zajac, 1989]. D'autres architectures musculo-tendineuses, où les fibres musculaires ne sont pas parallèles, existent mais ne sont pas détaillées dans ce manuscrit.

1.2 Blessure médullaire et déficience motrice

La moelle épinière est protégée dans un canal osseux semi-rigide, fait de l'empilement des vertèbres (colonne vertébrale). Chaque vertèbre permet le passage d'un nerf dont l'origine et la destination sont systématisées (figure 1.4). C'est la voie de passage obligatoire entre le cerveau et les muscles.

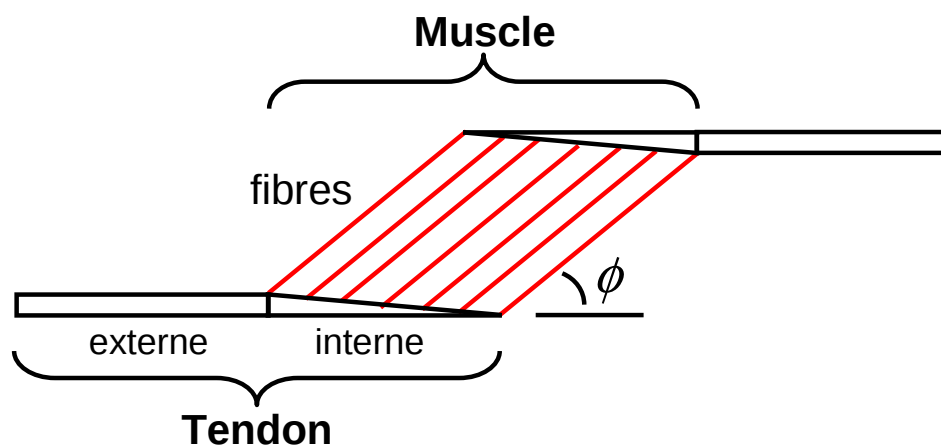


Figure 1.13 - Architecture de l'ensemble musculo-tendineux [Zajac, 1989].

La lésion médullaire conduit à un dysfonctionnement du SNC. Elle empêche les échanges d'informations sensibles provenant des organes sensoriels et d'informations motrices envoyées aux muscles. Les centres réflexes situés sous la lésion sont indemnes, mais perdent la possibilité d'être modulés par le cerveau. Une lésion médullaire entraîne une paraplégie (paralysie des membres inférieurs) ou une tétraplégie (paralysie des membres inférieurs et supérieurs) en cas de lésion cervicale.

Une lésion à un niveau donné de la moelle épinière conduit souvent à une perte des fonctions sensibles et motrices au dessous de ce niveau (Tableau 1.1) [Liverman, 2005]

Tableau 1.1 - Les différents niveaux de la lésion médullaire et leurs conséquences [Liverman, 2005].

Partie de la moelle épinière	Niveau de la moelle épinière	Zones contrôlées	Situation après la blessure
Cervicale	C1-C8	Tête, cou, diaphragme, bras	Tétraplégie
Thoracique	T1-T12	poitrine, muscles abdominaux	Pararaplégie
Lombaire	L1-L5	Hanche, jambes	Pararaplégie
Sacrale	S1-S5	Intestin, vessie, mollets, fesses, jambes	Pararaplégie

Les causes d'une lésion médullaire sont souvent traumatiques, dues, en grande partie, aux accidents de la route mais aussi aux accidents de travail et de sport telles que les chutes. Les causes traumatiques entraînent une paraplégie ou tétraplégie dites *médullaire traumatique*. La blessure médullaire traumatique peut résulter d'une hyper-extension, d'une flexion ou d'une compression de la colonne vertébrale.

1.2.1 Classification des lésions

Une échelle d'anomalie a été établie par l'American Spinal Injury Association (ASIA) pour classer la gravité fonctionnelle de la blessure médullaire (Tableau 1.2). Cette échelle a un niveau représentant une blessure médullaire complète (ASIA A), trois autres niveaux (ASIA B, ASIA C, ASIA D) représentant des blessures médullaires incomplètes et un niveau (ASIA E) qui présente une motricité et sensibilité normales.

La détermination du niveau de la blessure médullaire utilise souvent une cotation clinique des forces musculaires sous lésionnelles sur une échelle de 0 à 5 (Tableau 1.3), appelée cotation MRC (pour *Medical Research Council scale*).

Tableau 1.2 - *Échelle de la lésion médullaire de l'American Spinal Injury Association [Liverman, 2005].*

Niveau ASIA	Gravité de la lésion	Conséquences
ASIA A	Complète	Aucune motricité ou sensibilité dans le territoire S4-S5
ASIA B	Incomplète	Aucune motricité. Sensibilité préservée au dessous du niveau lésionnel, en particulier S4-S5
ASIA C	Incomplète	Motricité préservée en dessous du niveau lésionnel et plus de la moitié des muscles testés ont une cotation < 3
ASIA D	Incomplète	Motricité préservée en dessous du niveau lésionnel et au moins la moitié des muscles testé ont une cotation ≥ 3
ASIA E	Normale	Motricité et sensibilité normales

Tableau 1.3 - *Échelle de la cotation MRC.*

Cotation MRC	Manifestation
0	Paralysie totale
1	Contraction visible ou palpable sans déplacement
2	Mouvement actif sans pesanteur
3	Mouvement actif contre pesanteur
4	Mouvement actif contre résistance
5	Mouvement normal

1.2.2 Troubles liés à la blessure médullaire

Les troubles découlant de l'atteinte de la moelle épinière sont étroitement liés au niveau et à la gravité de la lésion. Les principaux troubles concernent la motricité et la sensibilité. Cependant, il existe, selon le niveau de la lésion, bien d'autres troubles aussi importants tels que :

- les troubles sphinctériens, vésicaux et intestinaux
- des troubles neurovégétatifs,
- des douleurs,
- des troubles génito-sexuels,
- des troubles respiratoires.

1.2.2.1 Les troubles moteurs

Ils atteignent les deux modes de motricité :

1. **La motricité volontaire**, ce qui se traduit par une paralysie complète (mouvements totalement impossibles) ou par une paralysie incomplète (mouvements possibles mais de faible puissance). L'intensité de la paralysie peut être homogène ou au contraire asymétrique entre le côté droit et le côté gauche.
2. **La motricité réflexe**, qui régule le tonus musculaire est normalement modulée par le cerveau. Lors d'une lésion médullaire, deux cas de figure se présentent habituellement :
 - Une augmentation de la réflectivité musculaire qui se traduit par une raideur ou hypertonie appelée spasticité. La spasticité entraîne des mouvements anormaux automatiques appelés contractures,
 - Une disparition de la tonicité, qui se traduit par une flaccidité ou hypotonie. On parle de paraplégie flasque.

1.2.2.2 Les troubles sensitifs

Ils se déclinent en deux parties :

1. Les **troubles sensitifs superficiels** se manifestent par la disparition totale ou partielle des sensations cutanées : le sens du toucher, la douleur et les sensations du chaud et du froid. Les cas de perte totale de sensibilité augmentent les *risques d'escarres*¹.
2. Les **troubles sensitifs profonds** perturbent l'information concernant la position exacte du corps. Ce trouble est à l'origine des difficultés d'équilibre du tronc, associées à la paralysie des muscles abdominaux.

1.3 Suppléance fonctionnelle par FES

La déficience motrice suite à une lésion de la moelle épinière dégrade les capacités motrices et la gestion de l'équilibre postural pour réaliser les tâches quotidiennes. En fonction du type d'handicap et de son étendue, le recours à des techniques de suppléance fonctionnelle s'avère nécessaire pour permettre aux patients d'accomplir des tâches simples mais importantes telles que la verticalisation ou le transfert.

1. lésion cutanée liée à la compression des tissus mous

La suppléance fonctionnelle par stimulation électrique fonctionnelle (FES) permet la restauration de la motricité des membres déficients par l'activation des muscles responsables du mouvement. L'activation des muscles est possible par l'application de séquences de stimulation électrique via des électrodes placées à la surface du muscle ou directement sur les nerfs moteurs [Guiraud *et al.*, 2006].

L'application de la FES, appelée aussi stimulation neuromusculaire, pour la contraction du muscle squelettique est possible chez les blessés médullaires dont l'excitabilité des motoneurons inférieurs est préservée [Kralj et Bajd, 1989].

1.3.1 Principe et physiologie de la FES

L'objectif souhaité de la suppléance fonctionnelle par FES est qu'un muscle électriquement stimulé puisse se comporter comme s'il était naturellement activé par le SNC.

La FES consiste en un train de d'impulsions électriques imitant le flux naturel du signal d'excitation généré par le SNC en l'absence de blessure médullaire. La FES active les axones des motoneurons ou les voies réflexes en stimulant les fibres nerveuses sensorielles [Popović et Sinkjær, 2000].

En effet, le potentiel d'action produit par une stimulation électrique neuromusculaire est identique à celui généré naturellement. La plus petite charge électrique générant un potentiel d'action est définie comme un stimulus seuil. Sous stimulation électrique artificielle, les motoneurons de large diamètre ont les plus petits seuils de stimulation et sont activés en premier, suivis de l'activation de neurones moteurs de moindre diamètre.

Cette propriété de recrutement en stimulation électrique neuromusculaire est à l'inverse de l'ordre du recrutement naturel, où les neurones moteurs de petit diamètre sont recrutés en premier. Le stimulus produit par la stimulation diminue en fonction de sa distance à la source de stimulation, par conséquent, les motoneurons les plus proches sont les plus stimulés [Chae *et al.*, 2004].

Les trains d'impulsions électriques se caractérisent par la fréquence f ou période de stimulation, l'amplitude des impulsions I ainsi que par les largeurs des impulsions PW (figure 1.14).

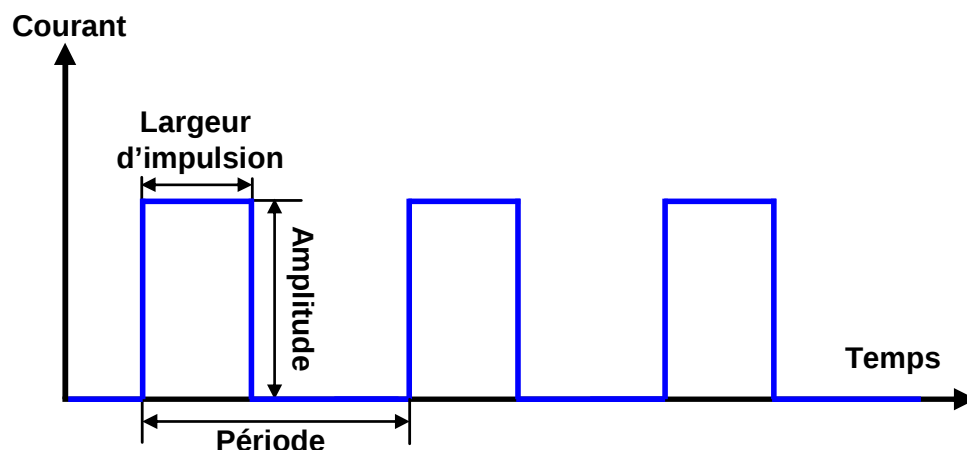


Figure 1.14 - Paramètres d'un signal de stimulation électrique

La modulation d'amplitude (**AM**) ou la modulation de la largeur d'impulsion (**PWM**) permettent de contrôler le taux de recrutement des fibres et ainsi de moduler la force musculaire générée. La modulation de la fréquence de stimulation agit sur le mécanisme de sommation temporelle (figure 1.12) et affecte ainsi le niveau de force musculaire.

Lorsque la fréquence est assez élevée telle que les contractions soit continues et uniformes, on dit que le muscle est en *tétanos* ou en *contraction tétanique*. Cette fréquence, à partir de laquelle les réponses musculaires mécaniques deviennent suffisamment lisses, est appelée *fréquence de fusion*.

La plupart des systèmes FES modulent le nombre d'unités motrices (taux de recrutement) en régulant la charge électrique injectée qui est l'intégrale du courant par la largeur d'impulsion [Popović et Sinkjær, 2000].

1.3.2 Bénéfices thérapeutiques de la FES

La FES est généralement appliquée aux patients ayant des lésions neurologiques stables où aucun rétablissement n'est attendu, mais peut être appliquée également comme moyen thérapeutique pour développer des fonctions volontaires qui ont été partiellement atteintes et qui demandent une courte période de d'entraînement [Popović et Sinkjær, 2000].

La stimulation électrique est utilisée également en rééducation clinique des blessés médullaires car elle présente un réel bénéfice thérapeutique démontré dans divers travaux de recherche [Kralj et Bajd, 1989, Scremin *et al.*, 1999, Baldi *et al.*, 1998, Hjeltne *et al.*, 1997, Mohr *et al.*, 1997, Belanger *et al.*, 2000].

Les contributions thérapeutiques de la FES sur certaines fonctions physiologiques du blessé médullaire passent par la minimisation des dégradations pathologiques dues à une situation assise prolongée. Ainsi, elle s'exprime par le biais d'exercices cliniques de verticalisation [Kralj et Bajd, 1989].

La FES de rééducation peut être utilisée pour maintenir une activité musculaire limitant les effets secondaires d'une paralysie (atrophie, escarre, problèmes cardio-vasculaires). Elle contribue au maintien ou à l'amélioration de la trophicité musculaire qui s'exprime par une augmentation du volume et une diminution de la masse grasse des muscles stimulés.

Divers travaux ont démontré l'effet favorable de la FES tant au niveau du tissu musculaire qu'au niveau de la masse grasse [Scremin *et al.*, 1999, Baldi *et al.*, 1998]. La tomodensitométrie ou l'IRM ont été utilisées pour montrer une augmentation de la section du muscle entier après des entraînements sous FES [Hjeltne *et al.*, 1997, Mohr *et al.*, 1997]. La FES augmente également de façon significative la force musculaire et améliore la densité osseuse, ce qui minimise la fragilité des os chez les blessés médullaires [Belanger *et al.*, 2000].

1.3.3 Types de stimulation électrique

La FES peut être appliquée selon deux types de configurations dites monopolaire ou bipolaire (figure 1.15) [Popović et Sinkjær, 2000] :

- Dans la configuration bipolaire, deux électrodes de stimulation, placées autour du muscle stimulé, forment un circuit électrique fermé et stimulent un seul système neuromusculaire (Partie gauche, figure 1.15). Cette configuration permet une meilleure précision de la direction de stimulation.
- Dans le cas de la configuration monopolaire, chaque électrode *active* est placée au voisinage de système neuromusculaire à stimuler (Partie droite, figure 1.15), mais une seule électrode de référence est nécessaire. Elle est placée le long de la voie

neurale qui mène vers le SNC. Cette configuration nécessite moins d'électrode (à placer ou à implanter) dans le cas où le nombre de muscles à stimuler devient élevé.

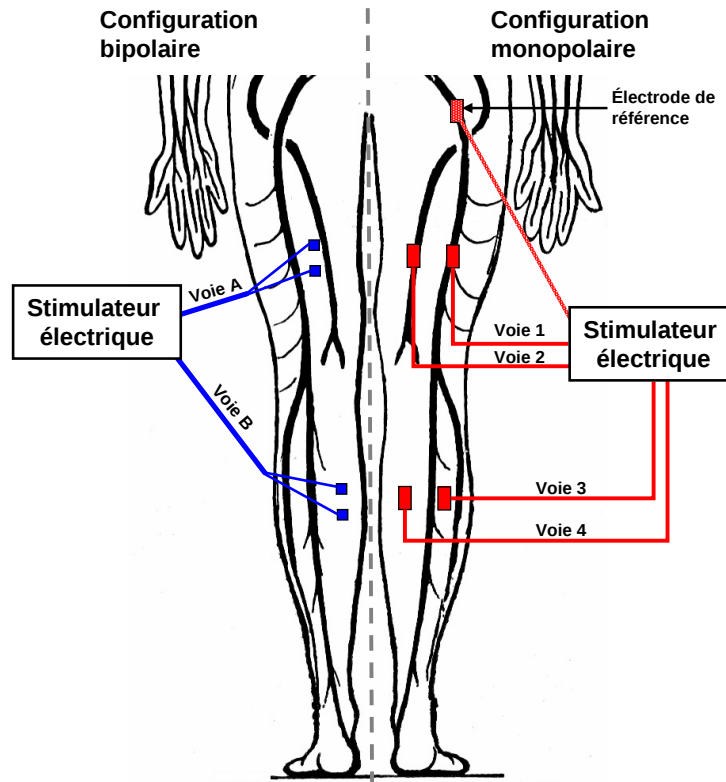


Figure 1.15 - Différentes configurations de l'application de la FES [Popović et Sinkjær, 2000]

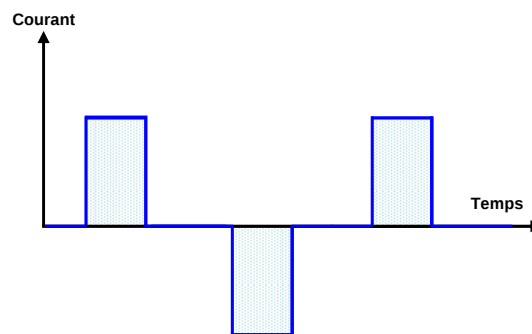
L'amplitude et la largeur d'impulsion de stimulation, l'impédance du stimulateur et celle des électrodes de stimulation déterminent la charge effective délivrée à la structure neuromusculaire.

La stimulation électrique utilisée actuellement sont biphasiques. Elle ont l'avantage de réduire le nombre de charges introduites dans le corps humain, limitant ainsi les dégâts causés par une stimulation prolongée. Elles présentent aussi l'avantage d'une meilleure précision de stimulation, particulièrement quand les zones à stimuler sont de petite taille (stimulation neurale).

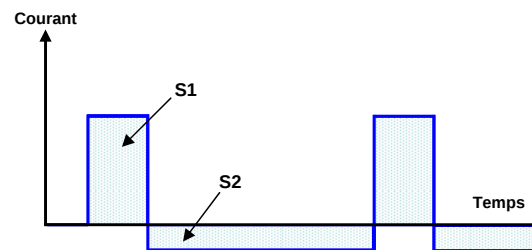
Plusieurs stimulations biphasiques peuvent être appliquées en FES comme montrées sur la figure 1.16. La charge électrique de la phase inverse (surface S2) doit être égale à au moins 80% de la charge électrique de la phase principale de stimulation (surface S1) [Popović et Sinkjær, 2000].

1.3.4 Fatigue musculaire sous FES

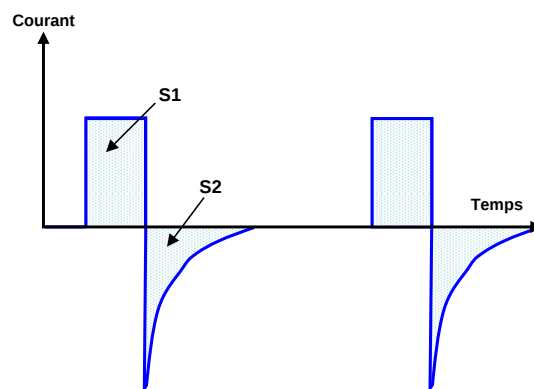
La gestion de la fatigue est un objectif important en stimulation électrique fonctionnelle. Cependant sous FES, les fibres rapides c'est à dire les plus fatigables, de type II (§1.1.4.6) sont recrutées prioritairement car elles ont un seuil de stimulation plus bas. De plus, l'atrophie musculaire, résultant d'une blessure médullaire, tend à convertir les fibres de type I en type II ce qui accélère le phénomène de fatigue sous stimulation électrique fonctionnelle [Chae *et al.*, 2004].



(a) Courant constant biphasique



(b) Courant constant biphasique équilibré



(c) Courant constant biphasique compensé

Figure 1.16 - *Formes des stimulations biphasiques [Popović et Sinkjær, 2000].*

Ce processus peut, néanmoins, être inversé en stimulant régulièrement le muscle ce qui produit d'importantes modifications des propriétés contractiles des fibres musculaires squelettiques [Gaviria *et al.*, 1999].

La résistance à la fatigue musculaire dépend également de la fréquence de stimulation appliquée. Ainsi pour avoir une contraction continue et uniforme (lisse) tout en résistant à la fatigue, des gammes de fréquence de stimulation sont proposées dans [Chae *et al.*, 2004], entre $12Hz$ et $16Hz$ pour les membres supérieurs et entre $18Hz$ et $25Hz$ pour les membres inférieurs.

1.3.5 Instrumentation de la FES

Les systèmes de stimulation électrique à des fins de suppléance fonctionnelle peuvent être résumé par le schéma de la figure 1.17. En pratique, certaines parties de ce dispositif, tels que les capteurs, peuvent être absentes selon l'application et la stratégie de commande appliquée.

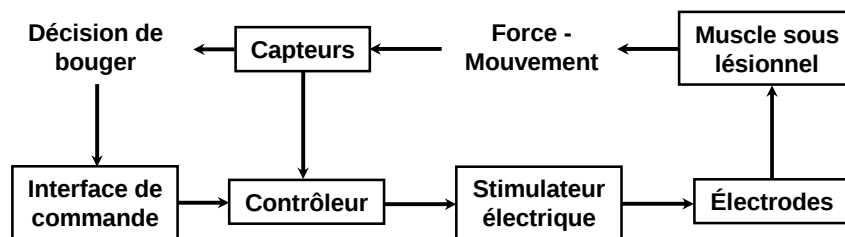


Figure 1.17 - *Instrumentation de la stimulation électrique de suppléance fonctionnelle* [Popović et Sinkjær, 2000]

1.3.5.1 Interface de commande FES

L'interface de commande FES permet à l'utilisateur de contrôler les membres atteints en utilisant les membres valides naturellement contrôlés. Ainsi, la mise en place d'une interface FES est un point très délicat car elle doit tenir compte des spécificités et des niveaux de la lésion du blessé médullaire.

Dans beaucoup d'applications de FES dédiées aux blessés médullaires des membres inférieurs (paraplégiques), une simple interface *multi-boutons* est utilisée permettant le contrôle d'un ou plusieurs paramètres de stimulation, ou bien des *switchs* d'un programme de stimulation à un autre [Guiraud *et al.*, 2006]. Ces *switchs* permettent la sélection d'un mode d'activité *prédéfini* à enclencher tel que : la station debout, la station assise, la marche à différentes modalités.

Dans le cadre de l'hémiplégie, où la paralysie n'intervient que d'un côté du corps, d'autres types d'interfaces sont également proposées et exploitent le comportement de la partie valide [Héliot, 2007].

1.3.5.2 Capteurs dans un dispositif FES

Les capteurs du dispositif FES fournissent des mesures permettant d'interpréter les états du système musculosquelettique artificiellement contrôlé (positions articulaires, longueurs musculaires, activités musculaires). Ces informations sont utilisées par le contrôleur de stimulation dans une stratégie de commande en boucle fermée §1.3.7.2.

Ces capteurs doivent être faciles à mettre, avoir un maximum d'autonomie énergétique et une ergonomie acceptable. Dans un système FES, on peut distinguer deux grandes classes de capteurs :

- Les capteurs artificiels tels que les électrogoniomètres (mesure des positions articulaires), les accéléromètres (mesure des accélérations), les capteurs de force ou de pression sont souvent placés à l'extérieur des systèmes musculosquelettiques. Ceci pose souvent le problème de la fiabilité et de la précision des mesures obtenues à partir d'un système musculosquelettique en mouvement.
Des capteurs artificiels implantés pour la mesure angulaire sont proposés dans [Troyk *et al.*, 1986, Johnson *et al.*, 1999, Bhadra *et al.*, 2002]. Ces types de capteur impliquent des contraintes supplémentaires liées aux espaces disponibles, à la complexité de l'implantation et à la biocompatibilité du capteur.
- Les capteurs naturels sont ceux déjà disponibles dans l'organisme au niveau de la peau, des muscles, des tendons et des articulations. Ils présentent une alternative prometteuse aux capteurs artificiels car la plupart des systèmes sensoriels périphériques restent fonctionnels après une blessure médullaire [Popović et Sinkjær, 2000].

L'acquisition et l'interprétation de ces informations fournies par les capteurs naturels est souvent faite à travers des mesures des signaux *électroneurographiques* **ENG**. Cependant l'interprétation de ces signaux demeure une problématique d'actualité [Djilas, 2008].

1.3.5.3 Électrodes

Les électrodes représentent les points de contact du système FES avec la structure stimulé (muscle ou nerf). Ainsi, il existe un grand nombre de familles d'électrodes ayant des tailles très différentes selon la taille de la zone disponible à stimuler, des niveaux de courant de stimulation et de la classe du stimulateur utilisé. Cette différence affecte l'efficacité et la sélectivité de la stimulation.

En général, elles peuvent être divisées en trois groupes principaux :

1. **Électrodes de surfaces.** Elles sont placées sur la peau au dessus de la partie à stimuler (figure 1.18). Ce sont les électrodes les plus utilisées dans les centres de rééducation vu leur simplicité de placement (non-invasive). Mais les réponses musculaires présentent une très grande sensibilité à leurs changements de positionnement, ce qui pose un réel problème pour l'application à des fins de suppléance fonctionnelle. Parmi les autres limitations des électrodes de surface, nous pouvons noter leur mauvaise sélectivité dans le cas de petit muscle et les douleurs qu'elles peuvent provoquer chez les sujets dont la lésion est incomplète (§1.2.1) [Popović et Sinkjær, 2000].
2. **Électrodes épimysiales.** Elles sont chirurgicalement placées sur le muscle à proximité des *points moteurs*. L'avantage de ce type d'électrodes est de permettre une stimulation plus sélective et plus reproductible par rapport à la stimulation de surface.
3. **Électrodes neurales.** Elles sont caractérisées par leur placement au voisinage du nerf moteur. Elles peuvent être à coté du nerf (électrodes *adjacentes*), encercler le nerf (électrode *cuff*) ou à l'intérieur du nerf (électrodes *intraneurales*).



Figure 1.18 - *Électrodes de surface*

1.3.5.4 Stimulateurs FES

Les stimulateurs sont les générateurs de la stimulation électrique pilotés par un contrôleur. Ils peuvent être asservis en courant ou en tension. Cependant, les sti-

multateurs asservis en courant sont souvent préférables car la quantité de charge électrique est indépendante de l'impédance du système neuromusculaire stimulé [Popović et Sinkjær, 2000]. Dans la suite de ce manuscrit et pour les expérimentations nous utiliserons un stimulateur asservi en courant [Guiraud, 2008].

Les stimulateurs dédiés à la suppléance fonctionnelle sont directement pilotés par un ordinateur. Ils diffèrent par leurs nombre de canaux (nombre de muscle stimulé à la fois) et les niveaux de stimulation permis qui dépendent du type de structure directement stimulée (stimulation de surface, stimulation neurale ou épimysiale).

1.3.5.5 Contrôleur FES

Le contrôleur est la pièce maîtresse d'un système FES. En effet à partir d'une action déclenchée par l'utilisateur, il génère et ajuste les séquences de stimulation, par le biais du stimulateur, en tenant compte des informations sensorielles du système contrôlé. Selon la stratégie de commande adoptée, les informations sensorielles peuvent être absentes ou ignorée par le contrôleur (§1.3.7.1).

Le contrôleur FES fonctionne selon différentes stratégies de commande que nous détaillerons par la suite en §1.3.7.

1.3.6 Système FES implanté

Les systèmes FES implantés pour la restauration du mouvement présentent un certain nombre d'avantages. En particulier ils offrent une meilleure sélectivité et une meilleure reproductibilité. Ils présentent également l'avantage d'être compacts et plus faciles à porter, ce qui permettrait une meilleure adhésion des patients, par rapport à un système FES externe. Cependant, ils nécessitent une intervention chirurgicale plus ou moins complexe.

Ces systèmes FES implantés peuvent être :

- Partiellement implantés, où les commandes et l'énergie sont transmises de l'extérieur à travers une antenne radiofréquence [Guiraud *et al.*, 2006]. Un des problèmes majeurs de ce type d'implant est son mauvais rendement de transmission d'énergie et les risques d'infection dû aux fils reliant le stimulateur et les points de stimulation [Popović et Sinkjær, 2000].
- Totalement implantés et surtout distribués. Ils se présentent sous forme d'unités autonomes, alimentées par pile ou batterie, et contrôlées par une unité externe à travers une liaison sans fil [Schulman, 2008].

1.3.7 Stratégie de commande par FES

Le contrôle d'un système musculosquelettique est tout à fait comparable au contrôle de systèmes en automatique. Le système musculosquelettique peut être décrit par des variables d'état tels que les angles, vitesses et accélérations articulaires ou les forces musculaires etc.

Le contrôle d'un ou plusieurs de ces états se fait par le biais des muscles (actionneurs) en appliquant les séquences de stimulation adéquates (amplitude ou largeurs d'impulsion). Les signaux de stimulation, qui agissent directement sur les forces musculaires, sont générés par le contrôleur FES à partir de trajectoires de référence à suivre (angles articulaires, couples articulaires, forces musculaires, etc).

Plusieurs stratégies de commande FES à des fins de suppléance fonctionnelle peuvent être envisagées impliquant différents niveaux de complexité. Ces stratégies de stimulation

se déclinent en deux qui sont la stimulation en boucle ouverte (*BO*) et la stimulation en boucle fermée (*BF*).

1.3.7.1 Stimulation en boucle ouverte

La commande par FES en boucle ouverte consiste à appliquer des séquences de stimulation *précalculées* aux muscles (figure 1.19). Ces séquences de stimulation peuvent être déterminées d'une manière empirique basée sur la seule expérience du clinicien [Kobetic et Marsolais, 1994, Chizeck *et al.*, 1988, Zhou *et al.*, 1997]. Elles peuvent être également *synthétisée* en utilisant une inversion analytique du modèle musculosquelettique [Veltink *et al.*, 1992, Riener et Fuhr, 1998, Ferrarin *et al.*, 2001] ou des méthodes d'optimisation [Popović *et al.*, 1999] qui peuvent être très gourmandes en temps de calcul.

Cependant les méthodes d'optimisation permettent de résoudre la difficulté liée à la redondance musculaire (plusieurs muscles actionnent une articulation). En effet, le contrôle d'une articulation par le biais de deux muscles antagonistes peut se faire en activant un seul muscle à la fois ou bien les deux simultanément avec une infinité de façon. Ce dernier mode d'activation est appelé la co-contraction.

Une alternative aux méthodes d'optimisation est proposée dans [Dariush *et al.*, 1998] qui consiste à partager les actionneurs musculaires en deux groupes : un groupe compense la gravité tandis qu'un autre s'occupe de réaliser le mouvement. Cette stratégie, bien qu'elle permette de résoudre le problème de la redondance musculaire, introduit une co-contraction musculaire quand elle n'est pas nécessaire.

L'inconvénient de la stimulation en boucle ouverte est qu'elle ne tient pas compte des perturbations extérieures, des contractures indésirables et du phénomène de la fatigue musculaire. Cependant, la simplicité d'utilisation de la stimulation en boucle ouverte fait que son application est la plus répandue en milieu clinique.

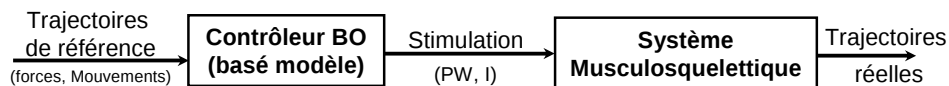


Figure 1.19 - Principe de la commande FES en boucle ouverte

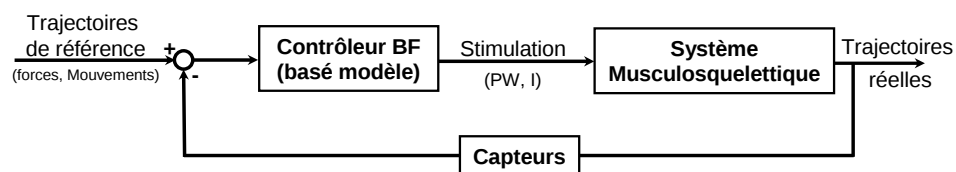
1.3.7.2 Stimulation en boucle fermée

Dans ce type de stimulation, la boucle fermée permet de corriger les perturbations extérieures et les changements de comportement dus à la fatigue en exploitant les retours d'information (*feedback*) disponibles de l'état du système musculosquelettique (figure 1.20-(a)).

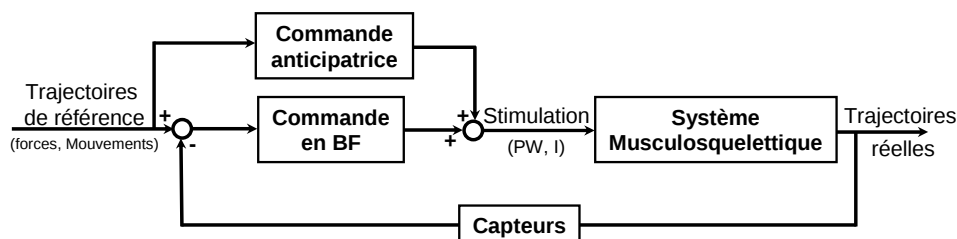
Vu l'aspect, fortement non-linéaire, des systèmes musculosquelettiques sous FES, les contrôleurs de type PID (proportionnel, intégral et dérivé) sont souvent combinés avec d'autres contrôleurs améliorant leurs performances.

[Chang *et al.*, 1997] propose un contrôleur neuro-PID basé sur une combinaison d'une commande neuronale par anticipation (en "*feedforward*") et d'une commande en boucle fermée de type PID.

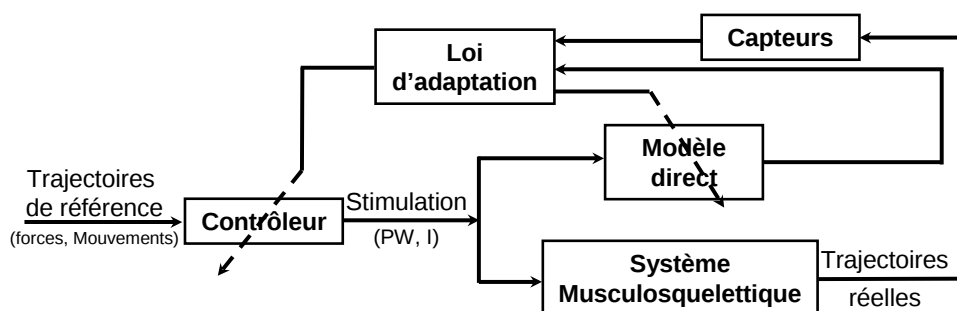
Dans [Riener *et al.*, 2000], l'utilisation d'un contrôleur basé sur le modèle dynamique inverse du système musculosquelettique (*IDM* pour Inverse Dynamic Model)



(a) Commande en boucle fermée classique



(b) Combinaison d'une commande anticipatrice et d'une commande en boucle fermée



(c) Principe de la commande adaptative

Figure 1.20 - Stratégies de la commande FES en boucle fermée

a permis de générer les séquences de stimulation en modulant les largeurs des impulsions dans un schéma de commande en boucle fermée. Il a été démontré dans [Ferrarin *et al.*, 2001, Veltink *et al.*, 1992] que la combinaison d'une stratégie de commande anticipatrice ("*feedforward control*") et d'une stratégie de commande en boucle fermée ("*feedback control*") (figure 1.20-(b)) améliore les performances de la stratégie de commande globale.

La commande adaptative (figure 1.20-(c)) peut également être appliquée afin d'adapter les paramètres du contrôleur [Crago *et al.*, 1996, Ferrarin *et al.*, 2001]. Cette approche adaptative peut également servir à une adaptation en ligne des paramètres du modèle à très grande variabilité dans le temps [Ferrarin *et al.*, 2001].

1.4 Conclusion

Ce chapitre est une introduction à la problématique de la blessure médullaire et de quelques solutions de l'utilisation de la stimulation électrique fonctionnelle à des fins de suppléance fonctionnelle.

Après avoir décrit les grandes lignes du système moteur naturel et son principe de fonctionnement, nous avons présenté les conséquences de la blessure médullaire sur la vie des personnes atteintes.

Le contrôle des membres paralysée par la stimulation électrique fonctionnelle est brièvement présentée à travers l'instrumentation qu'il nécessite et les différentes stratégies

qui existent dans divers travaux dans ce domaine.

Une stratégie de commande efficace des membres paralysés par stimulation électrique des muscles nécessite une bonne connaissance du comportement du système musculo-squelettique sous FES.

Cette connaissance du comportement du système sous FES, qui se traduit par une modélisation mathématique, sera abordée au chapitre suivant.

Chapitre 2

Modélisation du système musculosquelettique sous FES

Sommaire

2.1	Introduction	29
2.2	Modèle biomécanique articulaire humain	30
2.2.1	Actions musculaires sur les articulations	30
2.2.2	Classification fonctionnelle des muscles	30
2.2.3	Modèle biomécanique du genou	31
2.3	Modèle de l'actionneur musculaire sous FES	33
2.4	Modèle d'activation du muscle	34
2.4.1	Modèle de recrutement des unités motrices	34
2.4.2	Modèle d'activation dynamique	36
2.5	Modèle mécanique du muscle	37
2.5.1	Modèle et propriétés du tendon	40
2.5.2	Description de la partie active du modèle mécanique	41
2.6	Modèle de contraction de l'élément contractile (EC) sous FES	42
2.6.1	Équations dynamiques de l'actionneur musculaire	44
2.6.2	Relation Force-Longueur active	44
2.6.3	Relation Force-Vitesse	46
2.7	Synthèse du modèle genou actionné par deux muscles antagonistes	47
2.8	Sensibilité du modèle muscle-articulation par rapport aux différents paramètres	48
2.9	Conclusion	50

2.1 Introduction

Bien que l'application de la FES aille dans le sens d'un effet favorable sur la conservation des propriétés musculaires et représente une solution prometteuse dans le domaine de la suppléance fonctionnelle, cette technique reste peu utilisée en pratique. En effet, l'utilisation quotidienne de la FES s'appuie souvent sur une approche empirique des choix des séquences de stimulation qui ne garantit pas son efficacité optimale. Toutefois, une bonne caractérisation du système musculosquelettique sous FES, à travers une modélisation réaliste et une identification des paramètres spécifiques à chaque patient, permettrait de prédire son comportement et de le contrôler efficacement à travers la stimulation électrique.

L'utilisation de la FES à des fins de suppléance fonctionnelle couvre un éventail très large de fonctions dont le maintien de la posture (statique) et la locomotion (génération

du mouvement). Ainsi, une bonne caractérisation du système musculosquelettique doit couvrir tous les types de tâche et les situations auxquelles un patient est confronté dans sa vie quotidienne.

À partir de là, la modélisation et l'identification des paramètres du système musculosquelettique prend tout son sens, dans une perspective de contrôle efficace du comportement sous FES soit par la synthèse des séquences de stimulation pour une stimulation en boucle ouverte, soit par la commande par stimulation en boucle fermée (voir §1.3.7).

Dans ce chapitre, nous présentons un état de l'art de la modélisation des systèmes musculosquelettiques sous FES en se focalisant sur l'articulation du genou.

La décomposition du modèle musculosquelettique en sous-modèles des actionneurs musculaires (partie active et passive) et articulations sont les premiers pas vers une identification réaliste, dans le cadre d'expérimentations humaines non-invasives, qui seront présentées lors des prochains chapitres.

Nous exposerons notre choix de modèle musculaire en expliquant ses caractéristiques par rapport à d'autres modèles musculaires existants et en mettant l'accent sur ses capacités à caractériser le comportement musculosquelettique en conditions isométriques (même longueur du muscle) et en condition non-isométrique (génération du mouvement).

2.2 Modèle biomécanique articulaire humain

2.2.1 Actions musculaires sur les articulations

Les deux extrémités du muscle sont attachées, par le biais des tendons, à deux os distincts en deux points d'attachement. Ainsi, soumis à un train de stimulation électrique, le muscle se contracte en exerçant une force sur les tendons, qui tirent eux-mêmes sur les os d'une articulation. Si le muscle est attaché aux tendons avec un angle de pennation (§1.1.4.8), la force de traction musculaire ainsi transmise est réduite.

La force musculaire rectiligne est transformée en couple articulaire grâce à un système de levier. Le bras de levier est formé par le vecteur de force musculaire autour de l'articulation (figure 2.1).

L'effet du couple musculaire sur le mouvement est différent selon la position relative des deux points d'insertion du muscle autour d'une articulation. Ainsi, pour des points d'insertion éloignés de l'articulation, le couple peut être important mais engendre un mouvement de faible amplitude. À l'inverse, si les points d'insertion sont proches de l'articulation, l'amplitude du mouvement est importante alors que le couple l'est moins.

Le muscle est dit monoarticulaire s'il agit sur une seule articulation ou polyarticulaire s'il agit sur plusieurs, mais plusieurs muscles peuvent agir sur un même degré de liberté articulaire. Ainsi, les mouvements articulaires générés par un muscle ne sont que très rarement des rotations ou translations parfaites selon un seul degré de liberté, contrairement aux actionneurs et articulations robotiques.

2.2.2 Classification fonctionnelle des muscles

En se contractant, les muscles ne peuvent pas pousser mais seulement tirer. Par conséquent, la plupart des mouvements du corps résultent de l'activité de paires ou de groupes de muscles, efficacement disposés sur le squelette, qui travaillent ensemble ou en opposition [Marieb, 2000].

Lorsque plusieurs muscles se contractent simultanément, le muscle principalement responsable du mouvement est appelé *muscle agoniste* tandis que les muscles qui s’y opposent sont appelés *muscles antagonistes*. Lorsqu’un muscle agoniste est en activité, son antagoniste est étiré même s’il est contracté (figure 2.1).

Les *muscles synergiques* aident l’agoniste en favorisant le même mouvement en cas de besoin. Par exemple, le muscle brachio-radial assiste les muscles brachial antérieur et biceps dans la flexion du coude.

Les *muscles fixateurs* sont des synergiques spécialisés dans l’immobilisation d’un os libre afin que toute la tension d’un agoniste soit utiliser pour mouvoir un autre os. Des muscles fixateurs immobilisent la scapula en la maintenant contre la partie postérieure du thorax lorsque les muscles des bras se contractent.

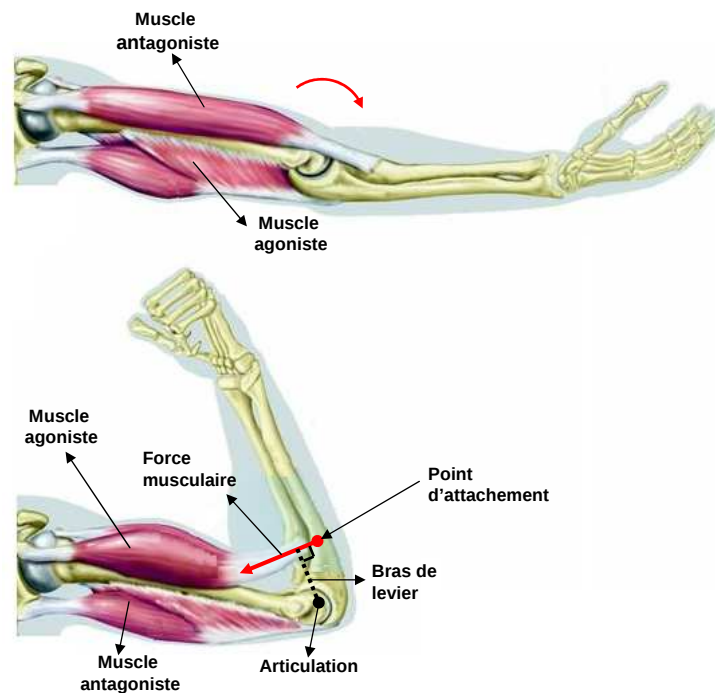


Figure 2.1 - Actions et classification fonctionnelle des muscles squelettiques

2.2.3 Modèle biomécanique du genou

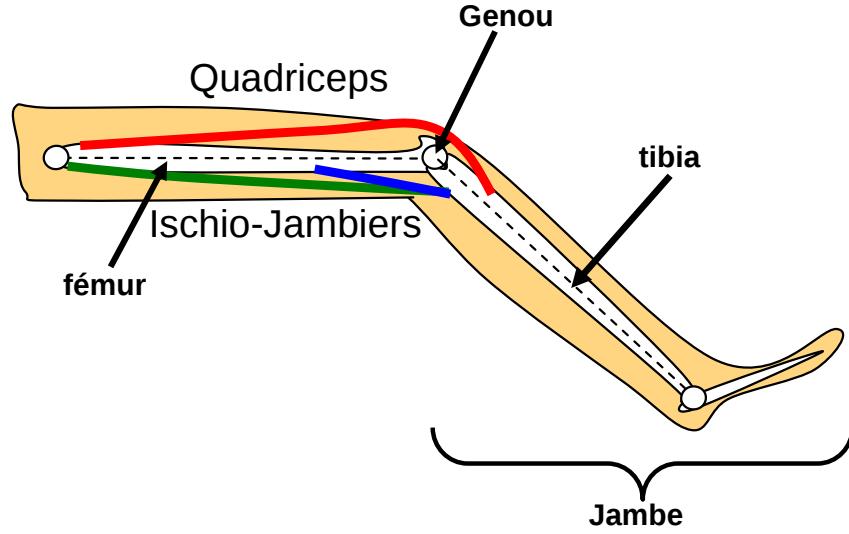
Dans le cadre de cette thèse, nous nous sommes focalisés sur l’articulation du genou contrôlée par deux groupes de muscles antagonistes qui sont les *quadriceps* et les *ischio-jambiers*. Ce choix, déjà fait dans divers travaux [Chang *et al.*, 1997, Chizeck *et al.*, 1999, Ferrarin *et al.*, 2001, Franken *et al.*, 1995], est justifié de plusieurs façons :

- Ses groupes musculaires offrent une grande surface pour la stimulation,
- les forces musculaires développées sont d’un niveau relativement élevé,
- l’exploitation expérimentale de cette articulation en condition statique et dynamique est plus facile par rapport aux autres articulations.

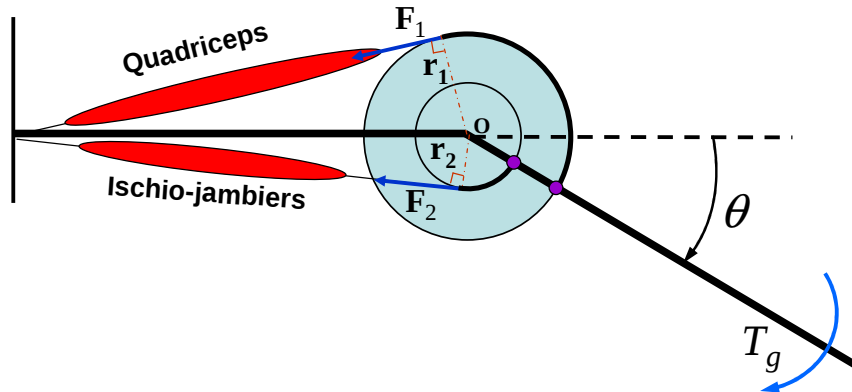
Par la suite, nous considérerons donc un modèle biomécanique de l’articulation du genou en deux dimensions (2D) à un degré de liberté dans le plan sagittal. Ainsi, le mouvement est contrôlé par deux actionneurs musculaires antagonistes (figure 2.2-(a)).

La transformation des forces musculaires en couples agissant sur l’articulation du genou est faite selon un système de poulies représentant le passage du muscle par l’articulation

(figure 2.2-(b)). Ce système de poulies est basé sur l'hypothèse que les bras de levier des deux forces musculaires antagonistes varient très faiblement [Bonnefoy *et al.*, 2007]. Sur la figure 2.2-(b), les bras de levier des forces musculaires du quadriceps ($\mathbf{F}_1$) et de



(a) Les actionneurs musculaires de l'articulation du genou.



(b) Système de poulies des actionneurs musculaires.

Figure 2.2 - Modèle biomécanique (2D) de l'articulation du genou.

l'ischio-jambiers ($\mathbf{F}_2$) correspondent aux rayons des poulies r_1 et r_2 respectivement. θ est l'angle articulaire du genou autour du centre de rotation o , tel que l'extension maximale du genou correspond à $\theta = 0$ et sa position verticale à $\theta = 90^\circ$. $T_g = M g L_{og} \sin(\theta - \theta_0)$ est le couple gravité de la jambe¹ autour du genou, où M est la masse de la jambe, L_{og} la distance entre le centre de rotation o et le centre de gravité de la jambe, θ_0 l'angle de la position de repos et g l'accélération de la gravité.

À partir de la figure 2.2-(b), les formalisations des longueurs musculaires quadriceps et ischio-jambiers sont données par les équations linéaires (2.1) et (2.2) en fonction des angles articulaires θ :

$$L_1(\theta) = L_1^{ext} + r_1 \cdot \theta \quad (2.1)$$

$$L_2(\theta) = L_2^{ext} - r_2 \cdot \theta \quad (2.2)$$

1. voir *Notations et conventions* pour une description précise de la jambe dans ce manuscrit

Avec L_1^{ext} et L_2^{ext} les longueurs respectives des muscles quadriceps et ischio-jambiers en extension maximale du genou (c'est à dire à $\theta = 0^\circ$).

La dynamique du mouvement de l'articulation humaine est souvent donnée par l'équation de second ordre suivante [Stein *et al.*, 1996] :

$$J\ddot{\theta} = F_2r_2 - F_1r_1 + T_g - B\dot{\theta} + T_e \quad (2.3)$$

Où, $\dot{\theta}$ et $\ddot{\theta}$ sont respectivement la vitesse et l'accélération articulaires du genou et B le coefficient du couple de frottement visqueux. J est le moment d'inertie de la jambe autour du centre de rotation o et T_e le couple d'élasticité passive, fortement non linéaire [Stein *et al.*, 1996, Franken *et al.*, 1993], représentant l'étirement passif des muscles et des différentes structures autour du genou (ligaments, tendons).

2.3 Modèle de l'actionneur musculaire sous FES

Le signal de stimulation électrique (entrée du système musculosquelettique) est une trame d'impulsions caractérisée par sa fréquence f , son amplitude I et sa largeur d'impulsion PW . Ainsi, commander la force musculaire revient à commander un ou plusieurs de ces paramètres de stimulation : le plus souvent I ou PW .

Les modèles de contraction musculaire sous FES proposés dans la littérature [Riener *et al.*, 1996b, Dorgan et O'Malley, 1998, Makssoud, 2005] sont souvent des adaptations des modèles de contraction naturelle proposés dans [Hill, 1938, Huxley, 1957, Zahalak, 1981, Zajac, 1989, Bestel, 2000]. En effet, la stimulation électrique induit une activation des motoneurones responsables de l'activation des fibres musculaires, imitant ainsi la contraction naturelle (§1.3.1).

Ces modèles diffèrent par leur niveau de description du comportement et des phénomènes physiologiques. Ainsi, des modèles comme ceux proposés dans [Hill, 1938, Zajac, 1989] se limite à une description macroscopique du comportement biomécanique du muscle alors que les autres modèles [Huxley, 1957, Zahalak, 1981, Bestel, 2000] décrivent des phénomènes plus microscopiques tels que le *mécanisme de glissement des myofilaments* (§1.1.4.4). Cependant les modèles microscopiques décrivent souvent le comportement à l'échelle d'une seule fibre et n'ont pu être validé que sur des muscles isolés chez l'animal [Winters et Stark, 1987]. Ceci est dû en grande partie à la complexité qu'ils impliquent en terme d'identifiabilité des paramètres.

Le modèle du muscle sous FES utilisé dans cette thèse est issu des travaux de [Makssoud, 2005]. Il présente l'avantage de combiner les deux niveaux d'interprétation macroscopique et microscopique sous forme d'un modèle intermédiaire. Ce modèle est un compromis entre une bonne interprétation physiologique à l'échelle microscopique et les possibilités d'identifier ses paramètres lors d'un protocole expérimental appliqué à l'humain. Ce modèle *multi-échelle* permet notamment le passage d'un niveau d'interprétation de la fibre musculaire seule à celui du muscle complet [Bestel, 2000, Makssoud, 2005].

Une description macroscopique de ce modèle de contraction musculaire soumis au contrôle de la stimulation électrique peut être résumée par la figure 2.3 [Riener et Fuhr, 1998, Makssoud, 2005]. Une structure similaire peut être trouvée dans le cas de la contraction naturelle volontaire avec comme entrée de commande l'excitation neuronale exposée dans [Zajac, 1989].

Ce modèle comporte deux parties, que nous détaillerons par la suite :

1. le modèle d'activation du muscle,

2. le modèle mécanique du muscle.

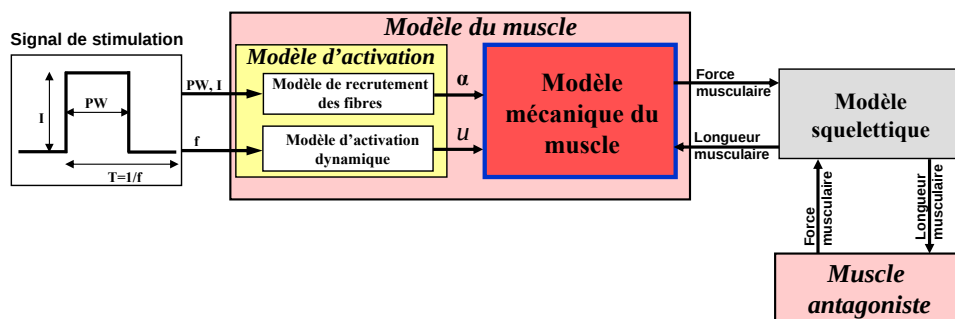


Figure 2.3 - *Structure macroscopique du modèle de muscle commandé par FES [Makssoud, 2005].*

2.4 Modèle d'activation du muscle

Le modèle d'activation du muscle squelettique représente la transformation du signal électrique de stimulation en commandes physiologiques qui modulent les forces musculaires. Il est composé de deux parties :

- Le modèle de recrutement des unités motrices qui donne le nombre de fibres musculaires actives, ce qui correspond à une sommation spatiale des forces.
- Le modèle d'activation dynamique qui excite chaque fibre recrutée en introduisant une sommation temporelle (figure 1.12).

2.4.1 Modèle de recrutement des unités motrices

Bien que les fibres rapides soient recrutées prioritairement sous FES (§1.3.4), les autres types de fibres peuvent l'être également selon leur emplacement par rapport à la source de la stimulation.

Idéalement, chaque groupe d'un même type de fibres dans un muscle doit avoir un modèle spécifique. Cependant il est impossible, de stimuler un seul type de fibre de manière sélective en utilisant la stimulation de surface. Ainsi, une des hypothèses de base que nous avons reprise dans ce modèle à partir de [Makssoud, 2005], consiste à considérer le muscle homogène et uniforme par rapport au type de fibres qui le composent.

Le recrutement (α), dont le modèle est présenté sur la figure 2.3, est contrôlé par la charge électrique, exprimée par l'amplitude I et la largeur de l'impulsion PW . Il correspond au pourcentage d'unités motrices activées sous FES par rapport à la totalité des unités motrices dans le muscle. Le recrutement est une fonction non linéaire de l'amplitude I ou de la largeur de l'impulsion PW du signal de stimulation, et la forme de la non linéarité est la même selon le paramètre modulé [Crago *et al.*, 1980]. En effet, la figure 2.4 illustre une comparaison expérimentale entre le recrutement par modulation d'amplitude en stimulation neurale et le recrutement par modulation de la largeur d'impulsion en stimulation de surface. Ces résultats ont été obtenus par stimulation du muscle quadriceps chez différents blessés médullaires humains au cours des expérimentations que nous avons menées durant cette thèse. Ces résultats confirment une des conclusions de [Crago *et al.*, 1980] obtenue par stimulation du muscle soléaire d'un chat.

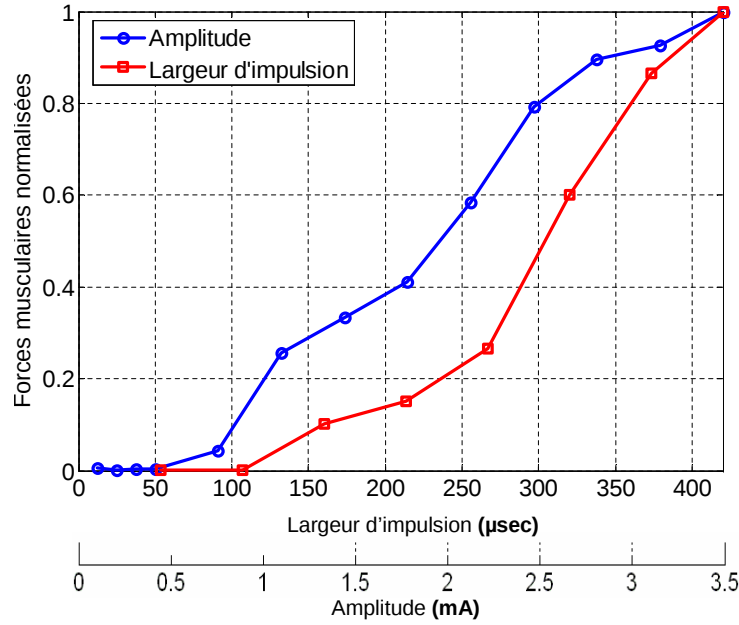


Figure 2.4 - Comparaison du recrutement par modulation d'amplitude et de largeur d'impulsion (obtenu à partir de nos expérimentations exposées au chapitre 4).

Ce modèle statique, obtenu en condition isométrique, est exprimé soit en fonction d'une seule variable (I ou PW) [Crago *et al.*, 1980, Durfee et MacLean, 1989, Rienen *et al.*, 1996a], soit en fonction des deux à la fois [Makssoud, 2005].

Plusieurs modèles de recrutement sont proposés dans la littérature :

- Dans [Levy *et al.*, 1990], les auteurs ont choisi une fonction de recrutement sigmoïde en mettant l'accent sur trois régions distinctes : une force négligeable jusqu'à un seuil de stimulation, une croissance rapide de la force et une saturation de la force.
- Ces trois régions constatées sont modélisées dans [Ferrarin *et al.*, 2001] avec une fonction de recrutement linéaire par partie.
- Dans [Rienen *et al.*, 1996a], ils proposent un modèle de recrutement suivant une fonction arc-tangente, décrite par la fonction (2.4) :

$$p_{rec} = c_1 \{ (d - d_{thr}) \arctan[K_{thr}(d - d_{thr})] - (d - d_{sat}) \arctan[K_{sat}(d - d_{sat})] \} + c_2 \quad (2.4)$$

Avec, d la largeur d'impulsion de stimulation modulé et p_{rec} le pourcentage (le taux) de recrutement. d_{thr} et d_{sat} correspondent respectivement aux largeurs d'impulsion seuil et de saturation. K_{thr} et K_{sat} sont des constantes qui permettent d'ajuster la courbe dans la zone seuil et la zone saturation. Les paramètres c_1 et c_2 permettent une mise à l'échelle et une translation de la fonction de recrutement de telle sorte que : $p_{rec} = 0$ si $d = 0$ et $p_{rec} = 100\%$ si $d \rightarrow \infty$.

- Un modèle de recrutement des fibres musculaires à deux dimensions (Eq. 2.5) dépendant à la fois de l'amplitude du courant I et de la largeur d'impulsion PW est proposé dans [Makssoud, 2005].

$$\alpha(I, PW) = A_r \left\{ K_r \tanh \left[a_{PW} \left(\frac{PW}{PW_{max}} \right) \right] \tanh \left[a_I \left(\frac{I}{I_{max}} \right) \right] - d_r \right\} + C_r \quad (2.5)$$

Où, PW_{max} et I_{max} sont les valeurs maximales de la largeur d'impulsion PW et de l'amplitude I pour lesquelles α est égale à 1 (saturation de la force). a_{pw} et a_I sont

des paramètres de sensibilité en PW et en I respectivement. k_r est un paramètre qui ajuste la pente de la courbe sigmoïde et d_r est un paramètre seuil. A_r et C_r sont des paramètres qui permettent une mise à l'échelle et une translation de la fonction sigmoïde.

La modulation d'un seul paramètre de stimulation (I ou PW) est suffisante pour le contrôle du taux de recrutement et ainsi la force musculaire, comme cela a été démontré dans nos travaux réalisés en simulation [Benoussaad *et al.*, 2007a, Benoussaad *et al.*, 2007b].

De plus, le stimulateur que nous avons utilisé durant les expérimentations sur blessés médullaires humains, permet une modulation plus précises des largeurs d'impulsion que des amplitudes. Nous avons donc opté pour l'utilisation d'une fonction de recrutement sigmoïde modulée par le paramètre PW et qui prend effet à partir d'une largeur d'impulsion seuil PW_{th} . Cette fonction de recrutement s'exprime par :

$$\begin{cases} \alpha(PW) = 0, & \text{pour } PW \leq PW_{th} \\ \alpha(PW) = \frac{c_1}{1+\exp\{c_2(c_3-PW/PW_{max})\}}, & \text{pour } PW > PW_{th} \end{cases} \quad (2.6)$$

Avec c_1 , c_2 et c_3 les paramètres de la fonction de recrutement à identifier représentant respectivement l'amplitude du plateau, la pente et le point d'inflexion de la fonction sigmoïde. PW_{max} est la largeur d'impulsion maximale.

Remarque : Dans le cas d'une modulation des amplitudes de stimulation (sujet implanté au chapitre 4), la fonction de recrutement utilisée s'exprime par :

$$\begin{cases} \alpha(I) = 0, & \text{pour } I \leq I_{th} \\ \alpha(I) = \frac{c_1}{1+\exp\{c_2(c_3-I/I_{max})\}}, & \text{pour } I > I_{th} \end{cases} \quad (2.7)$$

Où, I_{th} représente l'amplitude de stimulation seuil et I_{max} l'amplitude maximale.

2.4.2 Modèle d'activation dynamique

Un modèle d'activation dynamique (figure 2.5) regroupant tous les processus électrophysiologiques fondamentaux responsables du déclenchement du phénomène d'excitation-contraction et de la génération de force dans une fibre musculaire squelettique est décrit en détails dans [Makssoud, 2005]. Ce modèle comprend dans l'ordre les modèles du neurone moteur, du Tubule-T et du Réticulum sarcoplasmique, détaillés dans [Hatze, 1977, Hatze, 1978] et repris dans [Riener *et al.*, 1996a], et ajoute un générateur de commande chimique proposé dans [Bestel, 2000] dans le cadre de la modélisation de l'activation du muscle cardiaque.

Sans détailler davantage ce modèle, il est intéressant de noter qu'il est contrôlé uniquement par la fréquence de stimulation f [Riener *et al.*, 1996a]. De plus, la commande chimique à la sortie de ce modèle, obtenue à partir de sa simulation, se résume à un train d'impulsion dont la fréquence est directement liée à celle de la stimulation (figure 2.6).

Ce train d'impulsion du générateur de la commande chimique est caractérisé par les paramètres t_1 , t_2 , U_c et U_r . Les deux paramètres de temps t_1 et t_2 correspondent respectivement à la durée d'activation et de relaxation.

U_c et U_r sont les valeurs maximales et minimale de la commande chimique, définit respectivement par le taux ATPasique K_{ATP} et la constante K_{RS} caractérisant l'activité des pompes actives du reticulum sarcoplasmique dans [Bestel, 2000] pour le muscle cardiaque et repris dans [Makssoud, 2005] pour le muscle squelettique.

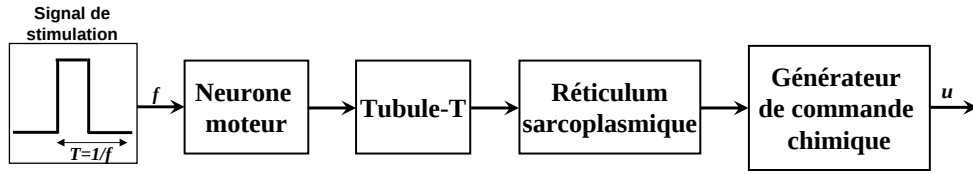


Figure 2.5 - Modèle d'activation dynamique détaillé [Makssoud, 2005]

Dans notre cas, nous simplifions cette chaîne en considérant un simple générateur de commande chimique (générateur d'impulsion) dont les paramètres caractéristiques sont fixés pour une fréquence donnée. Ainsi, le modèle détaillé de la figure 2.5 [Hatze, 1977, Hatze, 1978, Riener *et al.*, 1996a, Bestel, 2000, Makssoud, 2005] ne s'avère pas nécessaire dans notre contexte. Ceci est justifié par le fait que la fréquence n'est pas modulée, et fixée à la même valeur tout au long des expérimentations.

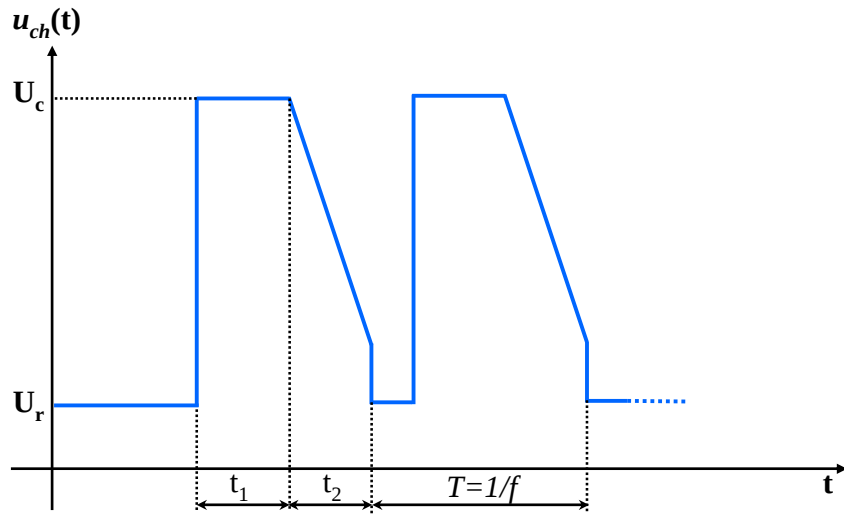


Figure 2.6 - Train de la commande chimique des fibres musculaires

2.5 Modèle mécanique du muscle

Comme illustré sur la figure 2.3, la partie mécanique du muscle peut être contrôlée simultanément par le taux de recrutement α qui est modulé par un des paramètres de stimulation I ou PW , et la commande chimique.

Dans un système musculosquelettique complet, il faut garder à l'esprit que ce qui est désigné par l'actionneur musculaire est en réalité l'ensemble des fibres musculaires et les tendons. Cette combinaison de deux structures, fonctionnellement différentes, peut varier d'un actionneur à l'autre (§1.1.4.8). Un modèle de cette architecture est présenté sur la figure 2.7 [Zajac, 1989].

Dans cette figure, les deux forces F_M et F_t représentent respectivement les forces générées par le muscle et l'ensemble de muscle-tendon qui sont égales si l'angle de pennation ϕ est nul. L_M et L_T sont les longueurs du muscle et du tendon.

La dynamique de contraction de l'actionneur muscle-tendon résulte ainsi de l'interaction entre la dynamique de contraction musculaire et des propriétés élastiques du tendon [Zajac, 1989, Delp, 1990, Riener *et al.*, 1996b].

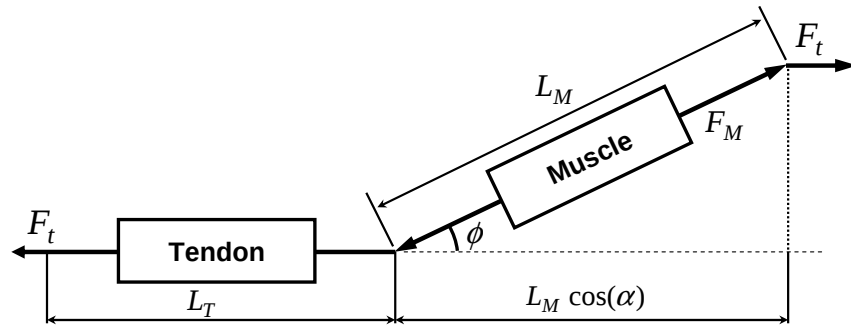


Figure 2.7 - Modèle de l'actionneur musculo-tendineux [Zajac, 1989].

Il a été montré dans [Zajac, 1989] que les angles de pennation n'ont un effet significatif sur les propriétés statique et dynamique de l'actionneur muscle-tendon qu'à partir d'une valeur relativement élevée (c'est à dire $\phi > 20^\circ$). Or, dans le cas des muscles des membres inférieurs humains, seul le muscle soléaire et le muscle court biceps fémoral possèdent des angles de pennation relativement élevés (25° et 23° respectivement) [Zajac, 1989, Delp, 1990]. Dans le contexte de cette thèse où les muscles quadriceps et ischio-jambiers sont stimulés, l'effet de l'angle de pennation peut ainsi être négligé [Makssoud, 2005].

La partie mécanique des fibres musculaires (sans le tendon) est couramment représentée par le modèle de Hill à trois composantes (figure 2.8). Ce modèle comporte un élément contractile (**EC**) qui est responsable de la génération d'une force musculaire active sous stimulation électrique, un élément élastique série (**ES**) représentant tous les effets élastiques présents lors de l'activation du muscle [Durfée et Palmer, 1994] et un élément visco-élastique parallèle (**EP**) regroupant les effets passifs [Hatze, 1977].

La force musculaire F_M (figure 2.8), générée par l'élément contractile, est contrôlée par le taux d'activation musculaire $a(t)$ et modulée par la longueur du muscle L_M et sa vitesse de contraction $\dot{L}_M$, par le biais des relations force-longueur et force-vitesse qui seront décrites par la suite.

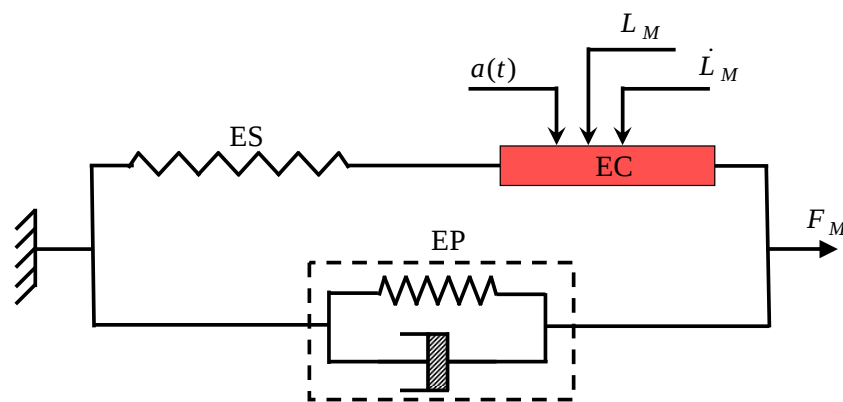


Figure 2.8 - Modèle de la mécanique du muscle à trois composantes de Hill [Hatze, 1977, Zajac, 1989]. Il comporte un élément contractile **EC**, un élément élastique série **ES** et un élément visco-élastique parallèle **EP**.

Pour beaucoup d'actionneurs, l'effet de l'élément série peut être négligé par rapport à celui de l'élément parallèle qui est plus flexible réduisant ainsi le modèle original de Hill à deux composantes [Zajac, 1989]. À partir des modèles mécaniques du muscle, décrits

ci-dessus, le modèle mécanique de l'actionneur muscle-tendon comporte, en plus des composantes des modèles précédents, une composante supplémentaire élastique représentant les propriétés des tendons (figure 2.9) [Delp, 1990, Rienen *et al.*, 1996b], où, l'élément élastique T représente explicitement l'effet passif du tendon.

Dans [Makssoud, 2005], le modèle mécanique de la structure muscle-tendon (figure 2.9) a été reconstruit à la manière du modèle mécanique du muscle à trois composantes, en regroupant les effets des élasticités du muscle et des tendons dans un même élément série **ES** (figure 2.10). Ceci rejoint le choix de [Durfee et Palmer, 1994] qui, en plus, considère une composante d'amortissement visqueux de l'élément parallèle.

Ces deux versions du modèle mécanique de l'actionneur muscle-tendon, bien que différentes dans le cas de l'analyse d'un muscle isolé (en expérimentation animale par exemple), sont en réalité très proches quand on considère le muscle dans une structure plus globale.

En effet, il est d'usage de séparer l'effet des parties passives de celles des parties actives des actionneurs muscle-tendons [Franken *et al.*, 1993, Durfee et Palmer, 1994] et de reporter les effets passifs de tous les muscles-tendons autour de l'articulation (même ceux qui ne seront pas activés) au niveau de l'articulation sous forme de propriétés visco-élastiques (Eq. 2.3). Ainsi, le modèle mécanique d'un actionneur muscle-tendon actif est, dans notre cas, réduit au modèle de la partie active, illustré par les figures 2.9 et 2.10. Où, F_{MT} est la force totale générée par l'actionneur muscle-tendon.

Il faut rappeler également que les composantes du modèle de Hill représentent des concepts fonctionnels et ne peuvent être attribuer à une structure anatomique précise [Durfee et Palmer, 1994].

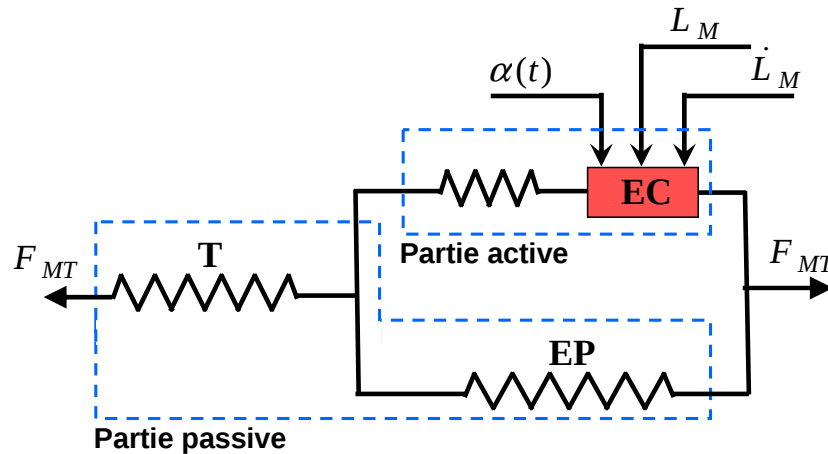


Figure 2.9 - *Modèle mécanique de l'actionneur muscle-tendon adapté de [Zajac, 1989] en négligeant l'angle de pennation.*

L'intérêt de cette séparation de la partie active et passive est de réduire la difficulté d'une éventuelle identification des paramètres des parties passives des différents muscles en regroupant les effets résultants sur l'articulation [Durfee et Palmer, 1994]. En effet, lors des expérimentations humaines, non-invasives, il est impossible de séparer les effets passifs de chaque muscle sur l'articulation.

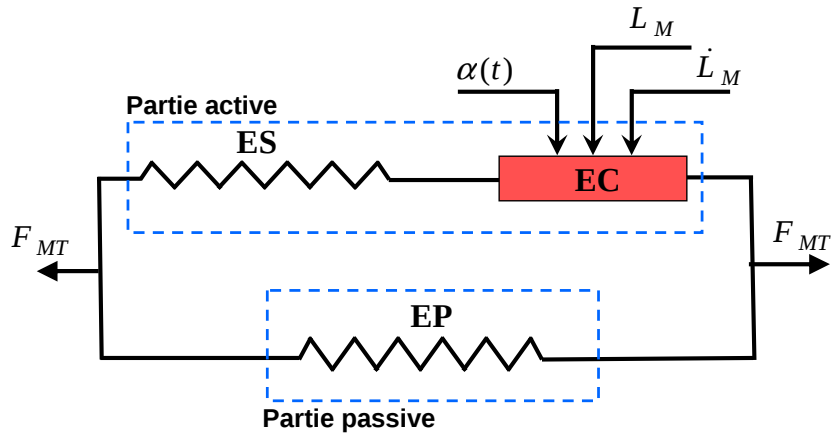


Figure 2.10 - *Modèle mécanique de l'actionneur muscle-tendon* [Durfee et Palmer, 1994, Makssoud, 2005]

2.5.1 Modèle et propriétés du tendon

Le tendon est souvent assimilé à un élément élastique ou visco-élastique, dont l'élasticité combinée avec celle du muscle, est supposée linéaire.

Un modèle élastique du tendon est détaillé dans [Zajac, 1989] à travers une relation entre la force musculaire et la longueur du tendon. Dans [Zajac, 1989], l'auteur présente cette relation sous forme normalisée afin de la généraliser à n'importe quelle structure musculo-tendineuse.

Cette relation normalisée, appelée *courbe de force-déformation générique* est présentée sur la figure 2.11.

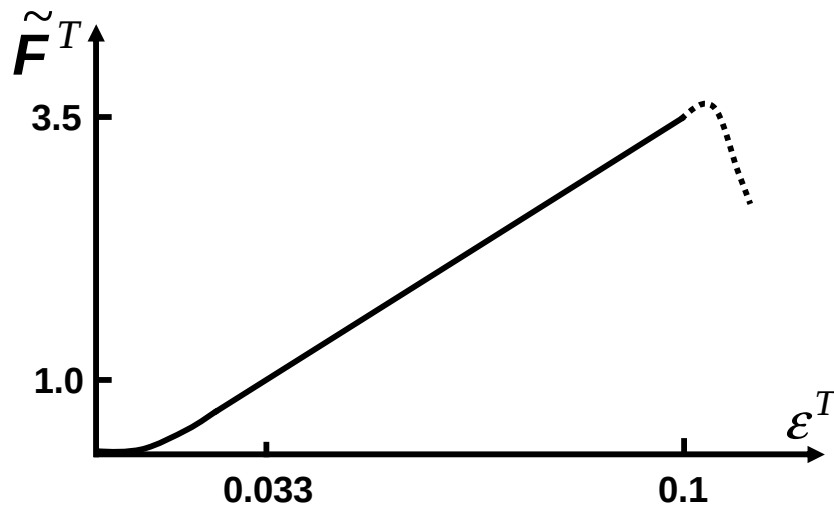


Figure 2.11 - *Courbe de force-déformation générique du tendon* [Zajac, 1989]

$\tilde{F}^T$ est la force élastique du tendon normalisée par rapport à la force maximale active du muscle (*peak active muscle force*) et ϵ^T la déformation relative du tendon, normalisée par rapport à sa longueur de repos (*tendon slack length*).

Remarquons que pour une force musculaire active maximale, la déformation du tendon, noté ϵ_0^T , correspond à 3.3%. Ceci indique que lors d'une contraction musculaire, la déformation relative du tendon ne dépasse pas 3.3% de sa longueur au repos. Cette

remarque illustre la raideur élevée de l'élément série ES .

2.5.2 Description de la partie active du modèle mécanique

Une représentation mécanique de la partie active (**PA**) du muscle est illustrée sur la figure 2.12. Dans cette représentation F_{PA} est la force active générée par l'ensemble muscle-tendon et L sa longueur. L_c et $\dot{L}_c$ sont respectivement la longueur de l'élément contractile (muscle) et sa vitesse de contraction tandis que L_s est la longueur de l'élément série (tendon).

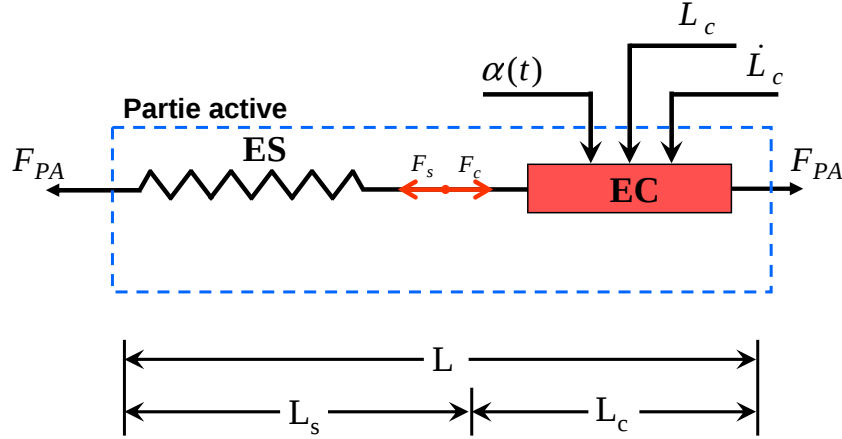


Figure 2.12 - Modèle mécanique de la partie active (**PA**) de l'actionneur muscle-tendon

La longueur de l'élément série L_s relie la longueur du muscle-tendon L à la longueur de l'élément contractile L_c par la relation :

$$L = L_c + L_s \quad (2.8)$$

L'élément série permet d'exprimer la déformation géométrique interne du système muscle-tendon en contraction isométrique. La modélisation de cet élément n'est pas toujours linéaire [Zajac, 1989, Delp, 1990, Riener *et al.*, 1996b].

Cependant sa contribution fonctionnelle est souvent réduite à un simple lien rigide en le considérant d'une raideur infinie [Durfee et Palmer, 1994, Sapio *et al.*, 2005] à cause des difficultés liées à l'identification de l'ensemble muscle-tendon.

Dans le cadre de cette thèse, nous considérons que l'élément série (**ES**) est un élément élastique linéaire de raideur k_s comme dans [Makssoud, 2005]. Ce choix est un compromis entre les deux hypothèses citées précédemment. Ainsi, le changement de longueur L_s peut être obtenue par la relation :

$$\Delta L_s = F_s / k_s \quad (2.9)$$

où $\Delta L_s = L_s - L_{s0}$ est la déformation de l'**ES**, k_s sa raideur et L_{s0} sa longueur de repos. Les états géométriques des différents éléments **EC**, **ES** et **PA** du modèle mécanique sont souvent représentés par leurs déformations relatives :

$$\varepsilon_c = \frac{L_c - L_{c0}}{L_{c0}}, \quad \varepsilon_s = \frac{L_s - L_{s0}}{L_{s0}}, \quad \varepsilon = \frac{L - L_0}{L_0} \quad (2.10)$$

où, L_0 et L_{c0} sont respectivement les longueurs de repos de l'actionneur muscle-tendon et de l'élément contractile (fibres musculaires) et ε est la déformation relative de l'actionneur muscle-tendon.

Les équations (2.8) et (2.10) permettent de déduire la relation entre les déformations relatives :

$$\varepsilon L_0 = \varepsilon_c L_{c0} + \varepsilon_s L_{s0} \quad (2.11)$$

En négligeant la dynamique interne du muscle, ou en la reportant sur les segments et les articulations, on obtient une égalité des forces des différents éléments (figure 2.12) :

$$F_s = F_c = F_{PA} \quad (2.12)$$

Ainsi, l'interaction entre l'élément contractile et l'élément série est gérée par le changement de la longueur L_c de l'EC à travers les relations force-longueur et force-vitesse. À partir des équations (2.9), (2.11) et (2.12), on en déduit la déformation relative de l'élément contractile en fonction de la déformation totale ε et de la force contractile F_c :

$$\varepsilon_c = \frac{L_0}{L_{c0}} \varepsilon - \frac{F_c}{k_s L_{c0}} \quad (2.13)$$

La vitesse de déformation de l'élément contractile peut être directement obtenue en dérivant l'équation (2.13) :

$$\dot{\varepsilon}_c = \frac{L_0}{L_{c0}} \dot{\varepsilon} - \frac{\dot{F}_c}{k_s L_{c0}} \quad (2.14)$$

Où $\dot{\varepsilon}_c$, $\dot{\varepsilon}$ et $\dot{F}_c$ représentent les dérivés respectives de ε_c , ε et F_c par rapport au temps.

Les deux relations (2.13) et (2.14) permettent le passage des états à l'échelle du muscle aux états de l'élément contractile à travers l'interaction avec un élément série linéaire.

2.6 Modèle de contraction de l'élément contractile (EC) sous FES

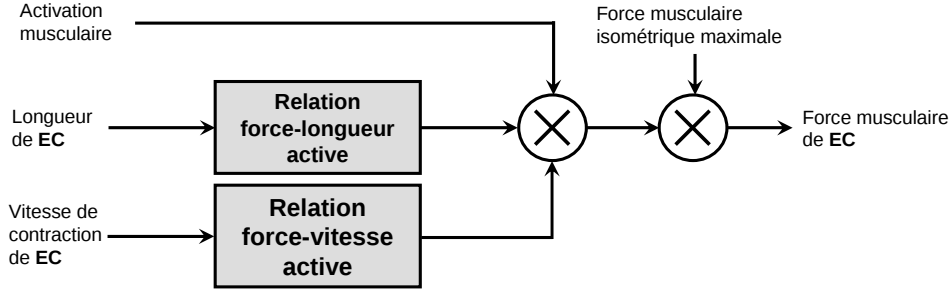
L'élément contractile est l'élément responsable de la génération d'une force active et ainsi du mouvement. Divers modèles de sa contraction sous stimulation électrique, avec des complexités différentes, sont proposés et utilisés dans la littérature [Hill, 1938, Huxley, 1957, Hatze, 1977, Zahalak, 1981, Winters, 1990, Veltink *et al.*, 1992, Franken *et al.*, 1993, Durfee et Palmer, 1994, Shue *et al.*, 1995, Riener et Fuhr, 1998, Chizeck *et al.*, 1999, Bestel, 2000, Makssoud, 2005, Previdi *et al.*, 2005].

Le modèle de l'élément contractile sous FES le plus largement répandu est le celui de Hill à trois fonctions illustré sur la figure 2.13 [Hatzé, 1977, Winters, 1990, Veltink *et al.*, 1992, Franken *et al.*, 1993, Durfee et Palmer, 1994, Shue *et al.*, 1995, Riener et Fuhr, 1998, Previdi *et al.*, 2005]. Dans ce modèle, la force active normalisée correspond à la sortie du produit de trois fonctions qui sont :

- l'activation musculaire, fonction du taux de recrutement,
- la relation force-longueur, fonction de la longueur de l'élément contractile,
- la relation force-vitesse, fonction de la vitesse de contraction de l'élément contractile.

Le produit de ces trois fonctions est ensuite multiplié par la force musculaire isométrique maximale afin de *dénormliser* la force. Cette force isométrique maximale est désignée par "facteur d'échelle" (*scale factor*) dans [Durfee et Palmer, 1994].

Une variante de ce modèle, regroupant la dynamique d'activation et la relation force-vitesse, est évaluée dans [Chizeck *et al.*, 1999]. Ce modèle à deux fonctions est désigné par le *modèle couplé* (*coupled model*) en comparaison avec le *modèle non-couplé* (*uncoupled model*) à trois fonctions, cité précédemment.


 Figure 2.13 - Modèle de contraction de l'élément contractile (**EC**) sous FES

Ce qui explique l'utilisation répandue de ce modèle dans des applications de stimulation électrique fonctionnelle est sa simplicité, tout en tenant compte de certaines propriétés physiologiques macroscopiques indispensables telles que les relations force-longueur et force-vitesse. Néanmoins, il ne tient pas compte de la dynamique de contraction musculaire ni des phénomènes microscopiques.

Un modèle de la dynamique de contraction d'une unité motrice, qui correspond à la dynamique de contraction de l'élément contractile à une échelle réduite, est décrit dans [Riener *et al.*, 1996a] par l'équation dynamique suivante :

$$\dot{F}_i(t) = \frac{1}{T_g} \cdot (a(t) - F_i(t)) \quad (2.15)$$

Avec, F_i la force développée par une unité motrice et $a(t)$ l'état d'activation du muscle obtenu à partir de la concentration de calcium calculée avec le modèle de Hatze [Hatze, 1977]. T_g est une constante de temps appelée *gliding time*.

Une modélisation plus microscopique de la dynamique de contraction de l'élément contractile a été introduite dans [Bestel, 2000] pour modéliser le muscle cardiaque. Cette modélisation est basée sur la théorie des filaments glissants de Huxley [Huxley, 1957] et la méthode de distribution des moments introduite par Zahalak [Zahalak, 1981].

Ce modèle de l'**EC** de la fibre est établi dans [Bestel, 2000] en deux étapes :

1. le passage du modèle mécanique des ponts AM (Actine-Myosine) au modèle du sarcomère en se basant sur le modèle du filament glissant de Huxley [Huxley, 1957].
2. le passage du modèle du sarcomère au modèle de la fibre musculaire, basé sur la méthode de distribution des moments qui est une interprétation statistique du modèle de Huxley [Zahalak, 1981].

Dans [Bestel, 2000], la dynamique de contraction d'une fibre est définie à travers deux équations décrivant sa contrainte et sa raideur actives qui sont contrôlées par une commande chimique.

En prenant comme hypothèse l'indépendance de la contraction des fibres, [Makssoud, 2005] a exploité le modèle de comportement de la fibre établi dans [Bestel, 2000] en l'intégrant sur l'ensemble des fibres recrutées par FES, donc à l'échelle du muscle strié squelettique. En prenant en compte les deux phases de contraction et de relaxation des fibres, un jeu d'équations différentielles de la dynamique de contraction de l'**EC** est ainsi obtenu :

$$\begin{cases} \dot{K}_c = -K_c|u| + \alpha K_{cm} Fl_c(\varepsilon_c)|u|_+ - K_c|\dot{\varepsilon}_c| \\ \dot{F}_c = -F_c|u| + \alpha F_{cm} Fl_c(\varepsilon_c)|u|_+ - F_c|\dot{\varepsilon}_c| + L_{c0} K_c \dot{\varepsilon}_c \end{cases} \quad (2.16)$$

où K_c et F_c sont la raideur et la force développées dans l'élément contractile stimulé et $\dot{K}_c$ et $\dot{F}_c$ sont leurs dérivées par rapport au temps. K_{cm} et F_{cm} sont respectivement la raideur et la force isométriques maximales. $Fl_c(\varepsilon_c)$ est la relation force-longueur de l'EC. u est la commande chimique qui est la sortie du modèle d'activation dynamique (§2.4.2) et $|u|_+$ sa valeur lors de la phase de contraction. α est le taux de recrutement correspondant au pourcentage des fibres activées. ε_c est la déformation relative de l'EC et $\dot{\varepsilon}_c$ sa vitesse de contraction.

Ces équations de la dynamique de contraction à l'échelle du muscle sont similaires à celles définies par [Bestel, 2000] à l'échelle de la fibre mais en incluant le taux recrutement des fibres α . Ceci reflète le caractère multi-échelle de ce modèle [Makssoud, 2005].

2.6.1 Équations dynamiques de l'actionneur musculaire

Le modèle de contraction de l'actionneur musculaire (ensemble muscle-tendon), utilisé dans cette thèse, est basé sur les équations dynamiques (2.16) de l'élément contractile couplé avec l'élément série de raideur k_s .

À partir de la dynamique de la force contractile exprimée à l'échelle microscopique par l'équation (2.16) et à l'échelle macroscopique par l'équation (2.14), nous obtenons l'expression de la vitesse de déformation relative de l'élément contractile [Makssoud, 2005] :

$$\dot{\varepsilon}_c = \frac{k_s L_0 \dot{\varepsilon} + F_c |u| - \alpha F_{cm} Fl_c(\varepsilon_c) |u|_+}{k_s L_{c0} + K_c L_{c0} - s_v F_c} \quad (2.17)$$

Où, $s_v = \text{signe}(\dot{\varepsilon}_c)$ est la fonction signe de la vitesse de déformation de l'élément contractile.

Dans cette dernière équation, la dynamique de la variable ε_c est décrite en fonction d'autres variables plus macroscopiques, ce qui est très utile pour pouvoir exprimer la dynamique de l'actionneur global. Cependant, cette équation nécessite la connaissance du signe de la variable en question $\dot{\varepsilon}_c$. Il faut donc exprimer la fonction s_v en fonction d'autres variables.

Afin d'avoir une solution unique au jeu d'équations (2.16), une condition est imposée dans [Makssoud, 2005] qui est la suivante :

$$k_s L_{c0} + K_c L_{c0} - s_v F_c > 0$$

Ainsi, à partir de l'équation (2.17), le signe de la vitesse de déformation de l'EC revient à trouver le signe du numérateur de l'équation (2.17) :

$$s_v = \text{signe}(k_s L_0 \dot{\varepsilon} + F_c |u| - \alpha F_{cm} Fl_c(\varepsilon_c) |u|_+) \quad (2.18)$$

À partir des équations géométriques (2.1), (2.2), de l'égalité des forces (Eq. 2.12) et du modèle de la partie active illustrée sur la figure 2.12, on en déduira directement les états (longueur, force active et raideur active) de l'actionneur muscle-tendon à partir de celles de l'élément contractile (Eq. 2.16). Ces équations dynamiques à l'échelle du muscle seront détaillées plus loin dans le contexte d'un système musculosquelettique global (§2.7).

2.6.2 Relation Force-Longueur active

La fonction $Fl_c(\varepsilon_c)$ des équations de contraction (Eq. 2.16) est la relation force-longueur actives (lorsque le muscle est stimulé). Elles expriment la force isométrique maximale en fonction de la variation de la longueur de l'élément contractile.

Une interprétation physiologique microscopique de cette relation est explicitée dans [Rassier *et al.*, 1999, Bestel, 2000, Makssoud, 2005]. Cette relation normalisée est présentée dans [Rassier *et al.*, 1999] pour un sarcomère comme illustrée sur la figure 2.14. Dans cette figure, la longueur du sarcomère en isométrie (présenté à droite) fait varier le nombre de ponts Actine-Myosine susceptibles de se former entre les myofilaments contractiles fins et épais. Ainsi, la longueur optimale (point 3 de la figure) correspond à la formation d'un maximum de ponts Actine-Myosine et ainsi à un maximum de force et de raideur. À l'échelle du muscle, cette longueur optimale correspond à sa longueur au repos selon [Zajac, 1989].

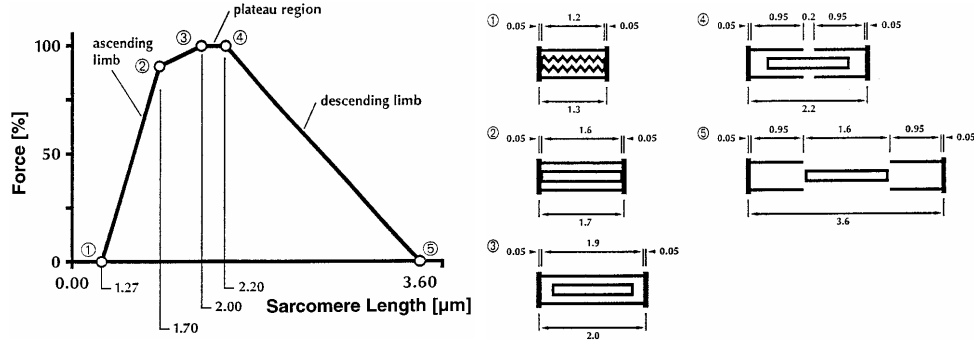


Figure 2.14 - Relation force-longueur active d'un sarcomère d'un muscle squelettique de grenouille (à gauche) et représentations schématiques du sarcomère (à droite) correspondant aux points essentiels (1-5) [Rassier et al., 1999].

Plusieurs modèles d'approximation de la relation force-longueur sont proposés dans la littérature selon la précision recherchée et la simplicité en vue d'une éventuelle identification.

La relation force-longueur est approximée avec des portions linéaires dans [Meier et Blickhan, 2000] et avec une fonction polynomiale dans [Durfee et Palmer, 1994, Meijer *et al.*, 1998].

Un modèle d'approximation sous forme de produit d'une fonction gaussienne par une fonction sinusoïdale est également proposé dans [Hatze, 1977] pour une fibre. Cependant, [Hatze, 1977] souligne que cette approximation au niveau de la fibre n'est pas applicable au niveau du muscle entier.

Une approximation par une fonction gaussienne de la relation force-longueur du muscle est utilisée dans [Hatze, 1981, Riener et Fuhr, 1998].

Cette dernière approximation est celle choisie dans notre modèle car elle approche assez bien la relation force-longueur obtenue à partir des mesures expérimentales (résultats décrits dans §4.6) et présente l'avantage d'avoir moins de paramètre à identifier. De plus, nous supposons que la longueur de repos de l'élément contractile L_{c0} est la longueur pour laquelle la force est maximale [Zajac, 1989], ce qui permet d'exprimer la relation force-longueur comme suit :

$$Fl_c(\varepsilon_c) = \exp \left[- \left(\frac{\varepsilon_c}{b} \right)^2 \right] \quad (2.19)$$

Où $\varepsilon_c = \frac{L_c}{L_{c0}} - 1$ est la déformation relative de l'élément contractile dont la longueur est L_c . b est le paramètre de forme (*shape parameter*) de la fonction gaussienne.

Notons que les expressions de la raideur et de la force utilisent la même fonction force-longueur, ce qui est confirmé par la relation établie entre ces deux états à travers des modèles microscopiques [Bestel, 2000, Makssoud, 2005].

À partir d'une interprétation physiologique de ces modèles, une proportion théorique est établie entre la raideur et la force maximales isométriques qui s'exprime par la relation suivante [Guiraud, 2008] :

$$K_{cm} = \frac{2S_0}{L_{c0}h} F_{cm} \quad (2.20)$$

Où S_0 est la longueur du sarcomère au repos et h est l'élongation maximale du myosine, au delà de laquelle le pont Actine-Myosine ne peut plus exister. Notons, par la même occasion, que le terme $\frac{L_{c0}}{S_0}$ représente le nombre de sarcomères dans la fibre musculaire.

L'identification de la relation force longueur sera abordée dans les chapitres suivants. Cependant un problème majeur de cette identification, dû à la présence de l'élément série (**ES**) méritent d'être soulignés.

Dans le cas d'un muscle isolé lors d'expérimentations animales, les auteurs dans [Durfee et Palmer, 1994] rappellent la difficulté de séparer l'élément contractile (**EC**) et l'élément série (**ES**) lors d'une procédure d'identification sous stimulation électrique. Lors de l'identification de la relation force-longueur active, Durfee met l'accent sur le fait que la variation de la longueur concerne un ensemble complet (**EC-ES**), en regroupant le tout lors de l'identification sous l'hypothèse d'une très grande raideur de l'**ES**.

Cette approximation, qui s'avère nécessaire, est également faite dans le cas de muscle non-isolé quand il s'agit d'expérimentations humaines. Dans ce cas, la méconnaissance du bras de levier des forces musculaires et la difficulté d'une mesure directe de ces forces compliquent davantage l'identification et conduisent souvent à regrouper toutes les parties inconnues dans un même modèle inspiré de la relation force-longueur, définissant ainsi une relation force-angle [Perumal *et al.*, 2002, Delp, 1990], une relation couple-angle [Chizeck *et al.*, 1999, Ferrarin *et al.*, 2001] et parfois une relation couple-longueur [Herzog *et al.*, 1991, Leedham et Dowling, 1995].

2.6.3 Relation Force-Vitesse

La propriété force-vitesse décrit la relation qui lie la force musculaire en mode isotonique (force constante) à la vitesse de raccourcissement du muscle. Bien que cette relation ne soit définie, originellement dans [Hill, 1938], que dans le cas d'un raccourcissement du muscle, elle a été généralisée dans [Hatze, 1977, Zajac, 1989] pour le cas du raccourcissement et de l'élongation du muscle incluant la vitesse nulle qui correspond à une condition isométrique.

Plusieurs modèles mathématiques de cette relation sont explicitement définis dans divers travaux [Hill, 1938, Hatze, 1977, Veltink *et al.*, 1992, Durfee et Palmer, 1994, Shue *et al.*, 1995, Riener et Fuhr, 1998]. Cependant, ils ne seront pas détaillés ici car la relation force-vitesse est implicite dans le modèle que nous utilisons. En effet, elle est intégrée dans le modèle de contraction musculaire décrit par les équations (2.16)), ce qui rejoint le principe du modèle *couplé* utilisé dans [Shue *et al.*, 1995, Chizeck *et al.*, 1999].

La combinaison de la relation force-vitesse avec la relation force-longueur est également possible sous forme d'une même relation appelée force-longueur-vitesse [Zajac, 1989].

2.7 Synthèse du modèle genou actionné par deux muscles antagonistes

Le modèle dynamique de contraction des muscles antagonistes (quadriceps et ischio-jambiers) actionnant l'articulation du genou est dérivé du modèle de contraction de l'élément contractile décrit par les équations (2.16), en tenant compte de l'égalité (2.12) ainsi que du calcul du signe de la vitesse de contraction de l'élément contractile grâce à l'équation (2.18). Dans cette section, les équations dynamiques, les paramètres et les états d'un seul actionneur musculaire seront présentés pour des raisons de clarté.

Le calcul de la vitesse de contraction de l'ensemble muscle-tendon $\dot{\varepsilon}$ est obtenue à partir des dérivées par rapport au temps des équations (2.1), (2.2), (2.10) et s'exprime par :

$$\dot{\varepsilon} = -(-1)^n \frac{r_n}{L_0} \dot{\theta} \quad (2.21)$$

où n représente l'indice de l'actionneur musculaire ($n=1$: quadriceps, $n=2$: ischio-jambiers).

On obtient ainsi le jeu d'équations différentielles de la dynamique de contraction d'un seul actionneur musculaire, en tenant compte de la dynamique de l'articulation du genou :

$$\left\{ \begin{array}{l} \dot{\varepsilon} = -(-1)^n \frac{r_n}{L_0} \dot{\theta} \\ s_v = \text{signe}(k_s L_0 \dot{\varepsilon} + F_{cm}|u| - \alpha F_{cm} F l_c(\varepsilon_c)|u|_+) \\ \dot{\varepsilon}_c = \frac{k_s L_0 \dot{\varepsilon} + F_c|u| - \alpha F_{cm} F l_c(\varepsilon_c)|u|_+}{k_s L_{c0} + K_c L_{c0} - s_v F_c} \\ \dot{K}_c = -K_c|u| + \alpha K_{cm} F l_c(\varepsilon_c)|u|_+ - K_c|\dot{\varepsilon}_c| \\ \dot{F}_c = -F_c|u| + \alpha F_{cm} F l_c(\varepsilon_c)|u|_+ - F_c|\dot{\varepsilon}_c| \\ \quad + L_{c0} K_c \dot{\varepsilon}_c \\ \dot{F} = \dot{F}_c \end{array} \right. \quad (2.22)$$

Où F est la force active totale générée par l'actionneur muscle-tendon. Tous les paramètres et les variables exprimées sont spécifiques à un muscle donné.

La dynamique du système de l'articulation du genou simplifiée, qui consiste en l'articulation du genou actionnée par deux muscles antagonistes, est obtenue avec l'équation suivante (figure 2.2-(b)) :

$$\ddot{\theta} = \frac{1}{J}(F_2 r_2 - F_1 r_1 - M g L_{og} \sin(\theta - \theta_0) - B \dot{\theta} + T_e) \quad (2.23)$$

Où F_1 , F_2 sont respectivement les forces musculaires du quadriceps et de l'ischio-jambiers et r_1 et r_2 leur bras de levier. J est le moment d'inertie de la jambe autour du centre de rotation o . B est le coefficient du frottement visqueux. M est la masse de la jambe, L_{og} la distance entre le centre de rotation o et le centre de gravité de la jambe, θ_0 l'angle de la position de repos et g l'accélération de la gravité. T_e est le couple d'élasticité passive.

Initialement, les raideurs musculaires, les forces musculaires, la vitesse articulaire ainsi que les vitesses de contraction musculaires sont considérées nulles.

Il n'en est pas de même pour les déformations relatives des éléments contractiles des deux muscles (ε_c). En effet, lors d'expérimentations animales sur le muscle isolé, on part le plus souvent de sa position de repos (muscle non étiré). Cette condition ne peut être assurée lors d'expérimentations humaines car la position de départ de la jambe ne correspond pas forcément aux longueurs de repos des muscles.

Sous l'hypothèse d'une grande raideur de l'élément série par rapport à celle du muscle initialement non contracté [Zajac, 1989, Durfee et Palmer, 1994], la déformation relative initiale de l'élément série ε_s est négligée. Ainsi, les équations (2.10) et (2.11) permettent d'obtenir la déformation relative initiale des éléments contractiles :

$$\varepsilon_{ci} = \frac{L_i - L_0}{L_{c0}} \quad (2.24)$$

Où ε_{ci} est la déformation relative initiale, L_i est la longueur initiale de l'actionneur musculaire, obtenue à partir de la position articulaire de départ.

2.8 Sensibilité du modèle muscle-articulation par rapport aux différents paramètres

Afin d'évaluer l'importance de chaque paramètre dans un modèle musculosquelettique, une analyse de sensibilité est souvent réalisée [Winters et Stark, 1985, Delp, 1990, Shue *et al.*, 1995, Riener et Quintern, 1997, Scovil et Ronsky, 2006]. Cette étude permet de comprendre et de quantifier l'influence de chaque paramètre sur le modèle pour un type de comportement donné, qui peut être en mode isométrique ou dynamique.

Cette évaluation de l'influence de chaque paramètre dans le modèle permet d'établir un jeu de paramètres à identifier à partir d'une liste plus exhaustive, en vue d'alléger un protocole expérimental d'identification des paramètres.

Dans [Scovil et Ronsky, 2006], une étude de sensibilité d'un modèle musculosquelettique de type Hill est faite pour différents comportements en isométrique et en dynamique.

Dans ce travail, les auteurs explorent deux méthodes d'analyse de la sensibilité :

- La première consiste à établir les dérivées partielles de chaque sortie du modèle par rapport à chaque paramètre [Lehman et Stark, 1982, Scovil et Ronsky, 2006]. Cette méthode présente l'avantage d'établir des *fonctions de sensibilité* qui sont générales et continues et pouvant être évaluées à chaque instant. Cependant, cette méthode est très difficile à mettre en œuvre dans le cas des équations des systèmes musculosquelettiques, dont la résolution est souvent faite de façon numérique.
- La deuxième méthode est la plus répandue [Lehman et Stark, 1982, Winters et Stark, 1985, Shue *et al.*, 1995, Riener et Quintern, 1997, Scovil et Ronsky, 2006] car elle est plus simple à utiliser dans le cas des modèles dont les expressions analytiques sont complexes. Elle consiste à évaluer des *coefficients de sensibilité* d'une sortie du modèle par rapport à un paramètre dans le cadre d'un comportement donné. Ce coefficient de sensibilité est un rapport entre le changement dans le comportement du modèle à partir d'un changement du paramètres par rapport à sa valeur nominale [Lehman et Stark, 1982].

Tenant compte de la complexité du modèle musculosquelettique que nous utilisons, nous avons effectué une analyse de la sensibilité en se basant sur la deuxième méthode. Pour l'instant, nous nous concentrons sur la sensibilité de la sortie articulaire du genou par rapport aux différents paramètres du modèle du système musculosquelettique en

conditions dynamiques. Pour cela, nous avons appliqué au modèle un train de stimulation électrique dont le profil des largeurs d'impulsion est présenté sur la figure 2.15.

Ce train de stimulation a été défini de telle sorte à couvrir toute la gamme des niveaux d'activation, tout en introduisant des accélérations au niveau articulaire.

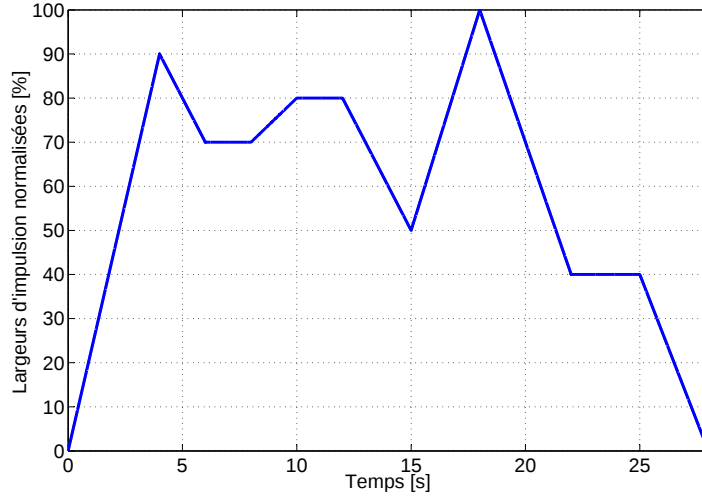


Figure 2.15 - Profil des largeurs d'impulsion de stimulation pour l'analyse de la sensibilité

Afin d'évaluer les coefficients de sensibilité, chaque paramètre est individuellement perturbé de $\pm 50\%$ comme cela a été fait dans [Scovil et Ronsky, 2006]. Les coefficients de sensibilité sont ensuite calculés à partir de l'équation 2.25 :

$$S_j = \frac{NRMSD}{(|P_j - P_{j0}|/P_{j0})} \quad (2.25)$$

où S_j est le coefficient de sensibilité par rapport au paramètre P_j . **NRMSD** est un critère normalisé de quantification de l'erreur entre les sorties du modèle avec le paramètre nominal P_{j0} et celles du modèle avec un paramètre perturbé P_j . Le calcul de ce critère est détaillé en Annexe D.

Les résultats de l'analyse de la sensibilité du modèle par rapport aux différents paramètres sont résumés par le Tableau 2.1.

Tableau 2.1 - Résultats de l'analyse de sensibilité de modèle par rapport aux paramètres

Paramètre perturbé	Coefficient de sensibilité à -50%	Coefficient de sensibilité à 50%	sensibilité moyenne	Catégorie de la sensibilité
J	6.31	3.37	4.84	Petite
B	0.51	0.48	0.50	Aucune
b	43.6	25.4	34.56	Grande
L_{c0}	84.9	39.6	62.2	Grande
F_{cm}	41.2	16.4	28.8	Moyenne
K_{cm}	7.60	6.77	7.19	Petite
k_s	25.2	9.35	17.2	Moyenne

À partir des valeurs des coefficients de sensibilité, les niveaux de sensibilité sont classés en quatre catégories qui sont : Aucune sensibilité ($S_j < 1\%$), petite sensibilité ($5\% < S_j < 10\%$), moyenne sensibilité ($10\% < S_j < 30\%$) et grande sensibilité ($S_j > 30\%$).

Les résultats du tableau montrent qu'en condition dynamique, le modèle musculo-squelettique est très peu sensible au paramètre de viscosité B mais légèrement plus sensible au moment d'inertie J et à la raideur maximale isométrique K_{cm} .

Le modèle est assez sensible à la force isométrique maximale F_{cm} mais aussi bien qu'à la raideur de l'élément série k_s . Il présente cependant une très grande sensibilité aux paramètres de la relation force-longueur b et L_{c0} .

2.9 Conclusion

Dans ce chapitre, le modèle musculosquelettique du genou humain, actionné par deux groupes musculaires antagonistes stimulés électriquement, est décrit en considérant les phénomènes physiologiques et biomécaniques entrant en jeu.

Différents choix de modèle existant dans la littérature, sont exposés et commentés, en mettant en avant leurs avantages et leurs limites. Le modèle présenté offre des perspectives de généralisation vers d'autres actionneurs musculaires et d'autres articulations. Cependant, le problème d'identification des paramètres de ces modèle demeure entier et sera abordé dans les prochains chapitres.

Chapitre 3

État de l'art des protocoles d'identification des paramètres des systèmes musculosquelettiques

Sommaire

3.1	Introduction	51
3.2	Techniques d'identification	53
3.2.1	Introduction	53
3.2.2	Méthode à erreur de sortie	53
3.2.3	Méthode à erreur d'entrée	53
3.2.4	Modèles linéaires en les paramètres (LP)	55
3.2.5	Choix des entrées excitantes	55
3.3	Estimation des paramètres anthropométriques	55
3.4	Protocoles d'identification des paramètres mécaniques de l'articulation	57
3.4.1	Couple d'élasticité articulaire du genou	57
3.4.2	Protocoles d'identification	57
3.4.3	Acquisition et traitement des données	59
3.5	Protocoles d'identification de la relation force-longueur active . . .	59
3.6	Protocoles d'identification de la fonction de recrutement	60
3.7	Protocoles d'identification des paramètres mécaniques du muscle .	61
3.8	Définition d'un protocole expérimental pour l'identification des paramètres du système musculosquelettique	62
3.9	Comparaison et choix entre les modèles du muscle	64
3.10	Conclusion	64

3.1 Introduction

La caractérisation et la prédiction du comportement des systèmes musculosquelettiques sous stimulation électrique sont des étapes indispensables à la synthèse des séquences de stimulation électrique (Chapitre 5) et à la commande pour la restauration du mouvement à des fins de suppléance fonctionnelle. Cette caractérisation consiste non seulement à modéliser le système mais aussi à identifier ces paramètres afin d'instancier le modèle pour un sujet donné. Les longueurs des membres et leurs masses, les réponses musculaires et les forces que le muscle peut générer ainsi que les caractéristiques articulaires font que les

comportements des systèmes musculosquelettiques sous stimulation électrique, représentés par des modèles de même structure, varient considérablement d'un sujet à l'autre.

Divers travaux d'identification des paramètres de modèle musculaire phénoménologique, électriquement stimulés, ont été menés sous des conditions expérimentales invasives chez l'animal [Veltink *et al.*, 1992, Durfee et Palmer, 1994, Makssoud, 2005, Hayashibe *et al.*, 2008]. Cette identification s'avère plus complexe, lors d'expérimentations humaines, car les mesures sont en général non-invasives, réduisant ainsi l'accès à certains états du système musculosquelettique.

Divers travaux d'identification des paramètres de modèles musculosquelettiques de type *boite noire* sont présentés dans [Ferrarin et Pedotti, 2000, Previdi, 2002, Schauer *et al.*, 2004]. Le choix de ce type de modèles, bien que prometteur d'un point de vue fonctionnel, ne permet aucune interprétation physiologique sans oublier le choix de leur structure qui est souvent empirique.

L'identification des paramètres de modèles physiologiques du système musculosquelettique, diffère souvent par les conditions expérimentales et les sollicitations auxquelles est soumis le système qui peuvent être isométriques ou bien non-isométriques (dynamiques). Dans le cas isométrique, les sorties considérées sont les forces/couples musculaires alors que dans le cas dynamique, ce sont en général les angles articulaires.

La plupart des protocoles d'identification des paramètres musculosquelettiques humains sont faits en conditions isométriques [Levy *et al.*, 1990, Chia *et al.*, 1991, Cook et McDonagh, 1996, Chang *et al.*, 1999, Riener *et al.*, 2000, Ferrarin *et al.*, 2001]. Dans ces conditions, le modèle musculosquelettique est réduit au seul modèle musculaire. L'identification, à partir de mesures en conditions isométriques, a l'avantage d'exploiter les couples musculaires actifs mesurés directement sans avoir à les estimer à partir des mesures articulaires de la dynamique du mouvement [Chizeck *et al.*, 1999].

D'autres protocoles exploitant des mesures articulaires pour l'identification des paramètres de modèles musculosquelettiques non-isométriques, sont présentés dans [Franken *et al.*, 1993, Franken *et al.*, 1995, Chizeck *et al.*, 1999].

Ce chapitre présente un état de l'art des protocoles d'identification des paramètres des systèmes musculosquelettiques sous stimulation électrique fonctionnelle avec dans le premier paragraphe (§3.2), une introduction sur les techniques d'identification de modèles paramétriques.

Ensuite, les étapes relatives à l'identification des paramètres des diverses parties physiologiques du modèle musculosquelettique animal et humain, sont abordés à travers :

- l'estimation des paramètres anthropométriques (§3.3),
- l'identification des paramètres mécaniques de l'articulation (§3.4),
- l'identification de la relation force-longueur active (§3.5),
- l'identification de la fonction de recrutement (§3.6),
- l'identification des paramètres mécaniques du muscle (§3.7).

La problématique du choix du modèle du muscle en tenant compte de sa complexité et de sa capacité à caractériser un comportement donné sera abordé (§3.9) à travers quelques travaux comparatifs.

À partir d'une discussion critique de cet état de l'art et des contraintes expérimentales qui nous sont imposées, nous proposons alors la synthèse d'un protocole expérimental pour l'identification des paramètres du modèle musculosquelettique exposé au chapitre 2 (§3.8). Le protocole sera appliqué dans le cadre d'une étude portant sur dix patients blessés médullaires au chapitre 4. Nous finirons ce chapitre par une discussion et une conclusion (§3.10)

3.2 Techniques d'identification

3.2.1 Introduction

L'identification des paramètres d'un modèle consiste à déterminer le vecteur de ces paramètres au sens d'un certain critère, à travers un *optimiseur*.

Le critère est souvent basé sur la différence entre les sorties réelles et celles du modèle *identifié* qui doit être la plus proche possible de zéro. Le critère le plus largement utilisé est un critère quadratique des erreurs. Nous utiliserons ce critère par la suite.

L'optimiseur, ou bien l'algorithme d'identification, est la procédure qui sert à estimer les paramètres qui minimisent le critère. Diverses méthodes, par la manière d'ajuster les paramètres, existent selon qu'elles sont :

- directes ou bien itératives,
- en-ligne ou bien hors-ligne,
- ou bien, exploitant une relation linéaire ou non-linéaire, du modèle en les paramètres.

Selon la nature du modèle, deux approches sont utilisées :

- Si le modèle calcule la sortie en fonction de l'entrée, les méthodes à erreur de sortie sont utilisées.
- Si le modèle calcule l'entrée en fonction de la sortie, les méthodes à erreur d'entrée sont utilisées.

3.2.2 Méthode à erreur de sortie

Dans le cas de modèle exprimant les sorties en fonction de l'entrée, le principe d'identification des paramètres est illustré par le schéma de la figure 3.1. Cette méthode est appelée méthode à erreur de sortie.

L'optimiseur sert à estimer le meilleur vecteur de paramètre $\hat{\mathbf{X}}_s$ de $\mathbf{X}_s$, par minimisation du critère quadratique $J(\varepsilon)$:

$$\hat{\mathbf{X}}_s = \underset{\mathbf{X}_s}{\text{Arg min}} J(\varepsilon)$$

avec, $J(\varepsilon) = \varepsilon^T \varepsilon$, et $\varepsilon = [\varepsilon_1 \dots \varepsilon_{n_t}]^T$ est le vecteur des erreurs de sortie obtenues par échantillonnage de $\varepsilon(t)$ tel que $\varepsilon_k = \varepsilon(t_k)$, $k = 1, \dots, n_t$ et n_t est le nombre d'échantillons.

Le problème d'optimisation souvent non-linéaire est un problème difficile à résoudre, car il nécessite souvent de nombreuses intégrations numériques sur un horizon long et par conséquent il est très exigeant en temps de calcul.

De plus, il existe d'autres difficultés liées à ces techniques qui sont :

- l'initialisation du paramètre à identifier,
- la convergence vers des minima locaux.

3.2.3 Méthode à erreur d'entrée

Dans le cas de modèle exprimant les entrées en fonction de la sortie, le principe d'identification des paramètres, appelé méthode à erreur d'entrée, est illustré par le schéma de la figure 3.2. Dans cette méthode, le critère quadratique est calculé à partir des entrées estimées par le modèle inverse.

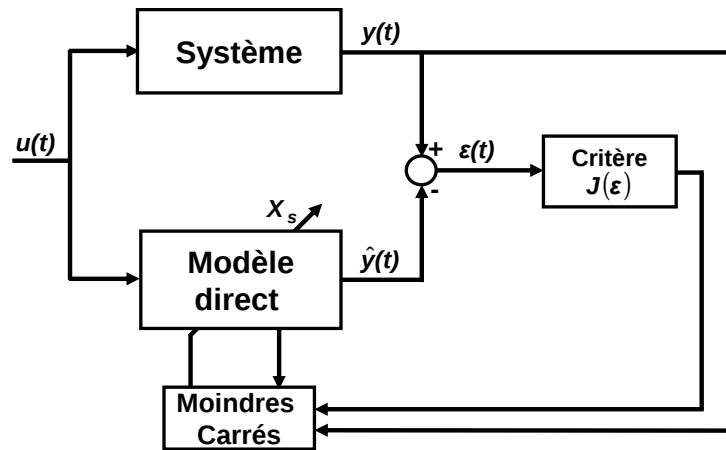


Figure 3.1 - Principe d'identification par méthode à erreur de sortie

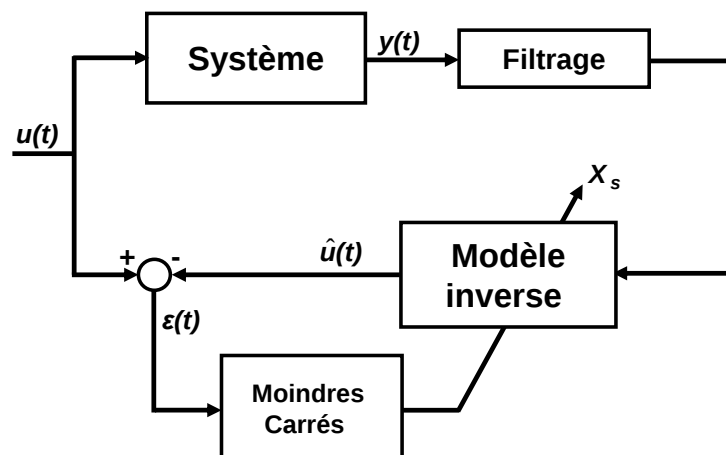


Figure 3.2 - Principe d'identification par méthode à erreur d'entrée

3.2.4 Modèles linéaires en les paramètres (LP)

Le modèle **LP** est un modèle linéaire par rapport au vecteur des paramètres. Il s'exprime sous la forme suivante :

$$\hat{y}(t, \mathbf{X}_s) = \mathbf{r}^T(t) \mathbf{X}_s \quad (3.1)$$

$\mathbf{r}(t)$ est un vecteur de grandeurs connues, indépendant des paramètres, $\hat{y}(t)$ est la sortie du modèle, telle que, $\hat{y}(t) = y(t) - \varepsilon(t)$ et $\varepsilon(t)$ est l'erreur de sortie.

Ainsi, l'équation (3.1) peut s'écrire en fonction des sorties mesurées du système sous la forme :

$$y(t, \mathbf{X}_s) = \mathbf{r}^T(t) \mathbf{X}_s + \varepsilon(t) \quad (3.2)$$

L'échantillonnage de $y(t)$ et de $\mathbf{r}(t)$ à partir des mesures permet de construire une matrice des observations $\mathbf{W}$ de ces mesures selon l'équation suivante :

$$\mathbf{Y}(\mathbf{X}_s) = \begin{pmatrix} y(1, \mathbf{X}_s) \\ \vdots \\ y(n_t, \mathbf{X}_s) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{r}^T(1) \\ \vdots \\ \mathbf{r}^T(n_t) \end{pmatrix} \mathbf{X}_s + \begin{pmatrix} \varepsilon(1) \\ \vdots \\ \varepsilon(n_t) \end{pmatrix} = \mathbf{W} \mathbf{X}_s + \varepsilon \quad (3.3)$$

Avec, $\mathbf{Y} = [y_1 \dots y_{n_t}]^T$ est l'échantillonnage de $y(t)$, tel que $y_k = y(t_k)$, $\mathbf{r} = [\mathbf{r}_1 \dots \mathbf{r}_{n_t}]^T$ est l'échantillonnage de $\mathbf{r}(t)$, tel que $\mathbf{r}_k = \mathbf{r}(t_k)$, $\varepsilon = [\varepsilon_1 \dots \varepsilon_{n_t}]^T$ est l'échantillonnage de $\varepsilon(t)$, tel que $\varepsilon_k = \varepsilon(t_k)$, $k = 1, \dots, n_t$ et n_t est le nombre d'échantillons.

Dans le cas d'un modèle LP, l'identification se fait selon une méthode des moindres carrés linéaires. Le vecteur des paramètres estimé est obtenu à partir de la pseudo-inverse de la matrice des observations $\mathbf{W}$:

$$\hat{\mathbf{X}}_s = \underset{\mathbf{X}_s}{\text{Arg min}} \|\varepsilon\|^2 = \mathbf{W}^+ \mathbf{Y}$$

$\mathbf{W}^+$ est la pseudo-inverse de la matrice $\mathbf{W}$, tel que :

$$\mathbf{W}^+ = (\mathbf{W}^T \mathbf{W})^{-1} \mathbf{W}^T$$

3.2.5 Choix des entrées excitantes

Le choix des commandes à appliquer en entrée, appelées commandes ou trajectoires excitantes, est un problème très délicat. Il doit permettre, à partir des mesures, d'estimer des paramètres dont les niveaux d'influences sur le critère peuvent être très inégales. Dans le cas des modèle **LP**, on peut utiliser le conditionnement de la matrice $\mathbf{W}$ qui doit être le plus proche possible de 1, avec des valeurs singulières grandes [Gautier et Poignet, 2002].

Dans le contexte des expérimentations humaines pour l'identification des paramètres du modèle musculosquelettique, le choix des entrées excitantes est encore plus difficile face à la complexité des modèles physiologiques et aux contraintes expérimentales liées à la sécurité des patients.

Dans ce cas, ces trajectoires excitantes peuvent être choisies de manière intuitive en se basant sur la connaissance du comportement du système et du modèle considéré.

3.3 Estimation des paramètres anthropométriques

Les longueurs, les masses et les inerties des systèmes musculosquelettiques sont appelées paramètres anthropométriques. La mesure ou l'identification *in vivo* de ces paramètres peut s'avérer très difficile et complexe, en particulier à partir d'expérimentations non-invasives.

3.3. Estimation des paramètres anthropométriques

Des techniques d'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) [Eames *et al.*, 1997, Yuen et Orendurff, 2006] peuvent être utilisées pour l'estimation des longueurs et des masses des membres, mais elles nécessitent un temps relativement long et représentent un coût considérable [Bonnefoy *et al.*, 2007].

D'autres techniques, basées sur des mesures invasives cadavériques [Grieve et Pheasant, 1978], peuvent aussi être utilisées pour l'estimation de ces paramètres.

Des correspondances anthropométriques, obtenues à partir de mesures sur des échantillons de sujets, sont proposées dans [de Leva, 1996, Zatsiorsky et Seluyanov, 1983], et sont utilisées dans [Ferrarin *et al.*, 1996, Ferrarin et Pedotti, 2000, Stein *et al.*, 1996] pour l'estimation de la masse et du moment d'inertie de la jambe.

Une technique d'estimation des longueurs de muscles, basée sur les informations anthropométriques individuelles est proposée dans [Hawkins et Hull, 1990]. Cette méthode repose sur l'exploitation d'une équation de régression liant les longueurs normalisées de 16 muscles-tendons des membres inférieurs avec les angles des articulations qu'ils traversent.

Cette équation de régression (équation (3.4)) est une fonction polynomiale à 5 paramètres (C_i , $i = 0, \dots, 4$), établie pour chaque muscle [Hawkins et Hull, 1990] :

$$L_{MT} = C_0 + C_1\varphi + C_2\theta + C_3\theta^2 + C_4\gamma \quad (3.4)$$

Où L_{MT} est la longueur du muscle-tendon normalisée par rapport à la longueur du membre qui supporte le muscle. Les angles φ , β et γ représentent respectivement les angles en degrés de la hanche, du genou et de la cheville tels qu'ils sont schématisés sur la figure 3.3. Les longueurs de muscles, spécifiques à chaque sujet, peuvent ainsi être obtenues à

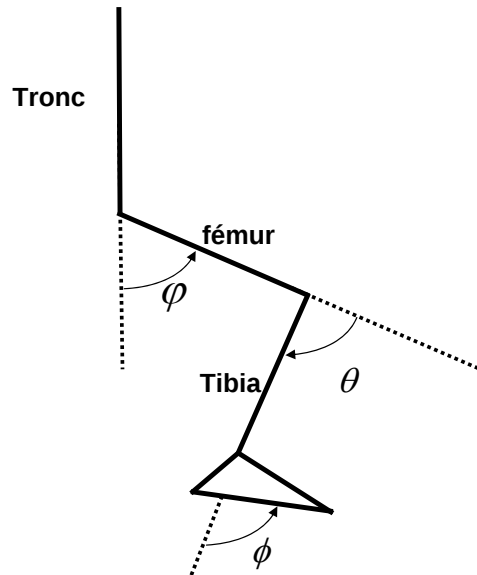


Figure 3.3 - Définition des angles de l'équation de régression de Hawkins [Hawkins et Hull, 1990].

partir de cette équation de régression normalisée (3.4) et des mesures anthropométriques des longueurs de membres [de Leva, 1996].

3.4 Protocoles d'identification des paramètres mécaniques de l'articulation

3.4.1 Couple d'élasticité articulaire du genou

Dans l'équation dynamique du mouvement (Eq. 2.3), le couple d'élasticité articulaire du genou T_e correspond à l'élasticité passive de tous les muscles-tendons autour du genou, regroupant les effets des couples musculaires passifs, qui sont fortement non-linéaires d'après [Zajac, 1989]. Ce couple élastique est considéré non-linéaire dans quelques travaux, alors qu'il est pris linéaire dans d'autres, comme souligné ci-dessous.

Dans les travaux de [Hatze, 1975, Franken *et al.*, 1993, Franken *et al.*, 1995, Ferrarin *et al.*, 1996, Ferrarin et Pedotti, 2000], ce couple d'élasticité T_e est considéré non-linéaire par rapport aux angles articulaires du genou θ .

Dans [Ferrarin *et al.*, 1996, Ferrarin et Pedotti, 2000], il s'exprime par la relation exponentielle suivante :

$$T_e = -\lambda(\theta_r - \theta) \exp(-E\theta) \quad (3.5)$$

Où θ est l'angle articulaire du genou et θ_r l'angle de la position de repos de ce couple. λ et E sont des constantes.

Dans [Franken *et al.*, 1993, Franken *et al.*, 1995], il est défini par la relation :

$$T_e = K\theta - k_1(\exp(-k_2\theta) - 1) + k_3(\exp(-k_4\theta) - 1) \quad (3.6)$$

Où, K et $k_1 \dots k_4$ sont des paramètres constants.

Ce couple d'élasticité T_e peut être calculé linéairement par rapport à l'angle articulaire comme dans [Lin et Rymer, 1991, Scheiner *et al.*, 1993] :

$$T_e = -K_e\theta$$

où K_e est la raideur articulaire.

[Lin et Rymer, 1991, Scheiner *et al.*, 1993, Chizeck *et al.*, 1999] supposent qu'ils travaillent avec une approximation autour de petits déplacements angulaires, de telle sorte que $\sin(\theta) \approx \theta$. Ceci a permis de regrouper la gravité et l'élasticité sous une forme de type $K\theta$, où $K = M g L_{og} + K_e$. M étant la masse de la jambe, L_{og} la distance entre le centre de rotation de l'articulation et le centre de gravité de la jambe et g l'accélération de la gravité. Ce regroupement du couple de gravité et d'élasticité dans un seul et même couple est lié à la difficulté d'une mesure séparable de ces deux couples pour des petits déplacements angulaires [Franken *et al.*, 1993].

Cependant, les travaux présentés dans [Stein *et al.*, 1996] font une analyse approfondie de ce couple regroupant le couple gravité et le couple élasticité en mettant en avant les limites de cette approche dans le cas où le sujet est debout, et où la jambe est à proximité de l'extension maximale.

3.4.2 Protocoles d'identification

Différents protocoles d'identification des paramètres de l'équation dynamique du mouvement (Eq. 2.3) ont été mis en place selon le type de modèle considéré. Dans la plupart de ces travaux, l'identification des paramètres mécaniques d'une articulation est faite en conditions passives sans activation musculaire. Ceci permet de limiter la fatigue et de

réduire le modèle de l'articulation actionné par les muscles à un modèle de l'articulation seule plus facile à identifier.

Dans la majorité des travaux, le test du pendule passif est utilisé pour obtenir les paramètres mécaniques de l'articulation du genou [Lin et Rymer, 1991, Scheiner *et al.*, 1993, Franken *et al.*, 1993, Ferrarin *et al.*, 1996, Stein *et al.*, 1996, Chizeck *et al.*, 1999, Ferrarin et Pedotti, 2000].

Ce test consiste à lâcher la jambe à partir de différentes positions angulaires, et à mesurer les données cinématiques angulaires des mouvements oscillatoires amortis engendrés comme illustré sur la figure 3.4. Les résultats présentés sur cette figure sont obtenus à partir des expérimentations que nous avons menées sur le blessé médullaire et présenté en §4.5.2.

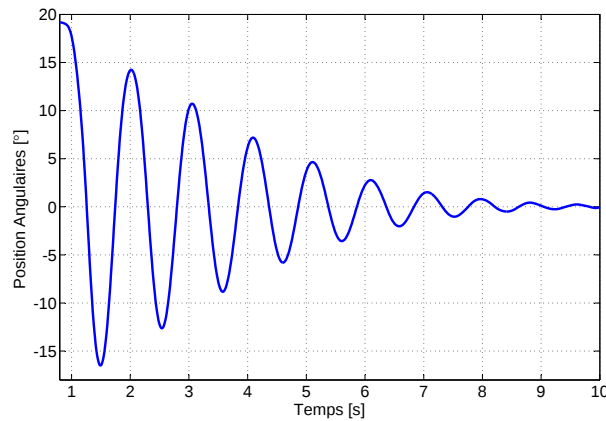


Figure 3.4 - Exemple de la réponse du système au test du pendule passif (obtenue à partir de nos expérimentations présentées en §4.5.2)

Dans [Lin et Rymer, 1991], la réponse libre du système (figure 3.4) est assimilée à la réponse d'un système du second ordre, pour lequel le paramètre de viscosité B et le paramètre $K = M g L_{og} + K_e$, regroupant la gravité et l'élasticité, sont estimés à partir de la détermination du taux d'amortissement ζ et de la pulsation propre ω_n selon les formules suivantes :

$$\zeta = \sqrt{\frac{(\ln D)^2}{4\pi^2 + (\ln D)^2}} \quad (3.7)$$

$$\omega_n = \frac{2\pi}{T} \quad (3.8)$$

Où, D est le taux de décroissance entre deux sommets successifs et T la période du mouvement.

Pour le moment d'inertie, Lin et Rymer [Lin et Rymer, 1991] ont proposé d'ajouter une masse à la jambe dont le moment d'inertie par rapport au centre du genou est connue avec précision et à comparer les deux mouvements passifs de la jambe avec et sans cette masse additionnelle.

Dans [Stein *et al.*, 1996], le couple de *gravité+élasticité* est mesuré grâce à un test de traction (*pull test*) de la jambe. Dans ce test, un couple extérieur connu est appliqué générant une extension et une flexion de la jambe à une vitesse très faible afin de minimiser les effets liés au moment d'inertie J et au coefficient de viscosité B . Ces protocoles d'identification exploitent tous des mesures articulaires du genou comme décrit dans le paragraphe suivant.

3.4.3 Acquisition et traitement des données

Les mesures angulaires pour l'identification des paramètres mécaniques de l'articulation sont obtenues dans [Lin et Rymer, 1991, Scheiner *et al.*, 1993, Stein *et al.*, 1996, Ferrarin et Pedotti, 2000] à partir d'électrogoniomètres fixés au niveau de l'articulation du genou.

Les accélérations angulaires de la jambe sont déduites, dans [Franken *et al.*, 1993, Chizeck *et al.*, 1999], à partir des mesures de deux accéléromètres, placés à deux points de la jambe dont la distance est connue avec précision.

Dans [Stein *et al.*, 1996], les mesures angulaires ainsi obtenues sont filtrées à travers un filtre passe-bas à 30Hz .

3.5 Protocoles d'identification de la relation force-longueur active

La relation force-longueur active, décrite au §2.6.2, traduit la relation qui existe entre la force active maximale de l'élément contractile et sa longueur.

Les difficultés liées à l'estimation des forces à partir de couples mesurés et à l'estimation des longueurs musculaires à partir des angles articulaires conduisent souvent la relation force-longueur vers des variantes telles qu'une relation force-angle dans [Perumal *et al.*, 2002, Delp, 1990] ou bien une relation couple-angle dans [Franken *et al.*, 1995, Chizeck *et al.*, 1999, Ferrarin *et al.*, 2001].

Dans la plupart des travaux [Durfee et Palmer, 1994, Shue *et al.*, 1995, Riener *et al.*, 2000, Makssoud, 2005], l'identification de la relation force-longueur active est faite à partir des mesures directes des forces ou des couples, obtenues pour différentes longueurs fixées de l'actionneur musculaire et en mode isométrique.

Toutefois, lors des mesures en condition isométrique le problème concernant la séparation entre l'élément série (tendon) et l'élément contractile (muscle) et décrit dans le §2.6.2 demeure entier comme souligné dans [Durfee et Palmer, 1994]

En effet, un fonctionnement isométrique de l'ensemble muscle-tendon ne correspond pas forcément à un fonctionnement isométrique du muscle (partie contractile). Deux méthodes sont alors considérées.

La première méthode consiste à choisir une relation force-longueur active de l'ensemble muscle-tendon, qui décrit une relation entre les forces actives développées par l'actionneur muscle-tendon et sa longueur, ce qui permet d'éviter le problème de la séparation entre le muscle et le tendon.

La deuxième méthode est basée sur la caractéristique de la raideur du tendon par rapport à celle du muscle activé (§2.5.1). En effet, d'après [Zajac, 1989], soumis à la force musculaire isométrique maximale, le tendon s'allonge de 3.3% par rapport à sa longueur de repos, alors que le muscle (**EC**) peut se raccourcir jusqu'à 50% . Considérant cette différence importante des allongements des deux éléments de l'ensemble muscle-tendon, l'élément série est souvent assimilé à un élément dont la raideur est infinie [Durfee et Palmer, 1994, Riener et Quintern, 1997, Chang *et al.*, 1999, Sapia *et al.*, 2005], en reportant ainsi la totalité du changement de la longueur du muscle-tendon sur la longueur du muscle (**EC**). Cette deuxième solution est en réalité équivalente à la première car elle consiste à regrouper l'ensemble muscle-tendon en considérant l'élément série comme un simple élément rigide [Durfee et Palmer, 1994].

L'identification de la relation force-longueur active de l'ensemble muscle-tendon peut aussi être faite à partir de mesures en fonctionnement dynamique comme proposé dans [Franken *et al.*, 1995, Chizeck *et al.*, 1999]. Cependant, les auteurs dans [Chizeck *et al.*, 1999] soulignent l'impossibilité d'une mesure directe du couple musculaire et font, par conséquent, une estimation de celui-ci à partir de la mesure des angles et des accélérations de la jambe en utilisant un modèle dynamique inverse.

3.6 Protocoles d'identification de la fonction de recrutement

La fonction de recrutement des unités motrices sous FES décrit la relation (non-linéaire) statique entre le niveau de stimulation électrique appliquée au muscle et le pourcentage α des unités motrices recrutées (§2.4.1).

La fonction de recrutement est généralement identifiée à partir de mesures des forces en mode isométrique [Crago *et al.*, 1980, Durfee et MacLean, 1989, Levy *et al.*, 1990, Veltink *et al.*, 1992, Riener *et al.*, 1996a, Ferrarin *et al.*, 2001, Makssoud, 2005].

Dans [Durfee et MacLean, 1989, Veltink *et al.*, 1992], cette fonction est d'ailleurs désignée sous la terminologie fonction de recrutement isométrique (ou **IRC** pour *Iso-metric Recruitment Curve*). Le choix de ce mode de fonctionnement vient du fait que le mode isométrique permet la mesure directe de la force et évite de faire intervenir la relation force-longueur dans le modèle.

Il a été montré dans [Crago *et al.*, 1980, Levy *et al.*, 1990] que la fonction de recrutement normalisée est indépendante de la longueur choisie du muscle lors des mesures en condition isométrique. Dans les travaux de [Crago *et al.*, 1980] sur le muscle animal, les fonctions de recrutement, obtenues pour différentes longueurs du muscle mettent en avant une très faible dépendance entre la fonction de recrutement normalisée et la longueur du muscle. Néanmoins, dans tous les protocoles d'identification de la fonction de recrutement du muscle animal isolé [Crago *et al.*, 1980, Durfee et MacLean, 1989, Veltink *et al.*, 1992, Makssoud, 2005] la longueur du muscle est fixée à sa longueur de repos, qui correspond le plus souvent à sa longueur optimale (§2.6.2).

Dans [Levy *et al.*, 1990], les fonctions de recrutement sont obtenues, à travers une stimulation de surface, en conditions isométriques pour quatre positions angulaires différentes du genou, c'est à dire quatre longueurs différentes du muscle. Les quatre fonctions de recrutements obtenues dans [Levy *et al.*, 1990] mettent également en évidence l'indépendance entre la fonction de recrutement et la longueur du muscle.

Usuellement, le taux de recrutement α est souvent obtenu à partir d'une normalisation des forces actives isométriques, mesurées à l'état d'équilibre sous stimulation croissante par pallier. Ceci rejoint la définition même de la fonction de recrutement donnée par [Crago *et al.*, 1980] et [Shue *et al.*, 1995]. Cette méthode de détermination de la fonction de recrutement [Crago *et al.*, 1980, Durfee et MacLean, 1989, Veltink *et al.*, 1992], qui est la plus courante, est connue sous le nom de *steady-state step response* [Durfee et MacLean, 1989].

En effet, en conditions isométriques, les modèles de muscles sont souvent assimilés à une structure de Hammerstein [Durfee et MacLean, 1989, Chia *et al.*, 1991]. Cette structure se résume à un modèle statique non-linéaire, représentant la fonction de recrutement, suivie d'un modèle dynamique linéaire représentant la mécanique du muscle en condition isométrique. Ainsi, grâce à la linéarité de la partie mécanique du muscle, une normalisation

des forces de sortie permet d'obtenir les taux de recrutement.

Trois autres protocoles d'identification des paramètres de la fonction de recrutement en condition isométrique sont décrits et testés dans [Durfée et MacLean, 1989] :

- Méthode *Peak Impulse Response*. Dans cette méthode, les réponses impulsionnelles maximales du muscle soumis à des impulsions de stimulation isolées sont mesurées. La fonction de recrutement est obtenue à partir de la relation entre ces réponses impulsionnelles musculaires et les niveaux des impulsions de stimulation. Cette méthode rapide, et dont les mesures sont discrètes, induit peu de fatigue pour le muscle.
- Méthode *Ramp Deconvolution*. Dans cette méthode, l'entrée de stimulation se présente sous forme d'une rampe continue des niveaux stimulation. Le profil de force mesurée permet d'obtenir la fonction de recrutement à travers une technique de déconvolution.
- Méthode *Stochastic Iteration*. Les réponses du muscle soumis à des entrées de stimulation stochastiques sont mesurées en continu et utilisées dans une procédure d'identification itérative. Cette méthode nécessite une longue période de stimulation continue induisant de la fatigue.

La fonction de recrutement peut être également identifiée en mode dynamique en utilisant les données articulaires. Dans l'un de nos travaux [Benoussaad *et al.*, 2009a], la fonction de recrutement du muscle quadriceps a été identifiée à partir des mesures articulaires du genou chez un sujet dont le système FES est implanté dans le cadre du projet SUAW [Guiraud *et al.*, 2006].

3.7 Protocoles d'identification des paramètres mécaniques du muscle

Les paramètres mécaniques de l'actionneur musculaire correspondent à la raideur de l'élément série k_s et à la raideur maximale isométrique de l'élément contractile K_{cm} des éléments du modèle mécanique du muscle décrit en §2.5. La force maximale isométrique de l'élément contractile F_{cm} , dont le lien avec K_{cm} sera discuté plus loin, est également identifié dans cette partie.

La force isométrique maximale peut être mesurée directement en augmentant les niveaux de stimulation jusqu'à l'obtention d'une saturation de la force qui correspond au recrutement de toutes les unités motrices.

La raideur de l'élément série et la raideur maximale de l'élément contractile sont très rarement explicitées dans les modèles musculosquelettiques existants. De plus, dans la plupart de ces modèles, les éléments série et contractile ne constituent qu'un seul et même élément actif dont la raideur n'est pas considérée [Veltink *et al.*, 1992, Durfee et Palmer, 1994, Franken *et al.*, 1995, Riener et Quintern, 1997, Chizeck *et al.*, 1999, Chang *et al.*, 1999, Sapió *et al.*, 2005].

Dans [Makssoud, 2005, Hayashibe *et al.*, 2008] la raideur k_s est obtenue à partir de la pente de la relation force-longueur passive (sans stimulation du muscle) dans le cadre d'un modèle du muscle avec masse. Cependant, dans le contexte du modèle de Hill à trois composantes (figure 2.8), le paramètre k_s représente une composante dont l'existence est liée à l'activation de l'élément contractile selon l'équation (2.12).

Ainsi, très peu de travaux identifient clairement et séparément la raideur de l'élément série et la raideur maximale de l'élément contractile. Dans [Morgan, 1977], une fonction

linéaire de la raideur de l'ensemble muscle-tendon est obtenue à partir de mesures des forces actives en condition isométrique suivi d'un étirement court et rapide de l'ensemble muscle-tendon. À partir d'un modèle linéaire de la compliance (inverse de la raideur) de l'ensemble muscle-tendon, une estimation séparée de la raideur passive du tendon et de la raideur maximale active du muscle est obtenue chez les muscles soléaires isolés de chats.

Cette technique de séparation des deux raideurs a été reprise dans [Cook et McDonagh, 1996] chez l'humain valide au niveau du premier muscle inter-osseux dorsal de la main. Les forces actives sont également obtenues en condition isométrique suivi d'un étirement court et rapide de l'ensemble muscle-tendon.

Ces protocoles d'identification des raideurs du muscle-tendon proposés dans [Morgan, 1977, Cook et McDonagh, 1996] dans le cas du muscle animal isolé et du muscle humain valide sont cependant très difficiles à mettre en place pour les patients blessés médullaires car ils impliquent un taux important de fatigue sous une stimulation téтанisante. De plus, le déplacement court et rapide pour l'estimation de la raideur présente un risque important pour les patients dont la structure osseuse est souvent fragilisée par les effets de la blessure médullaire.

Dans cette thèse, nous avons choisi de définir un nouveau protocole expérimental d'identification de ces raideurs adapté aux patients blessés médullaires. Ce protocole expérimental, assurant la sécurité des patients et tenant compte des spécificités du modèle que nous utilisons, est décrit dans §3.8.

3.8 Définition d'un protocole expérimental pour l'identification des paramètres du système musculosquelettique

À partir des hypothèses faites pour le modèle musculosquelettique défini au chapitre 2 et de l'état de l'art des protocoles d'identification qui vient d'être présentés, nous avons défini un protocole complet d'identification qui a été exploité dans le cadre d'une étude menée sur dix patients blessés médullaires. Ce protocole expérimental ainsi que les résultats obtenus feront l'objet du chapitre 4. Mais avant cela, nous résumons ce protocole qui est défini en cinq étapes :

- **Étape 1** : L'estimation des longueurs, des masses et des inerties des membres. Pour cela, nous avons utilisé les correspondances anthropométriques définies dans [de Leva, 1996] pour l'estimation des longueurs des membres. La formulation géométrique de la longueur du muscle est obtenue à partir de l'équation normalisée de Hawkins [Hawkins et Hull, 1990] et de l'estimation de la longueur du fémur à partir de [de Leva, 1996] (§3.3). Par contre, cette règle ne peut pas être utilisée pour l'estimation des masses et des inerties car elles peuvent être affectées par une réduction de la masse musculaire due à une atrophie musculaire importante chez les blessés médullaires.
- **Étape 2** : La masse de la jambe étant difficile à obtenir à partir des correspondances anthropométriques, et à cause de la difficulté d'une mesure séparable des deux couples de gravité et d'élasticité pour des petits déplacements de la jambe [Franken *et al.*, 1993], nous avons opté pour le regroupement du couple de gravité et d'élasticité [Stein *et al.*, 1996] dans un même couple. Dans ce protocole, les couples statiques passifs qu'engendre le membre sans stimulation sont mesurés à différentes positions articulaires. Ainsi, les effets liés au moment d'inertie J et à la viscosité

sont nuls. L'inertie du membre et le paramètre de viscosité de l'articulation sont obtenues à partir du test du pendule passif.

- **Étape 3** : Pour les paramètres de la relation force-longueur active, nous avons choisi une mesure en mode isométrique. La mesure en condition isométrique de l'élément contractile seul (muscle) étant impossible à réaliser, nous avons considéré que la raideur de l'élément série (tendon) est infiniment grande par rapport à celle de l'élément contractile [Durfee et Palmer, 1994, Riener et Quintern, 1997, Chang *et al.*, 1999, Sapiro *et al.*, 2005]. Pour cela, nous avons appliqué au muscle des stimulations largement inférieures à la stimulation maximale, ce qui conduit à une raideur active du muscle nettement inférieure à celle du tendon, mais permet toutefois d'identifier la relation force-longueur normalisée supposée indépendante du niveau d'activation. L'hypothèse d'une raideur infinie de l'élément série est temporaire et liée à l'étape d'identification des paramètres de la relation force-longueur. Ainsi, l'élément série reste présent dans le modèle mécanique du muscle exposé au §2.5 et n'est pas remplacé par un élément rigide comme dans [Durfee et Palmer, 1994]. La relation force-longueur active de l'élément contractile peut être exprimée en fonction des longueurs du muscle-tendon en se basant sur :

1. l'hypothèse de la raideur infinie de l'élément série, en reportant le changement de la longueur du muscle-tendon sur la longueur du muscle,
2. la proportion physiologiques entre la longueur de repos de l'éléments contractile et celle du muscle-tendon, extraites des données de la littérature [Delp, 1990].

Les forces contractiles actives sont égales aux forces développées par le muscle-tendon (Eq. 2.12), et peuvent être directement déduites des couples mesurés à travers un bras de levier constant.

Les longueurs du muscle-tendon sont obtenues à partir des angles articulaires en utilisant les estimations anthropométriques (§3.3).

- **Étape 4** : Pour les paramètres PW_{th} , c_1 , c_2 et c_3 de la fonction de recrutement (Eq. 2.7), nous avons également opté pour une mesure en mode isométrique. Afin d'éviter l'interaction entre le modèle dynamique du muscle et le modèle statique de la fonction de recrutement, nous exploitons les mesures des couples obtenues à l'état d'équilibre lors de stimulation croissante par pallier. Bien que la fonction de recrutement soit indépendante de la longueur du muscle et donc de la position articulaire, nous avons choisi la position dite optimale qui correspond à la position pour laquelle la force est maximale, obtenue lors du protocole d'identification précédent.
- **Étape 5** : Pour les paramètres mécaniques du muscle, nous avons utilisé des mesures obtenues en mode isométriques pour l'estimation de F_{cm} et K_{cm} ainsi que des mesures obtenues en mode dynamique pour l'estimation de k_s .

F_{cm} est estimée à partir de la zone de saturation de la fonction de recrutement identifiée qui correspond au recrutement de toutes les unités motrices.

K_{cm} est estimée à partir de F_{cm} de façon proportionnelle selon l'équation (2.20).

La raideur de l'élément série k_s est estimée à partir des mesures articulaires en mode dynamique de la jambe engendrées par la stimulation du muscle quadriceps. Ce protocole, jamais utilisé, à notre connaissance, pour l'identification de la raideur de l'élément série est notre première contribution. Il tient compte des contraintes de la fragilité osseuse chez les blessés médullaires et réduit les risques liés à la contrainte mécanique du mode isométrique à des niveaux de stimulation élevés.

Les résultats de l'application de ce protocole et de la validation croisée appliqué chez le blessé médullaire ont fait l'objet d'une publication [Benoussaad *et al.*, 2009b] dans *31st*

Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2009 (EMBC 2009) et d'une soumission [Hayashibe *et al.*, 2010] à 2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation (**ICRA2010**).

3.9 Comparaison et choix entre les modèles du muscle

La modélisation d'un système donné permet, non seulement, la description de son comportement entrée-sortie, mais aussi d'exposer explicitement le niveau de connaissance qu'on a de ce système. Ainsi, le choix d'un modèle constitue souvent une tâche importante et complexe, amenant à faire un compromis entre, un modèle trop simple pour tenir compte de détails importants pour l'application visée et pouvant conduire à une vision insuffisamment précise du comportement, et à l'opposé, un modèle trop complexe, dont les capacités sont difficilement exploitables, à cause des difficultés qu'il engendre en terme d'identification des paramètres et de compréhension d'un nombre trop élevé de variables d'état. Ces difficultés sont d'autant plus prononcées dans le cadre des systèmes biologiques combinant différents niveaux (macroscopiques et microscopiques) de description physiologique.

Dans le cadre des systèmes musculosquelettiques, les principales différences de complexité entre les modèles, rencontrés dans la littérature, concernent le modèle du muscle et plus particulièrement la partie contractile (§2.6). Une comparaison entre des modèles de différentes complexités (boîte noire, Hill et Huxley) est faite dans [Winters et Stark, 1987], démontrant une bonne caractérisation du modèle de Hill pour tous les types de mouvements fondamentaux humains. Cependant, dans ce travail, la comparaison avec le modèle de Huxley n'est basée sur aucun résultat expérimental. En effet, dans [Winters et Stark, 1987], ce modèle est jugé trop complexe pour caractériser le muscle humain en condition non-invasive et par conséquent inadapté à la modélisation du système musculosquelettique humain.

Une autre comparaison du modèle de Hill, est faite dans [Raikova et Aladjov, 2005] en dynamique et à différents points de vue, avec un modèle d'unité motrices indépendantes qu'ils ont développé. Cependant, ces résultats obtenus en simulation ne sont accompagnés d'aucun résultat expérimental.

Ainsi, une autre contribution de notre travail, développée en §4.10, concerne la comparaison du modèle que nous utilisons et exposé au chapitre 2, avec le modèle très répandu de Hill à travers les résultats des validations croisées des deux modèles en mode dynamique.

3.10 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté un état de l'art des protocoles d'identification des paramètres des systèmes musculosquelettiques sous stimulation électrique fonctionnelle.

Une attention particulière est accordée aux protocoles expérimentaux humains. Cependant les protocoles concernant le muscle animal isolé ont été aussi exploités.

Les protocoles appliqués aux sujets valides ne sont pas toujours transposables dans le contexte des blessés médullaires qui présentent des spécificités liées à :

- la fragilité de leur système osseux,
- l'apparition rapide du phénomène fatigue due à la conversion des fibres lentes en fibres rapides,

- la diminution des forces due à l'atrophie musculaire et au degré très variable d'activité physique.

Dans ce chapitre nous avons défini un protocole expérimental d'identification appliqué dans le cadre d'une étude menée sur 10 patients blessés médullaires. Les détails de ce protocole, qui a reçu l'avis favorable du comité de protection des personnes (CPP), et les résultats expérimentaux obtenus seront présentés au chapitre 4.

Chapitre 4

Identification des paramètres du modèle et validation expérimentale chez le blessé médullaire

Sommaire

4.1	Introduction	67
4.2	Synthèse des paramètres identifiés	68
4.2.1	Paramètres identifiés au niveau de l'articulation	69
4.2.2	Paramètres identifiés au niveau de l'actionneur musculaire	69
4.3	Contexte expérimental	69
4.3.1	Informations concernant les sujets	70
4.3.2	Organisation générale de l'expérimentation	70
4.3.3	Séquences de stimulation appliquées	72
4.4	Estimation des paramètres géométriques	73
4.5	Identification des paramètres mécaniques de l'articulation	74
4.5.1	Test des couples statiques	74
4.5.2	Test du pendule passif	75
4.5.3	Résultats d'identification et discussion	77
4.6	Identification de la relation force-longueur active	79
4.6.1	Protocole d'identification	79
4.6.2	Résultats d'identification et discussion	79
4.7	Identification de la fonction de recrutement	82
4.7.1	Protocole d'identification	82
4.7.2	Résultats d'identification et discussion	82
4.8	Identification des paramètres mécaniques de l'actionneur musculaire	84
4.8.1	Protocole d'identification	84
4.8.2	Résultats d'identification et validation directe	85
4.9	Validation expérimentale croisée	88
4.9.1	Validation croisée en conditions isométriques	88
4.9.2	Validation croisée en conditions dynamiques	89
4.10	Comparaison expérimentale avec un modèle de Hill	91
4.10.1	Identification des paramètres du modèle de Hill	91
4.10.2	Discussion	92
4.11	Conclusion	93

4.1 Introduction

L'identification des paramètres des systèmes musculosquelettiques humains sous FES nécessite la mise en place d'un protocole expérimental précis, permettant d'obtenir des

mesures pertinentes pour l'identification des paramètres, tout en assurant la sécurité des patients en conditions non-invasives.

Nous avons donc établi un protocole expérimental à partir des différents protocoles existants dans la littérature et des choix discutés dans §3.8. Ce protocole est mené sur dix sujets blessés médullaires, dans le cadre d'une étude (Annexe B) acceptée et validée par le comité de protection des personnes (**CPP**).

Dans le cadre de cette thèse, l'accent est mis sur l'articulation du genou actionnée par deux groupes de muscles antagonistes qui sont les quadriceps et les ischio-jambiers. Le modèle de ce système, regroupant les aspects biomécaniques de l'articulation, ainsi que les aspects physiologiques et biomécaniques des actionneurs musculaires est celui décrit dans le chapitre 2.

Dans le cadre de ce protocole, nous avons, dans un premier temps, réduit le nombre d'actionneurs à un seul : le quadriceps, ce qui revient à annuler dans le modèle le couple musculaire actif des ischio-jambiers. Ce choix, fait dans divers travaux [Chang *et al.*, 1997, Chizeck *et al.*, 1999, Ferrarin *et al.*, 2001, Franken *et al.*, 1995], est motivé par le rôle fondamental des extenseurs du genou lors des principales activités fonctionnelles telles que le maintien de la posture, le transfert et la déambulation [Ferrarin et Pedotti, 2000], mais également par les forces élevées du quadriceps, comparées à celle de son antagoniste ischio-jambiers, qui sont souvent faibles chez les blessés médullaires, surtout en l'absence d'entraînements suffisants.

Nous commençons ce chapitre par une présentation succincte des paramètres identifiés du système composé de la jambe articulée autour du genou et du quadriceps (§4.2) suivie d'une description du contexte expérimental global (§4.3). Le protocole d'identification des paramètres du système *quadriceps-jambe*¹, ainsi que les résultats expérimentaux obtenus chez les blessés médullaires, en conditions isométriques et dynamiques, sont décrits à travers :

- l'estimation des paramètres géométriques dans le §4.4,
- l'identification des paramètres mécaniques de l'articulation dans le §4.5,
- l'identification de la relation force-longueur active dans le §4.6,
- l'identification de la fonction de recrutement dans le §4.7,
- l'identification des paramètres mécaniques du muscle dans le §4.8.

Les validations expérimentales croisées du modèle quadriceps-jambe en conditions isométriques et dynamiques sont présentées et discutées dans §4.9.

Dans le §4.10, nous discutons du choix du modèle du muscle à travers une comparaison les résultats des validations croisées en mode dynamique de notre modèle avec ceux d'un modèle de type Hill, identifiés pour le même sujet et à partir des mêmes données mesurées.

Nous concluons ce chapitre (§4.11) par un bilan des résultats, une discussion du choix de modèle du muscle et des perspectives.

4.2 Synthèse des paramètres identifiés

Les paramètres identifiés du modèle (équation (2.22)) du système quadriceps-jambe sont classés selon deux niveaux :

1. le niveau de l'articulation du genou,
2. le niveau de l'actionneur musculaire quadriceps.

1. Voir *Notations et conventions* pour la définition de ce système

Cette organisation est intéressante car elle permet d'identifier chaque muscle indépendamment des autres et indépendamment de l'articulation. Ceci permet de réutiliser les paramètres déjà identifiés d'un système quadriceps-jambe dans un système plus complet de la jambe.

4.2.1 Paramètres identifiés au niveau de l'articulation

Les paramètres identifiés de l'articulation du genou regroupent les paramètres biomécaniques de l'équation (2.3) :

J moment d'inertie de la jambe

B coefficient du couple de frottement visqueux

Paramètres du modèle du couple regroupant les couples non-linéaires de gravité et d'élasticité

4.2.2 Paramètres identifiés au niveau de l'actionneur musculaire

Les paramètres identifiés du modèle de l'actionneur musculaire quadriceps (figure 2.3) sont :

r_1 bras de levier de la force musculaire du quadriceps, ou rayon de la poulie (figure 2.2)

L_1^{ext} longueur de l'ensemble muscle-tendon quadriceps (Eq. 2.1) en extension maximale de la jambe ($\theta = 0^\circ$)

b paramètre de forme de la relation force-longueur active (Eq. 2.19)

L_{c0} longueur de repos de l'élément contractile (Eq. 2.10), qui est aussi sa longueur optimale (pour laquelle la force est maximale)

L_0 longueur de repos de l'ensemble muscle-tendon (Eq. 2.10)

$c1, c2, c3$ paramètres de la fonction de recrutement sigmoïde (Eq. 2.7)

PW_{th} seuil de la fonction de recrutement

F_{cm} force isométrique maximale de l'élément contractile (**EC**)

K_{cm} raideur maximale de l'élément contractile (**EC**)

k_s raideur de l'élément série (**ES**)

4.3 Contexte expérimental

Les expérimentations ont été conduites au Centre Mutualiste PROPARGA de Montpellier. Dix sujets masculins, ayant un déficit moteur et sensitif complet sous-lésionnel (Tableau 1.2) et présentant tous les critères d'inclusion définis dans le protocole approuvé par le **CPP**, ont participé à cette étude après avoir donné leur consentement écrit, éclairé et signé.

Les expérimentations ont été faites en présence d'un kinésithérapeute dont le rôle principal est de veiller à la sécurité des sujets.

4.3.1 Informations concernant les sujets

Les informations générales, telles que le niveau lésionnel et la durée post-lésionnelle concernant les sujets qui ont participé à ce protocole sont résumées dans le Tableau 4.1. Dans ce tableau, chaque sujet est désigné par ses initiales qui correspondent à celles qui lui sont attribuées dans son carnet d'observation imposé par le **CPP** (Annexe B).

Tableau 4.1 - *Caractéristiques des sujets participant à l'étude*

Numéro du sujet	désignation du sujet	Âge (ans)	Poids (kg)	Taille (m)	Niveau lésionnel	Durée post-lésionnelle (ans)
1	FG	27	64	1.92	T4	3
2	BP	46	85.6	1.75	T4	14
3	LT	37	72	1.75	T6	12
4	BD	46	94	1.88	T10	14
5	AL	38	65	1.8	T6	12
6	FC	34	50	1.69	T6	5
7	AV	23	54	1.72	C7	2.5
9	PC	22	62.7	1.91	C5	1
10	MM	48	75	1.75	T6	19

Les sujets ont été répartis en deux groupes :

- Le premier groupe, constitué des sujets 1 à 5, a été inclus dans le protocole d'identification des paramètres.
- Le deuxième groupe, constitué des sujets 6 à 10, a été inclus dans le protocole d'identification des paramètres ainsi que dans le protocole de synthèse des séquences de stimulation (abordé au chapitre 5).

Les toutes premières expérimentations ont été menées sur les sujets 1 et 2, et ont permis d'améliorer et d'affiner le protocole d'identification. Les résultats obtenus pour ces deux sujets étant incomplets, ils ne seront pas présentés par la suite. Les informations concernant le sujet 8 ne sont pas présentées car ses réponses musculaires ne sont pas exploitables et reflète une forte présence de contractures (actions réflexes).

4.3.2 Organisation générale de l'expérimentation

Le protocole est constitué de sept visites différentes effectuées dans l'ordre suivant :

- **V0** : Visite d'inclusion
- **V1** : Cartographie musculaire par stimulation de surface
- **V2-V5** : Quatre séances d'électrostimulation pour l'entraînement des muscles
- **V6** : Séance de stimulation et de mesures pour l'identification des paramètres et la validation expérimentale (protocole et résultats décrits au chapitre 4)
- **V7** : Application des résultats de la synthèse des séquences de stimulation (protocole et résultats décrits au chapitre 5), pour le deuxième groupe de sujet.

Le détail complet de chaque visite est donné en Annexe B. Les visites sont faites à différents jours successifs, sauf pour les visites *V0* et *V1* qui ont été souvent effectuées la même journée.

Durant toutes les expérimentations décrites au cours de ce chapitre (séance **V6**), les sujets sont assis de telle sorte que leur tronc est vertical et perpendiculaire à la cuisse (figure 4.1).



Figure 4.1 - *Situation des patients durant les expérimentations*

Chaque étape du protocole d'identification et ses résultats est détaillée et discutée par la suite. Des mesures en conditions isométriques et dynamiques sont, selon le cas, les forces musculaires ou les angles articulaires. Pour chaque sujet, le protocole a été appliqué sur les deux jambes gauche et droite.

Des mesures électromyographiques (EMG) sont également enregistrées sur les deux groupes de muscles agonistes et antagonistes. Ces mesures ont servi, dans cette étude, à synchroniser la stimulation par rapport aux mesures des forces, à détecter d'éventuelles actions réflexes en l'absence de stimulation ou à évaluer le niveau d'activation des autres muscles non visés par la stimulation, du fait d'une mauvaise sélectivité des électrodes de surface (problème de diffusion).

L'appareillage de stimulation, d'acquisition et d'instrumentation est décrit en Annexe A et illustré dans le contexte expérimental global sur la figure 4.2. Cet équipement est constitué de :

- Un stimulateur de surface **PROSTIM**, pour la stimulation du quadriceps
- Une chaise de mesure isocinétique de *BIODEX*¹, pour l'installation du patient et la mesures en conditions isométriques
- Un système d'acquisition **MP100** et ses isolateurs électriques **INISO** de *BIOPAC*², pour l'acquisition des mesures des couples, des angles en mode isométrique et des signaux **EMG**
- Un électrogoniomètre et son système d'acquisition **DataLINK** de *BIOMETRICS*³ pour la mesure des angles articulaires en mode dynamique de la jambe.
- Un oscilloscope **WaveSurfer 400** de *LeCroy*, pour l'acquisition du signal de stimulation à partir du stimulateur **PROSTIM**

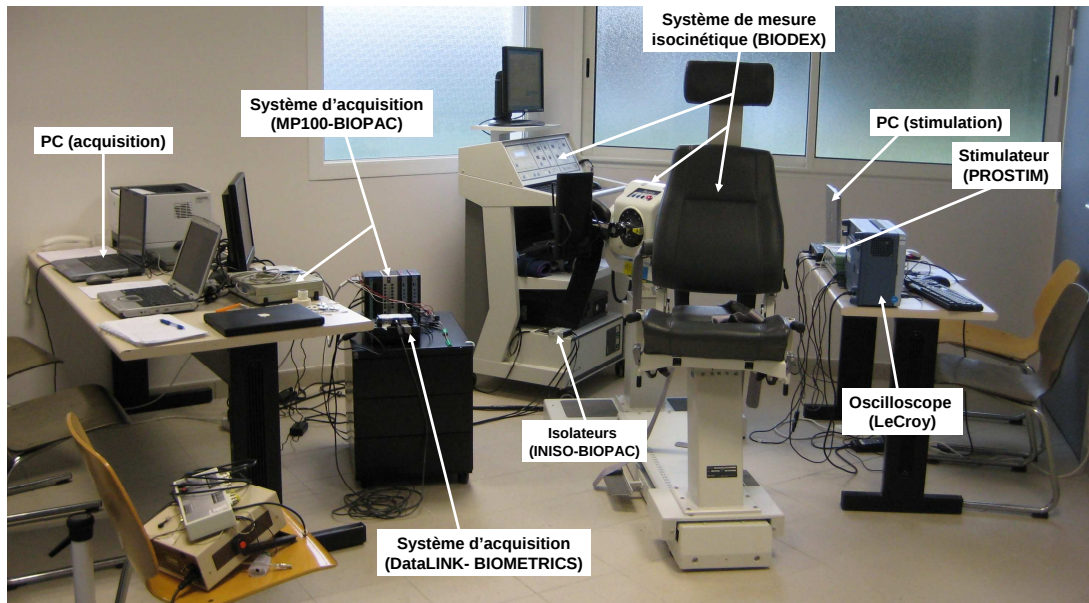


Figure 4.2 - Contexte expérimental et appareillage utilisé lors du protocole

Les fréquences d'acquisition sont données dans le Tableau 4.2.

Tableau 4.2 - Les fréquences d'acquisition des mesures expérimentales

Données mesurées	fréquences d'acquisition
Angle articulaire en mode dynamique	100 Hz
Couple musculaire	4096 Hz
Signaux EMG	4096 Hz
Signal de stimulation	50 kHz

Les couples et les angles articulaires mesurés sont filtrés avec un filtre passe-bas à 30 Hz , comme cela a été fait dans d'autres travaux [Stein *et al.*, 1996].

4.3.3 Séquences de stimulation appliquées

Ce protocole expérimental est non-invasif. Des électrodes de stimulation de surface (§1.3.5.3) ont été utilisées pour la stimulation des quadriceps.

Cependant, dans le cas du sujet 10 (Tableau 4.1) qui possède un système de stimulation électrique implanté dans le cadre du projet SUAW [Guiraud *et al.*, 2006], la stimulation est neurale.

Nous avons fixé la fréquence de stimulation durant toutes les expérimentations, pour tous les sujets à 20 Hz . Cette fréquence, obtenue expérimentalement lors des premiers tests, offre un bon compromis entre des fréquences inférieures pour lesquelles le mouvement est saccadé et des fréquences supérieures allant vers la fréquence de fusion et une contraction tétanique (figure 1.12), induisant une fatigue musculaire rapide. De plus, cette fréquence choisie est dans la gamme des fréquences conseillées en stimulation électrique pour les membres inférieurs (§1.3.4) [Chae *et al.*, 2004].

1. <http://www.biodex.com>
2. <http://www.biopac.com>
3. <http://www.biometricsltd.com/>

Le contrôle du mouvement par stimulation électrique modulant les largeurs d'impulsion PW est théoriquement identique à celui modulant les amplitudes I [Benoussaad *et al.*, 2007a, Benoussaad *et al.*, 2007b]. Cependant, l'utilisation du stimulateur PROSTIM sur des impédances de sortie variables a montré qu'il est possible d'obtenir une meilleure précision du signal de stimulation appliqué en modulant les largeurs d'impulsion PW plutôt qu'en modulant les amplitudes I .

Ainsi, le paramètre de stimulation que nous avons modulé, durant toute les expérimentations est la largeur d'impulsion PW . Nous avons donc défini deux largeurs d'impulsion particulières pour tous les sujets :

- une largeur d'impulsion nominale $PW_{nom} = 300\mu s$,
- une largeur d'impulsion maximale $PW_{max} = 420\mu s$ qui correspond à la largeur d'impulsion maximale que peut délivrer le stimulateur PROSTIM, pour des raisons de sécurité.

L'amplitude des séquences du courant de stimulation est fixée à une valeur identifiée pour chaque sujet durant la séance de cartographie musculaire (V1). Cette amplitude maximale est identifiée, en fixant la largeur d'impulsion à sa valeur nominale $PW_{nom} = 300\mu s$, et en augmentant l'amplitude jusqu'à atteindre une cotation 3 de l'échelle MRC (Tableau 1.3). Dans le cas particulier du sujet 10, stimulé avec un stimulateur implanté, une modulation des amplitudes des séquences de stimulation est appliquée.

Après avoir décrit le contexte expérimental global, dans ce qui suit, nous détaillerons le protocole d'identification et les résultats expérimentaux de la séance (V6). Une comparaison inter-sujet de chaque paramètre estimé sera présentée à travers divers tableaux suivie d'une discussion détaillée.

Les figures illustrant les mesures et les résultats des identifications ne seront présentées que pour un sujet pour des raisons de clarté. Les résultats détaillés des autres sujets seront présentés en Annexe C.

La qualité des identifications effectuées sera évaluée selon un critère de quantification de l'erreur d'approximation, noté **NRMSD**, entre les données simulées et mesurées qui est décrit en Annexe D.

4.4 Estimation des paramètres géométriques

Les paramètres géométriques r_1 et L_1^{ext} définis dans l'équation (2.1), sont liés à la longueur de l'actionneur musculaire.

Pour l'estimation de ces paramètres, nous avons utilisé l'équation de régression de Hawkins (Eq. 3.4) et la longueur anthropométrique du fémur L_f obtenue à partir de la taille du sujet [de Leva, 1996].

Dans notre contexte expérimental (§4.3), l'équation normalisée (3.4) de la longueur de l'actionneur quadriceps devient :

$$\tilde{L}_1(\theta) = (C_0 + 90 C_1) + C_2\theta \quad (4.1)$$

Où, $\tilde{L}_1 = L_1/L_f$ est la longueur de l'actionneur quadriceps normalisée par rapport à la longueur du fémur L_f , θ est l'angle du genou selon la figure 3.3 et C_i ($i = 0, \dots, 2$) des paramètres constants donnés dans [Hawkins et Hull, 1990] par :

$$C_0 = 1.107 \quad C_1 = 1.50E - 3 \quad C_2 = 1.99E - 3$$

4.5. Identification des paramètres mécaniques de l'articulation

Ainsi, à partir de la longueur estimée du fémur L_f et d'une correspondance entre les équations (2.1) et (3.4), les paramètres r_1 et L_1^{ext} sont obtenus à partir des relations :

$$\begin{cases} r_1 = C_2 L_f \\ L_1^{ext} = (C_0 + 90 C_1) L_f \end{cases} \quad (4.2)$$

Les résultats de l'estimation des paramètres géométriques r_1 et L_1^{ext} sont résumés dans le Tableau 4.3.

Tableau 4.3 - *Estimation des paramètres géométriques*

Numéro du sujet	Longueur du fémur L_f [cm]	Paramètres géométriques estimés	
		L_1^{ext} [cm]	r_1 [cm]
3	42.4	41.2	4.84
4	45.6	44.3	5.20
5	43.6	42.4	4.98
6	40.9	39.8	4.67
7	41.7	40.5	4.76
9	46.3	45.0	5.28
10	42.4	41.2	4.84
Moyenne	43.57	42.48	4.97
Écart-type relatif[%] (<i>RSD</i>)	4.92	4.79	4.88

Les longueurs du fémur ainsi estimées sont proches de celles mesurées, de manière approximative, directement sur les sujets. Les estimations des bras de levier r_1 du quadriceps sont réalistes, et assez proches de celles trouvées avec d'autres protocoles non-invasifs [Bonney et al., 2007, Carman et Milburn, 2005], qui les situent entre 4 et 6 cm.

La valeur moyenne et l'écart-type relatif sont présentés. Cependant la comparaison inter-sujet est, dans ce cas précis, peu pertinente en l'absence de mesures expérimentales.

4.5 Identification des paramètres mécaniques de l'articulation

Les paramètres mécaniques de l'articulation sont définis dans l'équation (2.3), qui sont l'inertie de la jambe autour de l'articulation du genou J , le coefficient de viscosité B et les paramètres du couple regroupant la gravité et l'élasticité.

La détermination de ces paramètres est obtenue grâce à deux tests successifs :

- le test des couples statiques, pour l'estimation des paramètres du couple regroupant la gravité et l'élasticité,
- le test du pendule passif, pour l'estimation de J et B

4.5.1 Test des couples statiques

Les couples statiques, correspondant aux couples de la gravité et de l'élasticité regroupés, sont mesurés en condition isométrique à différents angles articulaires allant de la position verticale de la jambe vers l'extension maximale, par pas de 5° . Ces mesures sont faites en l'absence de toute activité musculaire.

Pour cela, la jambe du sujet est fixée au dynamomètre de la chaise isocinétique BIODEx, comme illustrée sur la figure 4.3-(a).

Les couples et les angles mesurés par le dynamomètre du BIODEx, et les signaux EMG prélevés à partir d'électrodes de surface sont recueillis avec le système d'acquisition **MP100** (4.3-(b)). Les mesures EMG permettent de détecter des éventuels actions réflexes indésirables. Toute mesure détectant la présence d'une action réflexe est rejetée.

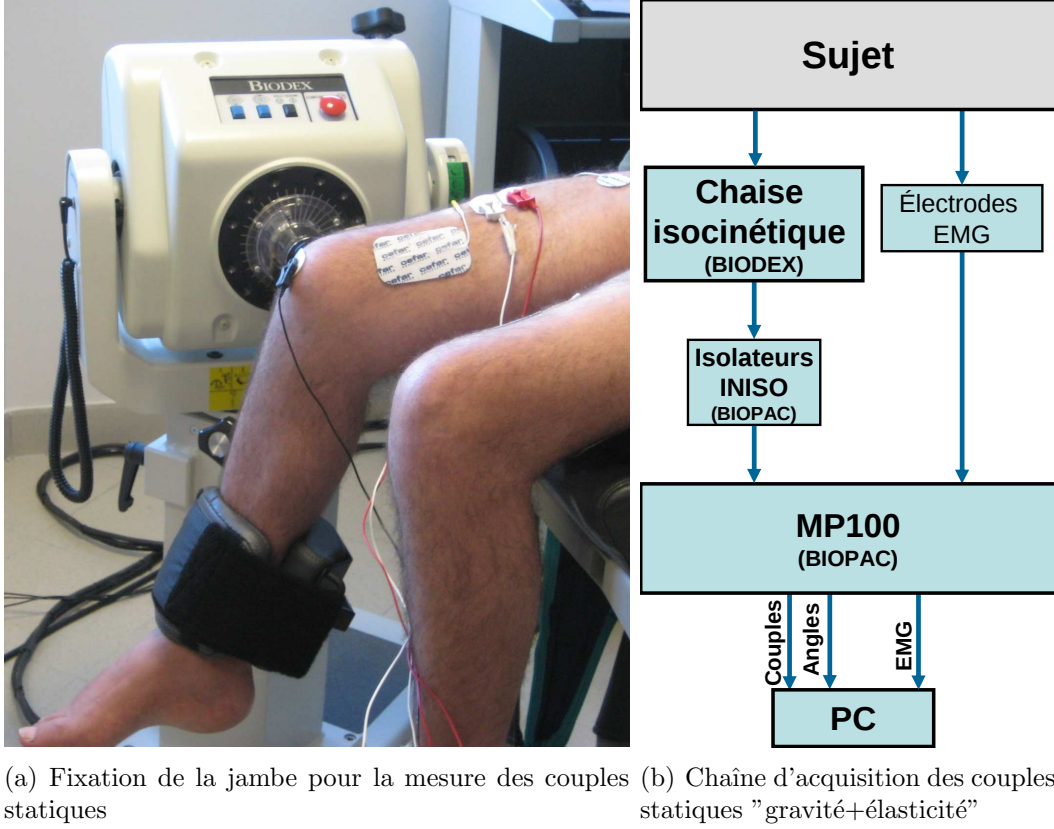


Figure 4.3 - Configuration expérimentale pour la mesure du couple statique "gravité+élasticité"

Les couples et les positions angulaires correspondantes mesurés sont présentés sur la figure 4.4-(a), pour la jambe droite du sujet 3 à titre d'exemple.

Les relations entre les couples statiques et les angles articulaires des jambes droites de tous les sujets sont présentées sur la figure 4.4-(b) (voir les résultats des jambes gauches en Annexe C.1).

Les relations mesurées sont considérées à travers le modèle suivant :

$$T_m = K \sin(\theta_v) + T_{s0} \quad (4.3)$$

Avec, T_m le couple statique mesuré lors de ces tests, θ_v les déplacements angulaires par rapport à la position verticale et T_{s0} est la valeur du couple statique en position verticale.

Les paramètres K , T_{s0} de l'équation 4.3 ont été identifiés par une méthode des moindres carrés linéaires (§3.2).

4.5.2 Test du pendule passif

Le test du pendule passif est appliqué à la jambe. Les mesures des angles articulaires sont obtenues par le biais d'électrogoniomètre fixé au niveau de l'articulation du genou (fi-

4.5. Identification des paramètres mécaniques de l'articulation

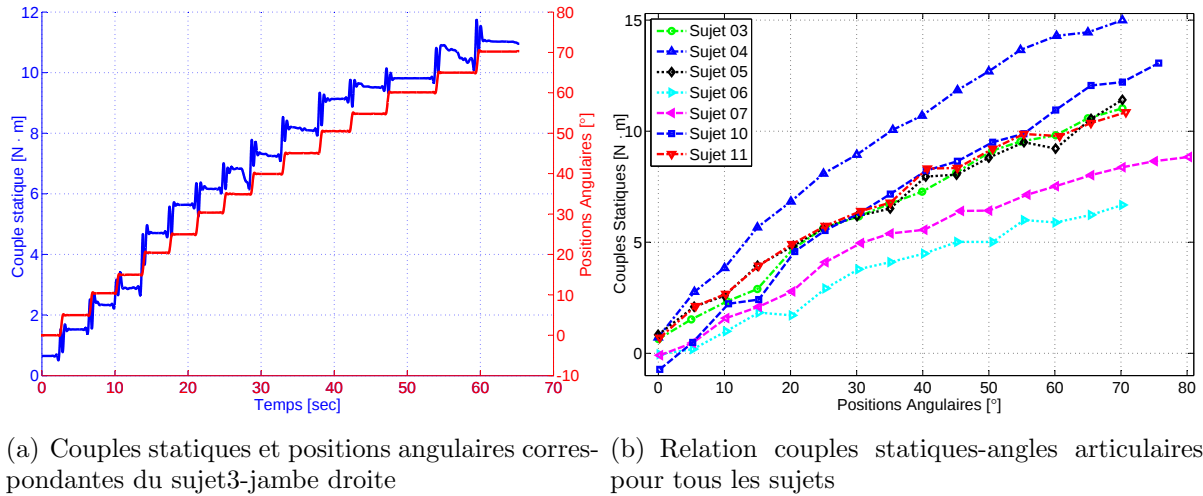


Figure 4.4 - *Couples statiques en fonction de la position angulaire du genou droit pour tous les sujets*

gure 4.5-(a)), avec le système d'acquisition **DataLINK** (figure 4.5-(b)). Les signaux EMG sont recueillis avec le système d'acquisition **MP100** comme présenté précédemment.

Les mesures lors desquelles une activité musculaire est détectée ou bien un contact de la jambe avec la chaise est constaté sont rejetées.

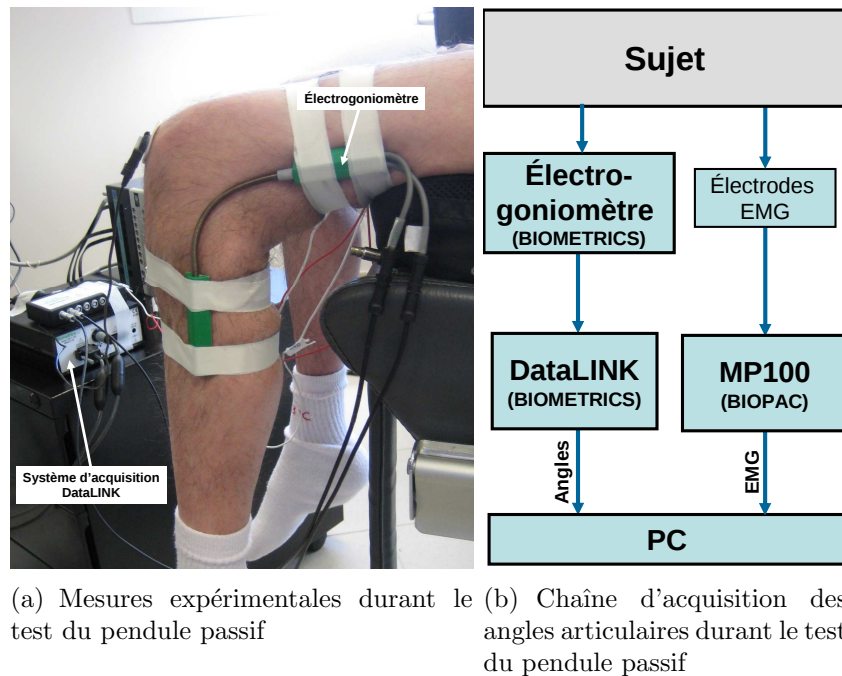


Figure 4.5 - *Configuration expérimentale du test du pendule passif*

Les mesures angulaires de plusieurs mouvements oscillatoires amortis sont présentées sur la figure 4.7-(a) pour la jambe droite du sujet 3.

Pour les petits déplacements des angles articulaires, les mouvements oscillatoires autour de la position de repos sont régis par l'équation du mouvement (Eq. 4.4) :

$$\ddot{\theta}_r + \frac{B}{J}\dot{\theta}_r + \frac{K}{J}\theta_r = 0 \quad (4.4)$$

où, θ_r est le déplacement angulaire par rapport à la position de repos.

Ainsi, la réponse libre de ce système est une réponse d'un système de second ordre, pour lequel l'inertie J et le paramètre de viscosité B sont estimés, à partir des mesures du taux d'amortissement ζ et de la pulsation propre ω_n selon les relations :

$$\begin{cases} \zeta = \frac{B}{2\sqrt{JK}} \\ \omega_n = \sqrt{\frac{K}{J}} \end{cases} \quad (4.5)$$

Où le taux d'amortissement ζ et de la pulsation propre ω_n du système amorti sont déterminés à partir des mesures articulaires à travers les équations (3.7) et (3.8).

4.5.3 Résultats d'identification et discussion

Le résultat d'identification du paramètres K est illustré sur la figure 4.6 représentant les couples statiques mesurés et identifiés dans le cas de la jambe droite du sujet 3.

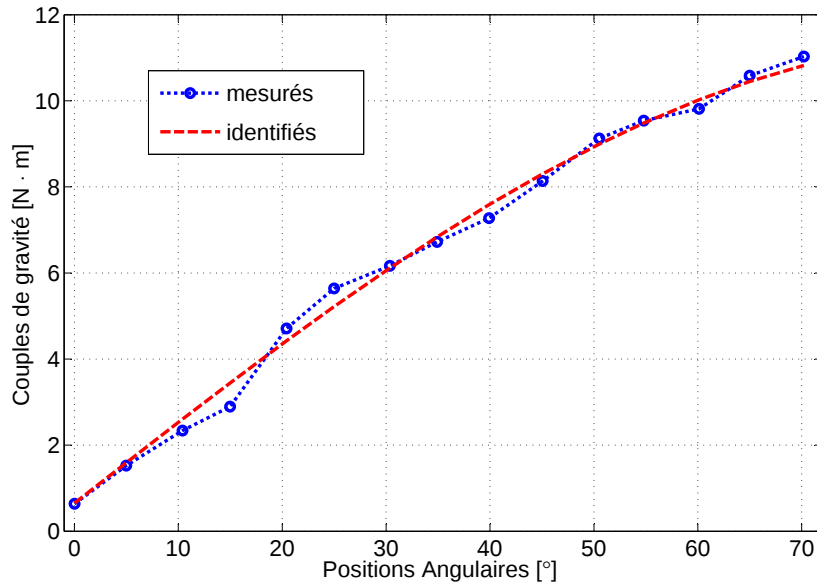


Figure 4.6 - *Couples statiques mesuré et identifié de la jambe droite du sujet 3*

Les résultats d'identification de l'inertie J et du coefficient de viscosité B sont présentés sur la figure 4.7-(b), dans le cas de la jambe droite du sujet 3.

Les résultats de l'identification des paramètres K , J et B dans le cas des autres sujets sont présentés en Annexe C.1.

Les valeurs estimées des paramètres K , J et B , illustrés par les figures présentées en §C.1 pour tous les sujets, montrent une bonne identification, comme confirmé par le critère d'erreur **NRMSD** du Tableau 4.4.

Les paramètres K et J identifiés chez tous les sujets (Tableau 4.4) présentent une faible variabilité intra-sujet. Cependant, la variabilité inter-sujet est importante.

La variabilité inter-sujet des paramètres K et J met en évidence une corrélation plus forte avec le poids des sujets qu'avec leur taille. En effet, les paramètres K et J normalisés par rapport au poids du sujet présente une très faible variabilité.

Les résultats d'identification du coefficient de frottement visqueux B , illustrent des variabilités intra-sujet et inter-sujet importantes, même en tenant compte des caractéristiques des sujets tels que la taille et le poids. Ce paramètre dépend probablement

4.5. Identification des paramètres mécaniques de l'articulation

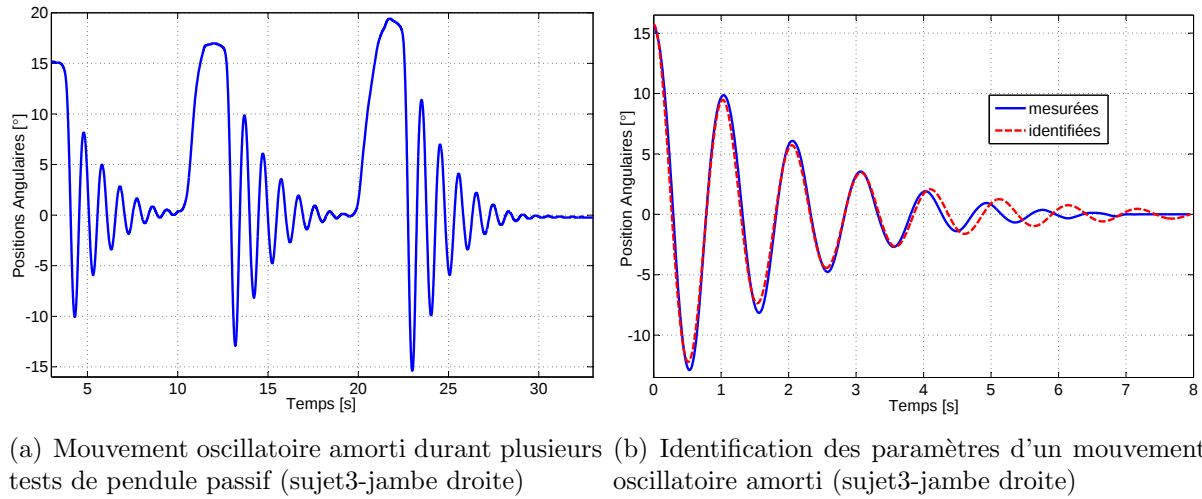


Figure 4.7 - Identification des paramètres du mouvement oscillatoire amorti durant le test du pendule passif

Tableau 4.4 - Résultats d'identification des paramètres mécaniques K , J et B du genou

Numéro du sujet	Jambe	Test des couples statiques		Test du pendule passif		
		K [N · m]	NRMSD [%]	J [kg · m ²]	B [N · m · s/rad]	NRMSD [%]
3	Droite	10.8	2.36	0.28	0.28	2.60
	Gauche	11.1	3.87	0.29	0.19	3.26
4	Droite	15.7	3.13	0.44	0.32	3.80
	Gauche	13.8	2.35	0.34	0.28	2.86
5	Droite	10.5	3.20	0.29	0.21	3.10
	Gauche	10.6	3.17	0.30	0.21	3.87
6	Droite	6.97	3.88	0.20	0.14	3.97
	Gauche	6.36	3.49	0.18	0.12	3.45
7	Droite	8.96	2.50	0.26	0.24	3.65
	Gauche	8.55	2.81	0.23	0.23	5.07
9	Droite	13.7	2.49	0.38	0.44	4.01
	Gauche	11.6	4.96	0.32	0.34	3.51
10	Droite	10.9	2.86	0.32	0.18	2.87
	Gauche	10.6	3.55	0.30	0.19	3.70
Moyenne		10.7		0.30	0.24	
Écart-type relatif[%] (<i>RSD</i>)		23.8		22.94	35.4	

plus des caractéristiques intrinsèques de chaque sujet et des effets causés par la blessure médullaire.

Les écart-types normalisés (RSD) entre les sujets, de chaque paramètre mécanique identifié (Tableau 4.4) illustrent une variabilité importante du paramètre B par rapport aux autres paramètres.

Dans ce modèle mécanique de l'articulation, le frottement sec a été négligé. Son effet est bien visible sur la figure 4.7-(b), où le mouvement simulé continue à osciller alors que le mouvement mesurés s'arrête. Néanmoins, cet effet est peu significatif.

4.6 Identification de la relation force-longueur active

4.6.1 Protocole d'identification

Il s'agit d'identifier les paramètres du modèle de la relation force-longueur active (Eq. 2.19), à savoir le paramètre de forme b et la longueur optimale de l'élément contractile du quadriceps L_{c0} .

Lors de ce protocole, les couples actifs isométriques sont obtenus sous la même séquence de stimulation appliquée au quadriceps, pour sept positions angulaires différentes qui correspondent à 90° , 80° , 70° , 60° , 50° , 40° et 30° par rapport à l'horizontale (figure 4.8-(a)). Chaque position angulaire correspond à une longueur différente de l'actionneur musculaire.

La jambe du sujet est fixée au dynamomètre de la chaise isocinétique BIODEX, comme illustrée sur la figure 4.3-(a).

Pour chaque position angulaire en condition isométrique, le quadriceps est stimulé avec la même séquence de stimulation.

Ces séquences de stimulation sont répétées une fois afin d'avoir une redondance de mesures. La fréquence et l'amplitude de stimulation sont fixées comme décrit dans §4.3.3. La largeur d'impulsion est fixée à sa valeur nominale $PW_{nom} = 300\mu s$.

Le schéma de stimulation et des acquisitions de ce protocole est illustré sur la figure 4.8-(b). Les mesures EMG ont permis la synchronisation de la stimulation et du couple musculaire.

Les couples obtenus et le couple à l'état d'équilibre musculaire considéré pour l'identification sont présentés sur la figure 4.9-(a) dans le cas du quadriceps gauche du sujet 3 à titre d'exemple.

Dans la relation force-longueur active (Eq. 2.19), les longueurs de l'élément contractile sont remplacées par celles du muscle-tendon quadriceps selon la proportion [Delp, 1990] :

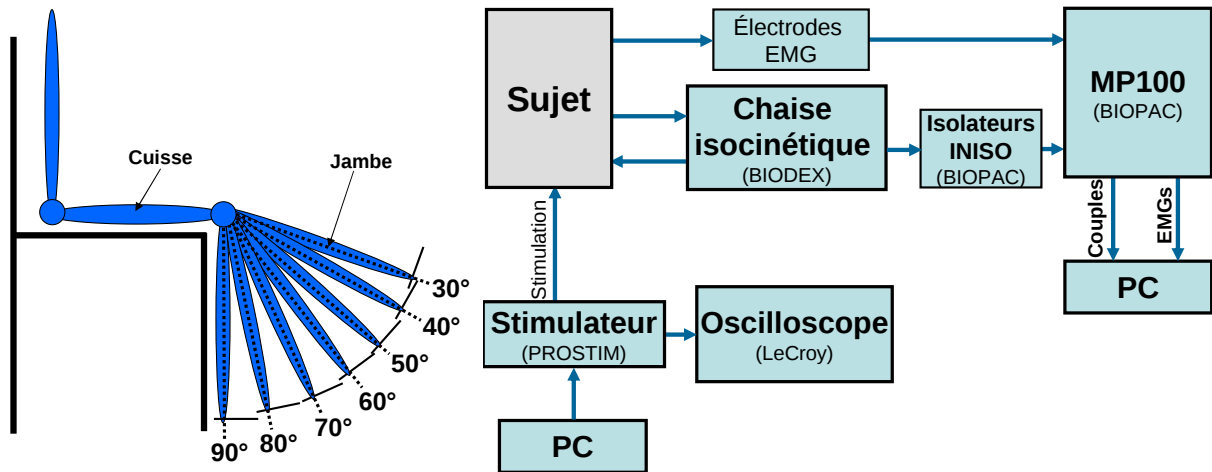
$$L_0 = 5 L_{c0}$$

Les forces normalisées sont obtenues à partir des mesures isométriques et les longueurs du muscle-tendon à partir des angles articulaires en utilisant les estimations anthropométriques (§3.3). Une méthode par moindres carrés linéaires est appliquée à la fonction inverse de la relation force longueur pour identifier les paramètre b et L_{c0} .

4.6.2 Résultats d'identification et discussion

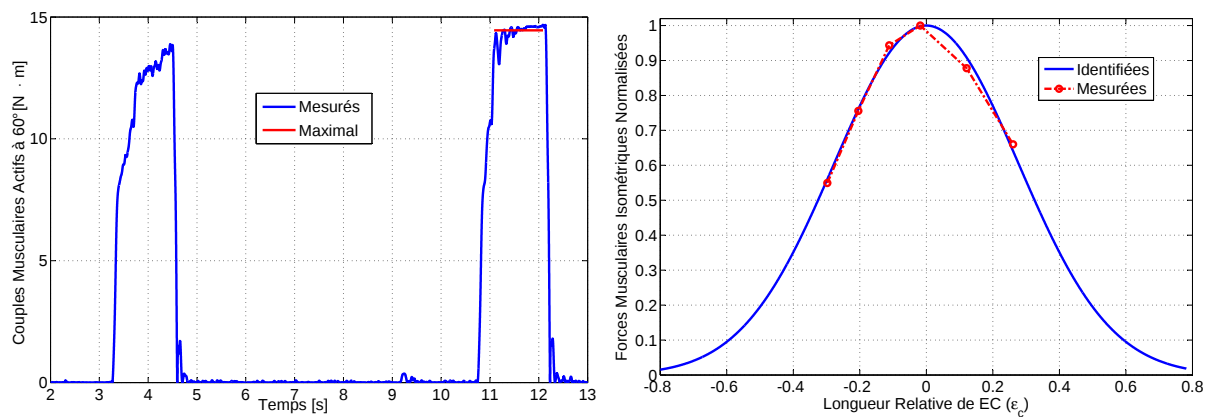
Les relations force-longueur mesurée et identifiée, pour le quadriceps gauche du sujet 3, sont illustrées sur la figure 4.9-(b). Les résultats d'identification des relations force longueur des quadriceps de tous les sujets sont présentés en Annexe C.2.

4.6. Identification de la relation force-longueur active



(a) Positions angulaires isométriques (b) Dispositif expérimental pour la stimulation et la mesure de la relation force-longueur

Figure 4.8 - Dispositif expérimental pour la stimulation, la mesure et l'identification de la relation force-longueur



(a) Couples musculaires isométriques actifs et calcul de la valeur maximale à partir de la deuxième mesure (b) Relation Force-longueur mesurée et identifiée avec une fonction gaussienne

Figure 4.9 - Mesures de couples isométrique et identification de la relation force-longueur du quadriceps gauche du sujet 3

Les paramètres estimés b et L_{c0} des deux muscles quadriceps de tous les sujets, sont donnés dans le Tableau 4.5.

Tableau 4.5 - *Résultats d'identification des paramètres de la relation force-longueur active*

Numéro du sujet	Quadriceps	Paramètres de la relation FL		NRMSD [%]
		b	L_{c0} [cm]	
3	Droite	0.38	9.01	17.3
	Gauche	0.39	9.07	3.96
4	Droite	0.41	9.55	10.4
	Gauche	0.48	9.72	18.9
5	Droite	0.29	9.47	35
	Gauche	0.46	9.16	21
6	Droite	0.46	8.67	5.01
	Gauche	0.43	8.97	6.68
7	Droite	0.49	8.75	35
	Gauche	0.45	8.89	4
9	Droite	0.37	9.66	38
	Gauche	0.32	9.65	17
10	Droite	0.54	9.18	10.8
	Gauche	0.46	9.27	3.80
Moyenne		0.42	9.22	
Écart-type relatif[%] (RSD)		16.1	3.77	

Certains résultats de l'identification de la relation force-longueur présentent un critère d'erreur **NRMSD** élevé (sujets 5, 7 et 9) à cause de l'écart entre les mesures et la forme théorique de la relation force longueur (§C.2).

Ces erreurs peuvent être dues au nombre réduit d'échantillons (7 positions) et la difficulté, de ce fait, de lisser les données aberrantes. Une amélioration consisterait à recueillir plus de mesures, au prix d'introduire de la fatigue et par conséquent d'autres biais.

Dans le cas particulier du sujet 5, les forces musculaires développées (normalisées ici) se sont avérées très faibles et l'identification devient, de ce fait, peu pertinente pour l'étude de variabilité et n'a donc pas été prise en compte.

Les valeurs estimées du paramètre L_{c0} (Tableau 4.5) mettent en évidence un lien étroit avec la taille du sujet de telle sorte que sa variabilité, normalisé par rapport à la taille, est quasiment négligeable. Sachant que la taille du muscle dépend de la taille du sujet, ce résultat montre que les positions angulaires optimales (où la force isométrique est maximale) présente très peu de variabilité intra-sujet et inter-sujet.

Les résultats d'identification du paramètre de forme b montrent peu de variabilité intra-sujet, à l'exception du sujet 5 dont l'identification quadriceps droit n'est pas très significative. Le paramètre b présente néanmoins une variabilité inter-sujet comme montré par l'écart-type (Tableau 4.5).

Les paramètres b des différents sujets ne sont pas liés aux caractéristiques globales des sujets. Cependant, leur valeur moyenne (0.42), est proche de celle trouvée dans [Riener et Fuhr, 1998] (0.4) dans le cas du muscle droit fémoral.

4.7 Identification de la fonction de recrutement

4.7.1 Protocole d'identification

L'identification de la fonction de recrutement consiste à estimer les paramètres c_1 , c_2 et c_3 de la fonction 2.7, ainsi que la largeur d'impulsion seuil PW_{th} .

Pour ces expérimentations effectuées en conditions isométriques, la jambe est fixée au dynamomètre de la chaise de mesure **BIODEX** (figure 4.3-(a)) et placée à la position optimale (pour laquelle la force est maximale) obtenue lors du protocole précédent (§4.6.2).

Le muscle quadriceps est stimulé, par des électrodes de surfaces, avec une succession de 13 trains de stimulation de largeurs d'impulsion régulièrement croissantes, allant de 0 à $PW_{max} = 420\mu s$.

Chaque train de stimulation, dont les paramètres sont constants et de durée totale 1.5s, est suivi d'une pause d'une durée de 4s.

Le dispositif expérimental de stimulation et d'acquisition des couples isométriques et des signaux EMG est identique à celui décrit dans le §4.6.1 et illustré sur la figure 4.8-(b).

Les couples musculaires obtenus et les couples stables déterminés à partir des états d'équilibre de la contraction musculaire sont présentés sur la figure 4.10-(a) pour le quadriceps gauche du sujet 3.

Les taux de recrutement pour chaque niveau de largeur d'impulsion, sont obtenus à partir de la normalisation des forces par rapport à la force maximale obtenue à PW_{max} (figure 4.10-(b)).

La largeur d'impulsion seuil PW_{th} est déterminée à partir de la plus petite largeur d'impulsion pour laquelle une force musculaire est détectée.

Les paramètres c_1 , c_2 et c_3 de la fonction de recrutement sigmoïde (Eq. 2.7) sont identifiés à partir de la fonction de recrutement mesurée, en utilisant une méthode par moindre carré non-linéaire.

4.7.2 Résultats d'identification et discussion

Les fonctions de recrutement mesurée et identifiée du quadriceps gauche du sujet 7, sont présentées sur la figure 4.10-(b). Les résultats des fonctions de recrutement mesurée et identifiée de tous les sujets sont présentés en Annexe C.3.

Les résultats d'identification des paramètres des fonctions de recrutement des deux quadriceps de tous les sujets sont résumés dans le Tableau 4.6.

Dans le cas du sujet 10, qui est doté d'un système FES implanté, ce sont les amplitudes¹ d'une stimulation neurale qui sont modulées. Ainsi les amplitudes seuil I_{th} , exprimées en mA , ne sont pas incluses dans le calcul de la moyenne et de l'écart-type relatif (RSD). Cependant, les paramètres de la fonction de recrutement du sujet 10 restent comparables avec ceux des autres sujets.

Comme lors du protocole d'identification de la relation force-longueur (§4.6), les mesures des forces musculaires du quadriceps droit du sujet 5, se sont avérées très faibles et n'ont pas permis une identification pertinente de la fonction de recrutement, d'où l'absence de résultats dans le Tableau 4.6 et des résultats d'identification présentés en Annexe C.3.

1. Stimulation neurale contrôlée en amplitude. Elle n'est pas prise en compte dans le calcul statistique

2. résultats peu significatifs dû au nombre réduit d'échantillons

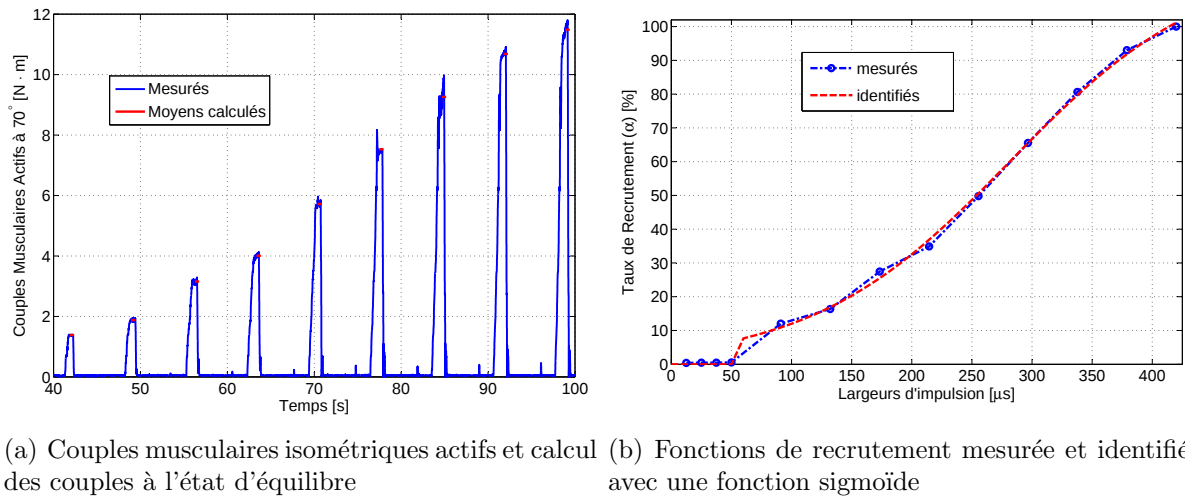


Figure 4.10 - *Couples isométriques en position optimale et identification de la fonction de recrutement*

Tableau 4.6 - *Résultats d'identification de la fonction de recrutement des fibres pour tous les sujets*

Numéro du sujet	Jambe	Paramètres de la fonction de recrutement				NRMSD [%]
		c_1	c_2	c_3	PW_{th}	
3	Droite	0.98	7.23	0.38	50	5.93
	Gauche	1.21	4.6	0.66	50	1.96
4	Droite	1.03	8.75	0.7	135.4	2.44
	Gauche	0.99	11.42	0.64	50	4.94
5	Droite					
	Gauche	0.87	34.8	0.5	50	6.16
6	Droite	1.04	6.6	0.55	50	3.92
	Gauche	1.03	6.83	0.57	37.5	2.47
7	Droite	1.12	4.88	0.61	12.5	4.93
	Gauche	1.2	5.07	0.67	50	1.2
9	Droite	0.99	7.69	0.41	37.5	3.53
	Gauche	1.37	5.24	0.79	37.5	10.7
10	Droite	1.15	8.12	0.75	0.8 ¹ (mA)	1
	Gauche	1.15	18.4	0.89	2 ¹ (mA)	0.18 ²
Moyenne		1.09	9.97	0.62	50.95	
Écart-type relatif[%] (<i>RSD</i>)		11.9	83.3	23.2	59.4	

Les valeurs estimées des paramètres des fonctions de recrutement de tous les sujets, illustrés par les figures de §C.3 et les critères d'erreur d'approximation **NRMSD** du Tableau 4.6, illustrent une bonne identification des paramètres de la fonction de recrutement.

Les paramètres c_2 présentent une très grande variabilité intra-sujet et inter-sujet. Ce paramètre, qui représente la pente, est très important pour la qualité de contrôle des forces musculaires dans un contexte de suppléance fonctionnelle. En effet, un paramètre c_2 plus faible, présente une faible sensibilité de l'activité (recrutement) au paramètre de stimulation d'entrée et ainsi une meilleure précision du contrôle de l'activation.

Les paramètres c_3 et PW_{th} ont une très grande variabilité intra-sujet et inter-sujet.

Le paramètre c_1 , correspondant à l'amplitude du plateau, a peu de variabilité intra-sujet et inter-sujet. Cette mesure doit être autour de 1 si le plateau des forces (recrutement de toutes les fibres musculaires) est atteint.

Les paramètres de la fonction de recrutement sont très variables entre muscles et entre sujets, ce qui rend l'identification de cette partie à la fois délicate et importante pour une bonne caractérisation du comportement du système musculosquelettique.

4.8 Identification des paramètres mécaniques de l'actionneur musculaire

4.8.1 Protocole d'identification

Les paramètres mécaniques de l'actionneur muscle-tendon sont la force maximale isométrique de l'élément contractile F_{cm} , la raideur isométrique maximale de l'élément contractile K_{cm} et la raideur passive de l'élément série k_s .

La force maximale isométrique F_{cm} , est la force mesurée lors du protocole d'identification de la fonction de recrutement pour une la largeur d'impulsion PW_{max} .

L'identification de la raideur maximale de l'élément contractile K_{cm} et la raideur de l'élément série k_s est faite à partir des mesures des mouvements dynamiques de la jambe, engendrés par la stimulation électrique du quadriceps.

Pour ce protocole, la jambe est laissée libre (sans contrainte mécanique) comme pour le test du pendule passif (§4.5.2).

Le muscle quadriceps est stimulé par un train de stimulation, dont les largeurs d'impulsion suivent un profil présenté sur la figure 4.13-(a). Ce profil est choisi de façon intuitive à partir de notre connaissance *a priori* du système pour avoir des changements de direction et des accélérations articulaires, tous en tenant compte de la sécurité du patient.

Les mesures d'angle articulaire sont acquises par le biais d'électrogoniomètres fixés au niveau de l'articulation du genou, comme illustré sur la figure 4.5-(a). Le contexte expérimental pour la stimulation et l'acquisition des données dynamiques angulaires est présenté sur la figure 4.11.

À partir des données dynamiques, une technique d'identification par minimisation des erreurs de sortie est appliquée. Cette procédure d'identification est basée sur la résolution d'un problème de programmation non-linéaire (**NLP**), qui consiste en une optimisation des paramètres mécaniques du muscle qui minimise un critère quadratique des erreurs articulaires de sortie, selon le schéma de la figure 4.12.

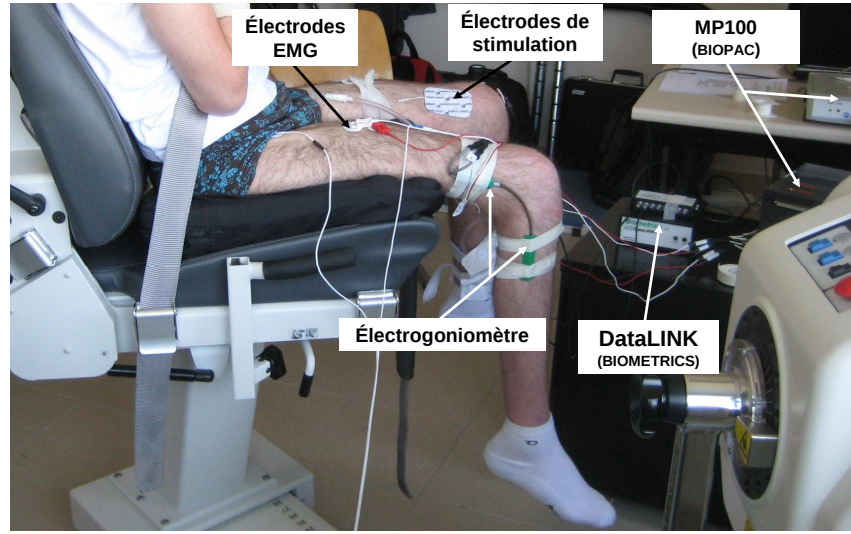
A cause des difficultés liées à cette technique d'identification (§3.2.2), il est très difficile d'identifier les paramètres mécaniques k_s et K_{cm} simultanément.

Ainsi pour l'instant, nous avons identifié uniquement le paramètre de raideur

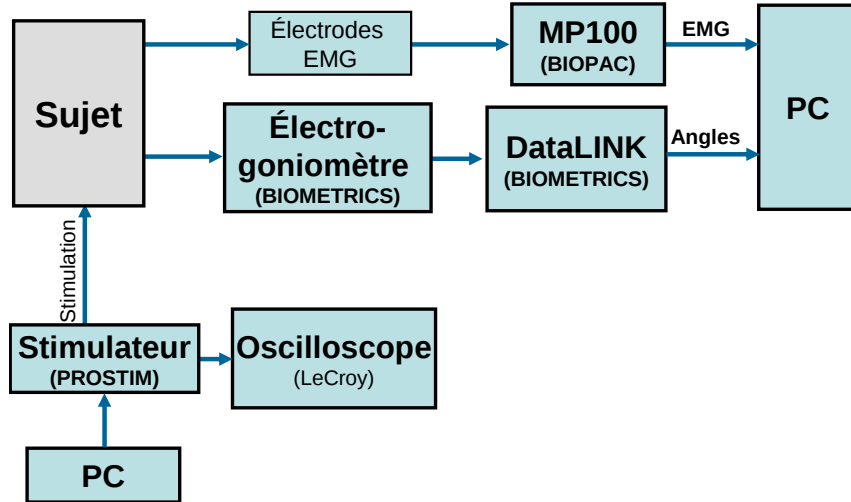
de l'élément série k_s . L'initialisation du paramètre k_s dans l'algorithme d'optimisation est faite à partir valeur de la raideur du tendon prise de la littérature [Cook et McDonagh, 1996].

Le paramètre K_{cm} est estimé à partir des mesures des forces isométriques maximales F_{cm} selon la proportion physiologique de l'équation (2.20).

Ce choix de l'identification du paramètre k_s à partir des données dynamiques est guidé par les résultats de l'analyse de la sensibilité, dans le cas dynamique (§2.8), montrant très peu d'influence de la raideur maximale K_{cm} sur les sorties angulaires. Cependant, certaines valeurs de K_{cm} ont été ajustés à partir de la valeur mesurée jusqu'à éliminer des oscillations des sorties du modèle qui ne sont pas réalistes.



(a) Contexte expérimental



(b) Schéma du dispositif expérimental

Figure 4.11 - Contexte expérimental pour l'identification de la raideur k_s

4.8.2 Résultats d'identification et validation directe

Les résultats d'identification des paramètres mécaniques des quadriceps de tous les sujets sont résumés par le Tableau 4.7, à l'exception du quadriceps droit du sujet 5, dont

4.8. Identification des paramètres mécaniques de l'actionneur musculaire

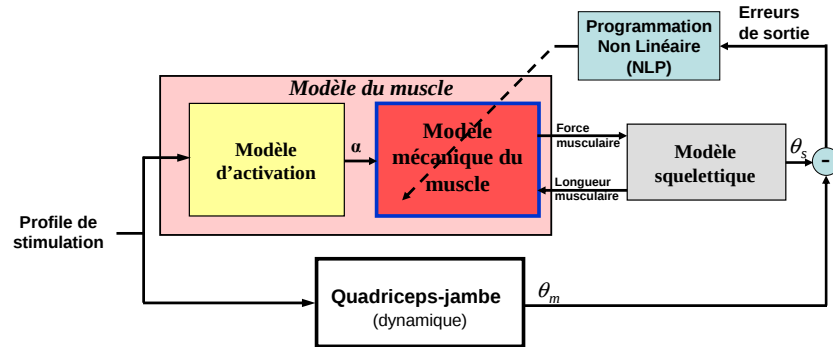


Figure 4.12 - *Principe d'identification de la raideur k_s par une technique de programmation non-linéaire*

l'identification de la fonction de recrutement n'a pas abouti.

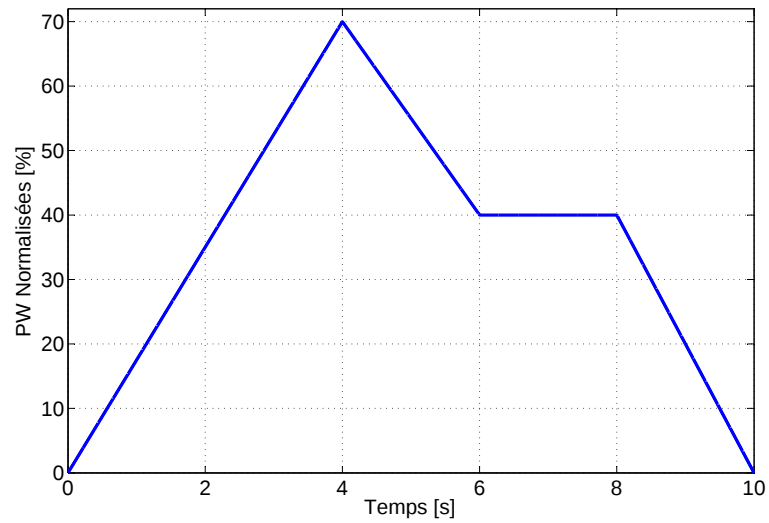
Les erreurs d'approximation **NRMSD** entre les données articulaires mesurées et simulées avec le modèle identifié, présentées dans le Tableau 4.7, quantifient la qualité du protocole d'identification global à travers une validation directe.

Tableau 4.7 - *Résultats d'identification des paramètres mécaniques et de la validation directe*

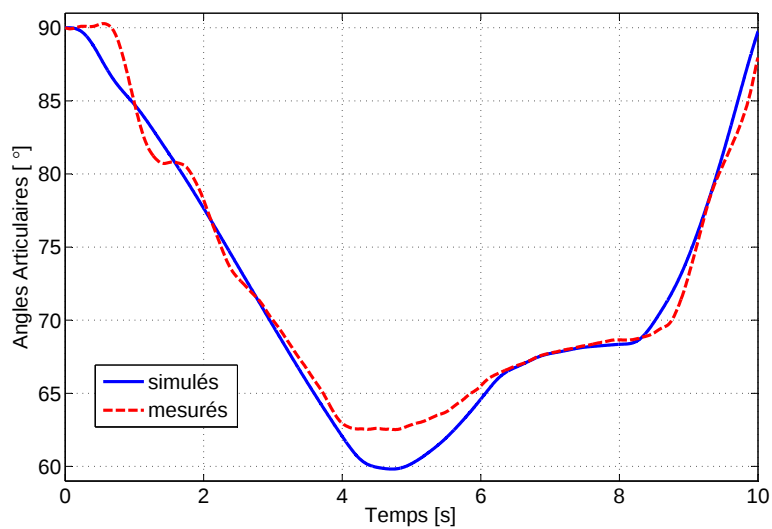
Numéro du sujet	Jambe	Paramètres mécaniques du muscle			Validation directe NRMSD [%]
		F_{cm} [N]	K_{cm} [N/mm]	k_s [N/mm]	
3	Droite	523	500	2.1	13.7
	Gauche	438	400	10	4.77
4	Droite	707	500	8	47.6
	Gauche	400	375	10	13.6
5	Droite	239	150	2.4	8.78
	Gauche	45	45	1	9.34
6	Droite	270	250	3	19.9
	Gauche	245.5	100	3	8.63
7	Droite	268.9	250	12	19
	Gauche	126	100	10	10.5
9	Droite	500	140	5	4.08
	Gauche	300	180	10	11.1
10	Droite	452.3	250	12	7.9
	Gauche				
Moyenne		347.3	249.2	6.81	
Écart-type relatif[%] (<i>RSD</i>)		171.5	146	3.96	

La figure 4.13-(b) présente les résultats de la validation directe pour la jambe gauche du sujet 3. Les résultats de la validation directe pour tous les sujets sont présentés en Annexe C.4.

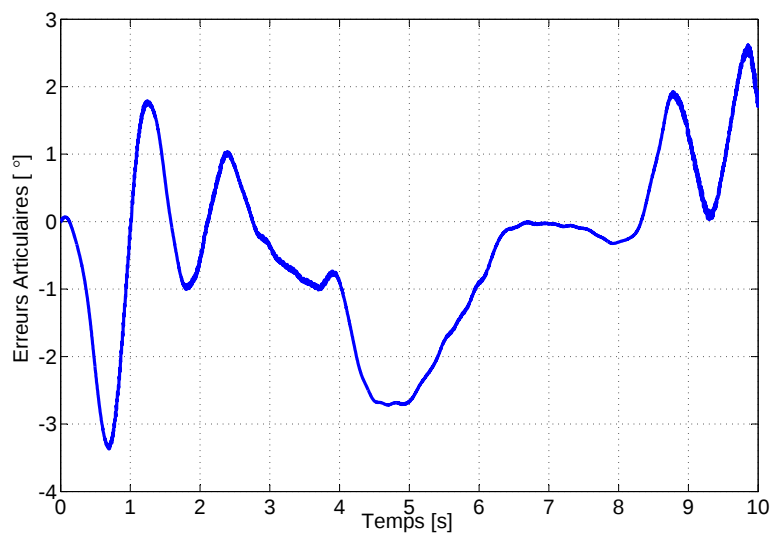
Les paramètres mécaniques identifiés du muscle, présentés dans le Tableau 4.7, montrent dans l'ensemble une grande variabilité intra-sujet et inter-sujet comme reflétée par leur écart-type relatif. Ce résultat, prévisible dans le cas du paramètre F_{cm} , vient



(a) Largeurs d'impulsion normalisées de la stimulation appliquée



(b) Sorties angulaires mesurées et simulées avec le modèle



(c) Erreurs articulaires de la validation directe

Figure 4.13 - Résultats de la validation directe pour la jambe gauche du sujet 3

du fait des différences de capacités musculaires dues aux entraînements, mais aussi au rendement du recrutement des unités motrices sous la stimulation électrique de surface.

L'étude de variabilité des paramètres K_{cm} est peu pertinente car ces paramètres sont directement déduits à partir des paramètres F_{cm} .

L'influence du paramètre k_s sur la dynamique du système s'avère capitale et sa variabilité intra-sujet et inter-sujet est importante. L'identification de ce paramètre est très importante pour la caractérisation du comportement dynamique du système musculo-squelettique.

Les résultats de la validation directe ne sont pas toujours satisfaisants comme c'est le cas pour la jambe droite du sujet 4, compte tenu des bons résultats obtenus lors des étapes précédentes d'identification.

Ceci ne peut pas être expliqué par la fatigue car les réponses réelles sont plus importantes que les réponses prédites avec le modèle identifié. Par ailleurs, cette augmentation de la réponse musculaire est peut-être due à une fatigue lors d'un des protocoles d'identification entachant d'erreur les mesures ainsi obtenues. Elle peut être due également au changement de placement des électrodes de stimulation. En effet, pour le premier groupe de patient, le protocole d'identification des paramètres mécaniques a été appliqué lors d'une séance différente de celle des précédents protocoles.

Les figures de la validation directe (Annexe C.4), montrent, par ailleurs, une bonne dynamique du comportement simulé avec le modèle identifié, par rapport à la dynamique réelle. Cependant, notons quelques écarts (sujet7-gauche et sujet10-droite) dus aux variations des paramètres du modèle dans le temps.

4.9 Validation expérimentale croisée

Le modèle musculosquelettique utilisé permet de caractériser les deux modes isométrique et dynamique de fonctionnement d'un système musculosquelettique.

Afin de vérifier la validité du protocole, nous avons utilisé des mesures supplémentaires qui n'ont pas été utilisées pour l'identification. Une autre contribution de cette thèse est la validation croisée du modèle dans les deux modes de fonctionnement isométrique et dynamique à partir des mesures des couples musculaires et des angles articulaires.

4.9.1 Validation croisée en conditions isométriques

La validation croisée en conditions isométriques est présentée pour le muscle gauche du sujet 3, à partir des mesures des forces.

Pour cela le quadriceps est stimulé avec trois séquences de stimulations différentes dont les largeurs d'impulsion sont constantes et égales à $150\mu s$, $250\mu s$ et $300\mu s$.

Les paramètres du modèle utilisé pour la validation croisée sont ceux obtenus lors des différentes étapes du protocole d'identification.

Néanmoins, l'effet de la fatigue, visible lors de ces mesures, a été pris en compte en identifiant à nouveau la force maximale isométrique F_{cm} à partir des mesures obtenues pour $PW = 300\mu s$.

Ce travail a été fait en collaboration avec Mitsuhiro Hayashibe¹, qui a appliqué une technique d'identification par filtrage de Kalman à sigma-point (**SPKF**) dans une perspective d'identification en ligne.

1. Chargé de Recherche INRIA, membre de l'équipe DEMAR

Ainsi, la validation croisée est illustrée par les réponses des forces obtenues à partir des stimulation avec les largeurs d'impulsion $150\mu s$ et $250\mu s$ (figure 4.14).

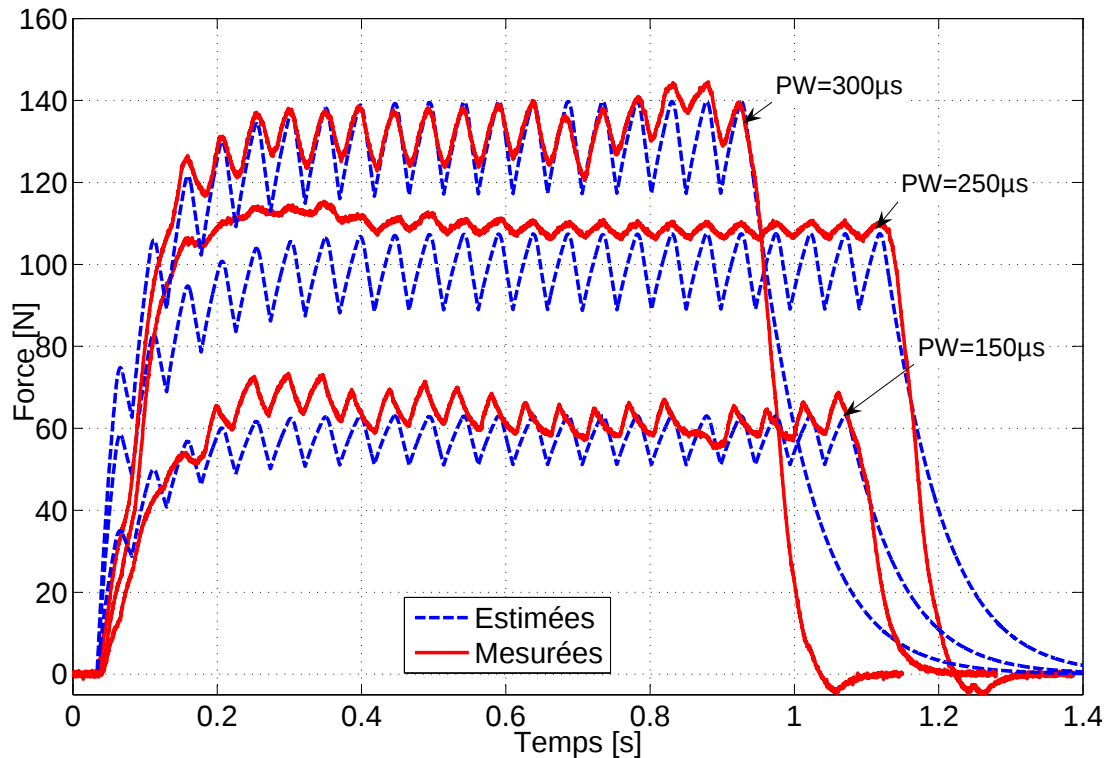


Figure 4.14 - Validation croisée du modèle en conditions isométriques [Hayashibe et al., 2010]

Les résultats de ces travaux ont été soumis pour publication dans ICRA 2010 [Hayashibe et al., 2010].

4.9.2 Validation croisée en conditions dynamiques

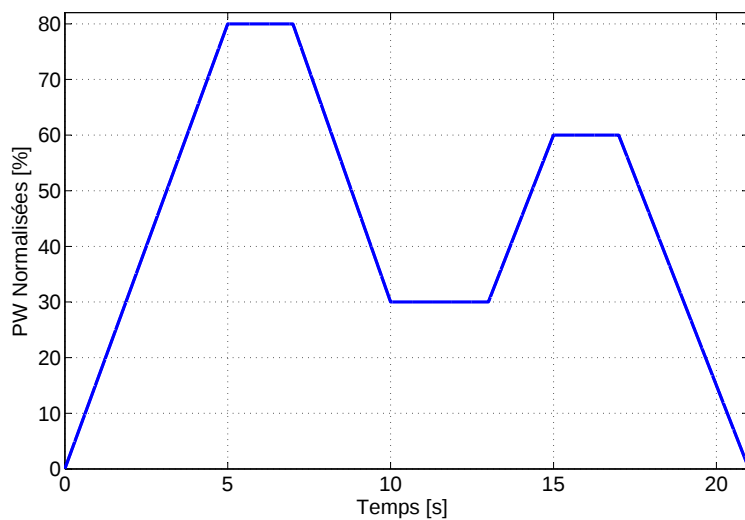
La validation croisée du modèle est faite en conditions dynamiques en appliquant une nouvelle séquence de stimulation n'ayant pas été utilisée lors du protocole d'identification, dont le profil des largeurs d'impulsion est présenté sur la figure 4.15-(a).

Le contexte expérimental de la stimulation, et de l'acquisition et le traitement des mesures angulaires est identique à celui des mesures pour la validation directe (§4.8.1).

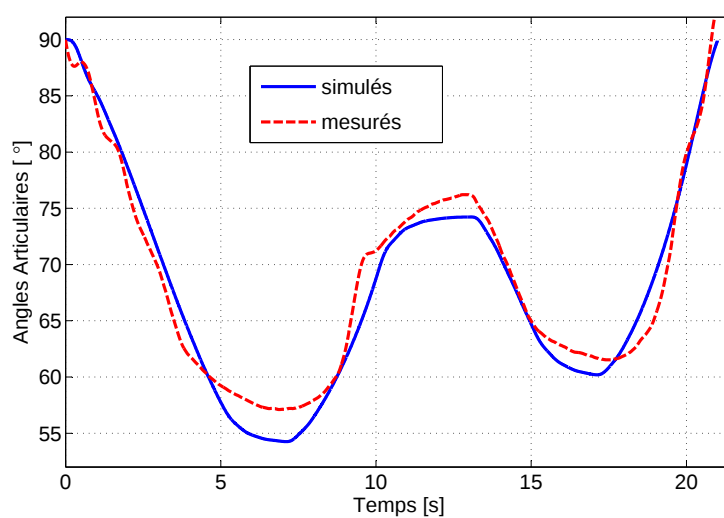
Les résultats de validation croisée sont illustrés par les sorties articulaires mesurées et simulées avec le modèle et par les erreurs entre les deux comme présenté par les figures 4.15-(b) et 4.15-(c), dans le cas de la jambe gauche du sujet 3. Les résultats de la validation croisée pour tous les autres sujets sont regroupés en Annexe C.5.

les résultats des validations croisées sont quantifiées à travers le même critère d'erreur **NRMSD** (Tableau 4.8).

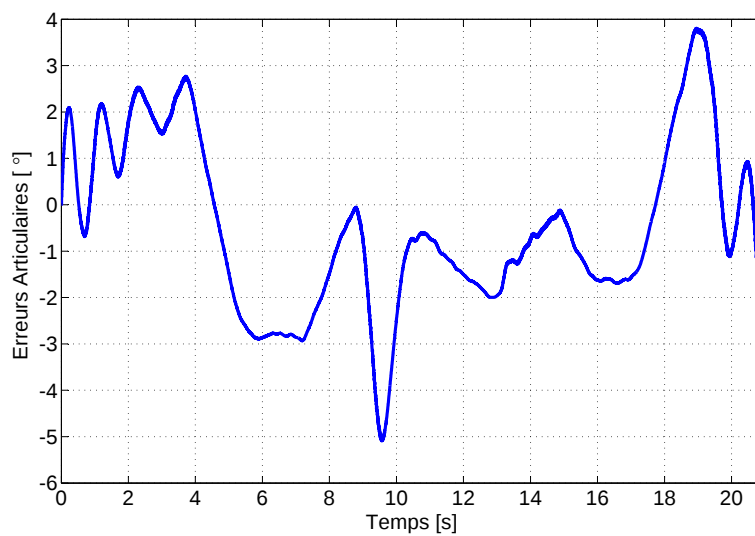
Sachant, que les mesures dynamiques recueillies pour la validation directe et pour la validation croisée sont faites lors d'un même test à quelques secondes d'intervalle, les modèles identifiés présentant de bons résultats de la validation directe le sont également lors la validation croisée (voir les jambes gauches des sujets 3-4-5-6 et les jambes droites des sujets 3-6-9-10 présenté en Annexe C.5). Ces résultats sont confirmés par les valeurs des critères des erreurs d'approximation **NRMSD** résumées dans le Tableau 4.8.



(a) Largeurs d'impulsion normalisées de la stimulation appliquée



(b) Sorties angulaires mesurées et simulées avec le modèle



(c) Erreurs articulaires de la validation croisée

Figure 4.15 - Résultats de la validation croisée pour la jambe gauche du sujet 3

Tableau 4.8 - *Résultats des validations croisées de tous les sujets*

Numéro du sujet	Jambe	Validation croisée NRMSD [%]
3	Droite	10.3
	Gauche	5.17
4	Droite	50.5
	Gauche	15.4
5	Droite	13.7
	Gauche	
6	Droite	9.34
	Gauche	6.87
7	Droite	17.3
	Gauche	13.2
9	Droite	9.55
	Gauche	19.7
10	Droite	12.2
	Gauche	

La validation croisée du quadriceps-jambe droit du sujet 4 n'est pas satisfaisante à l'image de la validation directe. Les résultats des validations croisées des deux jambes du sujet 7, présentent parfois des écarts importants mais illustrent un bon suivi de la dynamique du système réel.

En ce qui concerne la jambe gauche du sujet 10, nous constatons un écart important lors de la validation croisée alors que la validation directe représente le meilleur résultat inter-sujet. Ceci illustre la variabilité des paramètres du modèle à très court intervalle de temps. Ce point, pour ce sujet particulièrement, sera davantage discuté au §5.3.4.

4.10 Comparaison expérimentale avec un modèle de Hill

Dans cette partie, les résultats de validation expérimentale que nous avons obtenus avec le modèle utilisé jusqu'ici (qu'on appellera modèle DEMAR) sont comparés avec les résultats d'un modèle existant, largement utilisé dans le domaine de la modélisation des systèmes musculaires.

Pour cette comparaison expérimentale, nous avons choisi le modèle de Hill à trois fonctions illustré sur la figure 2.13. Ce modèle tient compte des propriétés physiologiques telles que les relations force-longueur et force-vitesse, ce qui permet d'exploiter les mêmes paramètres identifiés lors de notre protocole expérimental. Cette comparaison est étayée par les mesures expérimentales issues du système quadriceps-jambe gauche du sujet 3 sous stimulation électrique en condition dynamique.

4.10.1 Identification des paramètres du modèle de Hill

Comme décrit dans le §2.6, l'identification du modèle de Hill implique l'identification de :

1. la relation stimulation-activation, que nous avons considérée comme la fonction de recrutement, déjà identifiée dans §4.7 indépendamment du modèle du muscle,
2. la force isométrique maximale F_{cm} , identifiée et présentée dans le Tableau 4.7,
3. la relation force-longueur active du muscle global, regroupant l'**EC** et l'**ES**. Les paramètres de cette relation sont obtenus à partir de l'identification de la relation force longueur de l'**EC** (Tableau 4.5) et des relations de passage entre l'**EC** et le muscle, sous l'hypothèse d'une raideur infinie de l'**ES**, suivantes :

$$\begin{cases} L_0 = L_{c0} + L_{s0} \\ b_m = \left(\frac{L_{c0}}{L_0} \right) b \end{cases} \quad (4.6)$$

Où, b_m est le paramètre de forme de la relation force-longueur active gaussienne à l'échelle du muscle-tendon. Dans le cas du muscle droit fémoral, les paramètres de la relation force-longueur peut être ainsi déduite :

$$\begin{cases} L_0 = 5 L_{c0} \\ b_m = \left(\frac{1}{5} \right) b \end{cases} \quad (4.7)$$

4. la relation force-vitesse de l'ensemble muscle-tendon, qui n'a pas été présentée explicitement, et n'a donc pas été identifiée jusqu'ici.

Le modèle de la relation force-vitesse utilisée, est prise de [Riener et Fuhr, 1998], et s'exprime par :

$$F_{fv} = a_1 \arctan(a_2 \bar{v} + a_3) + a_4 \quad (4.8)$$

Où, a_i ($i = 1, 2, 3, 4$) sont des constantes, et $\bar{v}$ est la vitesse de contraction normalisée par rapport à la vitesse de contraction maximale v_m .

Les paramètres de la relation force-vitesse du modèle de Hill ont été identifiés à partir des données dynamiques articulaires obtenues lors du protocole 4.8.1, en utilisant la méthode de minimisation des erreurs de sorties présentée sur la figure 4.12.

Les paramètres de la relation force-vitesse ont été initialisés dans la procédure d'optimisation à partir des valeurs données dans [Riener et Fuhr, 1998] et estimés pour la jambe gauche du sujet 3 à :

$$a_1 = 0.35 \quad a_2 = 64.9 \quad a_3 = 0.8 \quad a_4 = 0.745 \quad v_m = 0.45$$

Les résultats de la validation directe, obtenus à partir des mêmes mesures expérimentales que dans §4.8.2, sont illustrés sur la figure 4.16.

Soumis à la même séquence de stimulation, le modèle de Hill et le modèle DEMAR sont comparés à travers leurs résultats de validations croisées et leurs erreurs articulaires par rapport au comportement dynamique mesuré comme illustré sur la figure 4.17.

4.10.2 Discussion

Les erreurs articulaires des validations croisées du modèle de Hill et du modèle DEMAR (figure 4.17-(b)) montrent une dynamique de l'erreur similaire ce qui illustre la capacité qualitatives des deux modèles à simuler le comportement du système musculosquelettique réel.

Cependant, les résultats quantitatifs de la validation croisée montrent une meilleure précision du modèle DEMAR.

Par ailleurs, il ne faut pas perdre de vue la complexité du modèle DEMAR et ce qu'elle implique en termes de difficulté d'identification et de temps de calcul.

Ainsi le modèle DEMAR, plus complexe mais plus précis, est mieux adapté pour la synthèse hors ligne des séquences de stimulation optimales (Chapitre 5), qui seront appliquées en boucle ouverte, tandis que le modèle de Hill, qui est moins précis mais plus rapide à calculer, serait un meilleur choix pour l'application de la stimulation électrique en boucle fermée dans une stratégie de commande référencées modèle.

Ces deux modèles pourraient être complémentaires dans une stratégie de commande hybride, combinant une commande anticipatrice ("*feedforward control*") et une commande en boucle fermée ("*feedback control*") [Ferrarin *et al.*, 2001, Veltink *et al.*, 1992] (§1.3.7.2).

En effet le modèle DEMAR pourrait être la base du contrôleur d'une commande anticipatrice, dont l'action est améliorée par une commande en boucle fermée basé sur un modèle plus rapide à calculer tel que le modèle de Hill. Ce type de combinaison est également utilisée dans [Chang *et al.*, 1997], où le contrôleur en boucle ouverte (*feedforward controller*) est à base de réseaux de neurones artificiels.

Cette démarche, en perspective, est d'autant plus originale que l'identification des paramètres des deux modèles ne nécessite qu'un seul et même protocole expérimental de mesures.

4.11 Conclusion

Dans ce chapitre, un protocole expérimental pour l'identification *in-vivo* des paramètres d'un modèle physiologique du système quadriceps-jambe humain, a été mis en place et testé sur plusieurs blessés médullaires dans le cadre d'un protocole accepté par le comité de protection des personnes (CPP).

Pour ces toutes premières expérimentations humaines, nous avons identifié les paramètres, à partir de mesures isométriques, de mesures dynamiques passives et de mesures dynamiques actives.

La qualité des résultats de l'identification est évaluée en condition isométrique et dynamique à travers une validation croisée exploitant des mesures supplémentaires.

Afin d'évaluer le choix de modèle, nous avons comparé expérimentalement le modèle de muscle que nous utilisons (DEMAR) avec un modèle de muscle de type Hill qui est le modèle le plus largement utilisé pour caractériser le comportement musculaire.

Les résultats de cette étude sont dans l'ensemble assez satisfaisants. Néanmoins, des erreurs de prédiction sont constatées chez quelques sujets, dues à la variabilité des paramètres du modèle dans le temps.

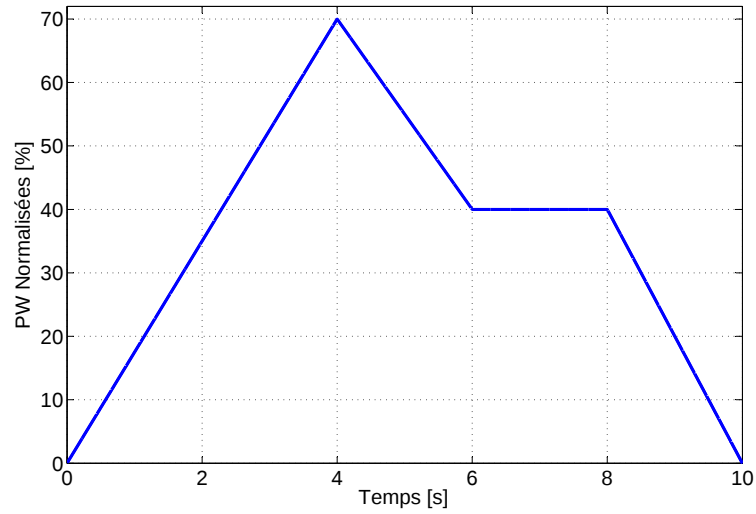
Plusieurs facteurs peuvent être la cause de cette modification du comportement tels que la fatigue, la spasticité ou bien la potentialisation, qui correspond à une amélioration de la force par une stimulation répétée à haute fréquence des muscles squelettiques [Brown et von Euler, 1938, Close et Hoh, 1968, Binder-Macleod *et al.*, 2002].

Ces résultats vont permettre dans un premier temps, d'exploiter les modèles ainsi identifiés dans une procédure de synthèse des séquences de stimulation (Chapitre 5) à des fins de suppléance fonctionnelle.

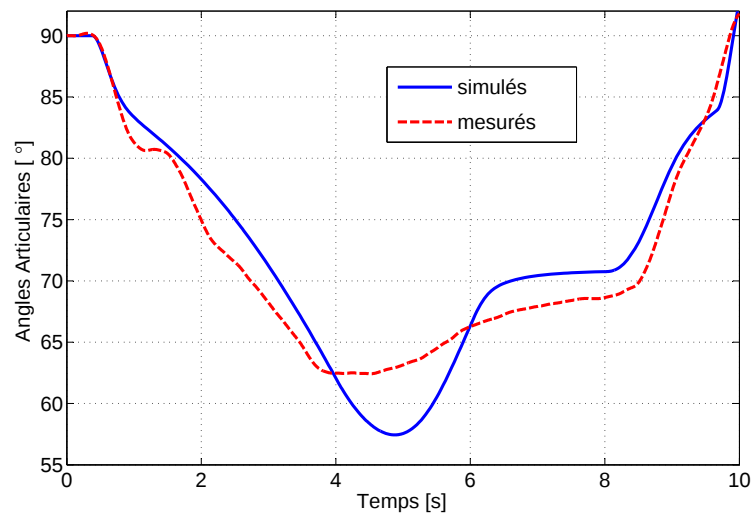
Une des perspectives de cette étude consiste à alléger le protocole d'identification en réduisant le nombre de paramètres pertinents en vue d'une identification se basant sur l'étude de la variabilité intra et inter-sujet, ainsi que sur l'étude de sensibilité du modèle à chaque paramètre, discuté dans le §2.8. Cette démarche de simplification de l'identification est similaire à celle utilisée dans [Franken *et al.*, 1993].

Une autre perspective de cette étude est l'utilisation des résultats d'identification à des fins de commande référencée modèle comme discutée dans le §4.10.2.

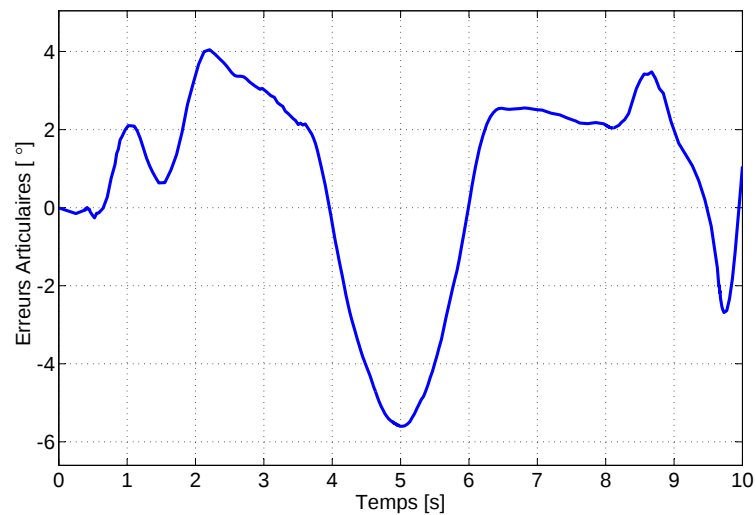
D'autres perspectives pour nos futurs travaux, consisteraient à tenir compte du phénomène de fatigue dans le modèle, à identifier des paramètres en ligne [MacNeil *et al.*, 1990] à partir des changements du comportement dynamique du système réel comme pour le cas isométrique (§4.9.1) et à généraliser le protocole à un système plus complexe incluant des muscles antagonistes.



(a) Largeurs d'impulsions normalisées de la stimulation appliquée

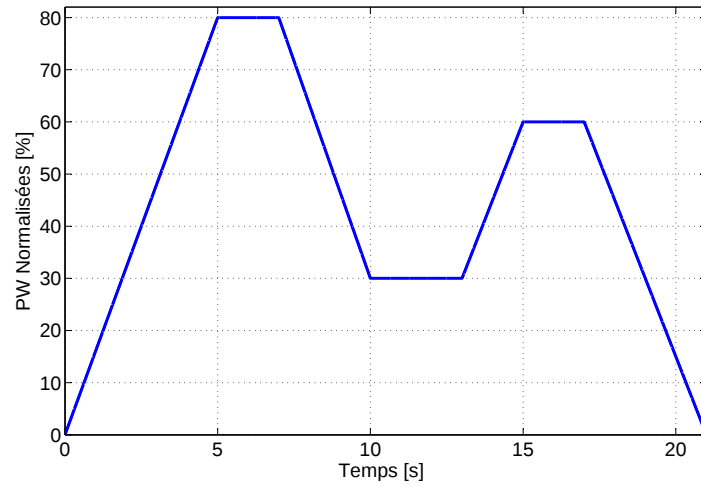


(b) Sorties articulaires mesurées et simulées avec le modèle de Hill

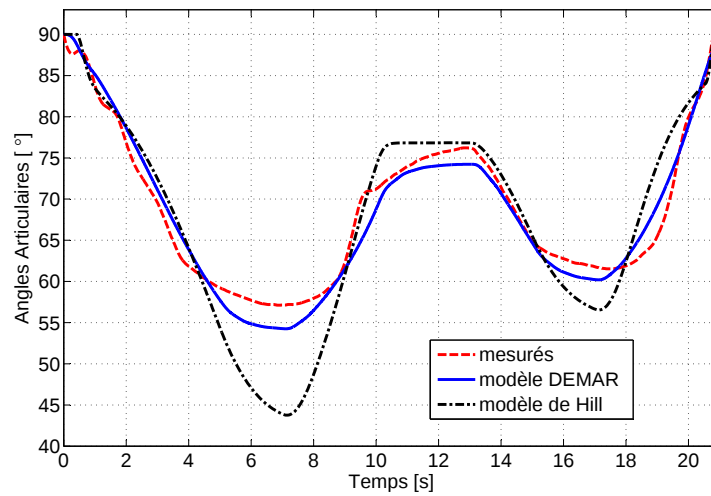


(c) Les erreurs articulaires entre les sorties mesurées et simulées avec le modèle de Hill

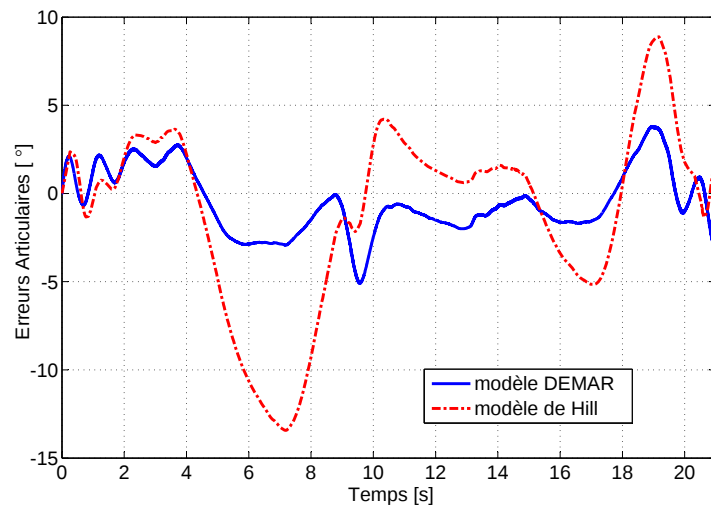
Figure 4.16 - Validation directe du modèle de Hill pour la jambe gauche du sujet 3



(a) Largeurs d'impulsion normalisées de la stimulation appliquée



(b) Sorties articulaires mesurées et simulées avec les deux modèles



(c) Les erreurs articulaires entre les sorties mesurées et simulées avec les deux modèles

Figure 4.17 - Comparaison des résultats des validations croisées entre le modèle DEMAR et le modèle de Hill pour la jambe gauche du sujet 3

Chapitre 5

Synthèse de séquences de stimulation optimales

Sommaire

5.1	Introduction	97
5.2	Synthèse de séquences de stimulation sous contraintes	99
5.2.1	Résolution du problème d'optimisation	101
5.2.2	Suivi d'une trajectoire articulaire polynomiale	101
5.2.3	Suivi d'une trajectoire optimale	104
5.2.4	Sans trajectoire de référence	106
5.2.5	Analyse et discussions	107
5.3	Validation expérimentale	110
5.3.1	Contexte expérimental	111
5.3.2	Modèle invariant dans le temps	111
5.3.3	Fatigue musculaire	112
5.3.4	Modèle variant dans le temps	115
5.4	Conclusion	119

5.1 Introduction

La suppléance fonctionnelle des membres paralysés chez les blessés médullaires, par application de séquences de stimulation électrique, consiste à restaurer des fonctions telles que la verticalisation, le maintien de la posture ou la déambulation. Ces différentes fonctions, aussi importantes les unes que les autres, nécessitent souvent le contrôle des états articulaires du système musculosquelettique.

Un des problèmes majeurs de l'utilisation des séquences de stimulation à des fins de suppléance fonctionnelle, est la synthèse de séquences adaptées à l'application désirée.

En milieu clinique, les séquences de stimulation sont souvent appliquées en boucle ouverte et choisies de façon empirique en se basant sur l'expérience du clinicien. Ce choix empirique conduit souvent à un niveau de fatigue musculaire élevé chez les patients. Dans ce chapitre, nous nous intéressons donc à la synthèse de séquences de stimulation appliquées en boucle ouverte en essayant d'optimiser ce choix.

La synthèse telle qu'elle est définie par la suite, consiste à trouver les séquences électriques, assurant un mouvement fonctionnel désiré, en se basant sur le modèle du système musculosquelettique. Elle a été réalisée de différentes façons dans divers travaux de la littérature.

Ainsi, dans [Kobetic et Marsolais, 1994, Chizeck *et al.*, 1988, Zhou *et al.*, 1997], la synthèse est faite de manière empirique à partir de la seule expérience du clinicien. Cette solution intuitive et restreinte à un nombre réduit de muscle ne garantit pas le meilleur choix des séquences de stimulation.

Les séquences de stimulation ont pu être obtenues dans [Veltink *et al.*, 1992, Riener et Fuhr, 1998, Ferrarin *et al.*, 2001] en utilisant une inversion analytique du modèle musculosquelettique. Cependant cette inversion analytique, permet de synthétiser les séquences de stimulation lors de l'activation d'un seul muscle à la fois. Ce choix d'activation est désigné dans [Guiraud, 2008] par *contrôle exclusif*.

L'inversion analytique est souvent difficile, voire impossible, à faire dans le cas de modèles musculosquelettiques complexes. De plus, cette méthode ne prend pas en compte le phénomène de co-contraction qui est de ce fait exclu. Par ailleurs, la co-contraction est présente dans la plupart des fonctions car elle permet d'augmenter la raideur articulaire et ainsi la résistance aux perturbations [Popović *et al.*, 1999].

Dans [Popović *et al.*, 1999], les auteurs ont eu recours à des techniques d'optimisation pour la synthèse des séquences de stimulation. Le principal avantage est la résolution du problème de la redondance musculaire tout en considérant le phénomène de co-contraction musculaire à travers un critère de minimisation adéquat.

Cependant, dans ce travail, le choix du critère d'optimisation ne fait pas apparaître dans les séquences synthétisées le phénomène de co-contraction. Ainsi, le rôle de l'optimisation est restreint à la résolution d'un problème numérique inverse du modèle.

Une autre méthode de synthèse des séquences de stimulation est proposée dans [Dariush *et al.*, 1998] comme une alternative aux méthodes d'optimisation. Elle consiste à partager les actionneurs musculaires en deux groupes : un groupe compense la gravité tandis qu'un autre réalise le mouvement.

Cette stratégie permet de résoudre le problème de la redondance musculaire, mais elle présente une activité musculaire élevée et ainsi une fatigue précoce due à une co-contraction qui n'est pas toujours justifiée.

Dans le travail présenté dans ce chapitre, nous avons opté pour l'utilisation des techniques d'optimisation car elles permettent de résoudre le problème de la redondance musculaire de diverses façons selon le critère de minimisation adopté. Elles permettent également de résoudre le problème inverse qui est très complexe dans le cas du modèle que nous utilisons.

Un des problèmes majeurs de la synthèse à des fins de suppléance fonctionnelle, est la façon même de définir les objectifs désirés et les difficultés qu'ils impliquent. Ainsi, un certain nombre de questions se pose : faut-il suivre une trajectoire articulaire et comment la définir ? Faut-il imposer une situation finale désirée très précise ? Qu'elle est le prix à payer en termes de fatigue musculaire et de stabilité du mouvement.

Une de nos contributions dans ce chapitre, est de répondre à ces questions en proposant trois stratégies de synthèse des séquences de stimulation (§5.2) appliquées au système musculosquelettique du genou actionné par les deux muscles antagonistes quadriceps et ischio-jambiers.

Ces stratégies de synthèse sont basées sur la formulation d'un problème d'optimisation non-linéaire sous contraintes physiologiques et mécaniques. Trois pistes ont été explorées et sont détaillées en §5.2.

Une autre de nos principales contributions est la validation expérimentale (§5.3) de la stratégie de synthèse basée sur le suivi d'une trajectoire désirée appliquée au deuxième groupe de patients (§4.3.1) qui a participé au protocole décrit au chapitre 4.

Le modèle identifié est constitué, pour ces toutes premières expérimentations humaines, du muscle quadriceps uniquement actionnant l'articulation du genou, ce qui réduit le problème à un contrôle exclusif.

Nous finissons ce chapitre par une conclusion, suivie de perspectives concernant la prise en compte de la variabilité du modèle dans le temps.

5.2 Synthèse de séquences de stimulation sous contraintes

Comme il a été précédemment discuté, la synthèse consiste en la définition des séquences de stimulation nécessaires à la génération du mouvement fonctionnel désiré.

Dans ce travail, nous définissons la synthèse sous la forme d'un problème d'optimisation d'un ou plusieurs paramètres de stimulation d'entrée, appliquée à deux muscles antagonistes simultanément. Cette optimisation est basée sur la minimisation d'une fonction coût F_{cost} sous contraintes physiologiques, telle que la charge électrique appliquée, ou sous contraintes mécaniques telles que les butées articulaires ou les limites des vitesses articulaires.

Cette fonction de coût peut être définie à partir d'un critère énergétique des activités musculaires sur tout l'horizon du mouvement. L'intérêt de l'utilisation de ce critère est de minimiser la fatigue tout en accomplissant un mouvement fonctionnel désiré.

Le problème d'optimisation est formulé comme suit :

$$\begin{cases} \min_{\mathbf{x}^q, \mathbf{x}^i} (F_{cost}(\mathbf{x}^q, \mathbf{x}^i)) \\ \mathbf{C}(\mathbf{x}^q, \mathbf{x}^i) \leq 0 \\ \mathbf{C}_{eq}(\mathbf{x}^q, \mathbf{x}^i) = 0 \end{cases} \quad (5.1)$$

où $\mathbf{x}^q = [x_1^q, \dots, x_n^q]$, $\mathbf{x}^i = [x_1^i, \dots, x_n^i]$ sont les vecteurs des paramètres des séquences de stimulation appliquées, respectivement, sur le quadriceps (exposant q) et l'ischio-jambiers (exposant i) durant toute la durée du mouvement. $\mathbf{C}$, $\mathbf{C}_{eq}$ sont les vecteurs regroupant les contraintes d'égalité et d'inégalité, telles que les limites maximales des paramètres de stimulation, les contraintes de butées articulaires et les contraintes de vitesses et d'accélération articulaires.

Le système musculosquelettique est celui décrit dans le chapitre 2 (figure 2.2) qui consiste en la jambe articulée autour du genou et actionnée par les deux muscles antagonistes quadriceps et ischio-jambiers.

Nous avons défini différentes stratégies de synthèse basées sur la nature des objectifs fonctionnels recherchés et exploitant différents critères :

- la première stratégie (§5.2.2) consiste à synthétiser les séquences de stimulation permettant de suivre une trajectoire articulaire polynomiale. Cette trajectoire polynomiale de degré cinq reliant deux situations articulaires, initiale et finale, est celle présentée dans [Khalil et Dombre, 1999]. La synthèse, dans ce cas, consiste à minimiser une fonction de coût de la forme :

$$F_{cost} = F_{act} + F_{err} \quad (5.2)$$

où F_{act} et F_{err} représentent respectivement des critères relatifs à l'activité musculaire et à l'erreur de suivi de trajectoire.

- la deuxième stratégie (§5.2.3) consiste à synthétiser les séquences de stimulation qui permettent de suivre une trajectoire optimale. Cette trajectoire optimale est obtenue par minimisation d'un critère énergétique couramment utilisé en robotique bipède et utilisé dans [Roussel, 1998]. La fonction de coût est donnée par l'équation (5.3).
- la troisième stratégie (§5.2.4) consiste à synthétiser les séquences de stimulation permettant d'accomplir un mouvement allant d'une situation initiale à une situation finale sans suivre de trajectoire de référence. Dans ce dernier cas, la fonction de coût est la suivante :

$$F_{cost} = F_{act} \quad (5.3)$$

où F_{act} est un critère lié à l'activité musculaire.

Afin de comparer ces différentes stratégies et d'analyser qualitativement l'effet de chacune sur le taux de co-contraction, nous avons défini un critère d'évaluation caractérisant ce taux, basé sur le rapport entre les couples musculaires antagonistes :

$$R_{co}(t) = 1 - \frac{|\Gamma_i - \Gamma_q|}{\Gamma_i + \Gamma_q} \quad (5.4)$$

où Γ_q et Γ_i sont les couples développés respectivement par les muscles quadriceps et ischio-jambiers.

Ce rapport est défini de telle sorte que des valeurs des couples proches conduisent à un taux de co-contraction élevé. Cependant, ce taux de co-contraction doit être indépendant des niveaux des couples, d'où la normalisation par rapport à la somme des couples. Ainsi, ce rapport est compris entre 0, qui correspond à l'absence totale de co-contraction et 1, qui correspond à un maximum de co-contraction.

Dans cette section, nous faisons également quelques hypothèses et simplifications réalistes afin de réduire le temps de calcul. Ainsi, nous considérons que la fréquence de stimulation est fixée à la fréquence de fusion correspondant à une contraction tétanique. Cette hypothèse, faite dans [Mohammed *et al.*, 2006], implique une commande chimique constante au niveau du modèle des deux muscles (c'est à dire, $|u| = |u|_+ = U_c$).

La synthèse des séquences de stimulation peut se faire par optimisation des amplitudes, des largeurs d'impulsion ou bien les deux à la fois. Dans un de nos travaux [Benoussaad *et al.*, 2007a], nous avons montré que l'optimisation d'un seul paramètre est suffisante pour assurer un bon suivi de trajectoire tout en réduisant la durée de l'optimisation par une réduction du nombre de paramètres optimisés. Pour les trois stratégies de synthèse que nous avons définies, nous avons opté pour l'optimisation des largeurs d'impulsion PW en fixant l'amplitude de stimulation.

Face aux temps de calcul élevés de la procédure d'optimisation, le nombre des largeurs d'impulsion optimisées doit être limité. Une solution à ce problème, proposée par Roussel [Roussel, 1998] dans le contexte de la robotique bipède, consiste à discrétiser la commande en la considérant constante par morceaux.

Ainsi, lors des différentes stratégies de synthèse, nous avons fixé le nombre des largeurs d'impulsion de stimulation de telle sorte que la fréquence de commande est de $4Hz$, c'est à dire que pour une seconde, on optimise quatre largeurs d'impulsion pour chaque muscle. Cette fréquence est suffisamment élevée en vue d'accomplir les mouvements définis lors des trois stratégies de synthèse.

La durée totale du mouvement pour les trois stratégies de synthèse est fixée à 5 *sec*. Ceci tient compte de l'amplitude angulaire à parcourir avec une vitesse articulaire réaliste de la jambe.

5.2.1 Résolution du problème d'optimisation

La résolution numérique des problèmes d'optimisation pose un certain nombre de difficultés qui sont principalement :

- l'initialisation des paramètres à optimiser,
- le problème de la convergence locale dû à la présence de minima locaux,
- le temps de calcul élevé pour les problèmes de grandes dimensions.

Les optimisations et les simulations sont exécutées sous Matlab 7.0.1 sur un ordinateur Pentium-IV, 3-GHz, 1-Gb RAM. Les simulations sont exécutées à travers l'intégration numérique (*ODE113* à pas variable) des équations dynamiques du système (2.22).

Le modèle du système musculosquelettique est fortement non-linéaire et multivariable. Ainsi, nous avons utilisé l'algorithme de Quasi-Newton pour la résolution du problème d'optimisation non-linéaire formalisé par l'équation (5.1). Cette méthode d'optimisation récursive nécessite l'initialisation des largeurs d'impulsion à optimiser. Ces largeurs d'impulsion ont été initialisées à 10% de leur valeur maximale.

5.2.2 Suivi d'une trajectoire articulaire polynomiale

Dans cette première approche, la fonction de coût minimisée tient compte des activités musculaires antagonistes (quadriceps et ischio-jambiers) ainsi que de l'erreur articulaire entre la trajectoire simulée et une trajectoire polynomiale de degré cinq reliant deux positions angulaires initiale θ_d^i et finale θ_d^f .

Avec les conditions aux limites suivantes :

$$\begin{cases} \theta_d(0) &= \theta_d^i \\ \theta_d(t_{fin}) &= \theta_d^f \\ \dot{\theta}_d(0) &= 0 \\ \dot{\theta}_d(t_{fin}) &= 0 \\ \ddot{\theta}_d(0) &= 0 \\ \ddot{\theta}_d(t_{fin}) &= 0 \end{cases} \quad (5.5)$$

cette fonction polynomiale de position peut se mettre sous la forme [Khalil et Dombre, 1999] :

$$\begin{cases} \theta_d(t) = \theta_d^i + (\theta_d^f - \theta_d^i)r(t) \\ r(t) = 10 \left(\frac{t}{t_{fin}} \right)^3 - 15 \left(\frac{t}{t_{fin}} \right)^4 + 6 \left(\frac{t}{t_{fin}} \right)^5 \end{cases} \quad (5.6)$$

où t est la variable de temps, telle que $0 \leq t \leq t_{fin}$ et t_{fin} la durée totale du mouvement. θ_d , $\dot{\theta}_d$ et $\ddot{\theta}_d$ sont respectivement les positions, les vitesses et les accélérations articulaires.

Le problème d'optimisation est alors formulé comme suit :

$$\begin{cases} \min_{\mathbf{PW}_q, \mathbf{PW}_i} F_{cost} = F_{act} + F_{err} \\ 0 \leq PW_q^p \leq PW_q^{max} \\ 0 \leq PW_i^p \leq PW_i^{max} \end{cases} \quad 1 \leq p \leq n \quad (5.7)$$

Où $\mathbf{PW}_q = [PW_q^1, \dots, PW_q^n]$ et $\mathbf{PW}_i = [PW_i^1, \dots, PW_i^n]$ sont respectivement les vecteurs des largeurs d'impulsion optimisées pour le quadriceps et l'ischio-jambiers durant toute la durée du

mouvement. PW_q^{max} , PW_i^{max} sont les largeurs d'impulsion maximales des stimulations appliquées au quadriceps et à l'ischio-jambiers.

La fonction coût F_{cost} est composée de deux parties.

La première partie représente le coût des activités musculaires lié directement à la dépense énergétique musculaire et ainsi à la fatigue et s'écrit :

$$F_{act} = \sum_{t=0}^{t_{fin}} (w_q \alpha_q^2(t) + w_i \alpha_i^2(t)) \quad (5.8)$$

Où les activités α_q , α_i du quadriceps et de l'ischio-jambiers correspondent au taux de recrutement des unités motrices (Eq. 2.7).

La deuxième partie quantifie l'erreur articulaire, représentant l'écart entre la trajectoire articulaire polynomiale θ_d (Eq. 5.6) et la trajectoire articulaire simulée θ_s . Elle s'écrit :

$$F_{err} = \sum_{t=0}^{t_{fin}} w_{err} (\theta_s(t) - \theta_d(t))^2 \quad (5.9)$$

La fonction coût quadratique F_{cost} , pondérée par les facteurs de poids w_q , w_i , w_{err} est évaluée sur toute la durée du mouvement (0 à t_{fin}).

L'influence du choix de ces poids sera discutée plus loin. Cependant, dans un premier temps, nous avons considéré une équivalence des contributions des deux muscles et de l'erreur en fixant leur poids égaux à $w_q = w_i = w_{err} = 1$.

Les résultats d'optimisation des largeurs d'impulsion sont présentés sur la figure 5.1-(a) après normalisation. Ces largeurs d'impulsion ainsi synthétisées montrent qu'elles permettent d'accomplir un mouvement selon une trajectoire polynomiale désirée, comme illustré sur la figure 5.1-(b).

Notons également que les largeurs d'impulsion appliquées au quadriceps sont inférieures à celles appliquées à l'ischio-jambiers alors que les couples résultants, illustrés sur la figure 5.1-(c), montrent l'inverse. Ceci est lié aux différences des caractéristiques des deux muscles à savoir la relation entre le niveau de stimulation et la force développée ainsi qu'à la différence entre les bras de levier.

L'évolution du taux de co-contraction, selon le critère que nous avons défini par l'équation 5.4, est présentée sur la figure 5.1-(d). Cette courbe du critère de co-contraction illustre un taux de co-contraction maximum au début du mouvement qui correspond à la position verticale de la jambe. Cette courbe (supérieure à 80%) montre également un taux de co-contraction élevé sur toute la durée du mouvement comme montré par les courbes des couples musculaires (figure 5.1-(c)).

L'influence des poids de la fonctions coût sur le taux de co-contraction est analysée à travers la comparaison des résultats des pondérations précédentes avec les résultats des pondérations suivantes : $w_{err} = 1$ et $w_q = w_i = 10$.

La figure 5.2-(a) présente les erreurs articulaires des trajectoires obtenues avec les deux pondérations par rapport à la trajectoire désirée. Les taux de co-contraction calculés dans le cas de chaque pondération sont présentés sur la figure 5.2-(b).

Ces résultats montrent qu'une pondération plus importante des activités musculaires (*pondération 2*) minimise le taux de co-contraction comme illustré sur la figure 5.2-(b). Ceci a comme conséquence une minimisation de la précision du suivi de la trajectoire articulaire comme présenté sur la figure des erreurs 5.2-(a).

Pour cette première stratégie de synthèse, le choix de la trajectoire n'est basé sur aucun critère énergétique. Il apparaît alors que le choix de la trajectoire de référence est un problème important qui l'est d'autant plus dans le cas de systèmes multi-articulaires.

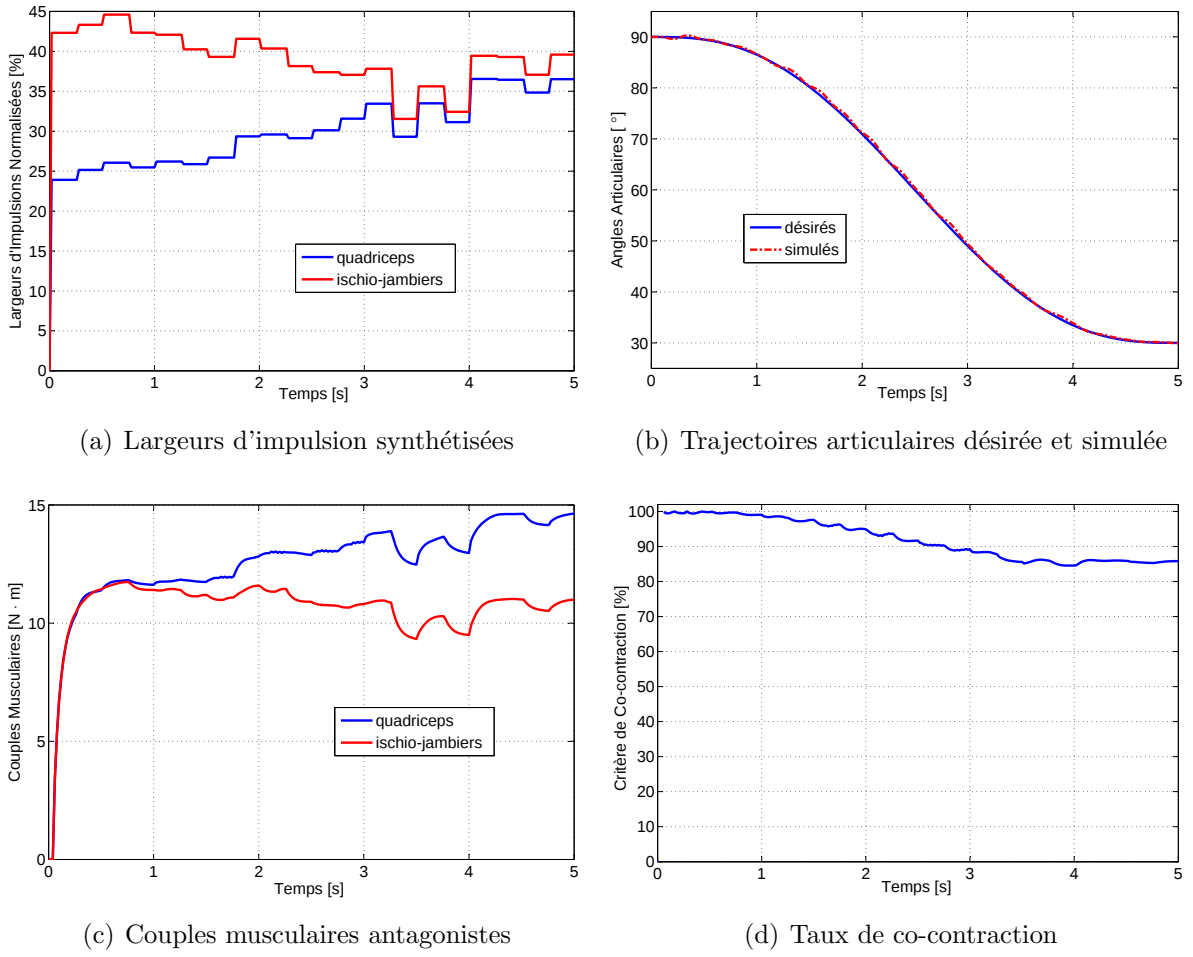


Figure 5.1 - *Synthèse des séquences de stimulation pour le suivi d'une trajectoire polynômiale*

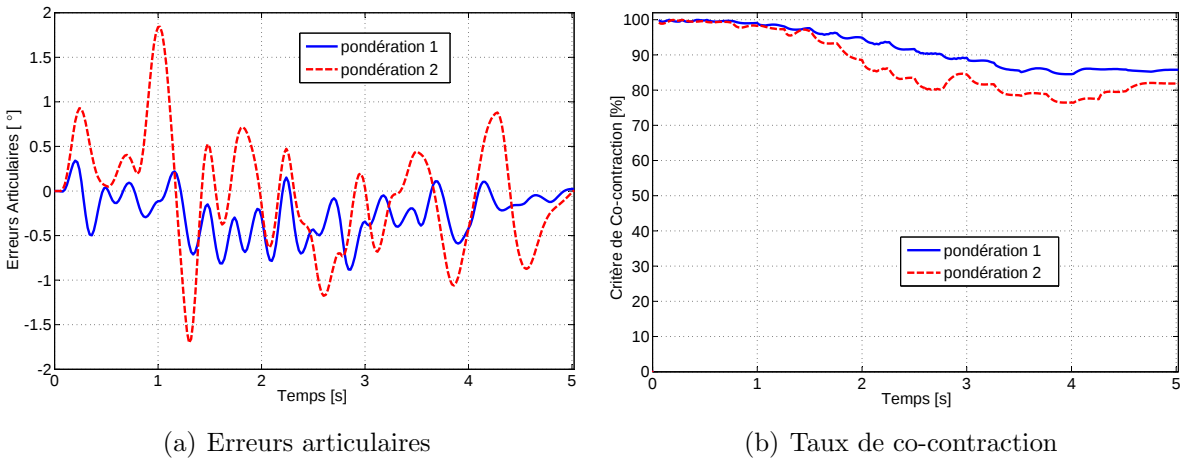


Figure 5.2 - *Sensibilité de la synthèse aux poids de la fonction de coût.*

pondération 1 : $w_{err} = w_q = w_i = 1$,

pondération 2 : $w_{err} = 1$ et $w_q = w_i = 10$

Ainsi, la question qui se pose alors est de savoir quels sont les critères pour choisir une trajectoire permettant d'accomplir une tâche tout en minimisant l'activité musculaire. Pour tenter de répondre à ces questions, dans le contexte de l'articulation du genou, nous avons proposé deux autres stratégies :

- en suivant une trajectoire optimisée au niveau articulaire,
- en ne fixant aucune trajectoire articulaire explicite.

5.2.3 Suivi d'une trajectoire optimale

En tenant compte des situations articulaires initiale et finale désirées telles que les angles, les vitesses et les accélérations, il est d'usage dans les applications robotiques de générer des trajectoires de référence optimales minimisant certains critères énergétiques [Roussel, 1998, Djoudi *et al.*, 2005].

Ainsi, dans cette deuxième approche, la procédure de synthèse des séquences de stimulation est divisée en deux étapes successives :

1. **Synthèse d'une trajectoire optimale.** La trajectoire de référence est optimisée en termes d'angle, de vitesse et d'accélération articulaires sur toute la durée du mouvement du genou (0 à t_{fin}) en minimisant le critère énergétique J_{traj} .

Afin de limiter le nombre des paramètres optimisés, la trajectoire est discrétisée en n points de passage, dont les états articulaires sont optimisés.

Ainsi, ce problème d'optimisation est formulé par :

$$\left\{ \begin{array}{l} \min_{\theta_{opt}, \dot{\theta}_{opt}, \ddot{\theta}_{opt}} J_{traj} = \sum_{t=0}^{t_{fin}} |T_a(t) \cdot \dot{\theta}_{opt}(t)| \\ \theta_d^{min} \leq \theta_{opt} \leq \theta_d^{max} \\ |\dot{\theta}_{opt}| \leq \dot{\theta}_d^{max} \\ |\ddot{\theta}_{opt}| \leq \ddot{\theta}_d^{max} \\ [\theta_{opt}^f, \dot{\theta}_{opt}^f, \ddot{\theta}_{opt}^f] = [\theta_d^f, \dot{\theta}_d^f, \ddot{\theta}_d^f] \end{array} \right. \quad (5.10)$$

où T_a est le couple articulaire actif et $\theta_{opt} = [\theta_{opt}^1, \dots, \theta_{opt}^n]$, $\dot{\theta}_{opt} = [\dot{\theta}_{opt}^1, \dots, \dot{\theta}_{opt}^n]$ et $\ddot{\theta}_d = [\ddot{\theta}_d^1, \dots, \ddot{\theta}_d^n]$ les vecteurs des angles, des vitesses et des accélérations articulaires optimisés. $(\theta_d^{min}, \theta_d^{max}, \dot{\theta}_d^{max}, \ddot{\theta}_d^{max})$ sont les conditions aux limites des angles, des vitesses et des accélérations articulaires. $[\theta_{opt}^f, \dot{\theta}_{opt}^f, \ddot{\theta}_{opt}^f]$ et $[\theta_d^f, \dot{\theta}_d^f, \ddot{\theta}_d^f]$ sont les états articulaires finaux optimisés et désirés.

2. **Synthèse des séquences de stimulation optimales.** La trajectoire optimale, précédemment obtenue, est utilisée comme trajectoire articulaire de référence à suivre dans une procédure d'optimisation des séquences de stimulation semblable à celle définie lors de la précédente stratégie (§5.2.2). Le type et le nombre des paramètres de stimulation à optimiser ainsi que le critère à minimiser restent donc inchangés, comme le montre la formulation du problème d'optimisation :

$$\begin{cases} \min_{\mathbf{PW}_q, \mathbf{PW}_i} F_{cost} = F_{act} + F_{err} \\ 0 \leq \mathbf{PW}_q \leq \mathbf{PW}_q^{max} \\ 0 \leq \mathbf{PW}_i \leq \mathbf{PW}_i^{max} \end{cases} \quad (5.11)$$

Le critère F_{act} lié à l'activation est similaire à celui de la première approche, décrit par l'équation (5.8). Les poids de la fonction de coût sont également fixés à $w_q = w_i = 1$. Cependant, le critère F_{err} liée à l'erreur suivi de trajectoire s'écrit :

$$F_{err} = \sum_{t=0}^{t_{fin}} (\theta_s(t) - \theta_{opt}(t))^2 \quad (5.12)$$

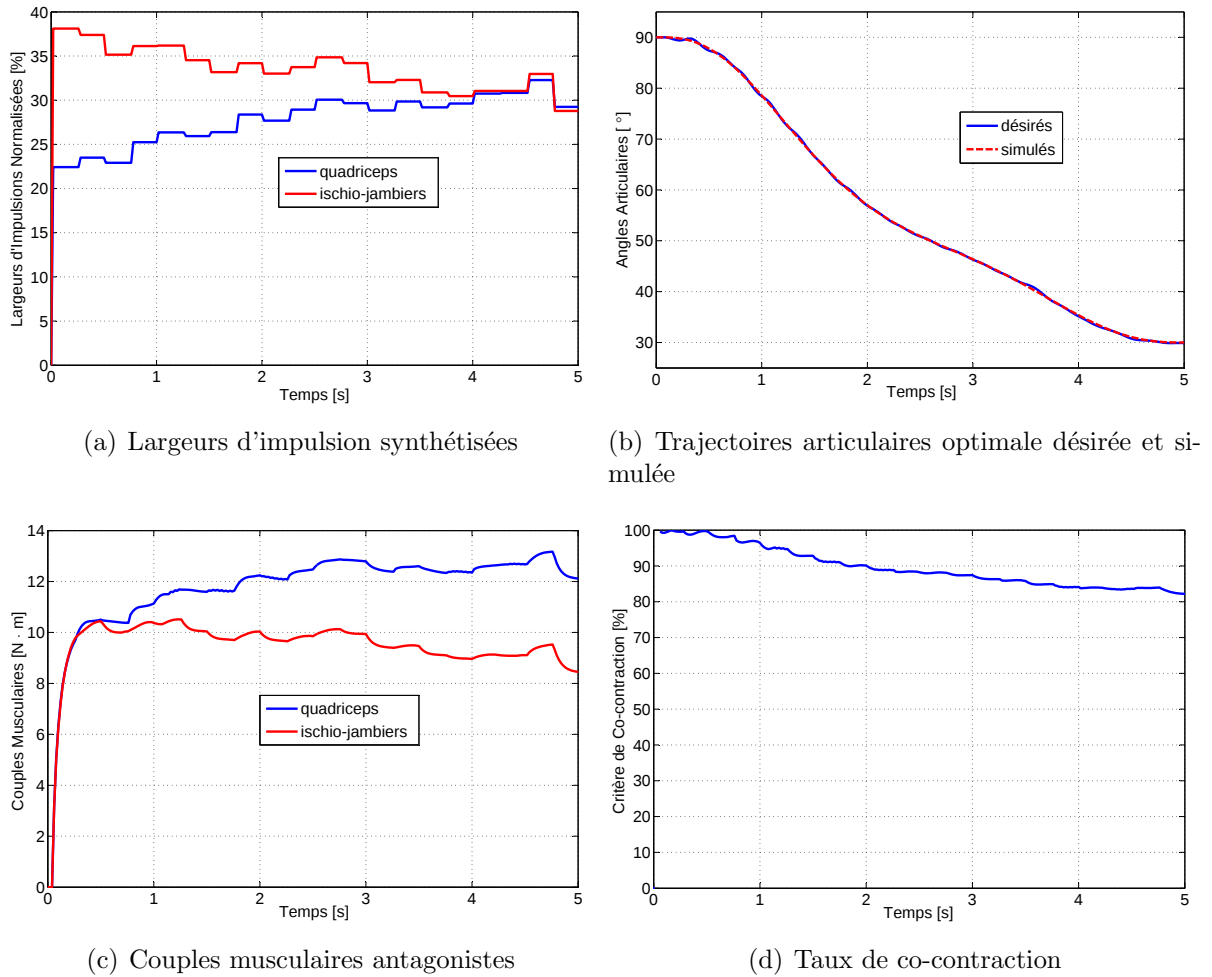


Figure 5.3 - Synthèse des séquences de stimulation pour le suivi d'une trajectoire optimale

Les résultats de ces deux étapes successives, présentés sur la figure 5.3, montrent un bon suivi de la trajectoire articulaire optimale par la trajectoire simulée obtenue avec le modèle (figure 5.3-(b)). Cette trajectoire simulée est obtenue par l'application des séquences de stimulation synthétisées, dont les largeurs d'impulsion sont présentées sur la figure 5.3-(a).

La figure 5.3-(d), montre un taux de co-contraction élevé durant tout le mouvement de la jambe (critère supérieur à 80%). En effet, la deuxième étape de cette stratégie de

synthèse qui consiste à suivre une trajectoire, bien qu'optimale, est fondamentalement identique à la stratégie précédente. Ceci vient du fait que l'optimisation de la trajectoire de référence ne tient pas compte des caractéristiques de l'actionnement musculaire et du principe de l'antagonisme.

Ce taux de co-contraction élevé laisse penser que l'énergie au niveau musculaire et ainsi la fatigue seront davantage élevés. Ce point sera développé plus loin.

En attendant, l'analyse des stratégies précédentes montre que le suivi d'une trajectoire augmente le taux de co-contraction et ainsi l'activation musculaire. Cependant, dans beaucoup de cas en pratique, il existe peu de besoin d'un suivi précis d'une trajectoire articulaire.

Ceci nous conduit à une optimisation des séquences de stimulation sans fixer de trajectoire de référence à suivre mais simplement des conditions finales à atteindre, ce qui fera l'objet de la stratégie suivante.

5.2.4 Sans trajectoire de référence

Dans la stratégie suivante, la synthèse des séquences de stimulation optimales est faite en une seule étape en minimisant uniquement les activités musculaires sur toute la durée du mouvement limitant ainsi la fatigue.

Pour exécuter un mouvement à partir de conditions initiales $(\theta_i, \dot{\theta}_i)$ vers des conditions finales désirées $(\theta_d^f, \dot{\theta}_d^f)$ qui, pour l'instant, sont les angles et les vitesses, aucune trajectoire n'est imposée.

Ainsi, l'approche proposée consiste à optimiser les largeurs d'impulsion des séquences de stimulation qui minimisent le coût quadratique des activités musculaires F_{act} , similaire à celui de l'équation (5.8), sous les contraintes de conditions finales, c'est à dire d'angle et de vitesse à atteindre.

Cependant la minimisation des activités musculaires entraîne souvent un mouvement articulaire oscillatoire avant d'atteindre la position finale désirée. Ce mouvement oscillatoire est dû à la contribution de la gravité au mouvement qui ne représente aucune dépense énergétique.

Ce mouvement oscillatoire n'est pas réaliste et doit être évité. L'introduction d'une nouvelle contrainte sur le signe de la vitesse de telle sorte qu'elle soit toujours dans le sens du mouvement permet de s'affranchir de ce phénomène. Cette contrainte s'écrit :

$$\text{Signe}(\dot{\theta}_s) = \text{Signe}(\theta_d^f - \theta^i)$$

Ainsi, la formulation du problème d'optimisation s'écrit :

$$\left\{ \begin{array}{l} \min_{\mathbf{PW}_q, \mathbf{PW}_i} F_{act} = \sum_{t=0}^{t_{fin}} (w_q \alpha_q^2(t) + w_i \alpha_i^2(t)) \\ 0 \leq \mathbf{PW}_q \leq \mathbf{PW}_q^{max} \\ 0 \leq \mathbf{PW}_i \leq \mathbf{PW}_i^{max} \\ \begin{bmatrix} \theta_s^f \\ \dot{\theta}_s^f \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \theta_d^f \\ \dot{\theta}_d^f \end{bmatrix} \\ \theta_d^{min} < \theta_s < \theta_d^{max} \\ |\dot{\theta}_s| \leq \dot{\theta}_d^{max} \\ \text{Signe}(\dot{\theta}_s) = \text{Signe}(\theta_d^f - \theta^i) \end{array} \right. \quad (5.13)$$

Où Signe représente la fonction signe. θ^i est l'angle articulaire initial. $(\theta_s, \dot{\theta}_s)$ sont respectivement l'angle et la vitesse articulaires simulés et $(\theta_s^f, \dot{\theta}_s^f)$ leur valeur respective finale. $(\theta_d^f, \dot{\theta}_d^f)$ sont respectivement l'angle et la vitesse articulaires désirés du genou. $(\theta_d^{\min}, \theta_d^{\max}, \dot{\theta}_d^{\max})$ sont les conditions aux limites des angles et des vitesses articulaires.

Les résultats du mouvement simulé, à partir des séquences de stimulation synthétisées avec cette dernière approche, sont présentés sur la figure 5.4.

La trajectoire articulaire obtenue est satisfaisante comme montré sur la figure 5.4-(b) tout en respectant les différentes contraintes telles que la position et la vitesse articulaires finales ainsi que le sens de la vitesse du mouvement.

Néanmoins, il est à noter une stabilisation du mouvement de la jambe lors des deux premières secondes avant de continuer le mouvement. Ceci est dû au choix de la durée totale du mouvement qui peut être trop longue et ainsi inappropriée pour accomplir un tel mouvement. Une des perspectives de cette stratégie est d'optimiser la durée du mouvement afin d'éviter ce choix inadapté.

Les largeurs d'impulsion normalisées et les couples musculaires présentés sur les figures 5.4-(a) et 5.4-(c) traduisent une réduction significative de la co-contraction des muscles antagonistes, contrairement aux résultats obtenus avec les méthodes précédentes.

En effet, le critère de co-contraction présenté sur la figure 5.4-(d) reflète un taux de co-contraction très faible à partir de la deuxième seconde. En revanche, ce taux de co-contraction est relativement élevé lors de la période de stabilisation de la jambe (avant la deuxième seconde). Cependant, ce taux de co-contraction élevé est calculé à partir de petites valeurs des couples musculaires et introduit de ce fait très peu de dépense énergétique.

Une analyse et une comparaison plus détaillée des trois approches définies jusqu'ici de synthèse des séquences de stimulation sont présentées dans la section suivante.

5.2.5 Analyse et discussions

Pour une meilleure comparaison entre les trois approches de synthèse des séquences de stimulation, les mêmes positions et vitesses articulaires finales ont été choisies.

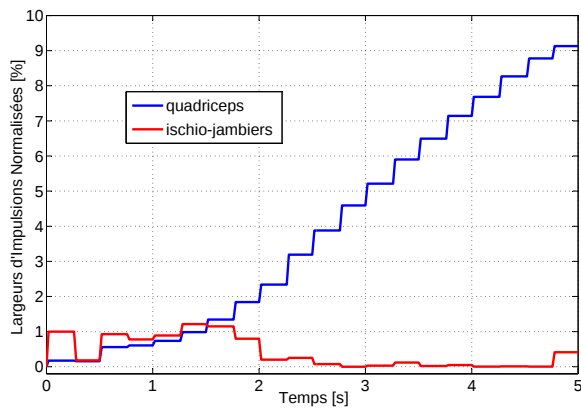
L'évolution des fonctions de coût des trois méthodes de synthèse, normalisées par rapport à leur valeur maximale, durant les 40 premières itérations d'optimisation sont présentées sur la figure 5.5. Chaque fonction de coût décroît vers un état stable.

L'apparition du phénomène de co-contraction lors des résultats des deux premières approches est due à la contrainte d'un suivi précis de trajectoire. Ce résultat est comparable au mouvement naturel volontaire chez l'humain, où un haut niveau de précision nécessite un taux de co-contraction plus élevé.

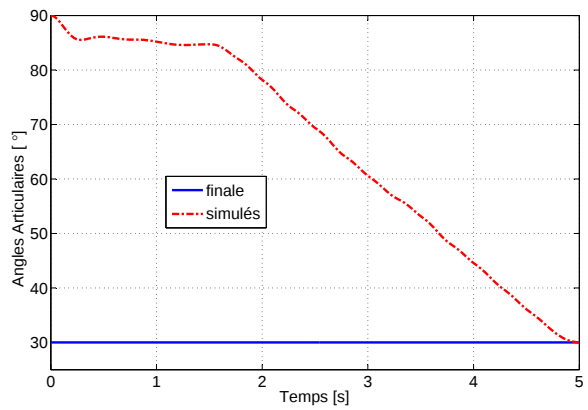
Ce phénomène de co-contraction peut être utile pour la stabilité du mouvement. Cependant, il n'est ni contrôlé, ni optimal par rapport à la tâche réalisée. De plus, la co-contraction n'est pas toujours nécessaire comme lors d'une phase de balancement de la jambe au cours de la déambulation.

Le niveau élevé du phénomène de co-contraction lors des deux premières méthodes est justifié par le choix des fonctions de coût qui tiennent compte à la fois des activités musculaires et des erreurs articulaires. En effet, le niveau de co-contraction est étroitement lié au choix de ses poids qui est capital dans la balance précision-dépense des activités musculaires. Ainsi, l'augmentation des poids w_q et w_i , liés aux activités musculaires, minimise la dépense énergétique musculaire au détriment d'une diminution de la précision du suivi de trajectoire (figure 5.2).

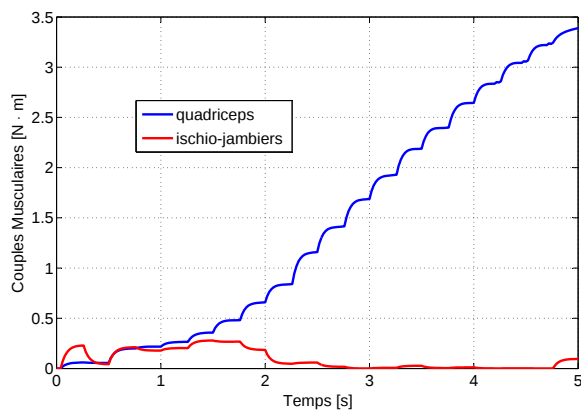
5.2. Synthèse de séquences de stimulation sous contraintes



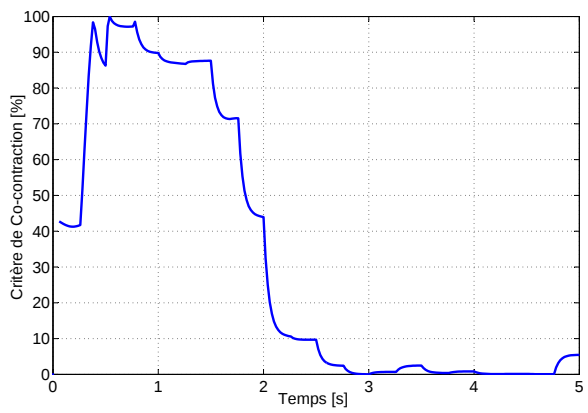
(a) Largeurs d'impulsion synthétisées



(b) Trajectoire articulaire simulée et position finale



(c) Couples musculaires antagonistes



(d) Taux de co-contraction

Figure 5.4 - Synthèse des séquences de stimulation sans trajectoire de référence

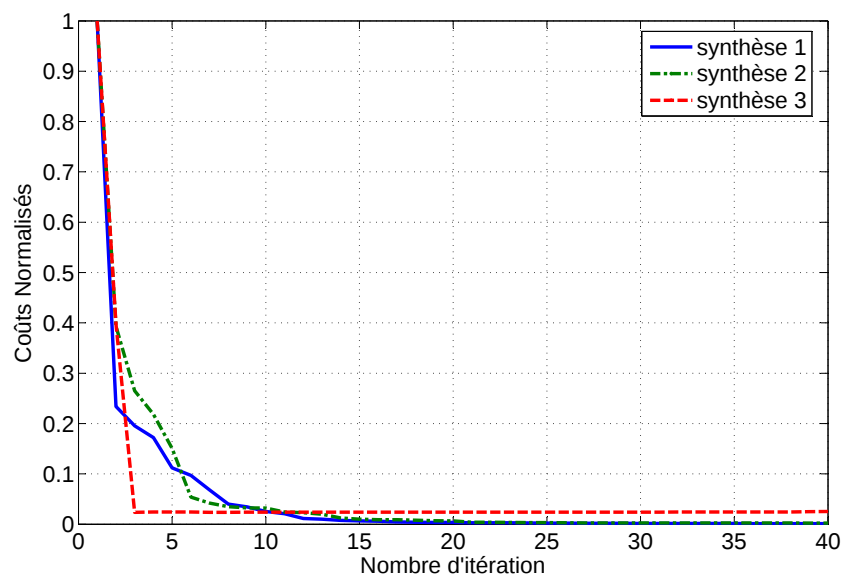


Figure 5.5 - Évolution des fonctions de coût normalisées

Le phénomène de co-contraction est très largement diminué lors de la troisième approche qui ne tient pas compte de l'erreur de trajectoire, minimisant exclusivement les activités musculaires. Ainsi, le résultat de cette troisième approche se rapproche de celui d'une stratégie de *contrôle exclusif*.

La première approche est la seule qui permet de définir une trajectoire désirée qui peut être quelconque. Bien que les résultats de cette approche présentent un taux d'activité musculaire élevé, elle peut être très utile en pratique lors d'un suivi de trajectoire pour accomplir une tâche de préhension par exemple.

Cependant, dans le cas où seules les situations initiales et finales sont exprimées, comme lors des deuxième et troisième approches, le suivi de la trajectoire n'a aucun intérêt pratique, d'autant plus qu'il présente une activité musculaire plus élevée et ainsi plus de fatigue.

Les trois approches de synthèse ont été analysées et comparées d'un point de vue dépense énergétique à différents niveaux. Pour cela, deux critères énergétiques ont été définis pour quantifier cette dépense par unité de temps.

Le premier critère E_{art} au niveau articulaire exploite les couples résultants autour de l'articulation et s'exprime par la fonction :

$$E_{art} = \frac{1}{t_{fin}} \sum_{t=0}^{t_{fin}} |(\Gamma_i(t) - \Gamma_q(t)) \cdot \dot{\theta}(t)| \quad (5.14)$$

Où, Γ_q et Γ_i sont respectivement les couples développés par le quadriceps et l'ischio-jambiers. Ce critère, proche de la fonction de coût de l'équation (5.10), est comparable à celui utilisé classiquement en robotique bipède [Roussel, 1998].

Le second critère est défini au niveau des actionneurs musculaires et tient compte des activités musculaires antagonistes, traduisant ainsi le taux de co-contraction. Il s'exprime sous la forme :

$$E_{mus} = \frac{1}{t_{fin}} \sum_{t=0}^{t_{fin}} (\alpha_q^2(t) + \alpha_i^2(t)) \quad (5.15)$$

Les résultats de la quantification des dépenses énergétiques des trois approches de synthèse, vus par les deux critères énoncés précédemment, sont illustrés sur la figure 5.6.

Bien que la dépense d'énergie au niveau articulaire E_{art} soit sensiblement identique avec les trois approches, le critère E_{mus} montre une dépense énergétique de la troisième méthode très inférieure aux autres.

Cette différence importante s'explique par la différence entre les taux de co-contraction de la première et deuxième approche (figure 5.1-(d) et 5.3-(d)) avec celui de la troisième approche (figure 5.4-(d)).

Ainsi, pour atteindre un état articulaire désiré, le suivi d'une trajectoire explicitement planifiée, souvent fait en robotique avec des actionneurs classiques (électriques, pneumatique,...), se révèle être inapproprié dans le cas du contrôle des systèmes musculosquelettiques à cause de la dépense énergétique au niveau musculaire qu'il engendre.

La diminution du taux de co-contraction lors de la troisième méthode réduit le niveau de la fatigue musculaire. Cependant, le phénomène de co-contraction, souvent observé dans les systèmes naturels, est très utile pour la stabilité du système musculosquelettique face aux perturbations extérieures telles que le contact avec le sol lors de la déambulation. Cette stabilité est assurée par une augmentation de la raideur articulaire active [Popović *et al.*, 1999].

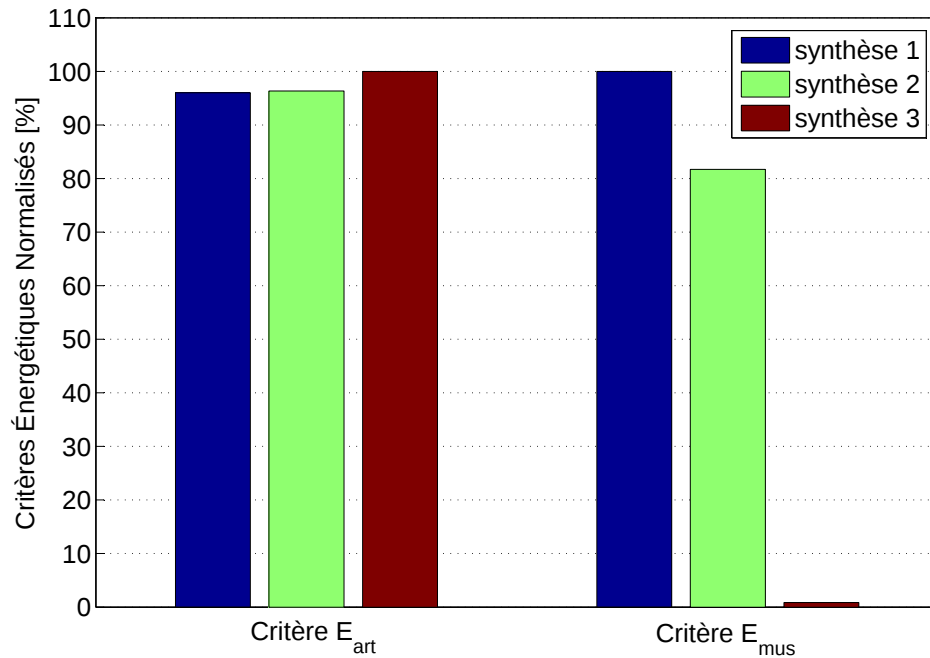


Figure 5.6 - Bilan énergétique des trois méthodes de synthèse vu par les deux critères

Ainsi, une perspective de ce travail est de trouver un compromis entre une minimisation énergétique des activités musculaires et un contrôle robuste et efficace du mouvement ou de la posture, à travers une raideur articulaire active adéquate.

Ce compromis doit passer par une caractérisation de la raideur articulaire active en fonction de l'état des actionneurs musculaires et de leur activation. Ceci permettrait d'augmenter le niveau de contrôle du système musculosquelettique, en y ajoutant une consigne sur la raideur articulaire active indépendamment des couples articulaires [Hogan, 1984, Migliore *et al.*, 2005].

Néanmoins, le choix d'un profil de raideur demeure un problème entier qui doit tenir compte des différentes phases de la tâche à accomplir.

Les résultats de ces différentes approches de synthèse ont fait l'objet d'une publication dans *IROS'2008* [Benoussaad *et al.*, 2008].

5.3 Validation expérimentale

La faisabilité pratique des résultats de synthèse, exposés dans le paragraphe précédent, a été validée expérimentalement.

Le suivi d'une trajectoire articulaire désirée représente un défi important en termes de contrôle du mouvement sous FES. Ainsi, pour l'instant, nous avons testé expérimentalement la première approche de synthèse de séquences de stimulation qui permet le suivi d'une trajectoire de référence.

Comme nous l'avons décrit au §4.3.1, le deuxième groupe de sujets, ayant participé au protocole d'identification des paramètres, a également participé au protocole expérimental de synthèse. L'enchaînement des séances d'inclusion, de cartographie musculaire, d'entraînement, d'identification des paramètres et de synthèse pour ce groupe de sujets est illustré sur la figure 5.7.

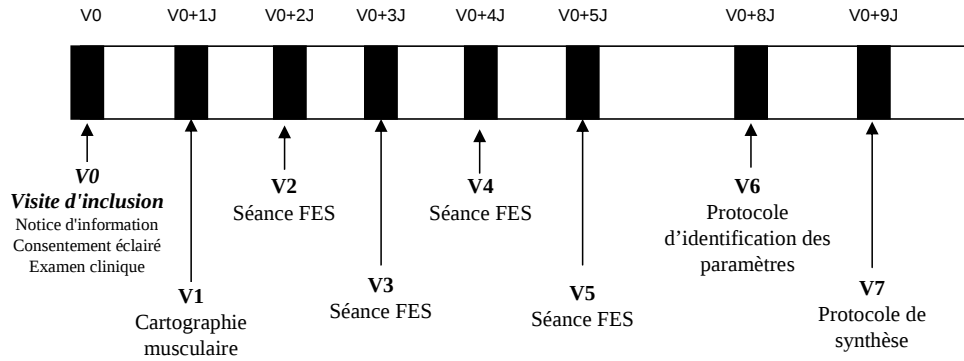


Figure 5.7 - Schéma du protocole expérimental global illustrant l'enchaînement des séances

5.3.1 Contexte expérimental

Les séquences de stimulation ont été synthétisées entre les séances **V6** et **V7** (figure 5.7) grâce au modèle identifié lors du protocole d'identification (séance **V6**). Le contexte expérimental est le même que lors du protocole d'identification des paramètres mécaniques du muscle présenté sur la figure 4.11. Lors de ce protocole, la jambe est laissée libre (sans contrainte mécanique) comme pour le protocole d'identification des paramètres mécaniques (§4.8.1).

Les séquences de stimulation synthétisées ont été appliquées au quadriceps et le mouvement engendré de la jambe est mesuré et comparé à la trajectoire de référence.

Pour cette validation expérimentale de l'approche de synthèse, nous considérons, dans un premier temps, que les paramètres identifiés du modèle sont invariants dans le temps, comme présenté en §5.3.2.

La variabilité du comportement du système due au phénomène de la fatigue musculaire est testée expérimentalement et sera discutée en §5.3.3.

En tenant compte de cette variabilité dans le temps en §5.3.4, nous tentons de définir les paramètres qui reflètent cette variabilité afin de les identifier de nouveau à partir de mesures supplémentaires.

5.3.2 Modèle invariant dans le temps

Le protocole d'identification des paramètres et le protocole de synthèse ont été fait lors de différentes séances comme illustré sur la figure 5.7. Cette organisation du protocole nous a permis d'identifier les paramètres du modèle puis de synthétiser les séquences de stimulation pour la séance **V7**.

Dans un premier temps, nous avons considéré l'hypothèse de l'invariance des paramètres du modèle dans le temps. Ainsi, tous les phénomènes de fatigue et de potentialisation ainsi que le changement de la relation stimulation-activation lié au changement de l'emplacement des électrodes de stimulation ont été négligés.

Les résultats du protocole de synthèse sont présentés sur la figure 5.8 dans le cas de la jambe gauche du sujet 6 (présenté à gauche) et de la jambe droite du sujet 9 (présenté à droite). Ces deux sujets présentent les meilleurs résultats que nous ayons obtenus. Ces résultats permettent également d'introduire la problématique de la variabilité des paramètres dans le temps, qu'on discutera par la suite.

Les largeurs d'impulsion des séquences de stimulation synthétisées pour les sujets 6 et 9 sont respectivement montrées sur les figures 5.8-(a,b)

Les trajectoires désirées, à partir desquelles la synthèse a été réalisée, sont présentées sur les figures 5.8-(c-d). Ces figures présentent également les sorties articulaires simulées avec le modèle ainsi que les mesures articulaires du genou, obtenues lors de l'application des séquences synthétisées.

La comparaison entre les sorties angulaires mesurées et les trajectoires articulaires désirées reflète un bon résultat de synthèse dans le cas du sujet 6, comme montré sur la figure 5.8-(c). Les erreurs articulaires entre ces deux trajectoires sont montrées sur la figure 5.8-(e), illustrant un petit écart qui correspond à un critère d'erreur **NRMSD** (défini en Annexe D) autour de 8%.

Ce résultat probant n'est pas obtenu dans le cas du sujet 9 dont les sorties articulaires présentent un écart important des amplitudes du mouvement comme illustré par les sorties articulaires (figure 5.8-(d)) et les erreurs articulaires (figure 5.8-(f)). Ainsi, les résultats du sujet 9 illustrent la variabilité du modèle dans le temps.

Notons également sur cette figure, que la variabilité va dans les sens d'une augmentation des sorties articulaires mesurées par rapport à celles désirées et celles simulées avec le modèle.

Cette augmentation lors des tests sur la jambe droite du sujet 9 peut être expliquée par :

- un phénomène de potentialisation musculaire à la stimulation électrique, qui correspond à une amélioration de la force par une stimulation répétée,
- les erreurs de mesures lors du protocole d'identification (séance **V6**) dues à la fatigue. Ainsi, le modèle identifié lors de la séance **V6** peut être celui d'un muscle fatigué, ce qui n'est pas pris en considération pour l'instant.

Malgré tout, les dynamiques des mouvements du modèle et du système quadriceps-jambe réel sont similaires, comme illustré sur la figure des sorties articulaires 5.8-(d).

Les résultats du protocole de synthèse, appliqué à la jambe gauche du sujet 9, sont présentés sur la figure 5.9. Ils illustrent un changement de comportement lors de la même séquence de stimulation.

Les largeurs d'impulsion des séquences de stimulation ainsi appliquées sont présentées sur la figure 5.9-(a).

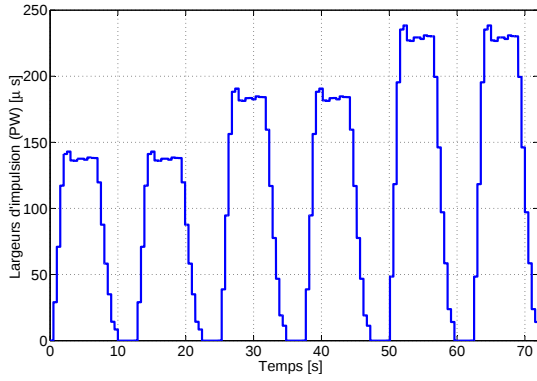
Les résultats des sorties articulaires présentés sur la figure 5.9-(b) confirment en partie la validité des séquences de stimulation (deuxième partie du mouvement). Néanmoins, ils illustrent un très grand écart lors des premières réponses (figure 5.9-(c)).

Parmi les facteurs de modification, cités précédemment, la fatigue reste le plus répandu dans les applications FES. Pour conforter cette hypothèse, la section suivante propose une analyse des sorties articulaires du système quadriceps-jambe réel, soumis à la stimulation répétée des mêmes séquences de stimulation synthétisées également.

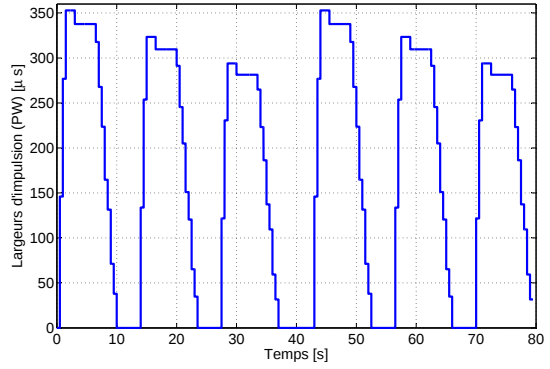
5.3.3 Fatigue musculaire

Dans cette section, nous nous intéressons à l'effet de la fatigue sur le comportement dynamique du système musculosquelettique. En effet, il est très utile de comprendre le changement du comportement dynamique d'un point de vue fonctionnel et à un niveau macroscopique dans un premier temps, afin d'enrichir le modèle pour aller vers un modèle tenant compte de ces variations.

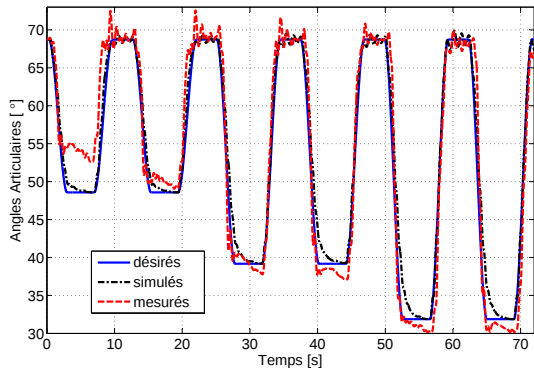
Le contexte expérimental est le même que celui décrit en §5.3.1. Les séquences de



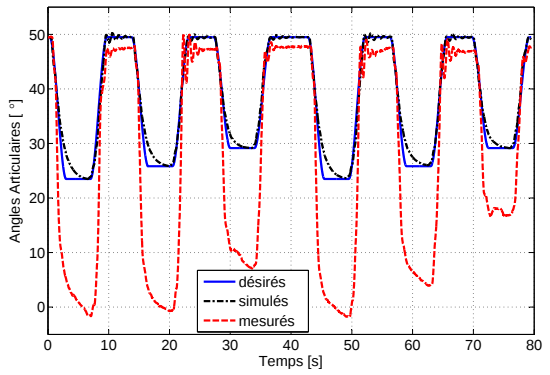
(a) Largeurs d'impulsion synthétisées et appliquées



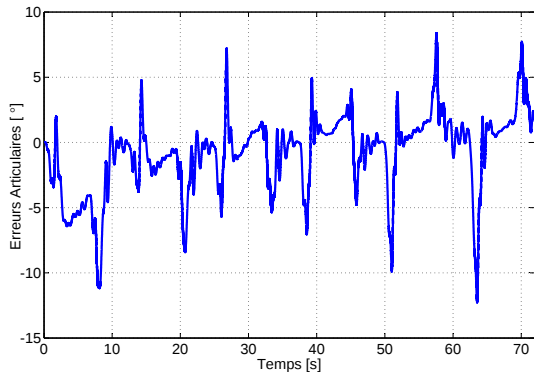
(b) Largeurs d'impulsion synthétisées et appliquées



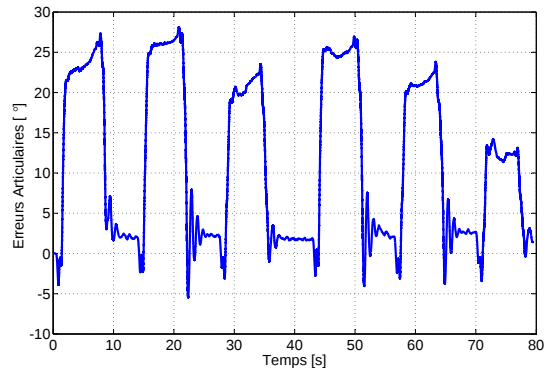
(c) Trajectoire articulaire désirée et réponses articulaires mesurée sur le patient et en sortie du modèle identifié



(d) Trajectoire articulaire désirée et réponses articulaires mesurée sur le patient et en sortie du modèle identifié

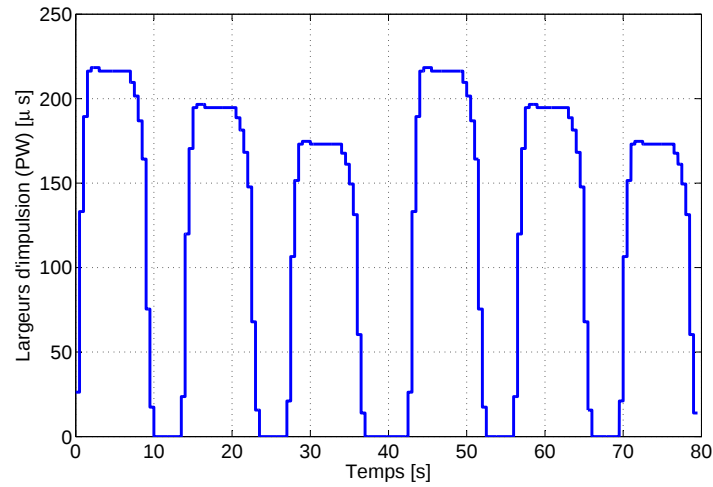


(e) Erreurs articulaires entre les trajectoires désiré et mesuré

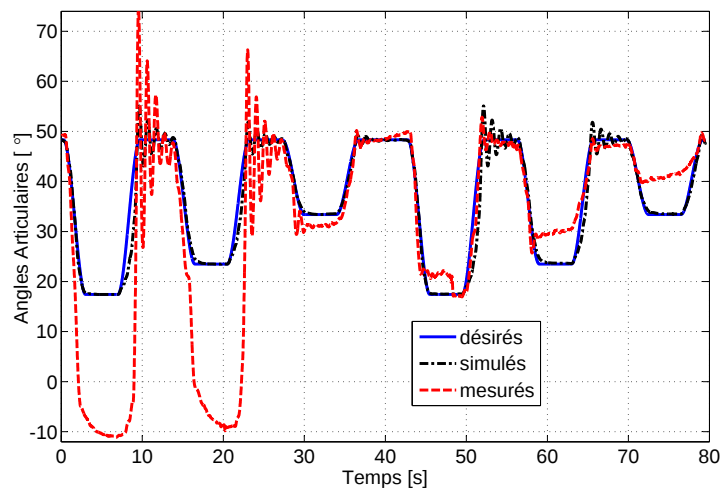


(f) Erreurs articulaires entre les trajectoires désiré et mesuré

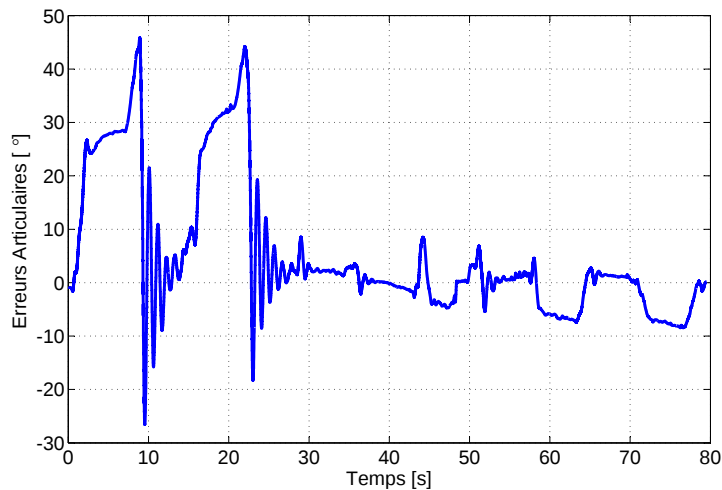
Figure 5.8 - Résultats de l'application des séquences de stimulation synthétisées dans le cas du modèle invariant du quadriceps-jambe gauche du sujet 6 (à gauche) et du quadriceps-jambe droit du sujet 10 (à droite)



(a) Largeurs d'impulsion synthétisées et appliquées



(b) Trajectoire articulaire désirée et réponses articulaires mesurée sur le patient et en sortie du modèle identifié



(c) Erreurs articulaires entre les trajectoires mesurées et désirées

Figure 5.9 - Résultats du protocole de synthèse dans le cas du modèle invariant du quadriceps-jambe gauche du sujet 9

stimulation synthétisées à partir de trajectoires désirées sont appliquées plusieurs fois sur le quadriceps des sujets 6 et 10 afin d'illustrer l'effet de la fatigue sur la variabilité du comportement.

La figure 5.10 illustre la variation du comportement dynamique du système quadriceps-jambe lors de l'application répétées de ces séquences synthétisées au niveau du quadriceps gauche du sujet 6 et du quadriceps droit du sujet 10.

Les largeurs d'impulsion des séquences de stimulation appliquées pour ce protocole de fatigue sont présentées sur les figures 5.10-(a-b). Les mesures articulaires obtenues par stimulation répétée chez ces deux sujets sont présentées sur les figures 5.10-(c-d). Ces sorties articulaires mesurées sont numérotées dans l'ordre chronologique à partir de *test 1*.

Les erreurs articulaires, dues à la fatigue, sont définies comme la différence entre chaque mesure et la première mesure (c'est à dire le *test 1*) considérée comme la sortie d'un système quadriceps-jambe non fatigué. Ces erreurs articulaires sont illustrées sur les figures 5.10-(e-f).

Les résultats présentés sur la figure 5.10 montrent que l'allure de la dynamique du système se conserve, même sous l'effet de la fatigue.

Nous avons également procédé à d'autres tests avec un temps de récupération du muscle fatigué. Pour cela, nous avons appliqué une séquence de stimulation (figure 5.11-(a)) trois fois sur le sujet 7, et mesuré les sorties articulaires correspondantes. Ces sorties articulaires mesurées (figure 5.11-(b)) sont numérotées dans l'ordre chronologique à partir de *test 1*. Le *test 3* est effectué après un temps de récupération d'environ 10 *min*. Les erreurs articulaires, définies comme la différence entre chaque mesure et la première mesure sont illustrées sur la figure 5.11-(c).

Les résultats, présentés sur la figure 5.11, montrent une récupération des capacités du muscle lors du *test 3* par rapport aux résultats obtenus lors du *test 2*. Ils présentent, par ailleurs, une légère augmentation des amplitudes articulaires lors du *test 3* par rapport au *test 1*.

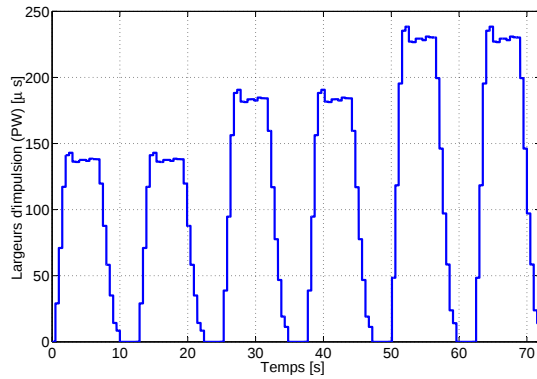
Ces tests représentent une première analyse de l'effet de la fatigue sur la modification du comportement dynamique du système musculosquelettique. Cependant, une étude plus physiologique et plus approfondie de l'effet de la fatigue est menée dans d'autres travaux de l'équipe. Ces travaux se focalisent sur le comportement isométrique du muscle chez le valide [Papaïordanidou *et al.*, 2009] et le blessé médullaire, dont quelques expérimentations ont été faites parallèlement à celles présentées dans ce manuscrit.

5.3.4 Modèle variant dans le temps

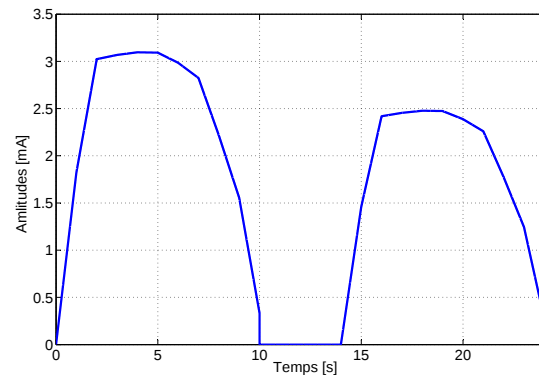
Comme cela a été discuté précédemment, les réponses du système présentent une variabilité dans le temps due principalement à la fatigue. Cette variabilité du comportement dans le temps apparaît également entre les mesures obtenues lors des séances V6 et V7, sous le même profil des stimulation (figure 5.12). Dans ce deuxième cas, la différence du comportement est probablement due à une différence du rendement de la stimulation par les électrodes de surface.

Ainsi, cette variabilité du comportement du système fait que les séquences de stimulation synthétisées n'aboutissent pas toujours au comportement désiré comme obtenu lors du protocole de synthèse appliqué à la jambe droite du sujet 9 présenté sur la figure 5.8-(d).

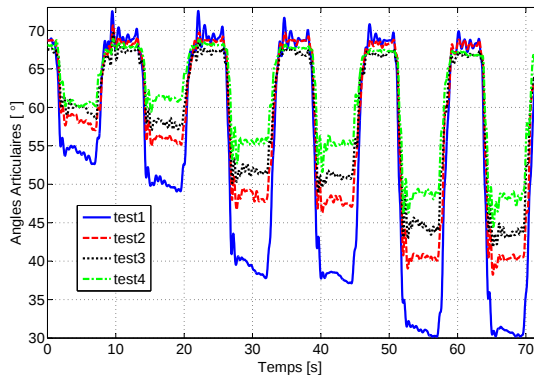
Dans cette section, nous analysons la variabilité du modèle du système musculo-



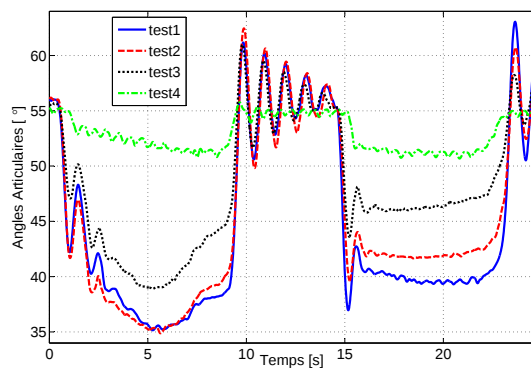
(a) Largeurs d'impulsion des séquences de stimulations appliquées



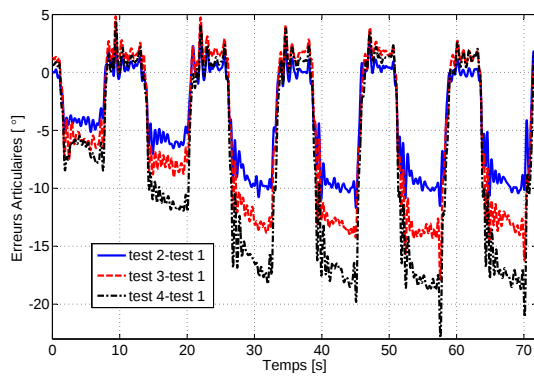
(b) Amplitudes des séquences de stimulations appliquées



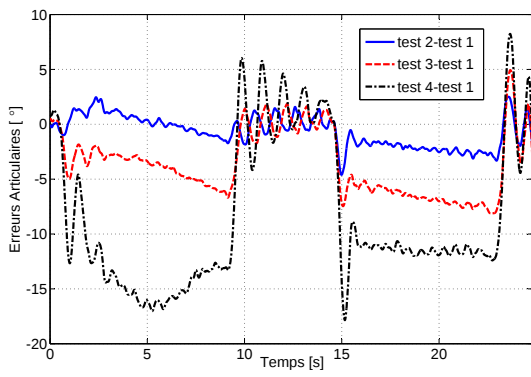
(c) Sorties articulaires mesurées



(d) Sorties articulaires mesurées

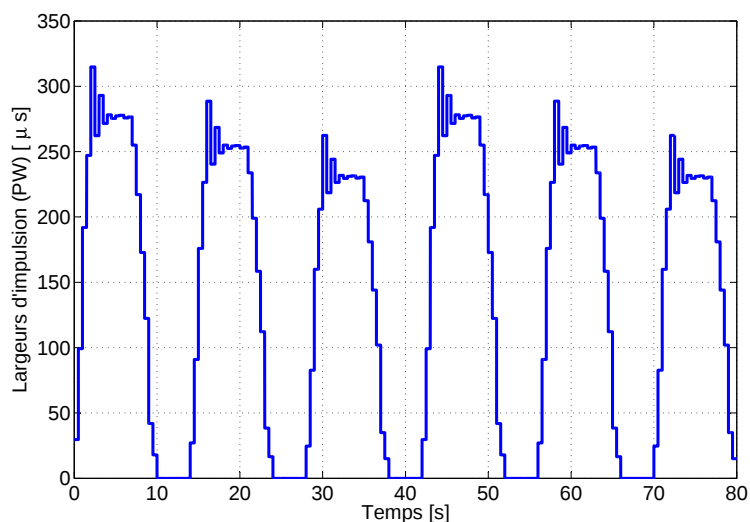


(e) Erreurs articulaires dues à la fatigue

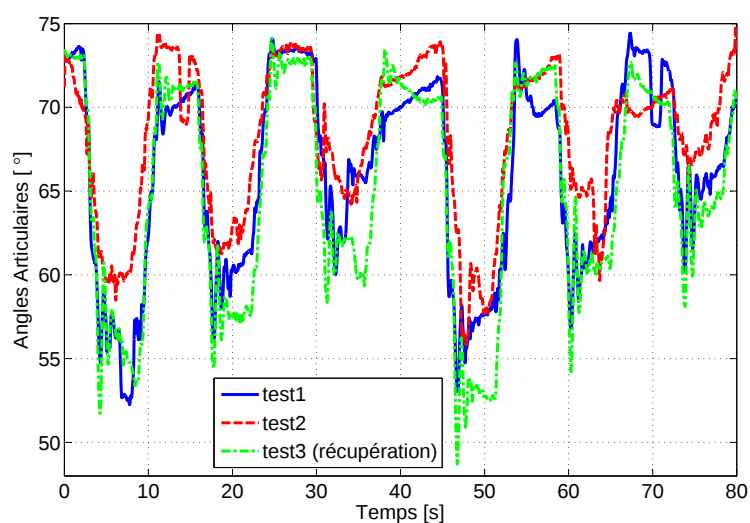


(f) Erreurs articulaires dues à la fatigue

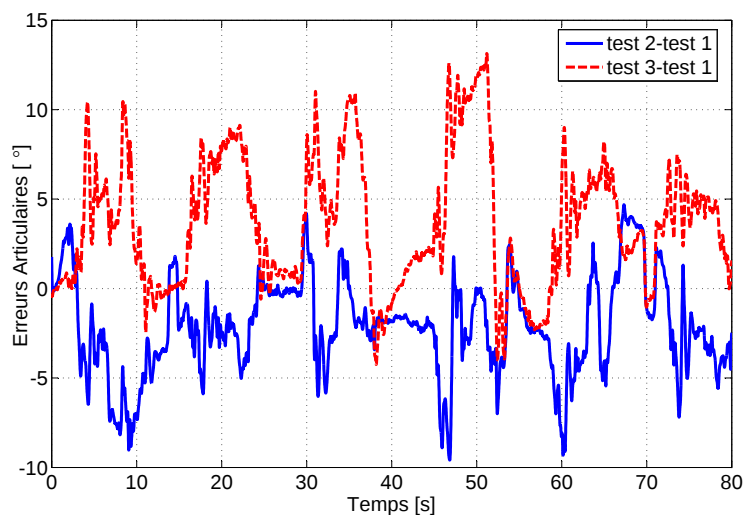
Figure 5.10 - Variabilité des sorties articulaires mesurées, soumises à la fatigue, au niveau du quadriceps-jambe gauche du sujet 6 (à gauche) et du quadriceps-jambe droit du sujet 10 (à droite)



(a) Largeurs d'impulsion des séquences de stimulations appliquées

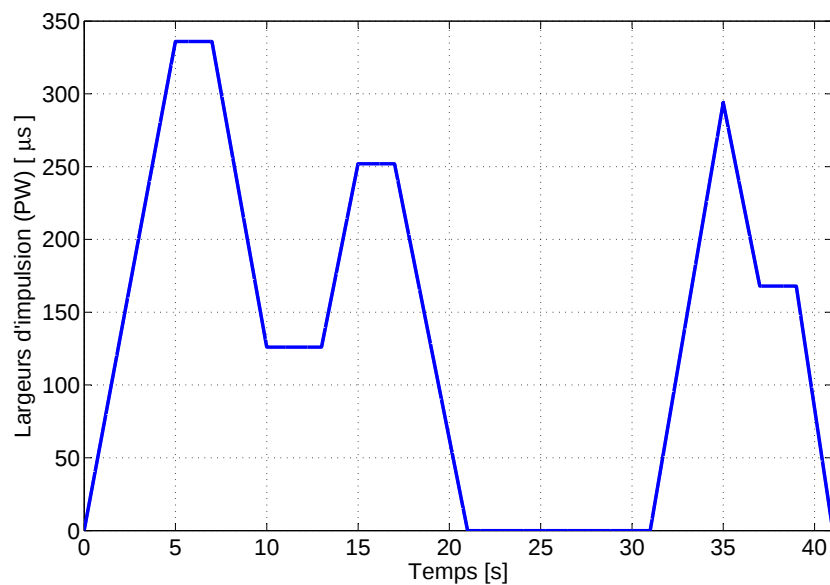


(b) Sorties articulaires mesurées au cours du temps

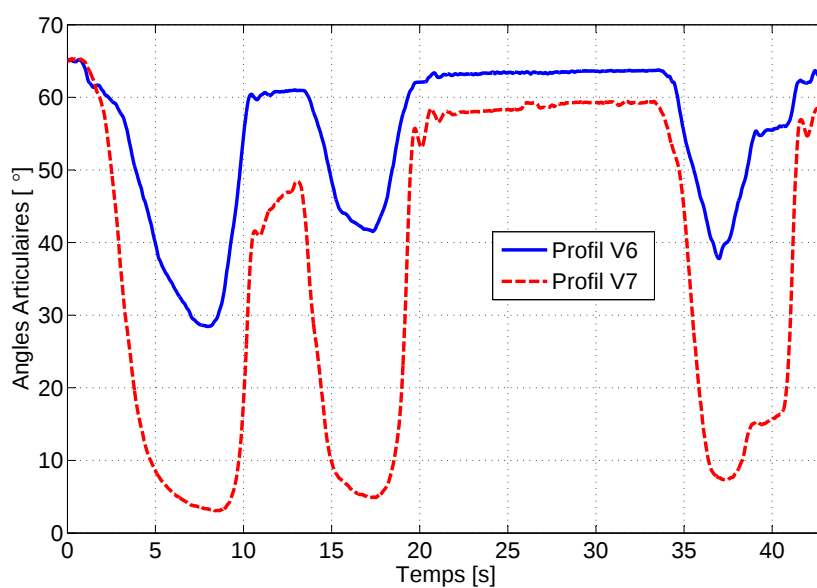


(c) Erreurs articulaires

Figure 5.11 - Variabilité des sorties articulaires du quadriceps-jambe gauche du sujet 7 après un temps de récupération



(a) Largeurs d'impulsion du profil de stimulation appliqué



(b) Réponse du quadriceps-jambe droite du sujet 9, mesurées lors des séances **V6** et **V7**

Figure 5.12 - *Comportement dynamique variant dans le temps sous le même profil de stimulation*

squelettique dans le temps. Pour cela, nous formulons l'hypothèse que le changement du comportement est dû à la variabilité d'un seul paramètre qui est la force maximale isométrique F_{cm} .

Ainsi, le comportement varie entre les séances **V6** et **V7**, sous le même profil de stimulation. Nous avons identifié de nouveau ce paramètre à partir des mesures dynamiques articulaires obtenues lors de la séance **V7**, sous le profil de stimulation présenté sur la figure 5.12-(a).

L'estimation du paramètre F_{cm} est faite en utilisant la méthode d'identification décrite en §4.8.1.

À partir de cette nouvelle identification, nous avons mis à jour les sorties articulaires simulées et les trajectoires désirées.

Les nouveaux résultats du protocole de synthèse, avec cette mise à jour, sont présentés sur la figure 5.13 dans le cas de la jambe droite du sujet 9.

La figure 5.13-(a) illustre les largeurs d'impulsion des séquences de stimulation synthétisées et appliquées. La figure 5.13-(b) présente les sorties articulaires mesurées, simulées à nouveau avec le modèle identifié et les trajectoires désirées dont l'amplitude a été mise à jour. La figure 5.13-(c) présente les erreurs articulaires entre les trajectoires mesurées et les nouvelles trajectoires désirées.

Les résultats ainsi présentés, illustrent une amélioration des résultats de synthèse en minimisant l'écart entre les sorties articulaires mesurées et la prédiction du modèle. Ils montrent ainsi la validité des séquences de stimulation synthétisées. Malgré tout, il est à noter l'apparition du phénomène fatigue à la fin du mouvement.

Ces résultats montrent également que l'identification d'un seul paramètre permet de tenir compte de la variabilité du modèle liée à la fatigue. Cette démarche, similaire à celle testée dans le cas isométrique et présentée précédemment en §4.9.1, ouvre des perspectives pour une identification rapide et qui permet par conséquent une adaptation du comportement en ligne.

5.4 Conclusion

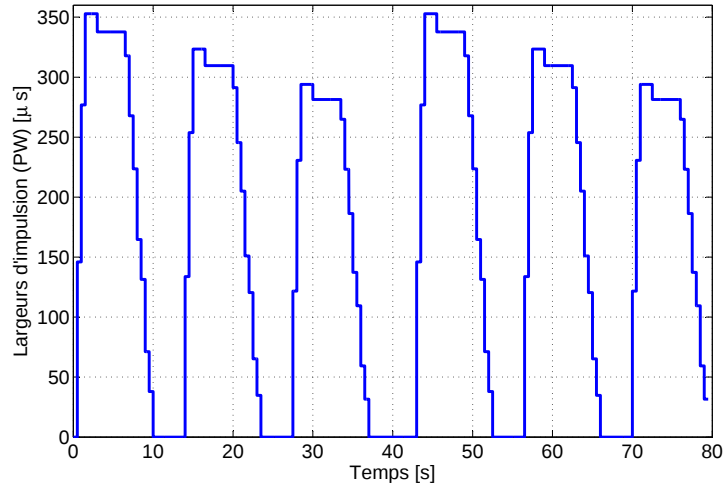
La contribution de ce chapitre concerne la synthèse de séquences de stimulation électrique qui permet d'accomplir un mouvement fonctionnel désiré. Pour cela, nous nous sommes focalisés sur le système de l'articulation du genou actionné par les deux muscles antagonistes quadriceps et ischio-jambiers.

Dans la première partie, nous avons défini trois stratégies de synthèse des séquences de stimulation formulées sous la forme de problèmes d'optimisation de la largeur d'impulsion de la stimulation d'entrée. Ces trois stratégies de synthèse sont basées sur :

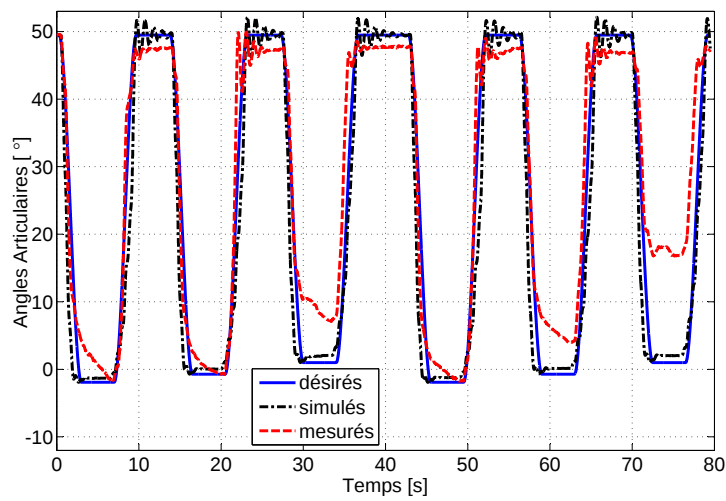
- le suivi d'une trajectoire articulaire désirée polynomiale,
- le suivi d'une trajectoire articulaire optimisée selon un critère énergétique inspiré des travaux de la robotique bipède,
- l'atteinte d'une situation articulaire finale sans contrainte de suivi de trajectoire.

Les résultats de l'analyse et de la comparaison de ces trois approches illustrent une dépense énergétique élevée lors du suivi d'une trajectoire désirée ou optimisée. Cette dépense énergétique est évaluée à travers un taux de co-contraction musculaire élevé, qui est considérablement minimisée lors de la troisième approche, où aucune contrainte de suivi de trajectoire n'est imposée.

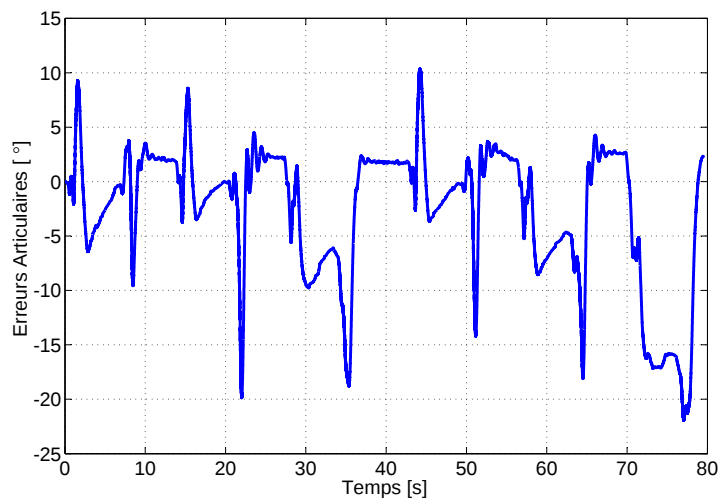
Dans la deuxième partie, une validation expérimentale de la première stratégie de synthèse est faite dans le cas du système quadriceps-jambe chez le deuxième groupe de



(a) Largeurs d'impulsion synthétisées et appliquées



(b) Trajectoire articulaire désirée et réponses articulaires mesurées sur le patient et en sortie du modèle identifié à partir des données de **V7**



(c) Erreurs articulaires entre les trajectoires mesurées et désirées

Figure 5.13 - Synthèse à partir des données **V7** appliquée à la jambe droite du sujet 9

blessés médullaires, ayant participé au protocole. Les résultats expérimentaux illustrent la validité des séquences de stimulation synthétisées.

Ces résultats mettent cependant en évidence un certain nombre de problèmes liés essentiellement à la fatigue musculaire.

Après avoir fait une analyse expérimentale de l'effet de la fatigue sur le comportement dynamique du système musculosquelettique, nous avons effectué une nouvelle identification de la force maximale isométrique F_{cm} qui permet de tenir compte de la variabilité du comportement dans le temps. Les résultats de cette adaptation montrent également la validité des séquences de stimulation synthétisées.

Les résultats de la méthode de synthèse, présentée et validée expérimentalement dans ce chapitre, est un outil très précieux pour les applications de stimulation électrique en milieux cliniques. La synthèse permet notamment d'éviter les choix empiriques des séquences de stimulation utilisées par les patients ou les cliniciens.

Les résultats de la nouvelle identification du paramètre F_{cm} ouvrent des perspectives vers une adaptation en ligne du modèle de comportement.

Une autre perspective de ce travail, est la validation expérimentale de la méthode de synthèse en présence du phénomène de co-contraction, ce qui nécessite l'introduction du muscle antagoniste ischio-jambiers.

Conclusion générale

Contributions

Dans cette thèse, nous nous sommes intéressés aux problématiques de l'application de la stimulation électrique à des fins de suppléance fonctionnelle chez le blessé médullaire. Une des spécificités de ce travail est l'exploitation d'un modèle physiologique du système musculosquelettique développé lors des précédents travaux de notre équipe.

Les contributions de cette thèse peuvent se décliner en plusieurs points essentiels.

La première consiste en la mise en place d'un protocole expérimental *in-vivo* d'identification des paramètres sous FES adapté aux blessés médullaires en tenant compte de leur spécificité. Ce protocole expérimental a été appliqué sur le système quadriceps-jambe dans le cadre d'une étude, ayant reçu l'avis favorable du comité de protection des personnes (CPP), et menée sur dix patients blessés médullaires.

Une autre contribution est l'identification de la raideur de l'élément série k_s à partir de mesures dynamiques de la jambe minimisant ainsi les risques et la fatigue musculaire par rapport aux méthodes existantes dans la littérature, appliquées chez l'animal et chez les personnes valides.

Les résultats d'identification des paramètres sont évalués à travers une validation croisée en mode isométrique et dynamique et sont dans l'ensemble assez satisfaisants. Quelques erreurs de validation, constatées chez quelques sujets, sont dues à la variabilité des paramètres du modèle dans le temps.

Notre choix du modèle musculaire (DEMAR) est également évalué à travers une comparaison avec le modèle de Hill, étayé par des mesures expérimentales en conditions dynamiques. Les résultats des validations croisées illustrent une meilleure précision du modèle DEMAR. Cette comparaison, faite pour la première fois, représente également une autre contribution importante de ce travail.

Une autre partie des contributions de cette thèse concerne la synthèse des séquences de stimulation électrique pour la génération d'un mouvement fonctionnel, basée sur l'écriture d'un problème d'optimisation.

Elle inclut une première partie théorique, où différentes stratégies de synthèse ont été définies et testées en simulation. Dans cette partie, les trois stratégies ont été comparées d'un point de vue énergétique en discutant les taux de co-contraction et leur lien avec les poids de la fonction de coût dans la procédure d'optimisation. Ces résultats mettent également en évidence la dépense énergétique musculaire qu'engendre la contrainte de suivi d'une trajectoire imposée.

Dans la deuxième partie, une validation expérimentale d'une des stratégies de synthèse, visant à suivre une trajectoire désirée est faite dans le cas du système quadriceps-jambe pour un groupe de blessés médullaires, ayant participé au protocole. Les résultats de ces validations expérimentales illustrent la validité des séquences de stimulation synthétisées,

mais présentent un certain nombre de problèmes liés essentiellement à la fatigue musculaire.

En se basant sur une analyse expérimentale de l'effet de la fatigue sur le comportement dynamique du système, nous avons pris en compte la variabilité du comportement liée à la fatigue en identifiant de nouveau un seul paramètre qui est la force isométrique maximale F_{cm} . Cette adaptation du paramètre F_{cm} a également permis de vérifier la validité des séquences de stimulation synthétisées pour les systèmes présentant une variabilité dans le temps.

L'ensemble des travaux présentés dans ce manuscrit ont fait l'objet de plusieurs publications regroupées à la page 125.

Perspectives

Les perspectives de ce travail sont multiples.

Une première perspective est l'évolution du protocole d'identification qui consiste à réduire le nombre de paramètres pertinents, en se basant sur l'étude de la variabilité intra et inter-sujet, ainsi que sur l'étude de sensibilité du modèle vis à vis de chaque paramètre.

Il s'agit, dans un deuxième temps, d'adapter les séquences de stimulation synthétisées afin de tenir compte de la variabilité des réponses. Pour cela, nous envisageons d'exploiter la variation de la force F_{cm} pour en déduire une variation de la courbe de recrutement. À partir de la variation de cette courbe, les nouvelles largeurs d'impulsion peuvent être calculées en se basant sur celles déjà synthétisées.

Par la suite, on prévoit de tenir compte de la fatigue en adaptant en ligne le paramètre F_{cm} dans le cas dynamique, comme nous l'avons fait dans le cas isométrique. Ainsi, les séquences de stimulation synthétisées peuvent être ajustées en ligne selon le principe décrit ci-dessus.

Parmi les perspectives d'identification, on prévoit également d'adapter et d'appliquer le protocole expérimentale dans le cas du muscle ischio-jambiers.

Parmi les perspectives de la synthèse, Il s'agit de valider expérimentalement les autres méthodes en présence du phénomène de co-contraction. Cela nécessite l'inclusion de l'ischio-jambiers dans le modèle et dans le protocole d'identification.

Une perspective plus théorique, concerne la caractérisation de la raideur articulaire et de son lien avec la co-contraction. Cette étude est la première étape dans la définition du compromis tenant compte de la stabilité du mouvement et de la minimisation de la dépense énergétique musculaire. Dans ces conditions, le taux de co-contraction doit être contrôlé à travers une consigne de la raideur articulaire qui tient compte de la nature de la phase du mouvement telle que le contact avec le sol lors de la marche. Ainsi, la synthèse des séquences assurant le contrôle de la raideur articulaire présente une autre perspective de ces travaux.

Les résultats de synthèse seront utilisés pour des applications de stimulation électrique en milieux cliniques, évitant ainsi des choix souvent empiriques des patients et des cliniciens.

Une utilisation possible des résultats d'identification des paramètres, serait l'application de stratégies de commande FES référencées modèle.

Publications de l'auteur

Articles publiés

1. **M. Benoussaad**, D. GUIRAUD, P. POIGNET, Physiological Musculoskeletal Model Identification for the Lower Limbs Control of Paraplegic Under Implanted FES, *IEEE/RSJ 2009 International Conference on Intelligent RObots and Systems (IROS'09)*, pages 3549-3554, St.Louis, MO, USA, October 2009.
2. **M. Benoussaad**, M. HAYASHIBE, C. FATTAL, P. POIGNET, D. GUIRAUD, Identification and Validation of FES Physiological Musculoskeletal Model in Paraplegic Subjects, *31st Annual International Conference of the IEEE Engeneering in Medicine and Biology Society (EMBC'09)*, pages 6538-6541, Minneapolis, Minnesota, USA, September 2009.
3. **M. Benoussaad**, P. POIGNET, D. GUIRAUD, Optimal Functional Electrical Stimulation patterns synthesis for knee joint control, *IEEE/RSJ 2008 International Conference on Intelligent RObots and Systems (IROS'08)*, pages 2386-2391, Nice, France, September 2008.
4. **M. Benoussaad**, P. POIGNET, D. GUIRAUD, Séquences de stimulation électrique optimales pour la restauration du mouvement fonctionnel, *1ère Conférence Internationale Sur l'accessibilité et les systèmes de suppléance aux personnes en situations de handicaps (ASSISTH'07)*, Toulouse, France, Novembre 2007.
5. **M. Benoussaad**, P. POIGNET, D. GUIRAUD, Optimal patterns synthesis approach for knee motion under Functional Electrical Stimulation, *12th Annual Conference of the International FES Society (IFESS'07)*, Philadelphia, PA, USA, November 2007.

Articles soumis

1. M. HAYASHIBE, **M. Benoussaad**, D. GUIRAUD, P. POIGNET, C. FATTAL, Non-linear Identification Method Corresponding to Muscle Property Variation in FES - Experiments in Paraplegic Patients, *submitted for 2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation, (ICRA'10)*, Anchorage, Alaska, USA, May 2010.

Bibliographie

- [Baillargeon et Patry, 2003] BAILLARGEON, M. et PATRY, L. (2003). Les troubles musculosquelettiques du membre supérieur reliés au travail : définitions, anatomie fonctionnelle, mécanismes physiopathologiques et facteurs de risque. Rapport technique, Clinique interuniversitaire de santé au travail et de santé environnementale, Direction de santé publique de Montréal-Centre.
- [Baldi *et al.*, 1998] BALDI, J., JACKSON, R., MORAILLE, R. et MYSIW, W. (1998). Muscle atrophy is preserved in patients with acute spinal cord injury using functional electrical stimulation. *Spinal Cord*, 36:463–469.
- [Belanger *et al.*, 2000] BELANGER, M., STEIN, R., WHEELER, G., GORDON, T. et LEDUC, B. (2000). Electrical stimulation : Can it increase muscle strength and reverse osteopenia in spinal cord injured individuals. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81:1090–1098.
- [Benoussaad *et al.*, 2009a] BENOUSAAD, M., GUIRAUD, D. et POIGNET, P. (2009a). Physiological musculoskeletal model identification for the lower limbs control of paraplegic under implanted fes. *In Proc. of the IEEE/RSJ-IROS Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, pages 3549–3554.
- [Benoussaad *et al.*, 2009b] BENOUSAAD, M., HAYASHIBE, M., FATTAL, C., POIGNET, P. et GUIRAUD, D. (2009b). Identification and validation of fes physiological musculoskeletal model in paraplegic subjects. *In Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 6538–6541.
- [Benoussaad *et al.*, 2007a] BENOUSAAD, M., POIGNET, P. et GUIRAUD, D. (2007a). Optimal patterns synthesis approach for knee motion under functional electrical stimulation. *In 12th Annual Conference of the International FES Society - Philadelphia, PA, USA*.
- [Benoussaad *et al.*, 2007b] BENOUSAAD, M., POIGNET, P. et GUIRAUD, D. (2007b). Séquences de stimulation électrique optimales pour la restauration du mouvement fonctionnel. *In 1ère Conférence Internationale Sur l'accessibilité et les systèmes de suppléance aux personnes en situations de handicaps - Toulouse, FRANCE*.
- [Benoussaad *et al.*, 2008] BENOUSAAD, M., POIGNET, P. et GUIRAUD, D. (2008). Optimal functional electrical stimulation patterns synthesis for knee joint control. *In Proc. of the IEEE/RSJ-IROS Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, pages 2386–2391, Nice,.
- [Bestel, 2000] BESTEL, J. (2000). *Modele différentiel de la contraction musculaire contrôlée. application au système cardio-vasculaire*. Thèse de doctorat, Université Paris-IX Dauphine.
- [Bhadra *et al.*, 2002] BHADRA, N., PECKHAM, P. H., KEITH, M. W., KILGORE, K. L., MONTAGUE, F., GAZDIK, M. et STAGE, T. (2002). Implementation of an implantable

- joint-angle transducer. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 39(3):411–22.
- [Binder-Macleod *et al.*, 2002] BINDER-MACLEOD, S. A., DEAN, J. C. et DING, J. (2002). Electrical stimulation factors in potentiation of human quadriceps femoris. *Muscle & Nerve*, 25(2):271–279.
- [Bonnetfooy *et al.*, 2007] BONNEFOY, A., DORIOT, N., SENK, M., DOHIN, B., PRADON, D. et CHÈZE, L. (2007). A non-invasive protocol to determine the personalized moment arms of knee and ankle muscles. *Journal of biomechanics*, 40:1776–1785.
- [Brown et von Euler, 1938] BROWN, G. L. et von EULER, U. S. (1938). The after effects of a tetanus on mammalian muscle. *The Journal of Physiology*, 93(1):39–60.
- [Carman et Milburn, 2005] CARMAN, A. B. et MILBURN, P. D. (2005). Dynamic coordinate data for describing muscle-tendon paths : a mathematical approach. *Journal of Biomechanics*, 38(4):943–951.
- [Chae *et al.*, 2004] CHAE, J., TRIOLO, R. J., KILGORE, K. L., CREASEY, G. H. et DIMARCO, A. F. (2004). *Functional neuromuscular Stimulation*, chapitre 66, pages 1405–1426.
- [Chang *et al.*, 1997] CHANG, G.-C., LUH, J.-J., LIAO, G.-D., LAI, J.-S., CHENG, C.-K., KUO, B.-L. et KUO, T.-S. (1997). A neuro-control system for the knee joint position control with quadriceps stimulation. *IEEE Transactions On Rehabilitation Engineering*, 5(1):2–11.
- [Chang *et al.*, 1999] CHANG, Y.-W., SU, F.-C., WU, H.-W. et AN, K.-N. (1999). Optimum length of muscle contraction. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 14(8):537–542.
- [Chia *et al.*, 1991] CHIA, T. L., CHOW, P. C. et CHIZECK, H. J. (1991). Recursive parameter identification of constrained systems : an application to electrically stimulated muscle. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 38(5):429–442.
- [Chizeck *et al.*, 1999] CHIZECK, H. J., CHANG, S., STEIN, R. B., SCHEINER, A. et FERENCZ, D. C. (1999). Identification of electrically stimulated quadriceps muscles in paraplegic subjects. *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, 46(1):51–61.
- [Chizeck *et al.*, 1988] CHIZECK, H. J., KOBETIC, R., MARSOLAIS, E. B., ABBAS, J. J., DONNER, I. H. et SIMON, E. (1988). Control of functional neuromuscular stimulation systems for standing and locomotion in paraplegics. *Proceedings Of The IEEE*, 76(9):1155–1165.
- [Close et Hoh, 1968] CLOSE, R. et HOH, J. F. Y. (1968). The after-effects of repetitive stimulation on the isometric twitch contraction of rat fast skeletal muscle. *The Journal of Physiology*, 197(2):461–477.
- [Cook et McDonagh, 1996] COOK, C. et McDONAGH, M. (1996). Measurement of muscle and tendon stiffness in man. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 72(4):380–382.
- [Crago *et al.*, 1996] CRAGO, P. E., LAN, N., VELTINK, P. H., ABBAS, J. J. et KANTOR, C. (1996). New control strategies for neuroprosthetic systems. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 33(2):158–172.
- [Crago *et al.*, 1980] CRAGO, P. E., PECKHAM, P. H. et THROPE, G. B. (1980). Modulation of muscle force by recruitment during intramuscular stimulation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 27(12):679–684.

- [Dariush *et al.*, 1998] DARIUSH, B., PARNIANPOUR, M. et HEMAMI, H. (1998). Stability and a control strategy of a multilink musculoskeletal model with applications in fes. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 45(1):3–14.
- [de Leva, 1996] de LEVA, P. (1996). Adjustments to zatsiorsky-seluyanov as segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29:1223–1230.
- [Delp, 1990] DELP, S. L. (1990). *Surgery simulation : A computer graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstructions of the lower limb*. Thèse de doctorat, Stanford University, Department of Mechanical Engineering.
- [Djilas, 2008] DJILAS, M. (2008). *Interpretation Of Sensory Information From Skeletal Muscle Receptors For External Control*. Thèse de doctorat, Laboratoire d’Informatique, de Robotique et de Microélectronique de Montpellier (LIRMM), Université Montpellier II.
- [Djoudi *et al.*, 2005] DJOUDI, D., CHEVALLEREAU, C. et AOUSTIN, Y. (2005). Optimal reference motions for walking of a biped robot. In *Proc. of the IEEE/ICRA Int. Conf. on Robotics and Automation*, pages 2002–2007.
- [Dorgan et O’Malley, 1998] DORGAN, S. J. et O’MALLEY, M. J. (1998). A mathematical model for skeletal muscle activated by n-let pulse trains. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 6(3):286–299.
- [Durfee et MacLean, 1989] DURFEE, W. K. et MACLEAN, K. E. (1989). Methods for estimating isometric recruitment curves of electrically stimulated muscle. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 36(7):654–667.
- [Durfee et Palmer, 1994] DURFEE, W. K. et PALMER, K. I. (1994). Estimation of force-activation, force-length, and force-velocity properties in isolated, electrically stimulated muscle. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 41(3):205–216.
- [Eames *et al.*, 1997] EAMES, N. W. A., BAKER, R. J. et COSGROVE, A. P. (1997). Defining gastrocnemius length in ambulant children. *Gait & Posture*, 6(1):9 – 17.
- [Ferrarin *et al.*, 1996] FERRARIN, M., IACUONE, P., MINGRINO, A., FRIGO, C. et PEDOTTI, A. (1996). *A dynamic model of electrically activated knee muscles in healthy and paraplegics*, chapitre in Neuroprosthetics from Basic Research to Clinical Applications, pages 81–90. A. Pedotti, M. Ferrarin, R. Riener, and J. Quintern, Eds. Berlin, Germany : Springer-Verlag.
- [Ferrarin *et al.*, 2001] FERRARIN, M., PALAZZO, F., RIENER, R. et QUINTERN, J. (2001). Model-based control of fes-induced single joint movements. *IEEE transactions on rehabilitation engineering*, 9(3):245–257.
- [Ferrarin et Pedotti, 2000] FERRARIN, M. et PEDOTTI, A. (2000). The relationship between electrical stimulus and joint torque : A dynamic model. *IEEE transactions on rehabilitation engineering*, 8(3):342–352.
- [Franken *et al.*, 1993] FRANKEN, D. H., VELTINK, P. P., TIJSMANS, I. R., NIJMEIJER, D. H. et BOOM, P. H. (1993). Identification of passive knee joint and shank dynamics in paraplegics using quadriceps stimulation. *IEEE transactions on rehabilitation engineering*, 1(3):154–164.
- [Franken *et al.*, 1995] FRANKEN, D. H., VELTINK, P. P., TIJSMANS, I. R., NIJMEIJER, G. et BOOM, P. H. (1995). Identification of quadriceps-shank dynamics using randomized interpulse interval stimulation. *IEEE transactions on rehabilitation engineering*, 3(2):182–192.

- [Gautier et Poignet, 2002] GAUTIER, M. et POIGNET, P. (2002). Identification en boucle fermée par modèle inverse des paramètres physiques de systèmes mécatroniques. *Journal Européen des Systèmes Automatisés*, 36/3:465–480.
- [Gaviria et al., 1999] GAVIRIA, M., RABISCHONG, E., OHANNA, F. et HERTOOGH, C. (1999). Stimulation électrique fonctionnelle et fatigue musculaire du muscle paralysé chez le blessé médullaire paraplégique : effet de la vitesse d’activation et du niveau d’activation des unités motrices. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 42(4):181 – 199.
- [Grieve et Pheasant, 1978] GRIEVE, D. et PHEASANT, S. (1978). Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture. *Biomechanics*, pages 405–412.
- [Guiraud, 2008] GUIRAUD, D. (2008). *Modélisation du système sensori-moteur humain en vue de l’étude de ses déficiences : Développement de solutions palliatives à l’aide de neuroprothèses*. Thèse de doctorat, INRIA Sophia-Antipolis Méditerranée, Université Montpellier II.
- [Guiraud et al., 2006] GUIRAUD, D., STIEGLITZ, T., KOCH, K. P., DIVOUX, J.-L. et RABISCHONG, P. (2006). An implantable neuroprosthesis for standing and walking in paraplegia : 5-year patient follow-up. *Journal Of Neural Engineering*, 3:268–275.
- [Hatze, 1975] HATZE, H. (1975). A new method for the simultaneous measurement of the moment of inertia, the damping coefficient and the location of the centre of mass of a body segment in situ. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 34(1):217–226.
- [Hatze, 1977] HATZE, H. (1977). A myocybernetic control model of skeletal muscle. *Biological Cybernetics*, 25:103–119.
- [Hatze, 1978] HATZE, H. (1978). A general myocybernetic control model of skeletal muscle. *Biological Cybernetics*, 28:143–157.
- [Hatze, 1981] HATZE, H. (1981). *Myocybernetic Control Models of Skeletal Muscle*. South Africa : University of South Africa.
- [Hawkins et Hull, 1990] HAWKINS, D. et HULL, M. (1990). A method for determining lower extremity muscle-tendon lengths during flexion/extension movements. *Journal of Biomechanics*, 23:487–494.
- [Hayashibe et al., 2010] HAYASHIBE, M., BENOUSAAD, M., GUIRAUD, D., POIGNET, P. et FATTAL, C. (2010). Nonlinear identification method corresponding to muscle property variation in fes - experiments in paraplegic patients. *In Proc. of the IEEE/ICRA Int. Conf. on Robotics and Automation (submitted)*, Anchorage, Alaska.
- [Hayashibe et al., 2008] HAYASHIBE, M., POIGNET, P., GUIRAUD, D. et MAKSSOUD, H. E. (2008). Nonlinear identification of skeletal muscle dynamics with sigma-point kalman filter for model-based fes. *In Proc. of the IEEE/ICRA Int. Conf. on Robotics and Automation*, pages 2049–2054, Pasadena, CA, USA,.
- [Herzog et al., 1991] HERZOG, W., GUIMARAES, A. C., ANTON, M. G. et CARTER-ERDMAN, K. A. (1991). Moment-length relations of rectus femoris muscles of speed skaters/cyclists and runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 23(11):1289–1296.
- [Hill, 1938] HILL, A. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Royal Society of London Proceedings Series B*, 126:136–195.

- [Hjeltnes *et al.*, 1997] HJELTNES, N., AKSNES, A., BIRKELAND, K., JOHANSEN, J., LAN-NEM, A. et WALLBERG-HENRIKSSON, H. (1997). Improved body composition after 8 week of electrically stimulated leg cycling in tetraplegic patients. *American Journal of Physiology*, 273:R1072–R1079.
- [Héliot, 2007] HÉLIOT, R. (2007). *Restauration fonctionnelle de la posture et de la marche : vers la coordination des membres valides et déficients*. Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Grenoble (INPG).
- [Hogan, 1984] HOGAN, N. (1984). Adaptive control of mechanical impedance by coactivation of antagonist muscles. *IEEE Transactions on Automatic Control*, 29(8):681–690.
- [Hooley *et al.*, 1980] HOOLEY, C. J., MCCRUM, N. G. et COHEN, R. E. (1980). The viscoelastic deformation of tendon. *Journal of Biomechanics*, 13(6):521 – 528.
- [Huxley, 1957] HUXLEY, A. F. (1957). Muscle structure and theories of contraction. *Progress in Biophysics and Biophysical Chemistry*, 7:255–318.
- [Johnson *et al.*, 1999] JOHNSON, M. W., PECKHAM, P. H., BHADRA, N., KILGORE, K. L., GAZDIK, M. M., KEITH, M. W. et STROJNIK, P. (1999). Implantable transducer for two-degree of freedom joint anglesensing. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 7(3):349–359.
- [Khalil et Dombre, 1999] KHALIL, W. et DOMBRE, . (1999). *Modélisation identification et commande des robots*, chapitre 13 - Génération de mouvement. 2ème édition.
- [Kobetic et Marsolais, 1994] KOBETIC, R. et MARSOLAIS, B. (1994). Synthesis of paraplegic gait with multichannel functional neuromuscular stimulation. *IEEE Transactions On Rehabilitation Engineering*, 2(2):66–79.
- [Kralj et Bajd, 1989] KRALJ, A. et BAJD, T. (1989). *Functional Electrical Stimulation : Standing and Walking after Spinal Cord Injury*.
- [Leedham et Dowling, 1995] LEEDHAM, J. et DOWLING, J. (1995). Force-length, torque-angle and emg-joint angle relationships of the human in vivo biceps brachii. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 70(5):421–426.
- [Lehman et Stark, 1982] LEHMAN, S. L. et STARK, L. W. (1982). Three algorithms for interpreting models consisting of ordinary differential equations : Sensitivity coefficients, sensitivity functions, global optimization. *Mathematical Biosciences*, 62(1):107 – 122.
- [Levy *et al.*, 1990] LEVY, M., MIZRAHI, J. et SUSAK, Z. (1990). Recruitment, force and fatigue characteristics of quadriceps muscles of paraplegics isometrically activated by surface functional electrical stimulation. *Journal of Biomedical Engineering*, 12(2):150–156.
- [Lin et Rymer, 1991] LIN, D. C. et RYMER, W. Z. (1991). A quantitative analysis of pendular motion of the lower leg in spastic human subjects. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 38(9):906–918.
- [Liverman, 2005] LIVERMAN, C. T. (2005). *Spinal cord injury, Institute of Medicine (U.S.). Committee on Spinal Cord Injury (ed.)*.
- [MacNeil *et al.*, 1990] MACNEIL, J. B., KEARNEY, R. E. et HUNTER, I. W. (1990). Variation of joint dynamics accompanying time-varying muscular contraction. In *Proc. of the Twelfth Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 2138–2139.
- [Maffulli *et al.*, 2005] MAFFULLI, N., RENSTRÖM, P. et LEADBETTER, W. B. (2005). Mechanical properties of tendons. *Tendon Injuries, Springer London*, pages 14–21.

- [Makssoud, 2005] MAKSSOUD, H. E. (2005). *Modélisation et identification des muscles squelettiques sous stimulation électrique fonctionnelle*. Thèse de doctorat, Laboratoire d'Informatique, de Robotique et de Microélectronique de Montpellier (LIRMM), Université Montpellier 2.
- [Marieb, 2000] MARIEB, E. N. (2000). *Biologie humaine, anatomie et physiologie. Traduction de la sixième édition américaine par F. boudreault, A. Desbiens, M-C. Désorcy. de Boeck (ed.)*.
- [Meier et Blickhan, 2000] MEIER, P. et BLICKHAN, R. (2000). *FEM-Simulation of Skeletal Muscle : The Influence of Inertia During Activation and Deactivation*, chapitre Theoretical Modelling of Muscle and Muscle Contraction, pages 207–223. *Skeletal muscle mechanics : From Mechanisms to Function*. Edited by Walter Herzog.
- [Meijer *et al.*, 1998] MEIJER, K., GROOTENBOER, H. J., KOOPMAN, H. F. J. M., van der LINDEN, B. J. J. J. et HUIJING, P. A. (1998). A hill type model of rat medial gastrocnemius muscle that accounts for shortening history effects. *Journal of Biomechanics*, 31(6):555 – 563.
- [Migliore *et al.*, 2005] MIGLIORE, S. A., BROWN, E. A. et DEWEERTH, S. P. (2005). Biologically inspired joint stiffness control. *In Proc. of the IEEE/ICRA Int. Conf. on Robotics and Automation*, pages 4508–4513.
- [Mohammed *et al.*, 2006] MOHAMMED, S., POIGNET, P. et GUIRAUD, D. (2006). Closed loop nonlinear model predictive control applied on paralyzed muscles to restore lower limbs functions. *In Proceedings of the 2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Beijing, China*, pages 259–264.
- [Mohr *et al.*, 1997] MOHR, T., ANDERSEN, J., BIERING-SORENSEN, F., GALBO, H., BANGSBO, J., WAGNER, A. et KJAER, M. (1997). Long term adaptation to electrically induced cycle training in severe spinal cord injured individuals. *Spinal cord*, 35:1–16.
- [Morgan, 1977] MORGAN, D. L. (1977). Separation of active and passive components of short-range stiffness of muscle. *Am J Physiol Cell Physiol*, 232(1):C45–49.
- [Papaiordanidou *et al.*, 2009] PAPAIOORDANIDOU, M., GUIRAUD, D. et VARRAY, A. (2009). Kinetics of neuromuscular changes during low-frequency electrical stimulation. *Muscle & Nerve*, in press.
- [Perumal *et al.*, 2002] PERUMAL, R., WEXLER, A. S., DING, J. et BINDER-MACLEOD, S. A. (2002). Modeling the length dependence of isometric force in human quadriceps muscles. *Journal of Biomechanics*, 35(7):919 – 930.
- [Popović et Sinkjær, 2000] POPOVIĆ, D. et SINKJÆR, T. (2000). *Control of movement for the physically disabled*.
- [Popović *et al.*, 1999] POPOVIĆ, D., STEIN, R. B., OĞUZTÖRELI, M. N., LEBIEDOWSKA, M. et JONIĆ, S. (1999). Optimal control of walking with functional electrical stimulation : a computer simulation study. *IEEE Transactions On Rehabilitation Engineering*, 7(1):69–79.
- [Previdi, 2002] PREVIDI, F. (2002). Identification of black-box nonlinear models for lower limb movement control using functional electrical stimulation. *Control Engineering Practice*, 10:91–99(9).
- [Previdi *et al.*, 2005] PREVIDI, F., FERRARIN, M., SAVARESI, S. M. et BITTANTI, S. (2005). Closed-loop control of fes supported standing up and sitting down using virtual reference feedback tuning. *Control Engineering Practice*, 13(9):1173 – 1182. *Modelling and Control of Biomedical Systems*.

- [Raikova et Aladjov, 2005] RAIKOVA, R. et ALADJOV, H. (2005). Comparison between two muscle models under dynamic conditions. *Comput Biol Med*, 35(5):373–387.
- [Rassier et al., 1999] RASSIER, D. E., MACINTOSH, B. R. et HERZOG, W. (1999). Length dependence of active force production in skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology*, 86:1445–1457.
- [Riener et al., 2000] RIENER, R., FERRARIN, M., PAVAN, E. E. et FRIGO, C. A. (2000). Patient-driven control of FES-supported standing up and sittingdown : experimental results. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 8(4):523–529.
- [Riener et Fuhr, 1998] RIENER, R. et FUHR, T. (1998). Patient-driven control of fes-supported standing up : a simulation study. *IEEE Transactions On Rehabilitation Engineering*, 6(2):113–124.
- [Riener et Quintern, 1997] RIENER, R. et QUINTERN, J. (1997). A physiologically based model of muscle activation verified by electrical stimulation. *Bioelectrochemistry and Bioenergetics*, 43(2):257–264.
- [Riener et al., 1996a] RIENER, R., QUINTERN, J., PSAIER, E. et SCHMIDT., G. (1996a). Physiological based multi-input model of muscle activation. *Neuroprosthetics From Basic Research To Clinical Applications*, Springer-Verlag, 12:95–114.
- [Riener et al., 1996b] RIENER, R., QUINTERN, J. et SCHMIDT, G. (1996b). Biomechanical model of the human knee evaluated by neuromuscular stimulation. *Journal of Biomechanics*, 29(9):1157 – 1167.
- [Roussel, 1998] ROUSSEL, L. (1998). *Génération de trajectoires optimales de marche pour un robot bipéd.* Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Grenoble (INPG).
- [Sapio et al., 2005] SAPIO, V. D., WARREN, J., KHATIB, O. et DELP, S. (2005). Simulating the task-level control of human motion : amethodology and framework for implementation. *The Visual Computer*, 21(5):289–302.
- [Schauer et al., 2004] SCHAUER, T., NEGARD, N.-O., PREVIDI, F., HUNT, K., FRASER, M., FERCHLAND, E. et RAISCH, J. (2004). Online identification and nonlinear control of the electrically stimulated quadriceps muscle. *Control Engineering Practice*, 13:1207–1219.
- [Scheiner et al., 1993] SCHEINER, A., STEIN, R. B., FERENCZ, D. C. et CHIZECK, H. J. (1993). Improved models for the lower leg in paraplegics. In *Proceedings of the 15th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 1151–1152.
- [Schulman, 2008] SCHULMAN, J. H. (2008). The feasible FES system : Battery powered BION stimulator. *Proceedings of the IEEE*, 96(7):1226–1239.
- [Scovil et Ronsky, 2006] SCOVIL, C. Y. et RONSKY, J. L. (2006). Sensitivity of a hill-based muscle model to perturbations in model parameters. *Journal of Biomechanics*, 39(11):2055 – 2063.
- [Scremin et al., 1999] SCREMIN, A. M. E., KURTA, L., GENTILI, A., WISEMAN, B., PERELL, K., KUNKEL, C. et SCREMIN, O. U. (1999). Increasing muscle mass in spinal cord injured persons with a functional electrical stimulation exercise program. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80:1531–1536.
- [Shue et al., 1995] SHUE, G., CRAGO, P. E. et CHIZECK, H. J. (1995). Muscle-joint models incorporating activation dynamics, moment-angle, and moment-velocity properties. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 42(2):212–223.

- [Stein *et al.*, 1996] STEIN, R. B., ZEHR, E. P., LEBIEDOWSKA, M. K., POPOVIĆ, D. B., SCHEINER, A. et CHIZECK, H. J. (1996). Estimating mechanical parameters of leg segments in individuals with and without physical disabilities. *IEEE Transactions On Rehabilitation Engineering*, 4(3):201–211.
- [Tortora et Derrickson, 2009] TORTORA, G. J. et DERRICKSON, B. (2009). *Manuel d'anatomie et de physiologie humaines. Adaptation française de L. Martin et M. Forest. de Boeck (ed.)*.
- [Troyk *et al.*, 1986] TROYK, P. R., JAEGER, R. J., HAKLIN, M., POYEZDALA, J. et BAJZEK, T. (1986). Design and implementation of an implantable goniometer. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 33(2):215–222.
- [Veltink *et al.*, 1992] VELTINK, P. H., CHIZECK, H. J., CRAGO, P. E. et EL-BIALY, A. (1992). Nonlinear joint angle control for artificially stimulated muscle. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 39(4):368–380.
- [Vibert *et al.*, 2005] VIBERT, J.-F., SÉBILLE, A., LAVALLARD-ROUSSEAU, M.-C. et BOUREAU, F. (2005). *Neurophysiologie, de la physiologie à l'exploration fonctionnelle. Collection Campus illustré, Elsevier*.
- [Winters, 1990] WINTERS, J. (1990). *Hill-Based Muscle Models : A Systems Engineering Perspective*, chapitre Chapter 5, pages 69–93. Multiple Muscle Systems : Biomech. and Movem. Organiz., (eds : Winters, J.M. and Woo, S.Y.). New York Springer-Verlag.
- [Winters et Stark, 1987] WINTERS, J. et STARK, L. (1987). Muscle models : What is gained and what is lost by varying model complexity. *Biological Cybernetics*, 55(6):403–420.
- [Winters et Stark, 1985] WINTERS, J. M. et STARK, L. (1985). Analysis of fundamental human movement patterns through the use of in-depth antagonistic muscle models. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 32(10):826–839.
- [Yuen et Orendurff, 2006] YUEN, T. J. et ORENDURFF, M. S. (2006). A comparison of gastrocnemius muscle-tendon unit length during gait using anatomic, cadaveric and mri models. *Gait Posture*, 23(1):112–117.
- [Zahalak, 1981] ZAHALAK, G. I. (1981). A distribution-moment approximation for kinetic theories of muscular contraction. *Mathematical Biosciences*, 55(1-2):89 – 114.
- [Zajac, 1989] ZAJAC, F. E. (1989). Muscle and tendon : properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical reviews in biomedical engineering*, 17(4):359–411.
- [Zatsiorsky et Seluyanov, 1983] ZATSIORSKY, V. M. et SELUYANOV, V. (1983). *The mass and inertia characteristics of the main segments of human body*, pages 1152–1159. Biomechanics VIII-B, H. Matsui and K. Kobayashi, Eds. Champaign, IL : Human Kinetics.
- [Zhou *et al.*, 1997] ZHOU, B.-H., KATZ, S. R., BARATTA, R. V., SOLOMONOW, M. et D'AMBROSIA, R. D. (1997). Evaluation of antagonist coactivation strategies elicited from electrically stimulated muscles under load-moving conditions. *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, 44(7):620–633.

Annexe A

Description technique de l'appareillage expérimental

L'ensemble du matériel est couramment utilisé en milieu clinique et dans les centres de rééducation pour patients paraplégiques et tétraplégiques. Il est non invasif. L'ensemble des matériels en contact électrique direct avec le patient est conforme aux normes médicales en vigueur. Les systèmes d'acquisition de données sont isolés du secteur.

A.1 Plateforme d'analyse en effort et position (chaise isocinétique BIODEX)

Le système possède le marquage CE selon la directive 93/42/CEE relative aux dispositifs médicaux. Le système qualité de la Société PROTHIA bénéficie des certifications ISO 9001 et ISO 13485.

Cette plateforme est une chaise équipée d'un capteur d'effort, et d'un capteur d'angle. Elle permet des mesures en mode isométrique (mesure de l'effort) ou libre (mesure de la position sans contrainte sur l'articulation). Cette chaise sera munie d'un coussin anti-escarre pour le confort du patient durant les séances d'expérimentations. Le tibia du patient est maintenu au contact du levier de la chaise au niveau de la cheville à travers une mousse déformable assurant un contact sain entre les deux parties. La chaise est équipée d'un arrêt coup de poing qui coupe l'alimentation électrique générale.

L'utilisation de cette plateforme en milieu clinique se fait par un ordinateur et un écran affichant les résultats. Dans notre contexte, nous avons utilisé une sortie analogique fournie par cette plateforme, ce qui nous a permis d'enregistrer les données mesurées à travers la carte d'acquisition MP100(BIOPAC) avec la fréquence d'échantillonnage qu'on a choisi.

Cette acquisition est rendu possible grâce au Kit de recherche de BIODEX (Research Tool Kit) fourni en plus du logiciel d'utilisation clinique (figure A.1).

A.2 Stimulateur électrique externe PROSTIM

Ce stimulateur est marqué CE et répond aux normes médicales (EN46000) en vigueur sur la sécurité d'utilisation. Il est relié au secteur au travers d'une alimentation intégrée aux normes médicales.

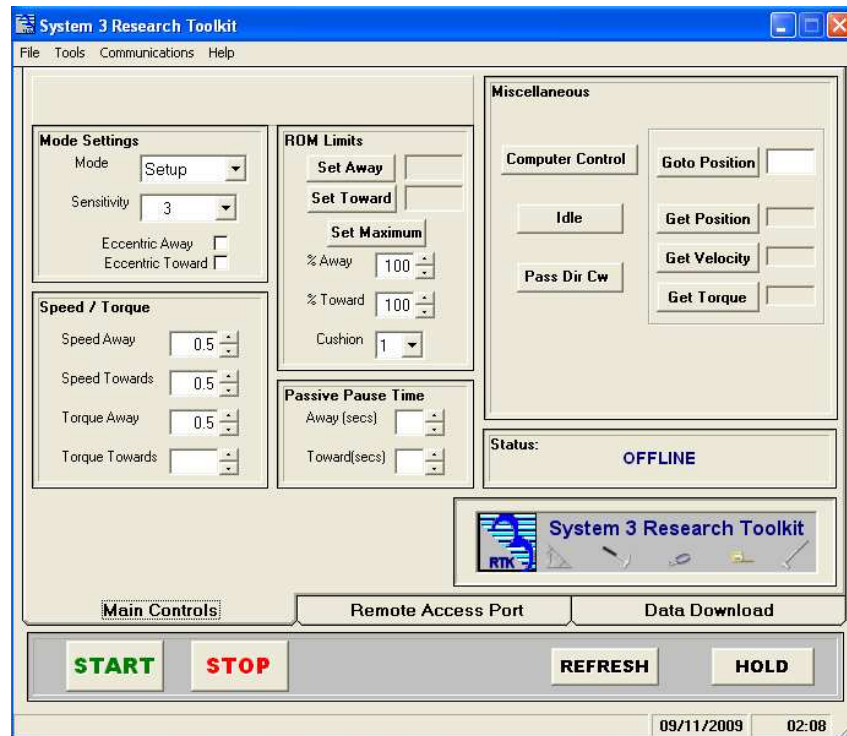


Figure A.1 - Interface de Module Recherche de BIODEx (RTK)

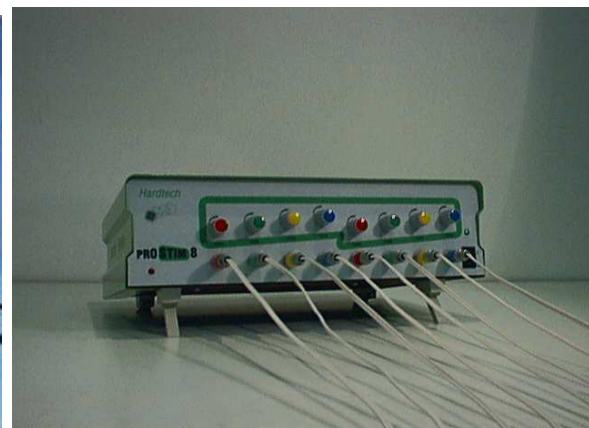
Il est relié à un ordinateur au travers d'une liaison isolée optiquement. Les sorties de stimulation sont isolées au travers d'un transformateur d'impulsion. Il comporte 8 canaux contrôlés en fréquence (f), amplitude (I) et largeur d'impulsion (PW).

A.3 Isolateurs électrique INISO de BIOPAC

Les isolateurs du système d'acquisition BIOPAC offre une sécurité aux patient lors des expérimentations en l'isolant électriquement de la chaise BIODEx (système externe à BIOPAC) qui est relié au secteur.



(a) Isolateurs INISO (BIOPAC)



(b) Stimulateur PROSTIM

Figure A.2 - Stimulateur PROSTIM et isolateur INISO

Annexe B

Extrait du protocole expérimental accepté par le CPP

B.1 Population

B.1.1 Modalités d'inclusion

Tous les patients blessés médullaires seront recrutés au sein du Centre Neurologique Mutualiste Propara (Montpellier) et du Centre Bouffard Vercelli (Cerbère). Pour les deux centres, le recrutement sera effectué par les médecins investigateurs des deux établissements.

B.1.2 Faisabilité

Compte tenu de la capacité de recrutement des deux centres de rééducation, l'inclusion de 30 patients devrait être tout à fait réalisable. En effet, le Centre Neurologique Mutualiste Propara voit en consultation à lui seul, plus de 300 patients par an pour des visites de contrôle.

B.1.3 Critères d'inclusion

Chaque patient devra obligatoirement répondre à tous les critères suivants :

Critères d'inclusion non spécifiques à l'étude :

- recueil du consentement écrit éclairé signé,
- sujet bénéficiant d'un système de sécurité sociale ou équivalent,
- sujet n'étant pas en période d'exclusion par rapport à un autre protocole.

Critères d'inclusion spécifiques à l'étude :

- $18 \text{ ans} \leq \text{âge} \leq 65 \text{ ans}$,
- lésion traumatique complète :défini par un score A à l'aide de l'échelle AIS (Frankel modifié),
- stabilité neurologique (absence de modification du testing musculaire) inférieur à six mois,
- capacité à rester assis au minimum deux heures en fauteuil roulant,
- liberté articulaire complète des hanches et des genoux,
- cartographie (mapping) électrique positif des muscles avec une cotation minimum de 4/5 MRC pour le quadriceps et de 3/5 MRC pour les glutei maximus (grands fessiers),

- seuil de stimulation et de diffusion des muscles étudiés inférieur à 150 *mA* d'intensité,
- Patient déjà verticalisé à raison d'au moins 1 fois par mois.

B.1.4 Critères de non-inclusion

Critères de non inclusion non spécifiques à l'étude :

- participation à une étude thérapeutique dans le mois précédent l'inclusion,
- non affilié à un régime de sécurité social, ou non bénéficiaire d'un tel régime,
- refus de participer à l'étude,
- inaptitude à donner un consentement.

Critères de non-inclusion spécifiques à l'étude :

- spasticité et contractures en flexion ou extension des membres inférieurs à caractère déstabilisant,
- limitations des mobilités articulaires passives des membres inférieurs douloureuses ou non (flexum de hanche, flexum de genou, équin des chevilles,...),
- pathologie cardio-vasculaire instable (coronaropathies, HTA majeure, insuffisance cardiaque etc.),
- port d'un stimulateur cardiaque,
- escarre ou cicatrice d'escarre pelvien ou au niveau des membres inférieurs,
- problèmes dermatologiques contre-indiquant l'application d'électrodes de surface,
- poids corporel supérieur à 100*kg*,
- refus du patient de donner leur consentement écrit,
- grossesse,
- pathologie orthopédique des hanches et genoux,
- Epilepsie instable.

B.1.5 Critères de sortie d'étude

- patient perdu de vue,
- patient décédé,
- retrait du consentement éclairé et refus d'utilisation des données,
- diagnostic en cours d'étude, d'un problème cutané ou infectieux.

B.2 Déroulement de l'étude

B.2.1 Lieu de réalisation de l'étude

Les patients blessés médullaires seront inclus au sein du Centre Mutualiste Neurologique Propara et du Centre Bouffard Vercelli. L'ensemble des expérimentations se fera pour chaque centre dans une salle d'exploration dédiée à la recherche sous la responsabilité du médecin investigateur.

B.2.2 Modalités de recueil du consentement

Les patients seront informés des objectifs ainsi que des risques et des bénéfices liés à l'étude par les Drs C. Fattal et M. Enjalbert. Une notice d'information reprenant les grands axes de l'étude (objectifs, personnes responsables, examens pratiqués, évènements indésirables attendus,...) sera également présentée. Une fois que les médecins auront

répondu aux différentes questions, et qu'ils se seront assurés de la bonne compréhension de l'étude par le patient, un formulaire de consentement éclairé lui sera remis. Le patient aura la possibilité de le signer immédiatement ou de se réserver un délai de réflexion.

B.2.3 Contenu des visites "patient"

V0 : Visite d'inclusion

Après recueil du consentement, un examen clinique sera pratiqué dans les deux centres par les Drs C. Fattal et M. Enjalbert visant à évaluer des facteurs d'inclusion et d'exclusion. Il comprend un examen clinique et un recueil des pathologies liées à la lésion neurologique.

V1 (V0+1J) : Cartographie musculaire par FES de surface

Si le patient répond aux critères d'inclusion et ne présente pas de critères de non-inclusion, il bénéficiera d'une cartographie musculaire par FES de surface. Cette technique consiste à déterminer les points moteurs et d'ajuster les niveaux de stimulation. Elle permet de déterminer les seuils de stimulation, les seuils de diffusion musculaire et la cotation musculaire maximale des muscles sélectionnés pour l'étude, tout en respectant des butées angulaires d'hyperextension et de flexion de chaque articulation. Cet examen sera réalisé par un kinésithérapeute ou une personne formée spécifiquement à cette technique. La durée estimée est de 1 heure.

V2(V0+2J), V3(V0+3J), V4(V0+4J), V5(V0+5J) : Séances d'électrostimulation

Stimulation alternée des muscles antagonistes pour chaque articulation : cycle de 10 secondes de contraction + 10 secondes de relaxation sur chaque muscle en contraction isométrique maximale. Les séances d'électrostimulation se feront à intensité croissante jusqu'à l'obtention d'une cotation en force de 3/5 MRC. Durée estimée : 30 minutes.

V6(V0+6J) : Protocole d'identification

Lors de cette séance, le protocole d'identification des paramètres, décrit au chapitre 4, est effectué. Tout problème technique conduira à l'arrêt immédiat de l'essai. Le patient et le médecin responsable peuvent demander la suspension de l'expérimentation à tout moment.

V7 (V0+9J) : Protocole de synthèse

L'expérimentation se fera sans contrainte mécanique en présence des électrodes de stimulation, et des capteurs d'angle et EMG. Un assistant près du patient assurera en permanence la sécurité de ce dernier et l'expérimentation sera suspendue en cas de problème. Elle consiste en l'application du protocole de la synthèse des séquences de stimulation, décrit au chapitre 5. Les mouvements synthétisés seront des mouvements du genou libre suivant une trajectoire désirée de l'angle du genou, dans le but fonctionnel d'aboutir au lever de chaise (extension du genou) nécessitant le minimum d'effort du patient et le minimum de stress musculaire notamment des quadriceps.

Annexe C

Mesures expérimentales, résultats d'identification et de validation

C.1 Identification des paramètres mécaniques de l'articulation

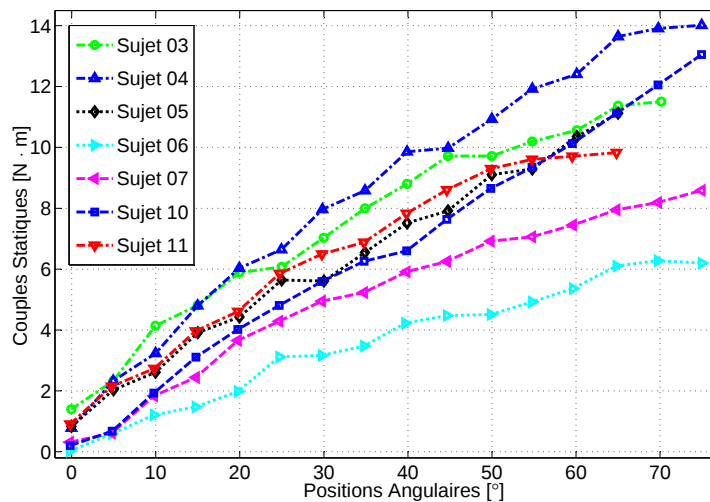
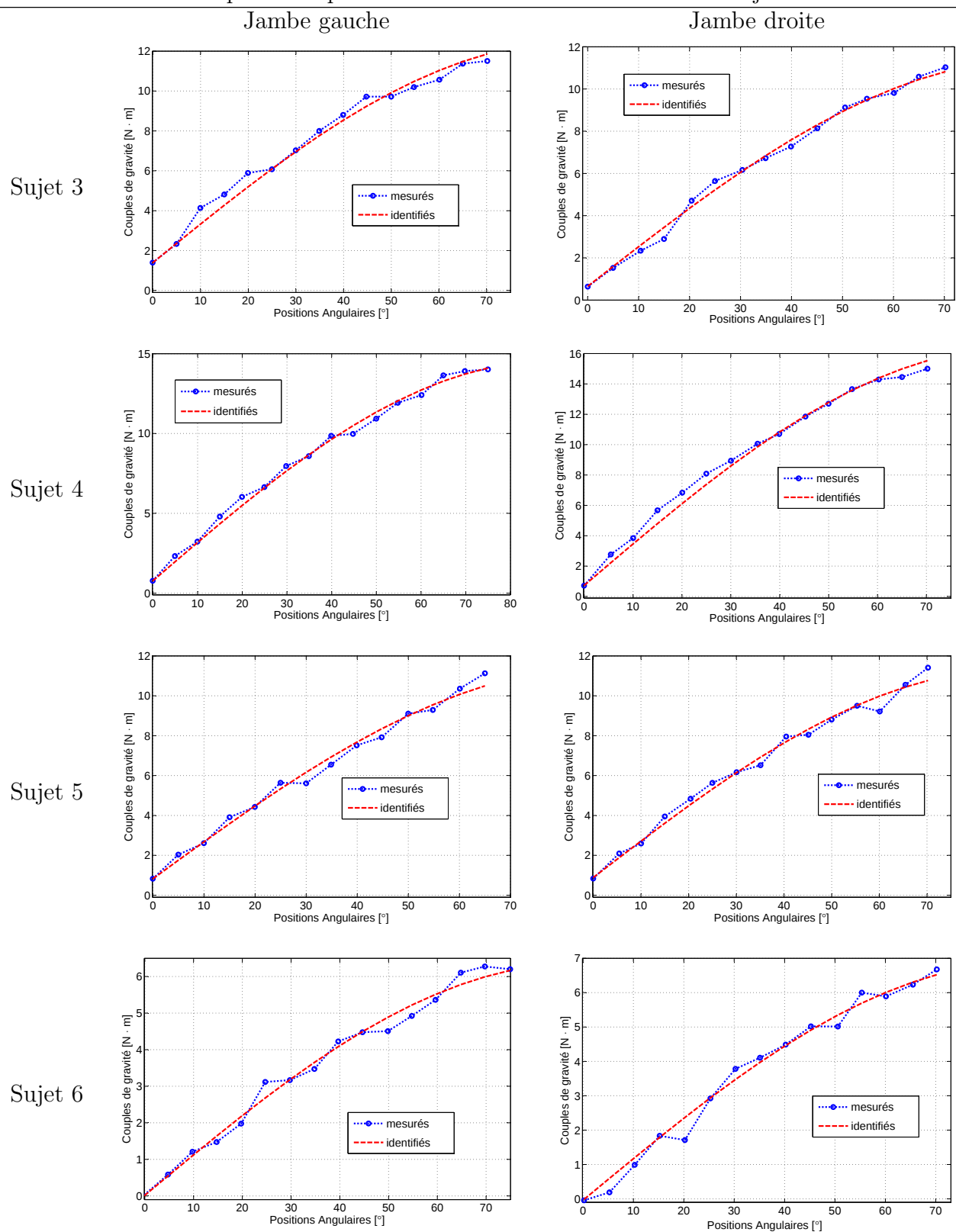
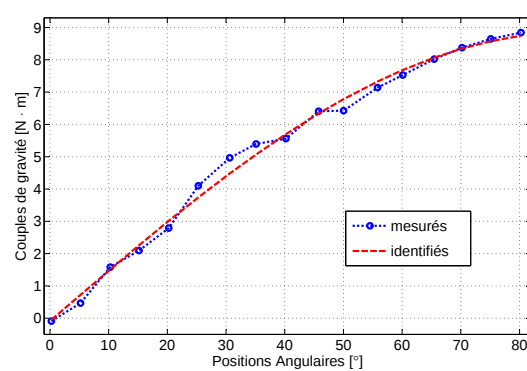
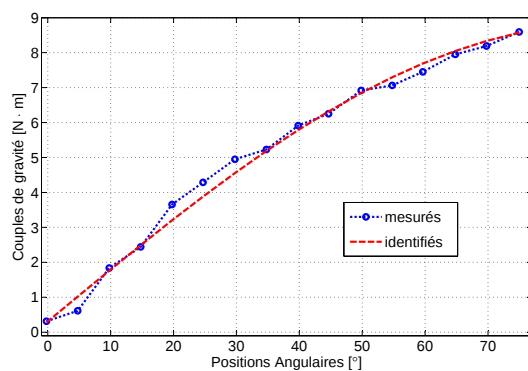


Figure C.1 - *Couples statiques en fonction de la position angulaires du genou gauche pour différents sujets*

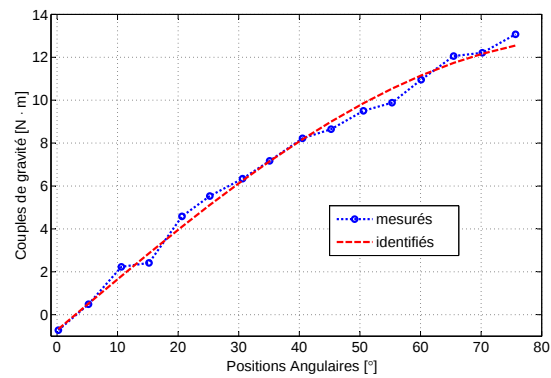
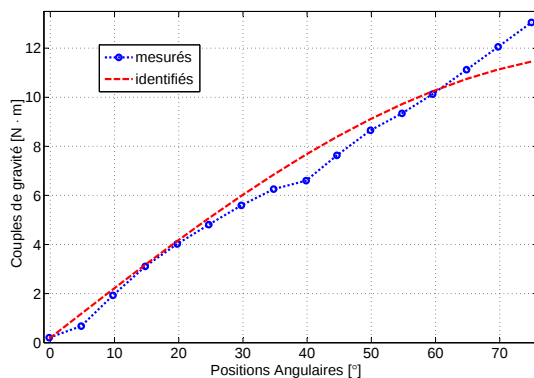
Couples statiques mesurés et identifiés chez tous les sujets



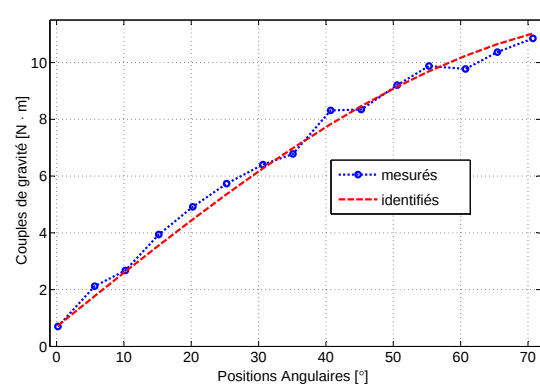
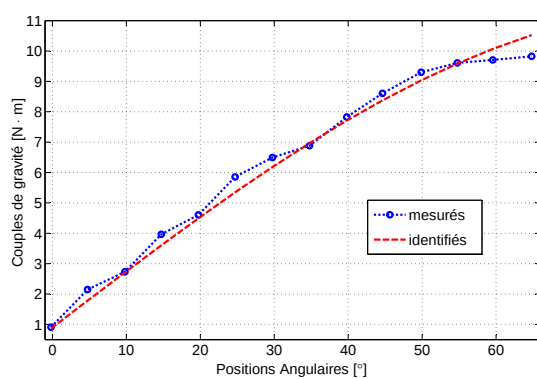
Sujet 7



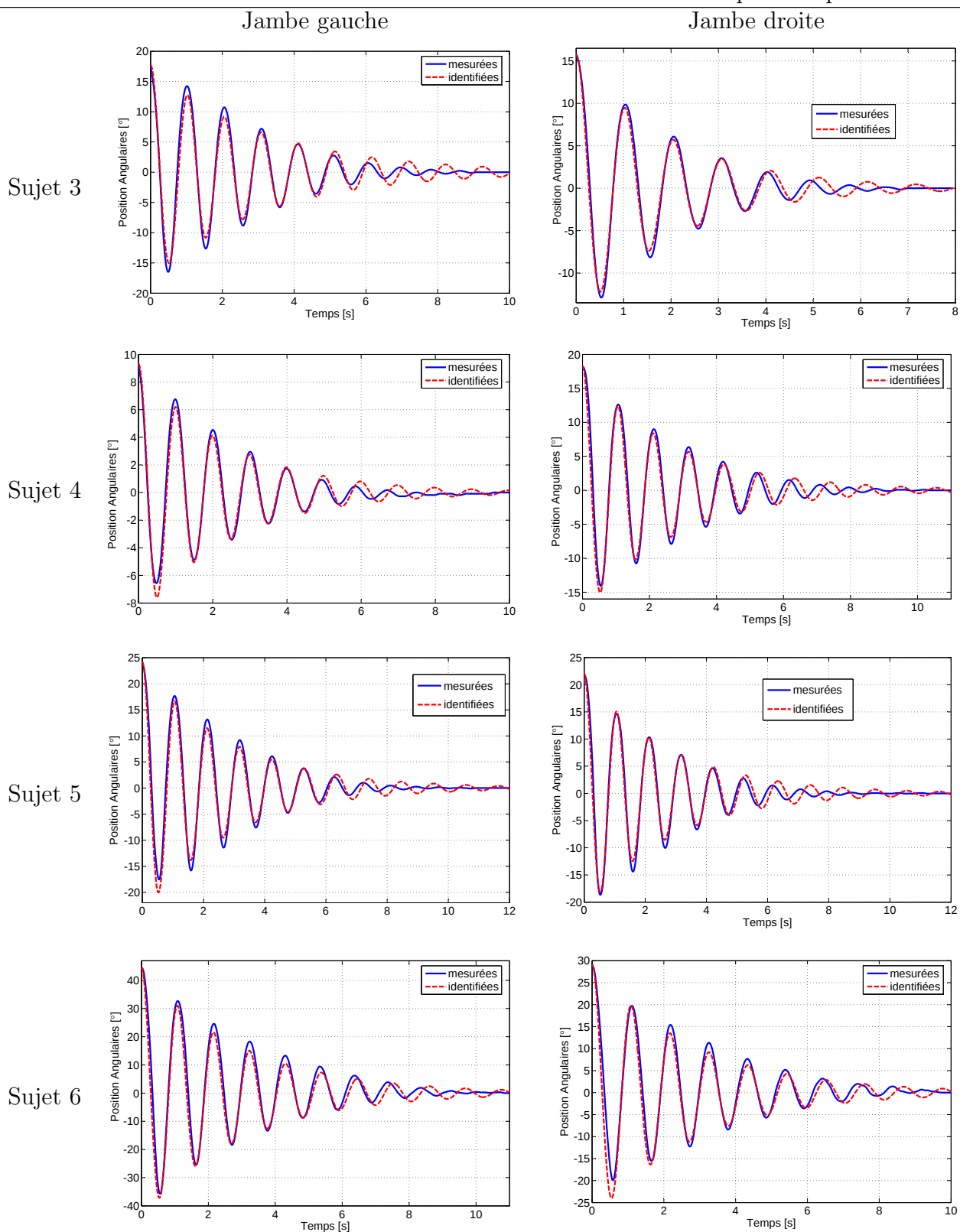
Sujet 9



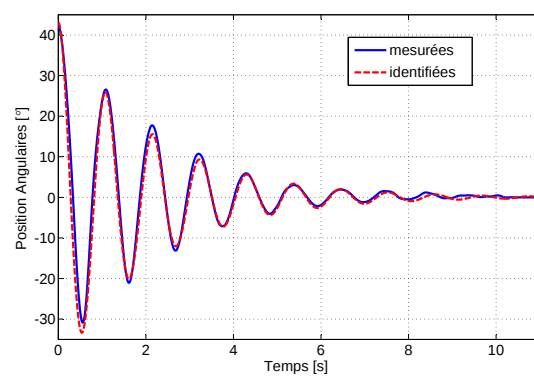
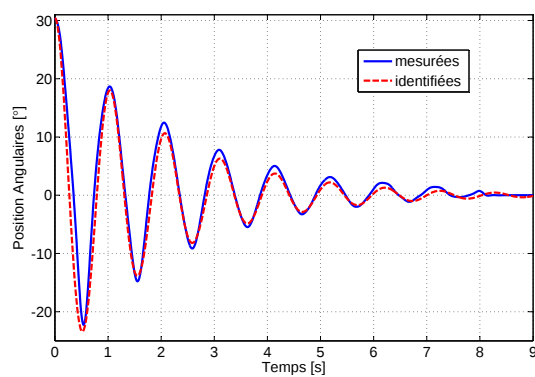
Sujet
10



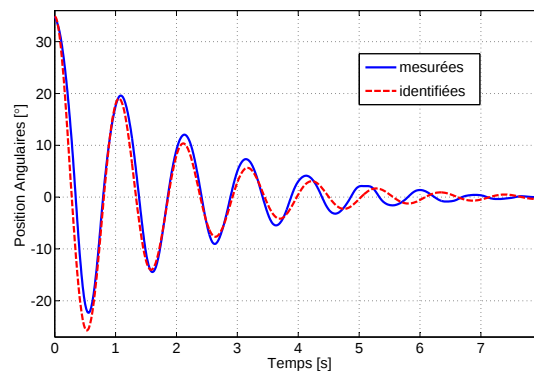
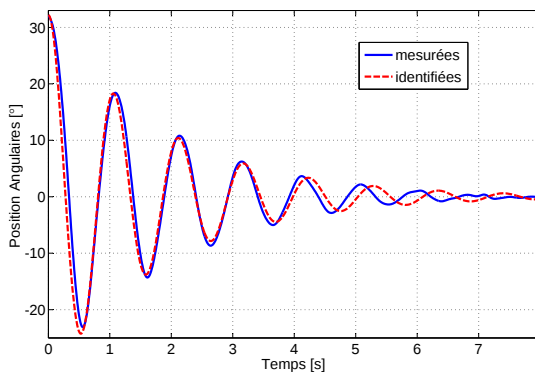
Mouvements oscillatoires mesurés et identifiés lors du test du pendule passif



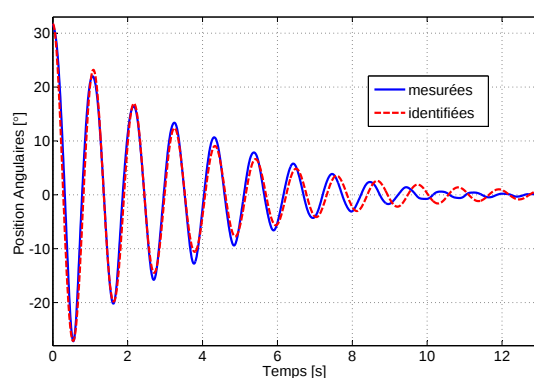
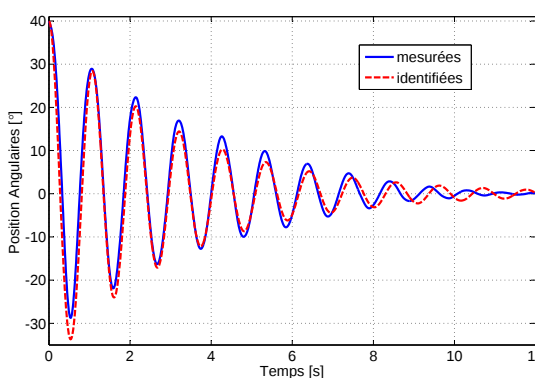
Sujet 7



Sujet 9

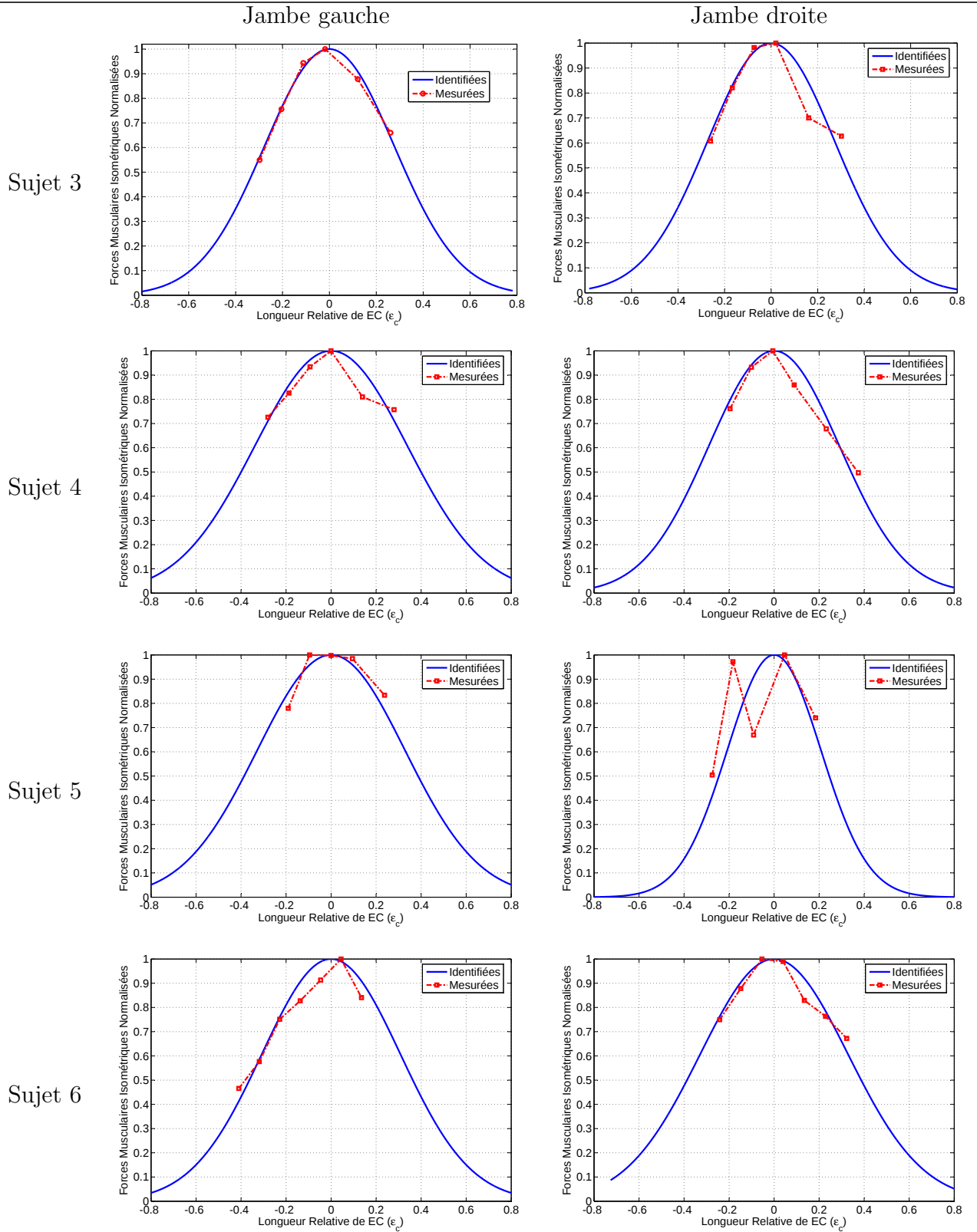


Sujet
10

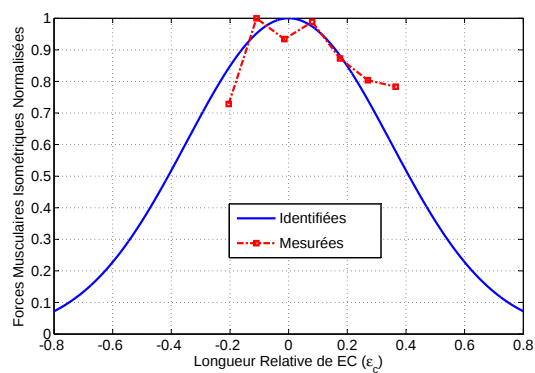
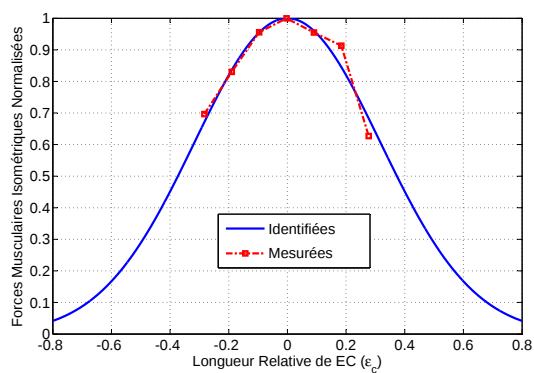


C.2 Identification de la relation force-longueur active

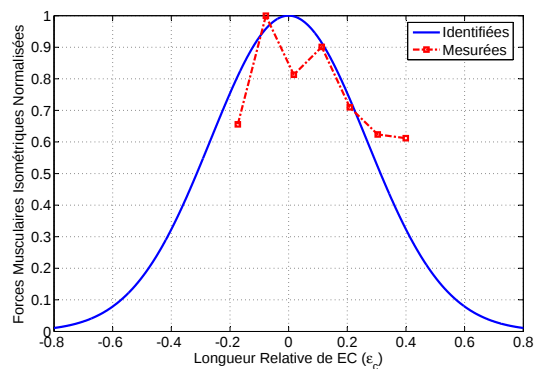
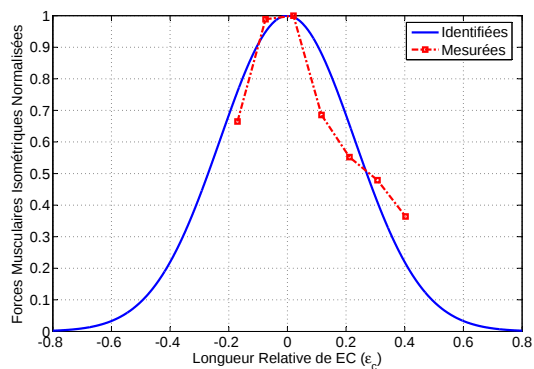
Les relations force-longueur actives mesurées et identifiées chez tous les sujets



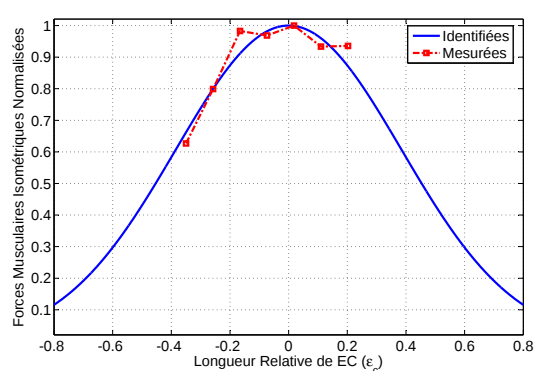
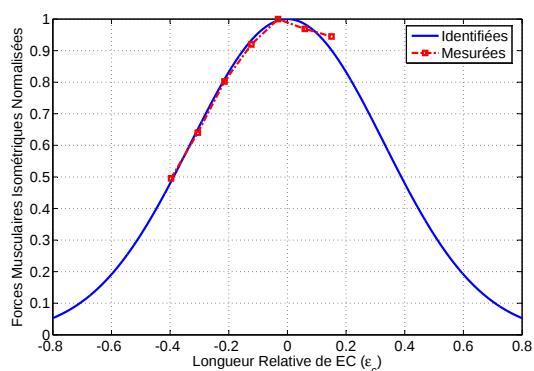
Sujet 7



Sujet 9

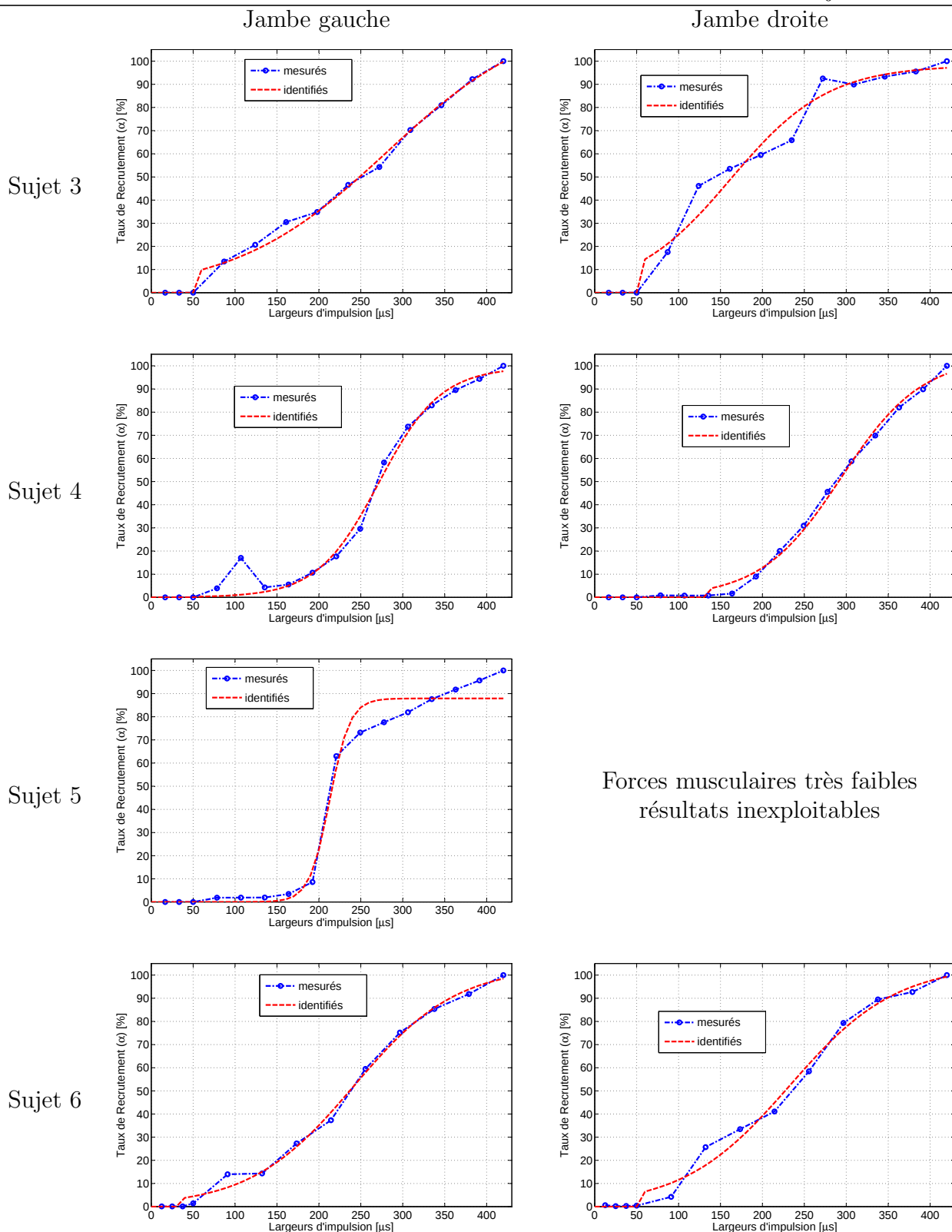


Sujet
10

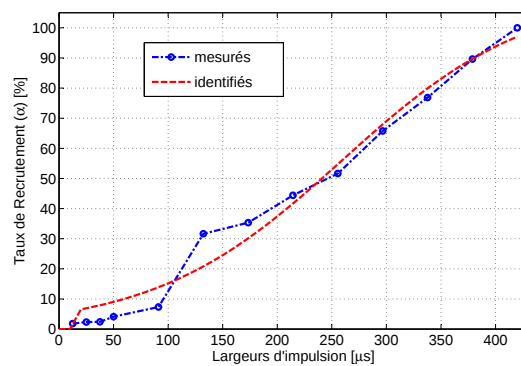
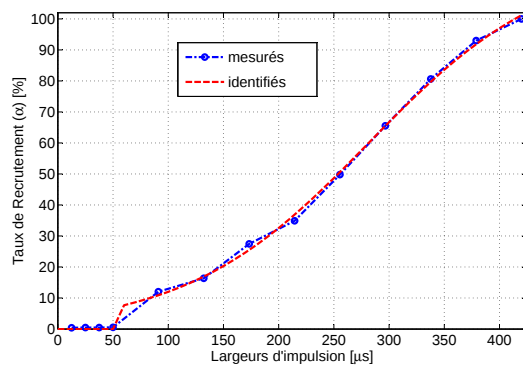


C.3 Identification de la fonction de recrutement

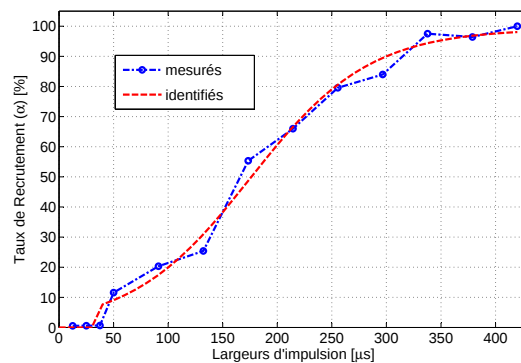
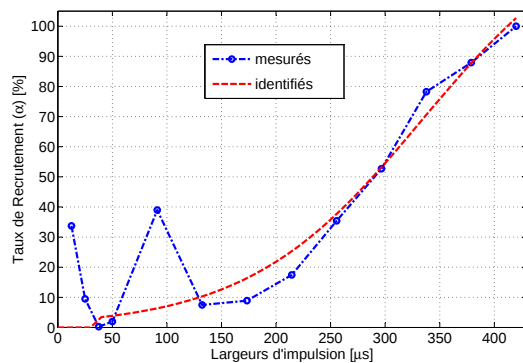
Les fonctions de recrutement mesurées et identifiées chez tout les sujets



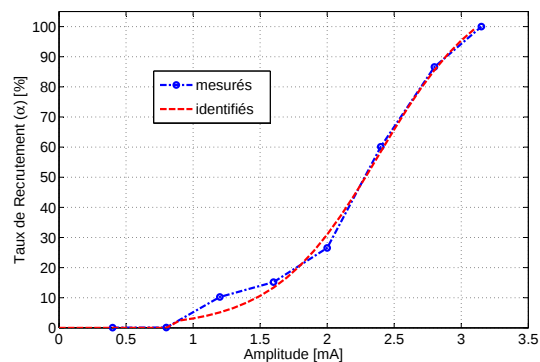
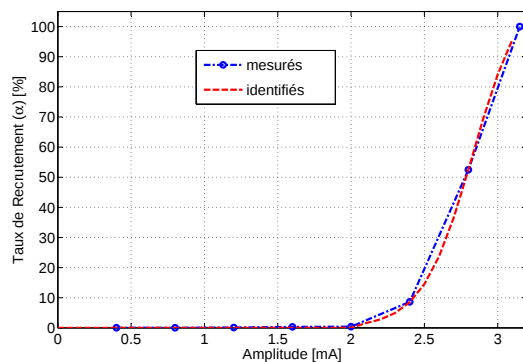
Sujet 7



Sujet 9

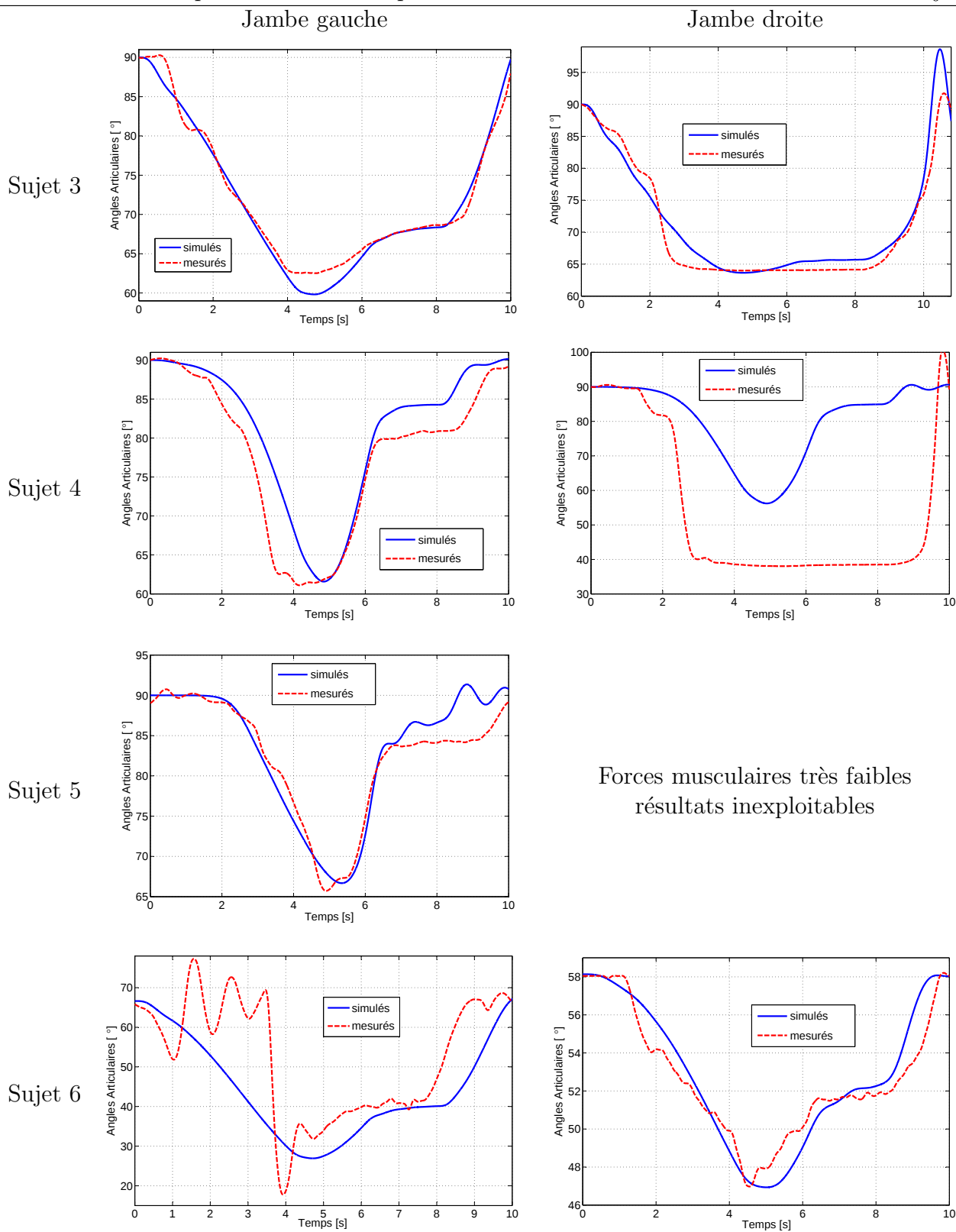


Sujet
10

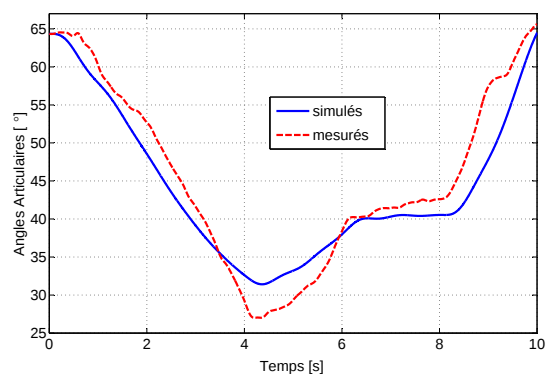
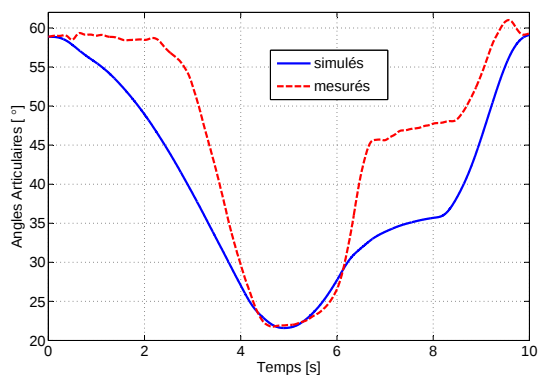


C.4 Identification des paramètres mécaniques du muscle et validation expérimentale directe

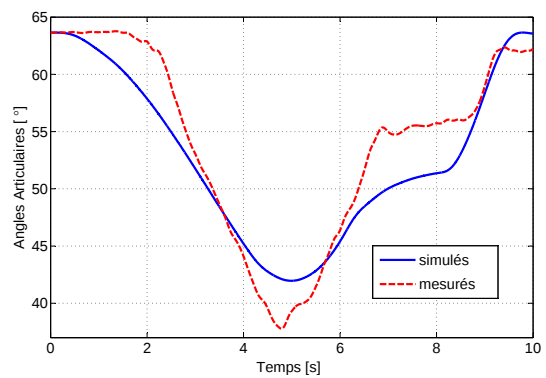
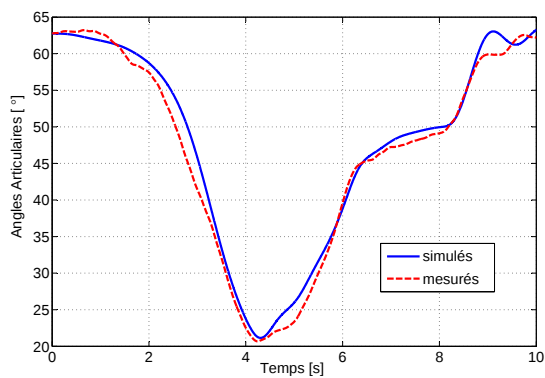
Identification des paramètres mécaniques du muscle et validation directe chez tous les sujets



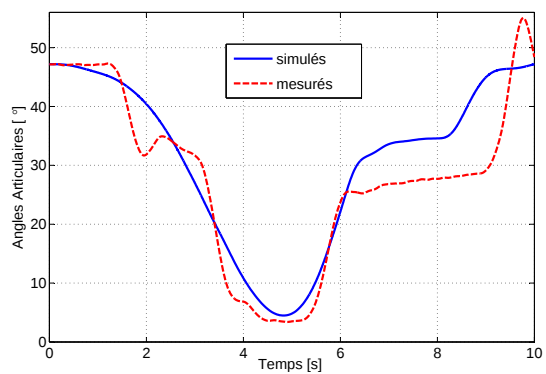
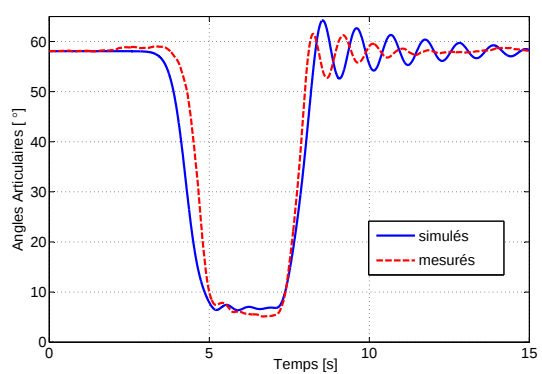
Sujet 7



Sujet 9

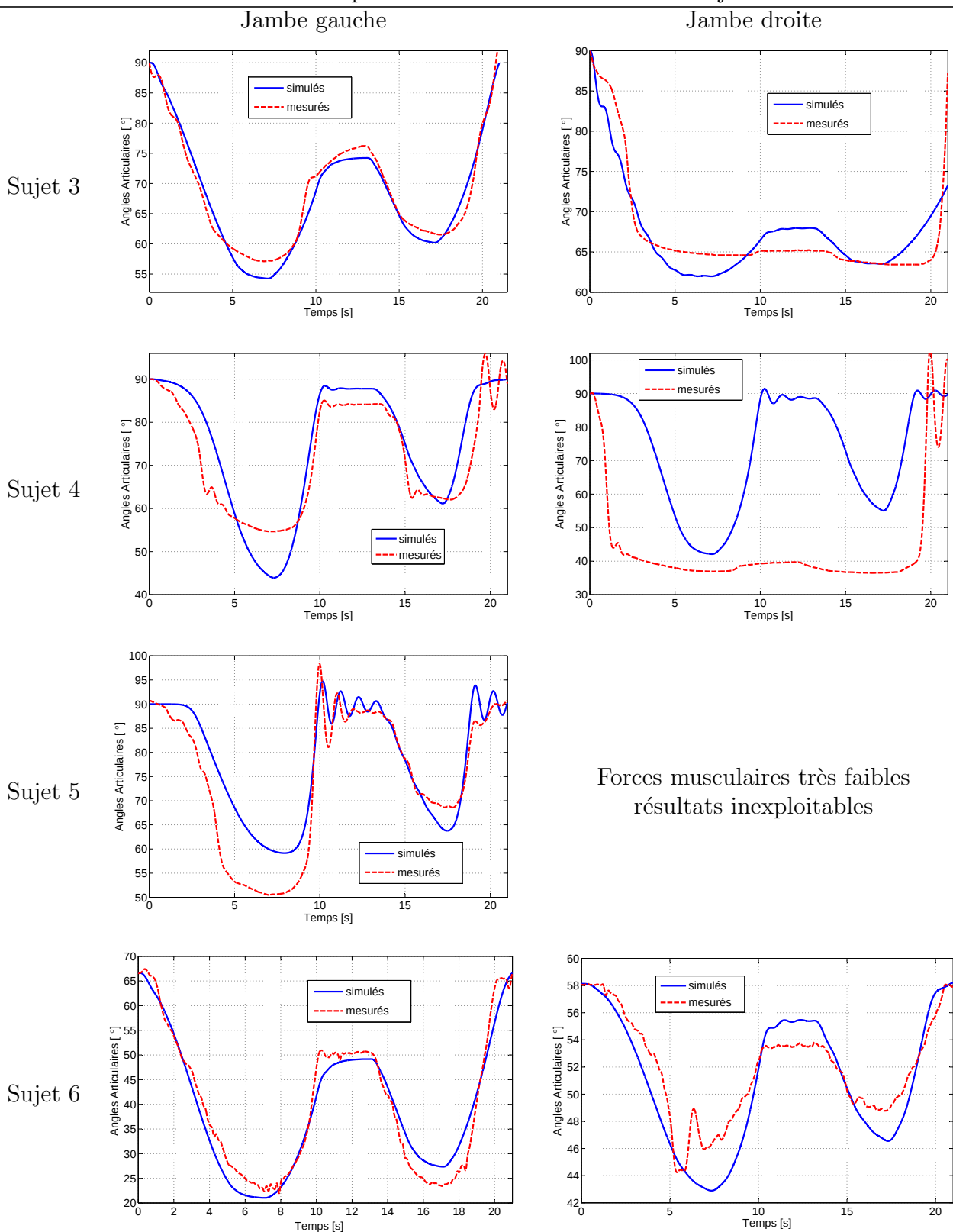


Sujet
10

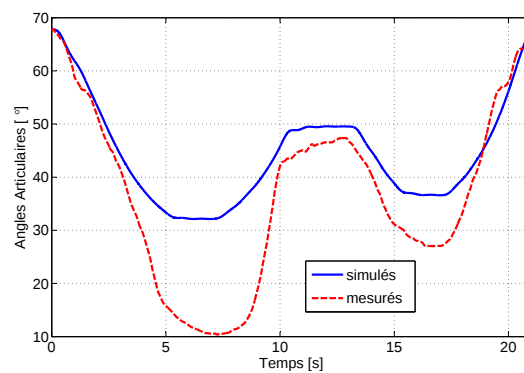
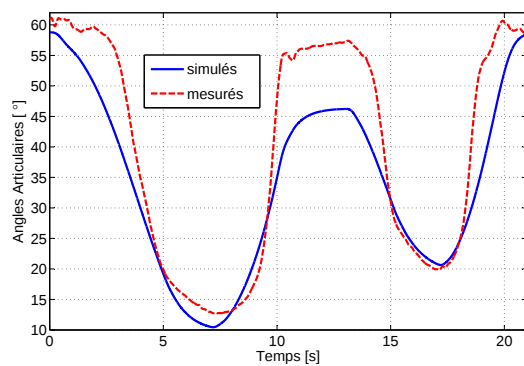


C.5 Validation expérimentale croisée

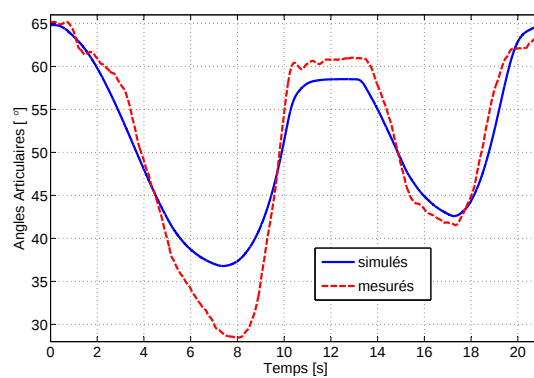
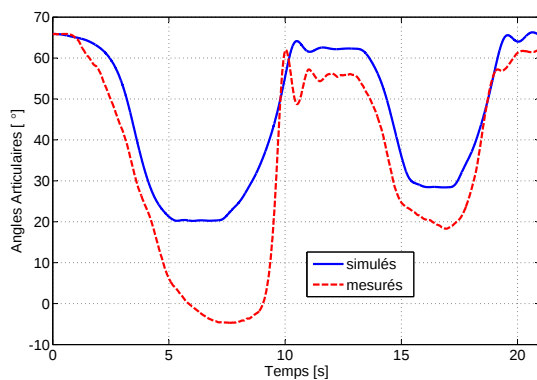
Validation expérimentale croisée chez tous les sujets



Sujet 7

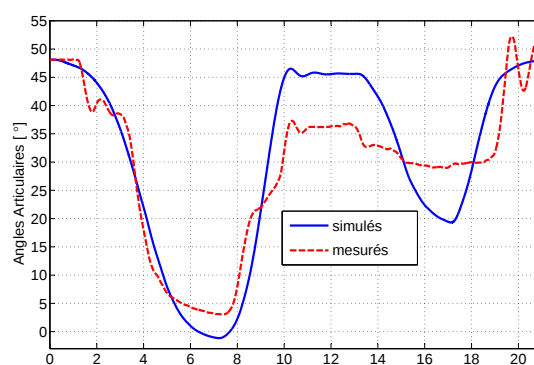


Sujet 9



Sujet
10

Forces musculaires très faibles
Taux de fatigue important



Annexe D

Critère d'évaluation de la qualité de l'identification

D.1 Calcul du critère NRMSD

Soit X_m le vecteur des données mesurées à partir de l'expérimentation et X_s le vecteur des données du modèle d'approximation ayant la même longueur. Le critère de quantification des erreurs au sens des moindres carrés (RMS) normalisés, noté (**NRMSD**), que nous avons utilisé tout au long de cette thèse est décrit par la fonction suivante :

$$NRMSD = \frac{RMSD(X_m - X_s)}{\max(X_m) - \min(X_m)} \quad (D.1)$$

Avec, $\max(X_m) - \min(X_m)$ correspond au domaine du mouvement et la fonction RMSD (*Root Mean Square Deviation*) correspond à la racine carré de la moyenne des carrés d'un vecteur X , tel que :

$$RMSD(X) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i)^2} \quad (D.2)$$

Où, x_i représente les éléments du vecteur X et N son nombre d'élément.

Titre

Protocole d'identification sous FES et synthèse des séquences de stimulation chez le blessé médullaire

Résumé

Les blessures médullaires induisent chez les sujets atteints des déficiences motrices qui se traduisent par une paralysie partielle ou totale. Face aux limites des méthodes thérapeutiques classiques telles que la chirurgie et les médicaments, la stimulation électrique fonctionnelle (FES) des muscles représente une solution alternative combinant à la fois des bénéfices thérapeutiques largement prouvés et la possibilité de contrôler les membres paralysés à des fins de suppléance fonctionnelle.

Cependant, le contrôle artificiel par FES pose un certain nombre de problèmes liés à la nature redondante de l'actionnement musculaire. Par conséquent, le choix des séquences de stimulation électrique est souvent fait de manière empirique, basé sur la seule expérience des cliniciens. Ainsi, la compréhension et la caractérisation des systèmes musculosquelettiques sous FES s'avèrent nécessaire. Elles impliquent la modélisation des différents phénomènes biomécaniques et physiologiques ainsi que l'identification des paramètres du modèle.

Les principales contributions de cette thèse sont 1) la mise en place d'un protocole d'identification non-invasif des paramètres du système musculosquelettique sous FES et son application dans le cadre de l'articulation du genou chez les blessés médullaires humains et 2) la synthèse des séquences de stimulation électrique en utilisant des techniques d'optimisation non-linéaire basées sur le modèle identifié.

Mots clés : FES, suppléance fonctionnelle, optimisation, modèle musculosquelettique, identification des paramètres

Title

Identification protocole under FES and stimulation patterns synthesis for rehabilitation in spinal cord injured subject

Abstract

Under spinal cord injury, the natural control of limbs becomes impossible, which leads to partial or totale paralysis. Functional Electrical Stimulation (FES) may then be used to substitute the central nervous system by contracting the skeletal muscles for mouvement rehabilitation of paralysed muscle-limb. In addition, FES presents many therapeutic benefits for SCI patients.

However, its application poses some problems in practice. Indeed, the applied stimulation patterns are always empirically tuned, increasing the muscular fatigue and limiting the use to short periods of time. Thus, an accurate numerical model of the muscle-limb dynamics is needed which involve an experimental parameters identification procedure.

The main contributions of this thesis are 1) A parameters identification set up of a musculoskeletal physiological model in spinal cord injured subjects and 2) Synthesis of functional electrical stimulation patterns based on the identified model.

Keywords : FES, rehabilitation, optimization, musculoskeletal modeling, parameters identification

Discipline : Génie Informatique, Automatique et Traitement du signal

Intitulé et adresse du laboratoire :

Laboratoire d'Informatique, de Robotique et de Microélectronique de Montpellier (LIRMM)
UMR CNRS / Université Montpellier II, No. 5506
161 rue Ada, 34092 Montpellier, France.