

UNIVERSITE DE REIMS CHAMPAGNE ARDENNE

THESE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITE DE REIMS CHAMPAGNE ARDENNES

Spécialité

Génie informatique, Automatique et Traitement du Signal

Présentée et soutenue publiquement par

Toufik CHEROUALI

Prévue le 15 décembre 2004

**Caractérisation et Implantation de la Stimulation  
Mécanique de la Boucle Neuromusculaire Gamma sur une  
Machine Isocinétique**

Jury

A.	PRUSKI	Professeur, Université de Metz	Rapporteur
D.	WOLF	Professeur, INPL de Nancy	Rapporteur
L.	AFILAL	Maître de Conférences, Université de Reims	Examineur
F-X.	LEPOUTRE	Professeur, Université de Valenciennes	Examineur
N.	MANAMANNI	Maître de Conférences, Université de Reims	Examineur
J.	ZAYTOON	Professeur, Université de Reims	Examineur

## Dédicace

## Remerciements

Texte de remerciements

## Table des matières

INTRODUCTION GENERALE .....	7
<b>CHAPITRE I EVOLUTION HISTORIQUE DU RENFORCEMENT MUSCULAIRE .....</b>	<b>10</b>
INTRODUCTION .....	11
<b>1.1. L’HISTOIRE DE LA MUSCULATION .....</b>	<b>11</b>
<i>1.1.1. La musculation statique (Isométrique) .....</i>	<i>13</i>
<i>1.1.2. La musculation dynamique .....</i>	<i>13</i>
1.1.2.1. Mode concentrique .....	13
1.1.2.2. Mode excentrique .....	14
<b>1.2. LES APPAREILS DE RENFORCEMENT MUSCULAIRE .....</b>	<b>14</b>
<b>1.3. L’ELECTROSTIMULATION MUSCULAIRE .....</b>	<b>17</b>
<i>1.3.1. Principe de base .....</i>	<i>17</i>
<i>1.3.2. Effets sur la force musculaire .....</i>	<i>18</i>
CONCLUSION .....	19
<b>CHAPITRE II MORPHOLOGIE DU MUSCLE ET BOUCLES DE REGULATION</b>	
<b>NEUROPHYSIOLOGIQUE .....</b>	<b>20</b>
INTRODUCTION .....	21
<b>2.1. MORPHOLOGIE ET FONCTIONNEMENT DES MUSCLES SQUELETTIQUES .....</b>	<b>21</b>
<i>2.1.1. Les fibres musculaires .....</i>	<i>23</i>
<i>2.1.2. Le fuseau neuromusculaire .....</i>	<i>23</i>
<i>2.1.3. L’organe tendineux de Golgi .....</i>	<i>26</i>
<b>2.2. CONTROLE NEUROPHYSIOLOGIQUE DU MUSCLE SQUELETTIQUE .....</b>	<b>27</b>
<b>2.2.1. Autodéfense .....</b>	<b>28</b>
2.2.1.1. Le réflexe d’étirement .....	29
2.2.1.2. Le réflexe d’étirement inverse .....	29
2.2.1.3. Le réflexe d’inhibition réciproque .....	29
<b>2.2.2. Souplesse .....</b>	<b>30</b>
CONCLUSION .....	30

<b>CHAPITRE III</b>	<b>FORMALISME ET CARACTERISATION DE LA STIMULATION MECANIQUE....</b>	<b>32</b>
INTRODUCTION.....		33
3.1. FORMALISATION ET SPECIFICATION.....		33
3.2. MODELISATION DU MUSCLE SQUELETTIQUE.....		35
3.2.1. <i>Le modèle à trois composantes de Hill - Zajac</i> .....		37
3.2.2. <i>Représentation analytique du modèle mécanique du muscle</i> .....		38
3.2.3. <i>Propriétés mécaniques du muscle</i> .....		39
3.2.3.1. Relation force - longueur.....		39
3.2.3.2. Relation force – vitesse.....		41
3.3. MODELE DU MUSCLE.....		42
3.4. SIMULATION ET RESULTATS.....		45
3.4.1. <i>La Charge</i> .....		45
3.4.2. <i>La Souplesse</i> .....		46
3.4.3. <i>La période</i> .....		47
3.4.4. <i>Réponse du muscle en terme de force à la stimulation</i> .....		48
CONCLUSION.....		49
<b>CHAPITRE IV</b>	<b>SPECIFICATION ET CONCEPTION DE LA STIMULATION MECANIQUE SUR</b>	
<b>MULTI-ISO_Γ</b> .....		<b>51</b>
INTRODUCTION.....		52
4.1. MULTI-ISO : MACHINE D'ENTRAINEMENT ET DE REEDUCATION MUSCULAIRE.....		52
4.2. ARCHITECTURE DE MULTI-ISO_Γ.....		53
4.2.1. <i>Partie électronique</i> .....		55
4.2.2. <i>Partie mécanique</i> .....		56
4.2.3. <i>Partie informatique</i> .....		58
4.2.3.1. Base de données.....		59
4.2.3.2. Supervision :.....		59
4.2.3.3. Interface Homme-Machine :.....		60
4.3. INTEGRATION DE LA STIMULATION MECANIQUE DANS LE SYSTEME DE CONTROLE COMMANDE DE MULTI-ISO_Γ.....		61
4.4. MOTIF DE MONTEE ET DE DESCENTE.....		64

4.4.1. <i>Module isométrique</i> .....	64
4.4.2. <i>Module générique</i> .....	66
4.4.3. <i>Module conduit</i> .....	68
4.4.4. <i>Module étirement passif</i> .....	69
4.4.5. <i>Module étirement contracté – relâché</i> .....	71
4.4.6. <i>Module assisté</i> .....	71
4.5. LES LOIS DE COMMANDE .....	71
4.5.1. <i>Loi de commande en vitesse (<math>L_\omega</math>)</i> .....	73
4.5.2. <i>Loi de commande en position (<math>L_\theta</math>)</i> .....	73
4.5.3. <i>Loi de commande en force (<math>L_F</math>)</i> .....	74
CONCLUSION .....	75
<b>CHAPITRE V     SIMULATION ET RESULTATS EXPERIMENTAUX.....</b>	<b>77</b>
INTRODUCTION .....	78
5.1. VALIDATION DES LOIS DE COMMANDE DE LA STIMULATION MECANIQUE .....	78
5.1.1. <i>Etude en simulation</i> .....	78
5.1.2. <i>Validation expérimentale</i> .....	80
5.2. LA STIMULATION MECANIQUE DE LA BOUCLE NEUROMUSCULAIRE GAMMA SUR MULTI-ISO_Γ .....	83
5.2.1. <i>Préparation d'une séance d'entraînement</i> .....	83
5.2.2. <i>Exécution d'une séance d'entraînement</i> .....	85
5.2.3. <i>Résultats des séance d'entraînement avec stimulation</i> .....	87
5.2.3.1. <i>Mesure de la force de référence</i> .....	87
5.2.3.2. <i>Le mode isométrique avec stimulation mécanique</i> .....	89
5.2.3.3. <i>Le mode isocinétique avec stimulation mécanique</i> .....	90
CONCLUSION .....	92
<b>CONCLUSION GENERALE .....</b>	<b>94</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE .....</b>	<b>99</b>
<b>ANNEXE 1 .....</b>	<b>106</b>
<b>ANNEXE 2 .....</b>	<b>107</b>

## Introduction Générale

Le renforcement musculaire est un processus qui consiste à modifier les propriétés biologiques des tissus nerveux et musculaires sous l'effet d'une activité intense et répétée. Il s'agit de solliciter de manière répétitive le système neuromusculaire dans des conditions biomécaniques définies.

Dans le domaine médical et sportif, l'association de technologies informatiques et automatiques de pointe a permis la conception d'appareils d'entraînement et de rééducation de plus en plus précis et performants [ANA 01, ABE 85, PRU 03a, MOU 02]. Les besoins d'une rééducation précise et adaptée à chaque patient et le perfectionnement spécifique à chaque domaine d'utilisation (Rééducation, Handicap, Sport,...) nécessitent des innovations permanentes dans la conception des machines pour intégrer de nouvelles méthodes d'aide au renforcement musculaire.

Si le renforcement musculaire continue à s'effectuer à l'aide d'exercices spécifiques sur le terrain, l'utilisation actuelle de machines isocinétiques commence à se généraliser. Ainsi ces machines permettent d'une part de corriger certaines pathologies musculaires et d'autre part d'aider certains sportifs à améliorer leurs performances, ce qui permet de quantifier et conduire parfaitement la progression de la rééducation ou de l'entraînement musculaire.

Dans certains cas le renforcement musculaire est effectué en utilisant la stimulation électrique. Ceci entraîne la mise en place d'électrodes sur la peau pour exciter le muscle en appliquant des impulsions électriques [MAY 99, WAL 61]. Cependant, dans le domaine de la rééducation et du sport, ce type de stimulation dit synchrone reste controversé. En effet, la contraction musculaire, dans ce cas, est réalisée d'une façon artificielle et engendre une fatigue musculaire prématurée pour certaines fréquences de stimulation [DUC 92, BOS 96].

Dans ce contexte, notre travail de thèse a porté sur le développement d'une nouvelle méthode d'aide au renforcement musculaire et de son implantation sur une machine d'entraînement et de rééducation nommée Multi-Iso.

Les muscles squelettiques constituent les moteurs de la dynamique des gestes et des mouvements des membres articulaires chez les êtres humains [GOU 98]. Leur contrôle s'effectue à deux niveaux différents en assurant d'une part l'autodéfense contre les anomalies

provoquées à l'intérieur ou à l'extérieur du muscle et d'autre part le contrôle de la souplesse qui permet l'augmentation de l'aisance des mouvements [GOR 91, VAL 96]. C'est la boucle neuromusculaire gamma qui assure le contrôle de la souplesse et attribue au muscle la capacité d'adaptation à l'étirement et permet ainsi de réduire ou de réguler la résistance musculaire lors d'un exercice musculaire [PRE 02].

Dans ce travail, nous proposons d'améliorer les performances des machines d'entraînement et de rééducation en adjoignant à leurs modes classiques la stimulation de la boucle neuromusculaire gamma qui permet de contrôler la souplesse musculaire et soutenir ainsi la contraction volontaire du muscle. Ce type de stimulation, appliquée lors d'une contraction, provoque l'activité de la boucle gamma, et engendre des contractions asynchrones du tissu musculaire. Ce caractère asynchrone engendre une fatigue musculaire naturelle par rapport à la stimulation synchrone. En outre, et à la différence de la stimulation électrique, la stimulation mécanique n'exige pas l'emploi de matériel supplémentaire et invasif pour sa mise en place sur les machines isocinétiques.

Organisé en cinq chapitres, ce mémoire présente la formalisation et la caractérisation de la stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma et sa mise en œuvre sur une machine isocinétique d'entraînement et de rééducation des membres inférieurs. Cette machine nommée Multi-Iso\_Γ, fruit d'une collaboration entre la société Myosoft basée à Bellegarde et le Centre de Recherche en STIC de l'Université de Reims, a été modifiée pour intégrer dans ses modes la stimulation mécanique.

Après un bref historique présenté dans le chapitre I, sur l'évolution des méthodes de renforcement musculaire depuis l'époque antique à nos jours, le chapitre II est consacré à la morphologie et à la régulation neurophysiologique du muscle. A travers l'étude des boucles de régulation qui décrivent l'aspect fonctionnel du muscle, nous montrerons qu'il est possible d'exciter volontairement la boucle neuromusculaire gamma en provoquant mécaniquement des étirements du muscle pendant la contraction musculaire.

Le chapitre III traite de la formalisation et la spécification de la stimulation mécanique du muscle. Une étude est menée sur le muscle quadriceps pour évaluer l'effet de la stimulation et caractériser les paramètres nécessaire à sa mise en œuvre pratique. Il s'agit d'abord de définir le motif d'application d'une charge capable de provoquer un étirement musculaire. Ensuite, nous proposons à travers un modèle de simulation du muscle de

quantifier les paramètres du motif nécessaire à l'excitation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma. Enfin nous terminerons en présentant les résultats en simulation de la stimulation mécanique en faisant varier les paramètres du motif d'application.

Dans le chapitre IV, nous traitons de la spécification et de la conception de la stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma sur une machine isocinétique d'entraînement et de rééducation des membres inférieurs. La mise en œuvre sur cette machine exige une adaptation de son système de contrôle commande ainsi que de ses structures mécanique, électronique et informatique pour tenir compte des exigences imposées par les spécificités de la stimulation. Aussi, après la présentation de la nouvelle architecture de Multi-Iso\_Γ, la spécification de chaque mode d'entraînement est proposée pour intégrer la stimulation mécanique. Ces modes ont été implantés grâce à un système de contrôle-commande basé sur une structure hiérarchique. Un schéma de commande reposant sur une boucle interne de vitesse et sur un contrôleur en force constituant l'élément central pour la mise en œuvre de la stimulation mécanique, permet d'intégrer les profils de force de la stimulation directement à partir de la spécification sans avoir à les transformer pour chaque type d'entraînement.

Le chapitre V présente les études en simulation et en expérimentation relatives à l'évaluation des performances des lois de commande implantées dans la machine. Ensuite, des résultats dans les conditions réelles d'entraînement sur Multi-iso\_Γ illustreront à travers certains aspects de l'interface homme - machine une séance complète d'entraînement, de sa création à l'analyse des résultats.

Enfin, nous présentons les conclusions de ce travail ainsi que les perspectives envisagées.

# **CHAPITRE I**

## **Evolution historique du renforcement musculaire**

## **Introduction**

Dans ce chapitre, nous présentons un bref historique sur l'évolution des méthodes de renforcement musculaire depuis l'époque antique à nos jours. Une histoire longue et riche a permis d'acquérir une large expérience dans ce domaine. Ce préambule, nous mènera jusqu'à l'apparition des appareils d'isocinétisme qui restent actuellement le meilleur moyen pour faire de la rééducation et du renforcement musculaire. Ces appareils seront également à la base de l'étude expérimentale de notre travail. Nous présenterons ensuite l'électrostimulation, une méthode de renforcement musculaire, actuellement controversé, qui consiste à provoquer la contraction musculaire au moyen d'un courant électrique. On dégagera de cette étude deux manières différentes de contracter le muscle, la première volontaire et naturelle et la seconde involontaire et invasive.

### **1.1. L'histoire de la musculation**

Indépendamment des époques, la force et la puissance ont toujours été les qualités physiques les plus favorisées chez les êtres humains [HOR 85].

Pendant l'époque Antique, les Egyptiens, les Chinois, les Grecs, et les Romains, ont pratiqué des activités sportives plus ou moins connues. Seuls les Grecs ont laissé des descriptions sur la préparation des sportifs. On sait que ces derniers connaissaient le principe de développement de la force, notamment celui de la répétition de l'exercice. Ils s'entraînaient avec une remarquable organisation, prévoyant les qualités d'entraînement, les exercices et les lieux de préparation pour les grandes compétitions. Il semble que les Grecs connaissaient également les bienfaits d'un entraînement spécifique par surcharge du geste de compétition.

Pendant les dix siècles du Moyen-Âge, les activités physiques et sportives de l'héritage grec ont perdu leur importance et se sont radicalement transformées. Se sont imposés alors des systèmes d'éducation destinés à la préparation des guerres. Ces conditions ont duré jusqu'aux XII–XIII siècles, où le sport moderne renaît en Angleterre par une apparition des anecdotes de la vie sportive des rois qui s'entraînaient parfois quasi quotidiennement aux exercices exigeant de la force, comme le lancé de marteau. Le début du dix-huitième siècle en Angleterre va voir d'une part le développement sportif et de l'autre, l'éducatons physique et sportive systématiquement récupérée par les nécessités militaires. L'industrialisation accélérée et l'esprit sportif s'appuyant sur une longue histoire démarquent

l'esprit compétitif. La renaissance amène dans les autres pays d'Europe, un développement considérable des activités sportives. Jusqu'au dix-neuvième siècle, cette époque est connue par l'apparition des premiers forains lutteurs-haltérophiles. Leurs méthodes de préparation peuvent être comparées à celles de l'Antiquité et du Moyen-Âge. Depuis leur apparition, les lutteurs-haltérophiles « professionnels » détiennent les secrets les plus efficaces de l'acquisition de la force. Ils constituent le point de départ du renforcement musculaire moderne.

Nous devons tout d'abord souligner le dynamisme avec lequel se développe la recherche fondamentale concernant la force physique musculaire. En 1836, Kasle étudie statistiquement les rapports de la force avec l'âge. Setchenov, le père de la physiologie russe, réalise en 1863 une série d'études sur les mécanismes spontanés [SET 63]. Ensuite, Pavlov et Heskell découvrent l'influence trophique du système nerveux central par les nerfs végétatifs sur la force de contraction musculaire. Wedenski démontre que l'ampleur des contractions musculaires dépend de la fréquence des impulsions nerveuses [WED 85]. Lesgaft et surtout Mosso en 1895, établissent chez les sédentaires les effets divers de l'entraînement sur la force musculaire en tenant compte des méthodes vulgarisées de l'époque. Tyminski, en 1898, étudie statistiquement les rapports de la morphologie et de la force musculaire. Une avancée importante est accomplie en 1901 par Setchenov qui établit les lois fondamentales de l'élasticité mécanique du muscle sans tension. Dans ce domaine, il devance les théories de Hill qui mène des travaux dans ce sens vers les années 1920-1925. Ces travaux capitaux sont le point de départ de la recherche sur la force et le muscle.

Une abondante littérature sportive, médico-sportive, scientifique ou technique aborde le contenu de l'entraînement depuis l'apparition du sport moderne. Dès lors, la majorité des sportifs ont commencé à s'entraîner régulièrement tout le long de l'année avec la nécessité d'une approche totalement nouvelle de l'entraînement où, en théorie et en pratique, la préparation rationnelle des procédés et méthodes d'entraînement occupe une place dominante. Ainsi, à la fin des années cinquante, période dite à « charges maximales », deux types de musculation ont été déterminés par les athlètes américains, l'une statique et l'autre dynamique.

### **1.1.1. La musculation statique (Isométrique)**

Il s'agit d'une contraction musculaire où la force développée égale la résistance offerte par le support résistant (charge imposée). Là où les articulations ne bougent pas, la distance entre les extrémités du muscle appelées également points d'insertions musculaires ne varie pas et ainsi la longueur totale du muscle reste stable. Ce mode est utilisé dans des disciplines comme la gymnastique, l'escalade et l'haltérophilie pour procurer un gain de force spécifique à un angle articulaire donné. Dans la rééducation, il permet la correction de la courbe physiologique force musculaire / angle articulaire pathologique. Le renforcement musculaire utilisant ce type de contraction a l'avantage de ne pas développer la masse musculaire. En effet il sollicite, de manière prépondérante la commande nerveuse qui demande au muscle de se contracter [HEU 91].

### **1.1.2. La musculation dynamique**

La musculation dynamique faisant intervenir la notion de mouvement se subdivise en deux modes : le mode concentrique et le mode excentrique.

#### **1.1.2.1. Mode concentrique**

Il s'agit d'une contraction musculaire où la force développée est supérieure à la résistance offerte par le support résistant. Là où les articulations sont mobilisées, la distance entre les points d'insertions diminue, le muscle se raccourcit. De nombreux protocoles de renforcement musculaire basés sur ce mode reposent sur des séries de répétitions des mouvements contre charges additionnelles.

Les avantages de ce mode de contraction sont nombreux :

- La motivation de sujet est grande grâce au déplacement articulaire important.
- La possibilité d'améliorer la force musculaire dans toute l'amplitude de travail.
- L'amélioration de l'endurance à l'aide de programmes adaptés.
- L'augmentation de la force musculaire peut intervenir rapidement en quelques répétitions.

- Ce mode de contraction est parfaitement adapté aux sujets jeunes, voir aux athlètes en cours de réentraînement.

Il existe malgré tout certains inconvénients : dans ce mode de contraction, comme la force et le moment de force varient suivant l'angle de l'articulation, la sécurité lors du déroulement du mouvement ne peut être totalement assurée. En effet, si une douleur apparaît durant le mouvement, la charge en bout de membre reste présente ce qui risque d'augmenter les problèmes musculaires essentiellement dus à l'augmentation de la raideur musculaire.

#### 1.1.2.2. Mode excentrique

Il s'agit d'une contraction musculaire où la force développée est inférieure à la résistance offerte par le support résistant. Là où les articulations sont mobilisées, la distance entre les points d'insertions augmente, le muscle s'allonge. La contraction du muscle freine le mouvement provoqué par la force extérieur.

L'avantage de ce type de contraction est que le travail fourni est un travail résistant dont le rendement est excellent et qui peut ainsi s'adresser au renforcement des muscles faibles. Les inconvénients sont d'une part le même problème de sécurité qui n'est pas toujours parfait et d'autre part, la réalisation pratique qui reste difficile. Actuellement, ce mode de renforcement suscite un grand intérêt dans les milieux médicaux et sportifs ainsi que dans la littérature [HEU 91].

### 1.2. Les appareils de renforcement musculaire

Les méthodes de renforcement musculaire ont subi une évolution constante jusqu'à la fin des années soixante du siècle dernier où l'apparition des technologies dans le domaine de la microélectronique, de l'informatique et de l'automatique ont donné naissance à de nouveaux outils pour l'entraînement et le renforcement musculaire. Ces appareils de renforcement musculaire et d'évaluation sont plus connus actuellement sous le nom de machines isocinétiques.

Depuis l'introduction du dynamomètre asservi par ordinateur dans les premiers programmes spatiaux américains, la NASA, cherchait un mode d'évaluation et de ré-entraînement musculaire adapté pour ses cosmonautes à leur retour sur terre, afin de restituer

leurs performances physiques. En 1967, Hislop et Perrine [HIS 67], ont pu répondre à ce problème, d'où la naissance d'un nouveau concept nommée isocinétisme (Figure 1.1).

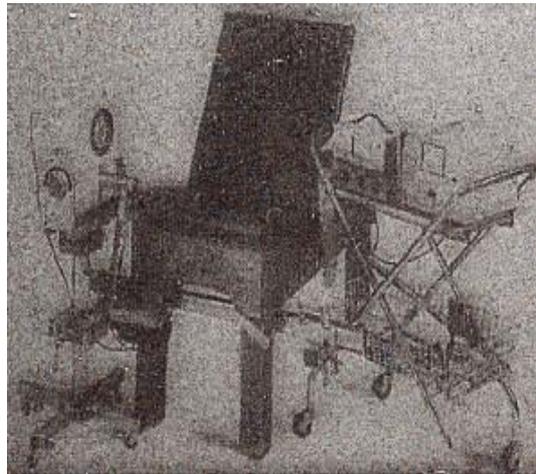


Figure 1.1: Premier appareil d'isocinétisme (Cybex I)

L'isocinétisme est un mode d'entraînement musculaire qui se réalise avec une vitesse constante prédéterminée. Ce mode est utilisé pour évaluer la capacité d'un groupe musculaire à développer une force à vitesse constante dans une amplitude articulaire spécifiée. Ce mode d'entraînement permet, d'une part, d'obtenir une mesure précise de l'effort musculaire et, d'autre part, une amélioration de la force musculaire dynamique.

L'emploi de ce type d'appareil (Figure 1.2) s'est étendu au grand public et a donné naissance à plusieurs autres types d'appareils isocinétiques. Ces derniers sont destinés, d'une part, à la rééducation biomédicale, utilisée pour corriger certaines pathologies articulaires, tendineuses ou musculaires, et d'autre part, à aider certains sportifs à améliorer leurs performances physiques.



Cybex



Biodex



Lido

Figure 1.2 : Les appareils isocinétiques

Aujourd'hui, les appareils d'isocinétisme trouvent de multiples applications dans deux domaines cliniques, soit l'évaluation, soit la rééducation et l'entraînement des muscles du corps humain [ANA 01].

➤ Concernant l'évaluation, les appareils d'isocinétisme ont révolutionné l'évaluation de la performance musculaire en donnant au praticien un outil lui permettant de tester les muscles d'une manière dynamique. Les appareils actuels nous donnent la possibilité d'examiner le muscle sous tous ses aspects : mesure précise de la cinématique et objective de la performance musculaire, évaluation selon différents modes de contraction, test de la symétrie des membres, mise en évidence d'un déséquilibre musculaire grâce à l'évaluation simultanée des muscles agonistes et antagonistes et mesure objective de la spasticité en neurologie [ARM 83, HSE 92, MAY 95 BOU 00 et GRE 00].

➤ Concernant la rééducation et/ou l'entraînement musculaire, une bonne évaluation isocinétique musculaire permet au thérapeute de cibler la rééducation du patient : travailler la force pure ou plutôt l'endurance, axer le travail sur l'explosivité des agonistes afin d'optimiser la puissance musculaire ou au contraire favoriser le travail excentrique des antagonistes afin d'améliorer la fonction stabilisatrice de ceux-ci, délimiter un secteur d'amplitude articulaire à travailler ou à éviter selon le type de symptômes, par exemple la douleur. Il est ainsi évident que l'isocinétisme a de vastes applications dans le domaine de la rééducation et/ou de l'entraînement musculaire [TIM 88, CUR 94, MAU 99 et BIB 98].

Le monde des appareils d'isocinétisme est en évolution constante. Parmi les dernières innovations figure le développement des accessoires permettant d'effectuer des mouvements isocinétiques préprogrammés. Actuellement, ces appareils sont capables de travailler avec d'autres modes d'entraînement et de rééducation différents [PIP 75, PAL 93, ROD 94, MOU 99].

En parallèle à l'évolution de ces appareils isocinétiques, une autre technique de renforcement musculaire est apparue sous le nom de l'électrostimulation musculaire. Nous aborderons dans le paragraphe suivant, son principe de fonctionnement ainsi que son effet sur la production de l'effort musculaire.

### **1.3. L'électrostimulation musculaire**

Depuis les expériences de Galvani au 18ème siècle [MAY 99], nous savons qu'il est possible de provoquer une contraction musculaire au moyen d'un courant électrique en stimulant le muscle, soit directement, soit par l'intermédiaire de son nerf moteur. Il a fallu néanmoins attendre les expériences de Duchenne de Bologne pour voir son utilisation chez l'homme dans un but d'exploration fonctionnelle [DUC 67]. Dès lors, l'électrostimulation est très largement appliquée dans le cadre des programmes de rééducation et d'aide à la marche des handicapés [POP 00, PRU 03b, LOS 99] et plus récemment, cette technique a même été introduite dans les milieux sportifs dans le but de développer la force et l'endurance de muscles sains. C'est Kots (1971) qui a été le premier à avoir utilisé cette méthode d'entraînement chez des athlètes de compétition [KOT 71]. Il ressort de ces publications que des gains en force relativement importants (de 38 à 50% selon le groupe musculaire choisi) peuvent être obtenus après seulement 19 jours de stimulation. Ces résultats, particulièrement intéressants dans le cadre du sport de haut niveau, ont suscité ces dernières années de la part des chercheurs et des entraîneurs un intérêt tout particulier pour l'électrostimulation [SIN 83, CUR 83 et NOB].

#### **1.3.1. Principe de base**

L'électrostimulation se réalise à l'aide d'appareil générateurs de courant électrique pulsionnels. Ces appareils sont généralement composés d'un élément central informatisé et d'électrodes de petite taille qui se fixent directement au niveau du muscle.

L'électrostimulation utilise la particularité des cellules nerveuses et musculaires qui sont excitables. Cette propriété leur permet de répondre à un stimulus électrique par la genèse d'une activité électrique de membrane appelée "potentiel d'action". Lorsque celui-ci est déclenché au niveau d'une cellule nerveuse ou de son prolongement appelé axone (Figure 1.3), il se propage très rapidement en différentes étapes biologiques jusqu'au déclenchement de la contraction musculaire. Différents paramètres sont en réalité susceptibles d'influencer l'efficacité et la forme de la réponse musculaire, soit la localisation de la stimulation, le type d'électrode [WAL 61], le type et la forme du stimulus électrique, la durée et l'intensité du stimulus électrique (relation inverse sous forme d'une hyperbole équilatérale) et la fréquence de répétition du stimulus qui est comprise chez l'homme entre 50 et 120 Hz.

Le renforcement musculaire étant directement lié au recrutement des unités motrices, il serait intéressant de savoir comment l'électrostimulation agit sur ce recrutement.

### 1.3.2. Effets sur la force musculaire

L'unité motrice est l'ensemble constitué par le motoneurone, cellule de gros diamètre dont le corps cellulaire est situé dans la moelle épinière. L'axone est l'ensemble des fibres musculaires qui en dépendent (Figure 1.3). Chaque unité motrice comprend un ensemble de fibres musculaires (cf. § 2.1.1) de type homogène qui répondent simultanément lors d'une excitation neuronale.

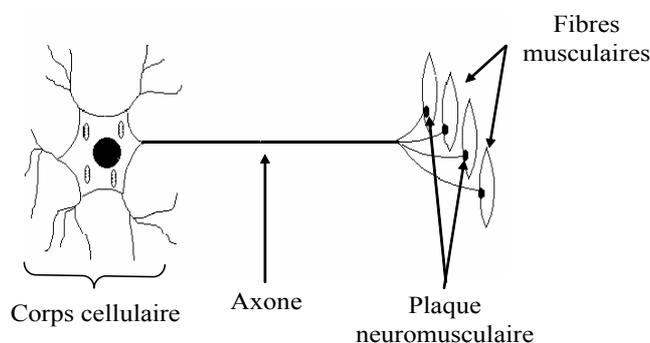


Figure 1.3 : Unité motrice

Lors d'une contraction musculaire volontaire que l'on peut également définir comme naturelle, les unités motrices sont mises en jeu suivant un ordre de recrutement précis dit séquence rigide. Ce sont, en effet, les petites unités motrices à seuil de recrutement bas qui sont activées en premier, suivent alors les grandes unités motrices à seuil plus élevé. Cet ordre de recrutement en fonction de la taille des unités motrices est habituellement nommé le principe de grandeur ou principe de la taille [DUC 92].

Lorsque la contraction musculaire est activée par l'électrostimulation, l'ordre de recrutement des unités motrices est différent de celui observé dans le cas précédent étant donné que la contraction dans ce cas est involontaire. Ce type de stimulation a en effet tendance à favoriser l'excitation des unités motrices les plus proches de l'électrode [BOS 96] sans respecter le principe de grandeur.

La force maximale volontaire est la force la plus élevée que le système neuromusculaire est en mesure de produire lors d'une contraction musculaire volontaire. Différentes études ont été effectuées ces dernières années concernant l'effet de la stimulation

électrique sur la force maximale volontaire d'un muscle sain dans le cadre d'un entraînement orienté vers les performances sportives [BOS 96]. Les résultats obtenus par ces études montrent un accord sur le fait que la stimulation électrique augmente la force volontaire maximale dans des portions demeurant toute fois très variables [SIN 83, NOB 86, CUR 83].

L'ensemble des techniques de renforcement musculaire présentées jusqu'ici, dépend du caractère de la contraction musculaire. Deux types de contractions se dégagent, la première volontaire et naturelle et la seconde involontaire et invasive. Ainsi, une contraction à caractère volontaire d'un muscle est consciente et requiert une concentration de l'individu alors qu'une contraction à caractère involontaire est une contraction qui survient par l'intermédiaire d'une excitation extérieur. L'évolution de l'effort musculaire est différente pour ces deux types de contraction.

En effet, lors de contraction à caractère volontaire, les unités motrices sont activées à des fréquences différentes ayant ainsi des effets asynchrones au niveau de l'effecteur musculaire. Le caractère asynchrone à pour effet de procurer une force musculaire en douceur. Par contre, lors de contraction à caractère involontaire, les unités motrices de même seuil répondent en même temps, d'une manière synchrone au niveau de l'effecteur musculaire. Le caractère synchrone génère ainsi une force musculaire de manière brutale et peut induire une fatigue importante.

## **Conclusion**

Il ressort de cette étude que le renforcement musculaire à caractère volontaire est le moyen efficace et naturel pour exercer les muscles squelettiques chez les humains. Nous proposons, dans le chapitre II d'analyser ce caractère volontaire pendant un exercice musculaire afin d'appréhender le comportement interne du muscle et d'envisager une technique de stimulation mécanique qui fera l'objet de notre travail de thèse.

## **CHAPITRE II**

### **Morphologie du muscle et boucles de régulation neurophysiologique**

## **Introduction**

Une partie des travaux présentés dans cette thèse concerne la spécification de la stimulation de la boucle neuromusculaire gamma qui s'applique pendant une contraction volontaire du muscle. Pour mener à bien ce travail, il faut présenter, d'abord la structure du muscle et son activité interne pour poser le contexte de l'étude à mener et ensuite développer l'aspect physiologique et fonctionnel du muscle ainsi que le rôle de chaque élément qui le compose pour produire un effort musculaire.

Le corps humain comprend plus de 650 muscles dont la taille varie suivant leur fonction. Ces muscles constituent 40% du poids du corps avec pour caractéristique principale le phénomène de contraction (raccourcissement). Il existe trois types de muscles : le muscle strié, le muscle lisse et le muscle cardiaque [GOU 98]. La plupart des muscles du corps humain sont des muscles striés appelés squelettiques. On les appelle aussi muscles volontaires, car ils peuvent être contrôlés consciemment par le système nerveux central. Les muscles lisses permettent les mouvements et les fonctions inconscientes et involontaires nécessaires à la circulation, à la respiration et aux fonctions digestives entre autres. Le muscle cardiaque, par exemple, strié comme le muscle squelettique, est un muscle qui n'est pas soumis au contrôle de la volonté et qui se contracte de manière automatique et rythmée. Il est rapide, puissant et fonctionne sous le contrôle d'un système nerveux autonome. C'est ainsi qu'il se contracte et se relâche en permanence pendant toute la vie.

Ces différents types de muscles ont des caractéristiques fonctionnelles communes mais la vitalité de chacun change d'un type à l'autre. Les muscles squelettiques sont les plus nombreux dans le corps humain, ils produisent des forces sur leurs extrémités afin d'organiser des mouvements précis de l'os ou du segment du squelette qui les relie. Dans la suite, nous étudierons les différentes structures organiques du muscle squelettique en relation avec le système nerveux central et présenterons le rôle de chaque organe sur le comportement du muscle et la production de la force musculaire.

### **2.1. Morphologie et fonctionnement des muscles squelettiques**

La structure morphologique interne du muscle squelettique est composée de plusieurs organes représentés par : les fibres musculaires, le fuseau neuromusculaire et l'organe

tendineux (Figure 2.1). Ces organes sont reliés entre eux en formant un système bouclé contrôlé par le message nerveux issu de système nerveux central (motoneurone  $\alpha$ , motoneurone gamma et des fibres nerveuses sensibles (*Ia*, *II* et *Ib*), [GOR 91]).

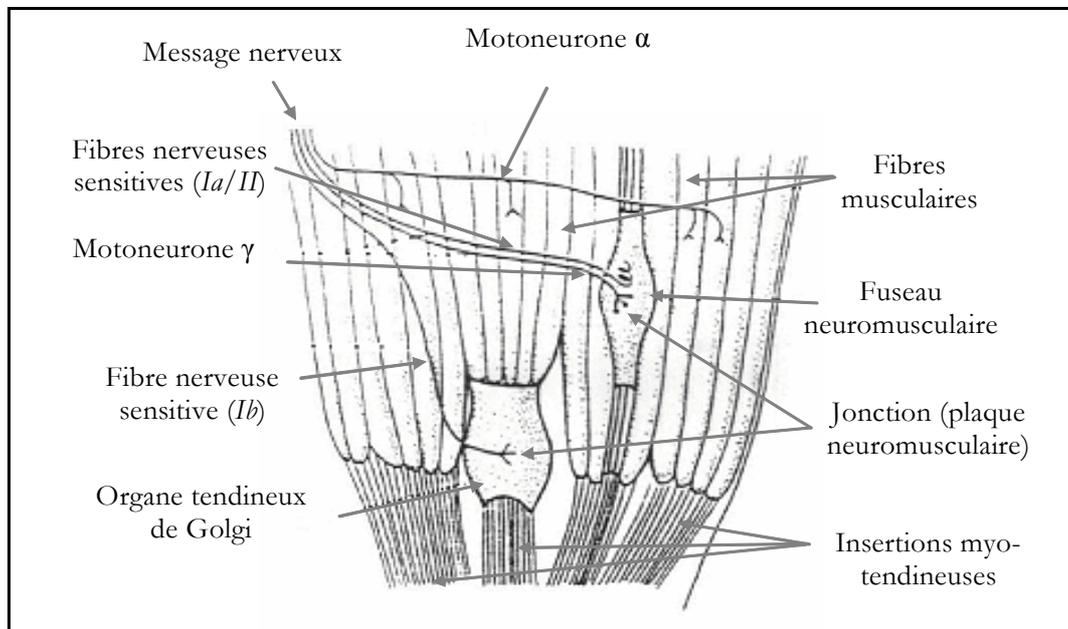


Figure 2.1 : Structure du muscle squelettique

Le fonctionnement du muscle squelettique dépend de l'activité de chaque organe qui le compose. En effet, une contraction musculaire volontaire se produit à partir d'une commande nerveuse issue de message nerveux et prend naissance dans le cortex cérébral. Cette commande traverse la moelle épinière jusqu'à la jonction entre les fibres nerveuses et la surface musculaire (Figure 2.1). Cette jonction appelée plaque neuromusculaire agit comme une sorte d'amplificateur et augmente ainsi l'effet du faible courant électrique provenant des fibres nerveuses pour stimuler les fibres musculaires. Cette stimulation se fait par une décharge électrique qui traverse le muscle en provoquant sa contraction. Deux organes contrôlent cette contraction : le fuseau neuromusculaire et l'organe tendineux. Ces organes attribuent au comportement musculaire une protection contre les dépassements des limites fonctionnelles d'allongement du muscle et de l'insuffisance de l'effort musculaire. Nous aborderons dans la suite de cette étude, une analyse détaillée sur l'activité fonctionnelle de chaque organe et leurs relations avec le système nerveux central.

### **2.1.1. Les fibres musculaires**

Le muscle travaille en se contractant et en se relâchant. Au cours de la contraction, il se raccourcit pour rapprocher l'os de ses points d'attache situés sur deux os différents. Chaque mouvement musculaire est donc une traction. Ce mouvement de traction est effectué par les fibres musculaires qui sont innervées par le motoneurone  $\alpha$  (Figure 2.1). Ces fibres musculaires ont une forme cylindrique, mesurent plusieurs centimètres de long et des striations régulières les divisent en sections. Les fibres musculaires peuvent se raccourcir de 30 à 40 % au cours de la contraction musculaire. Ils sont constitués de nombreuses sous unités cylindriques nommées fibrilles qui assurent les contractions. Les fibrilles sont composées de long filaments épais et minces correspondants respectivement à deux sortes de protéines : l'actine et la myosine. Ces filaments s'emboîtent et glissent les uns sur les autres, ce qui entraîne le raccourcissement du muscle. Lorsque le muscle est étiré, les filaments ont tendance à s'écarter. Au cours de la contraction plusieurs liaisons transversales s'établissent entre les filaments d'actine et de myosine.

Les physiologistes distinguent deux grands types de fibres musculaires : les fibres de types (I) appelées également fibres lentes ou fibres rouges et les fibres de types (II) nommées aussi fibres rapides ou fibres blanches. Les fibres de types (I) sont à contraction lente mais sont en revanche peu fatigables. De faible diamètre, elles bénéficient d'une bonne irrigation sanguine ce qui explique l'autre appellation de fibres rouges. Les fibres de type (II) sont à contraction rapide et se fatiguent très rapidement. De gros diamètre, elles sont peu irriguées. Les proportions des différentes fibres varient d'une personne à l'autre pour un même groupe musculaire et d'un groupe musculaire à l'autre chez la même personne.

L'évolution des caractéristiques biologiques internes de l'ensemble des fibres musculaires provoque un changement de l'état du muscle en contraction. Cependant, cette contraction ne dépend pas seulement de l'évolution des caractéristiques biologique des fibres musculaires, elle dépend aussi de l'activité des autres organes présentés ci-dessous, soit le fuseau neuromusculaire et l'organe tendineux.

### **2.1.2. Le fuseau neuromusculaire**

Pendant la contraction musculaire, cet organe qui relie le système nerveux central par l'intermédiaire des neurones sensitifs (*Ia*, *II*) et des motoneurones  $\gamma$  se comporte comme un capteur qui détecte les variations de la longueur du muscle.

Le fuseau neuromusculaire se situe dans la partie charnue du muscle squelettique (Figure 2.1). Il est entouré d'une capsule fibro-conjonctive, étroite à ses deux extrémités, renflée dans sa partie médiane et entourée par une capsule qui protège 4 à 15 petites fibres musculaires très particulières, dites intrafusoriales (Figure 2.2), disposées dans le corps du muscle parallèlement aux fibres musculaires.

Les extrémités de ces fibres intrafusoriales, situées en dehors de l'enveloppe protectrice du fuseau, s'insèrent sur les cloisons conjonctives intramusculaires. Leurs parties polaires, striées, contiennent des myofibrilles contractiles. Leurs parties équatoriales contiennent l'ensemble des noyaux cellulaires de la fibre.

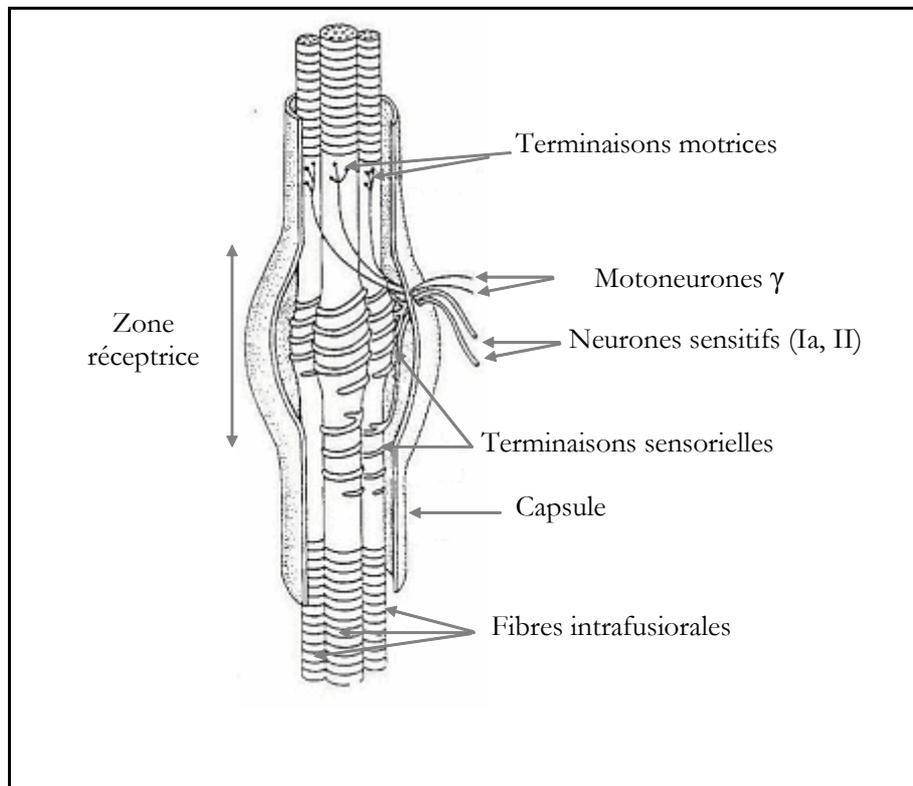


Figure 2.2 : Le fuseau neuromusculaire

Le fonctionnement du fuseau neuromusculaire résulte de l'activité des fibres intrafusoriales qui sont regroupés en deux types : les fibres intrafusoriales à chaîne nucléaire et les fibres intrafusoriales à sac nucléaire. Ces deux types de fibres ont une activité différente de celle des fibres musculaires. En effet, lorsque le fuseau neuromusculaire est étiré, la contraction des fibres intrafusoriales s'effectue uniquement au niveau des extrémités par

l'intermédiaire d'une fibre nerveuse nommée motoneurone gamma. Ce motoneurone innerve ces fibres intrafusoriales selon leurs types en deux régimes : régime dynamique et régime statique. Dans le régime dynamique, les fibres intrafusoriales à sac nucléaire sont les seules innervées par ce motoneurone gamma par contre lors du régime statique, ce sont les fibres à chaîne nucléaire qui sont innervées. Ainsi, cette innervation par le motoneurone gamma a pour but d'augmenter la réponse dynamique et/ou la réponse statique du fuseau neuromusculaire.

En parallèle à cette activité d'innervation, la partie médiane de chaque fibre intrafusoriale est en phase de dilatation. Cette phase est contrôlée par le système nerveux central par l'intermédiaire des fibres nerveuses (neurones) sensibles qui l'entourent (Figure 2.2). Il y a deux types de fibres nerveuses : les fibres nerveuses sensibles de type (*Ia*) et les fibres nerveuses sensibles de type (*II*). La différence est que la vitesse de transmission de l'information de dilatation des fibres nerveuses sensibles de type (*Ia*) est supérieure. Cette caractéristique permet aux fibres nerveuses de type (*Ia*) de suivre l'évolution de dilatation en régime dynamique, alors que les fibres nerveuses de type (*II*) ont pour rôle de suivre la dilatation en régime statique avec une réponse nulle en régime dynamique. Ces fibres nerveuses sensibles jouent un rôle très important lors du changement de la longueur du muscle. Elles fournissent des informations au système nerveux central afin qu'il puisse ajuster ce changement par les motoneurones  $\alpha$  et  $\gamma$ .

Nous avons représenté sur la figure (2.3) une courbe qui illustre l'activité des réponses des fibres nerveuses sensibles (*Ia*, *II*) en fonction de la dilatation de la partie médiane des fibres intrafusoriales. Cette représentation montre une image de l'activité du motoneurone gamma sur le fuseau neuromusculaire pendant le régime de contraction statique et dynamique, [NEW 97, POP 00].

Cette courbe présente un régime transitoire et un régime permanent. Le régime transitoire traduit l'activité des fibres nerveuses sensibles de type (*Ia*). Le régime permanent illustre le régime de l'activité des fibres nerveuses sensibles de type (*II*). Ainsi, ces fibres représentent un capteur qui permet d'acquérir les informations en permanence au moindre allongement anormal du muscle et aussi pendant la phase de raccourcissement liée à une contraction normale. Dans cette figure,  $L_o$  représente la longueur normalisée du muscle au repos et  $\Delta L_o$  définit la variation de cette longueur.

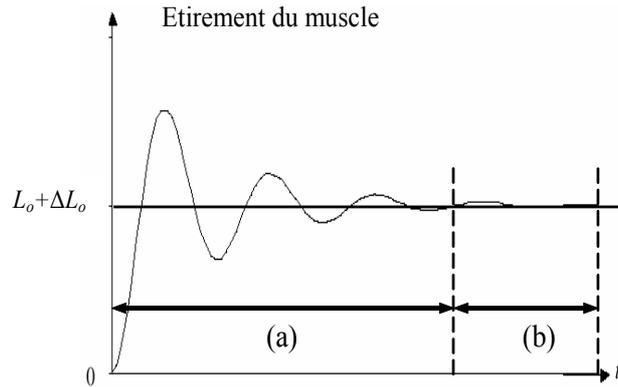


Figure 2.3 : Les différents régimes d'innervation sensitive :  
 (a) réponse dynamique, (b) réponse statique.

### 2.1.3. L'organe tendineux de Golgi

L'organe tendineux de Golgi se situe aux jonctions myo-tendineuses. Il est constitué de faisceaux de collagène entouré par une capsule fibro-conjonctive fusiforme (Figure 2.4). Cet organe s'insère sur les aponévroses tendineuses à l'une et à l'autre des extrémités. Il se connecte avec 5 à 25 fibres musculaires de toutes natures appartenant à plusieurs unités motrices différentes. Le fonctionnement de l'organe tendineux repose sur une transmission d'une information via la fibre nerveuse sensitive de type (*Ib*). L'effet de cette dernière est de transmettre l'information à des inter-neurones inhibiteurs à l'intérieur de la moelle épinière pour annuler l'activité musculaire.

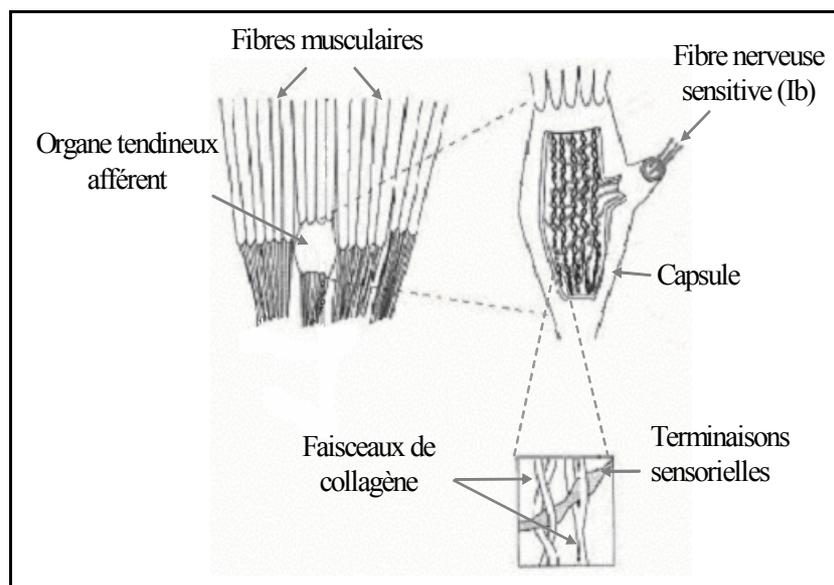


Figure 2.4 : Organe tendineux de Golgi

Lorsque le segment ou l'os du squelette subit des actions extérieures, l'organe tendineux se comporte comme un capteur ; il mesure en permanence la tension musculaire qui se trouve à la jonction entre les fibres musculaires et l'ensemble des tendons.

## 2.2. Contrôle neurophysiologique du muscle squelettique

La force produite par le muscle est le résultat d'un échange entre les organes structurels du muscle squelettique décrits précédemment et le système nerveux central. Deux paramètres de la contraction musculaire font l'objet d'une régulation nerveuse : la longueur du muscle et la tension exercée sur les tendons. Le contrôle de ces deux paramètres correspond à un schéma d'asservissement avec deux boucles de régulation : le système central fixe un point de consigne, chacun des paramètres contrôlés est mesuré par un capteur approprié, la valeur lue est comparée au point de consigne et les écarts éventuels sont compensés par la modification de la contraction du muscle. Ces opérations de contrôle sont prises en charge par le niveau le plus bas de la hiérarchie des structures nerveuses motrices. C'est pour cette raison qu'à la place d'un modèle relativement rigide proposé au départ par des physiologistes, on s'oriente aujourd'hui vers un modèle où le système nerveux central est capable de moduler tous ces paramètres en fonction des circonstances de l'action.

Nous proposons ici dans la figure (2.5), un schéma bloc simplifié de l'asservissement de la longueur du muscle et de la force développée. Ce système est composé de deux commandes motrices (motoneurones  $\alpha$  et  $\gamma$ ), d'un effecteur (les fibres musculaires), et de deux capteurs (le fuseau neuromusculaire et l'organe tendineux).

La contraction musculaire volontaire est générée par le système nerveux central à travers les motoneurones  $\alpha$  et  $\gamma$  (Figure 2.5). Le signal provenant du motoneurone  $\alpha$  excite les fibres musculaires qui se contractent. La contraction donne naissance à la force musculaire qui induit une variation de la longueur du muscle (étirement) en fonction de la charge externe qui lui est appliquée et de sa masse.

La longueur du muscle captée par le fuseau neuromusculaire est transmise via les motoneurones sensitifs *Ia* et *II* au système nerveux. Ce dernier renvoie au fuseau neuromusculaire un signal à travers le motoneurones  $\gamma$  pour régler sa sensibilité et lui permettre de réagir au moindre allongement y compris pendant la phase de raccourcissement

liée à une contraction musculaire. Par conséquent, la sensibilité du fuseau neuromusculaire reste identique quelque soit la longueur du muscle.

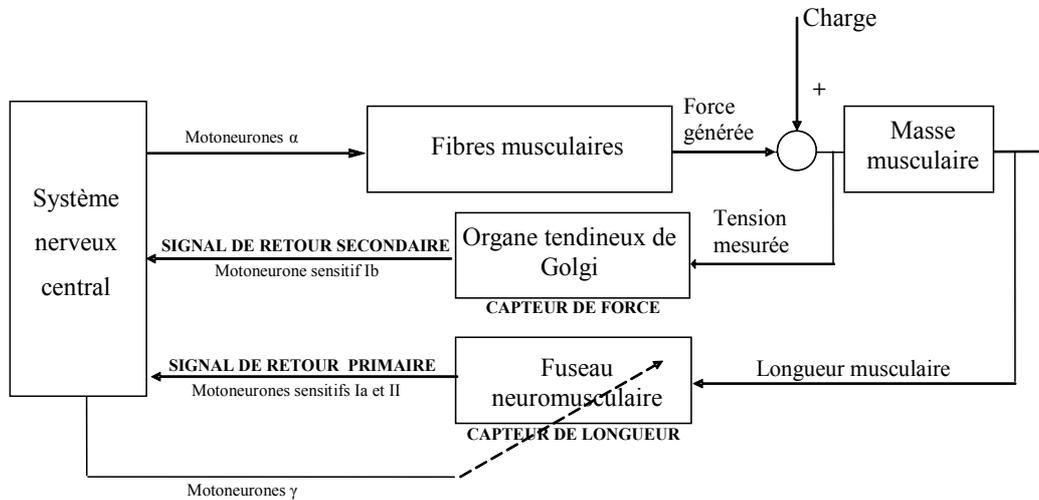


Figure 2.5 : Schéma bloc d'asservissement de la longueur et de la force musculaire.

La force musculaire captée, par l'organe tendineux, est transmise via le neurone sensitif *Ib* au système nerveux. Ce dernier renvoie un signal à travers les motoneurones  $\alpha$  aux fibres musculaires pour réduire la contraction musculaire

L'activité des trois boucles de retour de la figure (2.5) peut être classée en deux catégories de contrôle nerveux du muscle : l'autodéfense et la souplesse.

### 2.2.1. Autodéfense

Les réflexes d'autodéfense sont basés sur deux boucles de retour contre les perturbations externes et les effets inhibitoires. La première boucle régule la tension mesurée à travers l'organe tendineux de Golgi et la deuxième régule la longueur du muscle à travers le fuseau neuromusculaire. Ces boucles de retour assurent la défense interne du muscle contre des anomalies à travers les motoneurones  $\alpha$  et  $\gamma$ . Cet échange entre les organes structurels du muscle et le système nerveux central s'effectue au niveau des différentes boucles neurophysiologiques décrites ci-dessous et qui permettent une protection du muscle contre des actions intérieures ou extérieures inattendues.

#### 2.2.1.1. Le réflexe d'étirement

Il se manifeste par une contraction en réponse à l'étirement du muscle pour lui permettre de retrouver sa longueur initiale. Cette boucle de réflexe permet d'ajuster la longueur des muscles agonistes et antagonistes pour conserver les angles articulaires. La variation de la longueur du muscle est fournie au système nerveux central par l'intermédiaire du fuseau neuromusculaire via les neurones sensitifs *Ia* et *II* (Figure 2.5). Ce réflexe d'étirement a pour but de contrôler la longueur du muscle.

#### 2.2.1.2. Le réflexe d'étirement inverse

Le réflexe d'étirement inverse a pour but de contrôler la force musculaire. Si l'étirement musculaire persiste et s'amplifie, la résistance à l'allongement disparaît subitement. Pour protéger le tendon d'un arrachement au niveau de ses jonctions myo-tendineuses du fait des trop fortes tensions qui lui seraient imposées, l'organe tendineux de Golgi transmet au système nerveux central, via les neurones sensitifs *Ib*, les fortes tensions qu'il subit. Le système nerveux central permet ainsi la mise en place du réflexe à l'étirement inverse (Figure 2.5). Cette action est l'inverse de celle des fuseaux neuromusculaires, elle entraîne une inhibition des motoneurones des muscles agonistes à partir de l'évolution de la force présente sur les tendons et une facilitation excitatrice des motoneurones des muscles antagonistes.

#### 2.2.1.3. Le réflexe d'inhibition réciproque

Ce réflexe est un processus par lequel l'excitation (contraction) des muscles agonistes s'accompagne de l'inhibition (relâchement) des muscles antagonistes, et vice versa. Cette activité réflexe représente, à l'intérieur de l'activité neuromusculaire, une organisation coordonnée est hiérarchique. Par exemple, au niveau de la coordination biceps-triceps dans l'attraper d'un objet, lorsqu'on laisse tomber celui-ci d'une certaine hauteur dans la paume de main ouverte. Pour pouvoir le saisir et ne pas le faire tomber, le système nerveux anticipe le moment de l'impact de l'objet dans la main et réalise une *co-contraction* de ces deux muscles afin d'augmenter la raideur du bras.

Le réflexe d'inhibition réciproque a pour but de contrôler la coordination intermusculaire. Ainsi, ce réflexe prime sur le réflexe d'étirement, qui lui même domine les réflexes d'étirement inverses.

### **2.2.2. Souplesse**

La boucle de souplesse permet de réguler la longueur du muscle à travers la boucle neuromusculaire gamma.

La souplesse par définition est une qualité physique qui joue un rôle très important dans la performance musculaire et dans le développement des habilités motrices. Il n'y a qu'une seule boucle de souplesse à l'intérieur du muscle nommée la boucle neuromusculaire gamma. Cette boucle agit directement sur la souplesse qui attribut au muscle une capacité d'adaptation à l'étirement et a l'avantage d'ajuster la résistance musculaire lors d'un étirement volontaire ou involontaire du muscle [PRE 02].

L'activité de la boucle neuromusculaire gamma ne se manifeste pas seulement aux limites fonctionnelles mais dans la plupart des fonctionnalités du muscle à différents degrés d'excitation [GOR 91]. Le caractère sensible de cette boucle lui confère un rôle primordial dans le fonctionnement musculaire. Ainsi, pendant une activité musculaire normale, la boucle neuromusculaire gamma intervient pour ajuster en vitesse et en précision le mouvement lors de sa réalisation.

### **Conclusion**

Les muscles squelettiques constituent les moteurs de la dynamique des gestes et des mouvements des membres articulaires chez les êtres humains. Chaque muscle squelettique est une structure composée par différents organes interconnectés formant un système dynamique contrôlé par le système nerveux central. Ce contrôle s'effectue à deux niveaux différents en assurant d'une part l'autodéfense contre les anomalies provoquées à l'intérieur ou à l'extérieur du muscle et d'autre part le contrôle de la souplesse qui permet l'augmentation de l'aisance des mouvements.

C'est la boucle neuromusculaire gamma qui assure le contrôle de la souplesse et attribut au muscle la capacité d'adaptation à l'étirement et permet ainsi de réduire ou de

réguler la résistance musculaire lors d'un exercice musculaire. Pour exciter volontairement la boucle gamma, nous proposons de provoquer mécaniquement des étirements du muscle pendant la contraction musculaire sur une machine de rééducation et d'entraînement. Dans la suite, nous présentons la spécification et la caractérisation de cette stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma.

## **CHAPITRE III**

### **Formalisme et caractérisation de la stimulation mécanique**

## Introduction

Dans ce chapitre, nous abordons la formalisation et la spécification de la stimulation mécanique du muscle. Notre objectif étant d'implanter cette stimulation mécanique sur une machine d'entraînement et de rééducation des membres inférieurs, nous avons mené une étude sur le muscle quadriceps pour évaluer l'effet de la stimulation et caractériser les paramètres nécessaires à sa mise en œuvre pratique [AFI 01, CHE 02, 03]. Nous montrerons que cette méthode basée sur l'excitation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma permet de réguler la souplesse en contrôlant la longueur du muscle.

Dans ce cadre nous présenterons d'abord, la spécification de la stimulation mécanique de la boucle gamma en définissant le motif d'application de la charge qui provoque l'étirement du muscle. Nous traiterons ensuite de la quantification des paramètres de ce motif. Après une étude portant sur le choix d'un modèle mécanique du muscle, nous déterminerons en simulation les paramètres de la stimulation mécanique sur un muscle en contraction. Enfin nous terminerons en présentant les résultats en simulation de l'application des motifs de stimulation en faisant varier leurs paramètres.

### 3.1. Formalisation et spécification

La boucle neuromusculaire gamma est une activité neurophysiologique qui permet d'ajuster la résistance musculaire [PRE 02], elle agit ainsi sur sa souplesse en régulant la variation de la longueur du muscle. Pendant l'activité du muscle, le seul moyen pour déclencher volontairement la boucle gamma est de provoquer physiquement des étirements musculaires [CHE 01, 02]. Il serait ainsi possible en contrôlant ces étirements d'agir sur la souplesse du muscle lors d'exercices d'entraînement pour le renforcement musculaire ou pendant des séances de rééducation.

Ces étirements sont provoqués mécaniquement par l'intermédiaire d'une charge imposée sur le muscle, la tension produite provoque une variation de sa longueur. Cette variation est transmise directement au système nerveux central par l'intermédiaire des neurones sensitifs (*Ia*, *II* et *Ib*) (cf. chap. 2 § 2.1). Plusieurs boucles de réaction interviennent lors d'un étirement musculaire (cf. chap. 2 § 2.2) ; notre objectif est d'agir seulement sur la boucle gamma sans déclencher les autres boucles qui correspondent à des réflexes

d'autodéfense et par conséquent ne pourront pas contribuer au contrôle de la souplesse musculaire.

Pour déclencher la boucle neuromusculaire gamma nous avons choisi d'étirer le muscle mécaniquement [CHE 02] d'où le nom "stimulation mécanique". Contrairement à l'électrostimulation, la stimulation mécanique ne nécessitera aucun équipement supplémentaire pour sa mise en œuvre. Pendant une contraction volontaire, elle permettra d'agir naturellement sur la souplesse musculaire et devrait diminuer considérablement le taux de stress par rapport à l'électrostimulation.

La figure (3.1.a) montre le muscle quadriceps en contraction statique sur un bras mobile en position fixe. Pendant une contraction isométrique, le bras mobile résiste à la force développée par le muscle pour garder une position constante et, par conséquent, maintenir constante la longueur du muscle. Dans ce cas, l'évolution de la force musculaire ne dépend pas de la cinématique du muscle et la stimulation mécanique sera réalisée à l'aide d'un motif de stimuli de charge élémentaire, répété plusieurs fois pendant l'exercice. Ce motif est réalisé en deux étapes, commençant chaque fois à la position d'équilibre (Figure 3.1.a) pendant laquelle la force  $F^P$ , fournie par l'utilisateur, équilibre la force  $F^A$  du bras mobile [MAN 04].

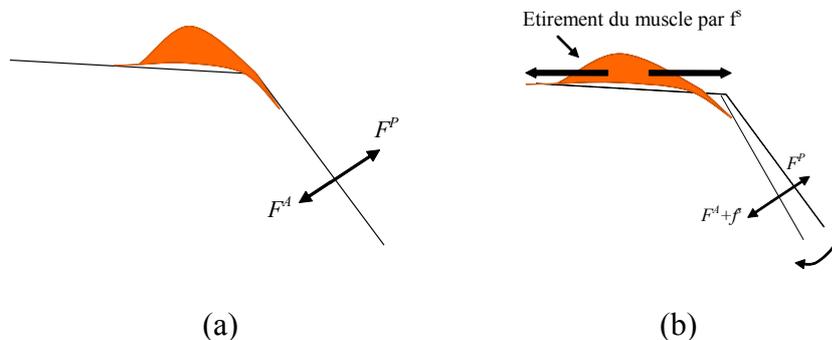


Figure 3.1 : Principe de la stimulation mécanique pendant la contraction isométrique.

La première étape (Figure 3.1.b) consiste à appliquer une charge additionnelle  $f^s$ , qui déplace le bras mobile dans la direction de  $F^A$ . Puis, la seconde étape annule cette charge additionnelle, pour retourner à la position d'équilibre (Figure 3.1.a). A chaque variation de la charge appliquée par le bras mobile  $\pm f^s$ , le quadriceps subit des étirements répétitifs qui chaque fois activent la boucle neuromusculaire.

Ainsi, pour réaliser mécaniquement la stimulation, on propose trois types de motifs d'application de la charge sur le muscle, soit le motif impulsionnel, triangulaire ou mixte représentés par la figure (3.2). Dans ce cas, la stimulation mécanique sera caractérisée par trois paramètres principaux : l'amplitude  $\sigma_s$  du motif de la charge additionnelle, la période  $T$  de son application et le rapport cyclique  $\rho$ . La durée de la stimulation correspondant au temps pendant lequel la charge est maintenue sur le muscle est  $\Delta T = T \cdot \rho$ . La durée de la stimulation  $\Delta T$  doit être en adéquation avec les propriétés mécaniques du muscle (temps de réponse).

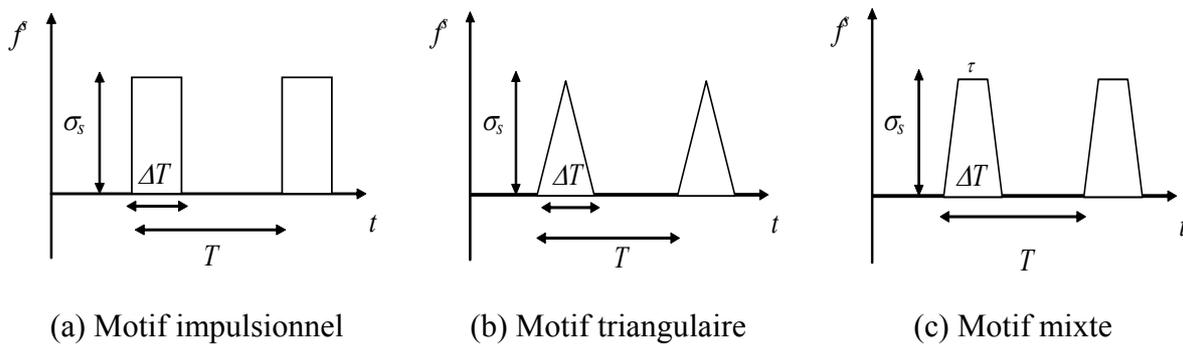


Figure 3.2 : Les différents motifs de stimulation mécanique

Le choix des motifs proposés dans la figure (3.2) n'est pas exhaustif. En effet, à partir des deux motifs (Figure 3.2.a, 3.2.b) ou de leur combinaison, nous pouvons créer d'autres formes de stimulation en définissant un paramètre supplémentaire  $\tau$  (Figure 3.2.c) qui peut varier entre zéro et  $\Delta T$  [CHE 02,03].

Il s'agit maintenant de quantifier ces paramètres. Nous proposons dans un premier temps, de les évaluer en simulation sur un modèle du muscle. En effet la force musculaire générée pendant une contraction en fonction de l'activité des motoneurones permettra de quantifier les paramètres de la stimulation mécanique et de conclure ainsi sur les seuils de déclenchement de la boucle neuromusculaire gamma.

### 3.2. Modélisation du muscle squelettique

Plusieurs modèles du muscle ont été développés dans la littérature [GOU 98, BRO 99, PRO 01]. Nous avons étudié et comparé ces modèles musculaires. Nous présentons une synthèse des modèles existant avant de choisir le modèle adéquat qui sera adapté à notre étude

pour illustrer et quantifier les paramètres de la stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma.

Classiquement, les relations caractéristiques de la mécanique musculaire sont présentées en faisant appel à un modèle opérationnel. La caractéristique d'un tel modèle est qu'il est composé d'un nombre restreint d'éléments assemblés de manière à simuler les propriétés d'un système biologique plus complexe ne correspondant pas nécessairement à des structures anatomiques précises. Les premières tentatives de modélisation (Figure 3.3.a) assimilent le muscle activé à un simple ressort subissant un étirement ou à un ressort associé en parallèle un élément visqueux (Figure 3.3.b). En 1927, Levin et Wyman [LEV 27] démontrent l'insuffisance de ces modèles et proposent que le complexe muscle-tendon soit représenté par une composante élastique pure en série avec une composante élastique amortie (Figure 3.3.c) ; l'amortissement représentant l'influence de la vitesse sur la force développée. A la suite des travaux de Fenn et Marsh [FEN 35], il apparaît qu'un élément visqueux simple ne peut à lui seul expliquer la chute de force consécutive à un raccourcissement effectué à vitesse constante, puisque la relation force vitesse n'est pas linéaire. Une étape importante est franchie par Hill [HIL 38] grâce à ses travaux sur les phénomènes mécaniques et thermiques de la contraction musculaire. Ainsi, en 1938, Hill propose un modèle de muscle qui a eu en physiologie musculaire une influence considérable. En effet, ce modèle a servi et sert encore de base pour la réalisation et l'interprétation de nombreuses expériences aussi bien sur muscle isolé « in vitro » que sur muscle « in vivo ». Selon le modèle de Hill, le muscle peut être considéré comme un système formé de deux composantes (Figure 3.3.d) :

- Un ressort non amorti appelé composante élastique série (CES). Il est fait appel à ce type de composante pour expliquer la chute brutale de tension lorsque le muscle activé dans des conditions isométriques subit un raccourcissement rapide.
- Une composante contractile (CC) dont la vitesse de raccourcissement ne dépend que de la force développée par le muscle. Il faut noter qu'en mécanique musculaire les termes de « force » et « tension » sont implicitement considérés comme équivalents.

Ce modèle rend compte du comportement mécanique du complexe muscle-tendon quand il n'y a pas de tension au repos mais il ne convient plus lorsque la longueur du muscle est élevée. En effet, il existe alors au niveau du muscle non stimulé une tension de repos

importante qui ne peut pas être attribuée aux deux composantes puisque la CC non activée n'offrira aucune résistance à l'étirement. Ceci justifie l'incorporation au modèle, d'un troisième élément responsable de cette tension de repos : la composante élastique en parallèle CEP (Figure 3.3.e). Dans la littérature la CEP est présentée soit en parallèle soit sur l'ensemble CC et CES.

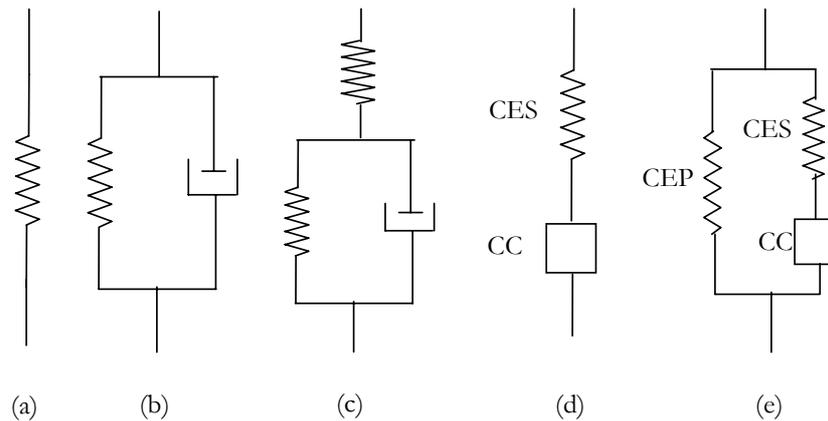


Figure 3.3 : Evolution des modèles des muscles (a) Weber, 1846 (b) Hill, 1922 (c) Levin et Wyman, 1927 (d) Hill, 1938 (e) Hill, 1951.

Les modèles présentés par la figure (3.3) négligent en majorité certains éléments physiologiques du muscle telle que l'activité des motoneurones. Parmi ces modèles, seul le modèle mécanique du muscle donné par Hill peut être considéré dans un premier temps comme le plus complet. Son avantage est qu'il représente la physiologie la plus exacte du comportement musculaire en fonction de l'activité des motoneurones à travers la CC. Ce modèle a été amélioré récemment par Zajac [ZAJ 89].

### 3.2.1. Le modèle à trois composantes de Hill - Zajac

A.F Huxley [HUX 57] montre par son théorème appelée "théorie des filaments glissants", que la structure générale du modèle du muscle doit contenir trois composantes, mais une seule définition opérationnelle de ces trois composantes est retenue [GOU 98]. Ce théorème a été élaboré à partir de l'analyse de la conversion d'énergie chimique contenue dans les fibres musculaires en énergie mécanique (contraction).

En partant des conclusions de Huxley, Zajac [ZAJ 89] introduit une donnée supplémentaire au modèle de Hill. Il isole le ressort représentant le tendon et le monte en série avec un système équivalent au modèle de Hill. Ainsi le dispositif de la figure (3.4) donne une nouvelle structure du modèle de Hill qui reste l'une des plus utilisées actuellement. Cette figure représente le modèle de Hill-Zajac lors d'une contraction musculaire dans le cas d'un étirement plan.

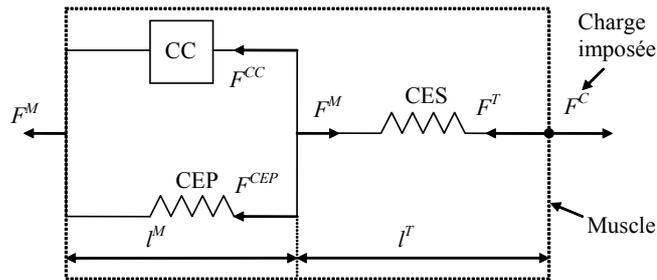


Figure 3.4 : Modèle du muscle (Hill-Zajac).

Dans ce modèle,  $F^M$  représente la force du muscle qui est égale à la somme de forces de la composante contractile  $F^{CC}$  et de la composante élastique parallèle  $F^{CEP}$ ,  $F^T$  représente la force produite par le tendon.  $l^{MT}$  représente la somme de la longueur du muscle  $l^M$  et la longueur du tendon  $l^T$ .

Pour simuler l'effort musculaire, il est nécessaire de connaître les différents paramètres de ce modèle ainsi que leur rôle dans la physiologie musculaire. Dans notre cas, nous avons choisi le modèle à trois composantes de Hill (Figure 3.4) modifié par Zajac pour caractériser la stimulation mécanique sur un muscle en contraction [CHE 01, 03].

### 3.2.2. Représentation analytique du modèle mécanique du muscle

L'application d'une charge de force ( $F^C$ ) sur le tendon provoque l'allongement du muscle à travers la composante élastique série (CES). L'étirement résultant entraîne une réaction du muscle ( $F^M$ ).

Si on désigne respectivement par  $M$  et  $a$  la masse et l'accélération musculaire, l'application de la loi fondamentale de la dynamique dans la figure (3.4) aboutit aux équations suivantes :

$$\sum \vec{F}_{\text{int}} = \sum \vec{F}_{\text{ext}} \quad (3.1)$$

$$\vec{F}^C - \vec{F}^T = M \cdot \vec{a}$$

On peut écrire la force du tendon  $F^T$  de deux manières :

Au niveau du muscle:

$$\vec{F}^T = \vec{F}^M \quad \text{Avec} \quad \vec{F}^M = \vec{F}^{CC} + \vec{F}^{CEP} \quad (3.2)$$

Au niveau du tendon, la force de tendon est proportionnelle à sa longueur [ZAJ 89].

Les propriétés mécaniques du muscle permettront de déterminer l'évolution des efforts appliqués sur la composante contractile ( $F^{CC}$ ) et sur la composante élastique parallèle ( $F^{CEP}$ ).

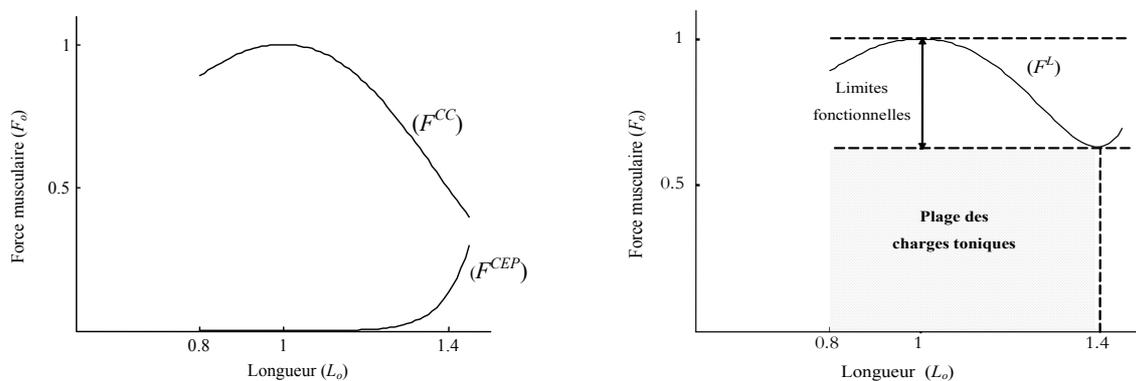
### 3.2.3. Propriétés mécaniques du muscle

Hill a représenté les propriétés mécaniques du muscle par des expériences biologiques effectuées sur les muscles squelettiques « in vitro et in vivo ». Les relations force-longueur et force-vitesse représentent les propriétés mécaniques du muscle. Ces deux relations ont été réalisées respectivement dans le mode de contraction statique (isométrique) et dynamique permettant ainsi d'avoir une vision globale sur l'évolution de l'effort à toutes les étapes de raccourcissement ou d'allongement du muscle et ce en tenant compte de la cinématique adoptée.

#### 3.2.3.1. Relation force - longueur

Cette relation permet d'exprimer pour un muscle entier la force en fonction de la longueur musculaire en mode de contraction isométrique (Figure 3.5.b). Elle est obtenue à partir de la somme de la force "active" de la composante contractile ( $F^{CC}$ ) et la force "passive" de la composante élastique parallèle ( $F^{CEP}$ ) en fonction de la longueur du muscle, (Figure 3.5.a).  $L_o$  représente la longueur normalisée du muscle au repos et  $F_o$  la force isométrique maximale normalisée.

Ces résultats obtenus par Hill, montrent que la force musculaire est maximale pour une longueur égale ou très légèrement supérieure à la longueur de repos ( $L_o$ ). En deçà de cette longueur, la force musculaire développée diminue; au-delà, la tension peut diminuer puis augmenter légèrement après. La décroissance de la force musculaire est liée à la baisse de recrutement des motoneurones et au début de l'activité élastique du muscle jusqu'au minimum de force qui correspond à la longueur maximal ( $1.4L_o$ ). Dans la littérature [VAL 96, BRE 99], la phase normale de fonctionnement du muscle est définie entre 0.8 et 1.4 de la longueur de repos ( $L_o$ ).



(a) Efforts de la composante contractile et élastique parallèle

(b) Limites fonctionnelles du muscle

Figure 3.5 : Relation force – longueur isométrique ( $F^L$ )

Pour solliciter la boucle neuromusculaire gamma sans provoquer le réflexe d'autodéfense, il est nécessaire dans un premier temps d'évaluer la force maximale, à appliquer au muscle, avant de déclencher le réflexe. On déduira cette limite maximale de la relation force longueur du muscle illustrée dans la figure (3.5). Pour rester dans la zone de fonctionnement normale correspondant à la plage de charge tonique (Figure 3.5.b), la charge maximale ne doit pas excéder 40% de la force isométrique maximale.

En pratique, il est évident que la limite des 40% ne sera jamais atteinte, étant donné qu'une moindre variation de la longueur du muscle provoque le déclenchement de la boucle neuromusculaire gamma. Cependant, il incombera au praticien de définir la valeur adéquate de l'amplitude du motif de charge selon le domaine d'utilisation et du protocole des exercices choisis.

## 3.2.3.2. Relation force – vitesse

Dans le paragraphe précédent, nous avons présenté la relation qui permet d'observer le comportement musculaire en mode de contraction isométrique. Dans le cas d'une contraction dynamique, l'évolution de la force en fonction de la vitesse de contraction (variation de la longueur du muscle) est également déduite à partir des expériences de Hill.

La relation force-vitesse ( $F^V$ ) exprime le fait que la vitesse à laquelle un muscle se raccourcit dépend de la force qui lui est opposée (Figure 3.6). La procédure classique pour obtenir la relation force–vitesse consiste à tétaniser un muscle en mode isométrique puis à le raccourcir avec une charge constante. Dans ces conditions, la *CES* ne subit plus de variation de contrainte et ne participe donc pas aux changements de longueur. Pour exprimer la propriété force–vitesse de la composante contractile, il suffit alors de s'affranchir de la participation de la *CEP* en plaçant le muscle à une longueur égale ou inférieure à  $L_o$ .

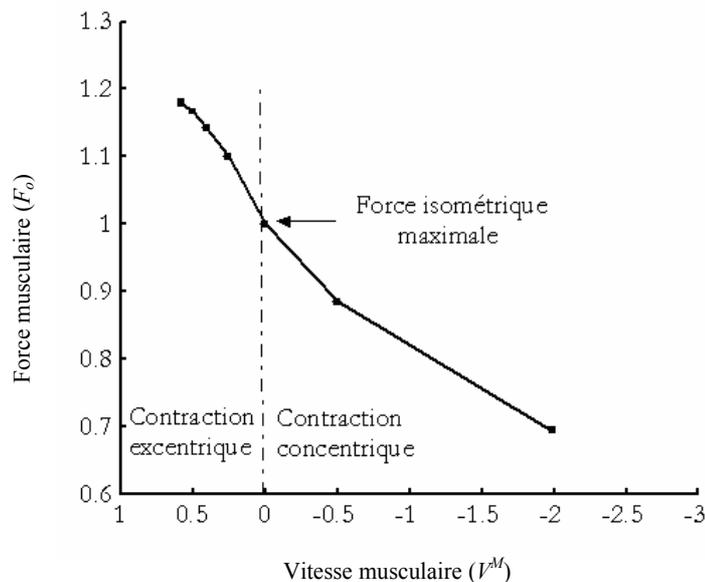


Figure 3.6 : Relation force–vitesse ( $F^V$ )

Nous pouvons déduire de cette figure les remarques suivantes :

- Pour un muscle donné, la force produite en mode excentrique (en allongement) est toujours supérieure à la force isométrique maximale, elle-même étant toujours supérieure à la force concentrique (en raccourcissement). Ceci est important dans la programmation d'un

entraînement de force car les tensions les plus fortes seront obtenues durant le travail excentrique.

- Pour une vitesse donnée, la force excentrique est toujours supérieure à la force concentrique.
- La vitesse du mouvement est inversement proportionnelle à la charge durant le travail concentrique alors qu'elle est proportionnelle à cette même charge pour le travail excentrique.
- Pour une charge donnée, le travail réalisé durant la phase concentrique est supérieur à celui réalisé dans la phase excentrique. Par conséquent, le travail excentrique est plus économique pour une charge donnée.

Sachant que le mode de contraction excentrique permet au muscle d'acquérir plus de force musculaire en fonction de la vitesse d'allongement et comme le motif de charge impulsionnel de la figure (3.2.a) provoque l'allongement du muscle en excentrique avec une vitesse plus rapide que le motif triangulaire, ce dernier sera dans un premier temps privilégié pour provoquer la stimulation dans la suite [AFI 01].

Après la caractérisation qualitative de la stimulation en terme de motif de stimuli, nous avons choisi le motif grâce à la relation force-vitesse et cerné la plage de la charge à appliquer pour rester dans la zone de fonctionnement normale grâce à la relation force-longueur (la charge maximale ne doit pas excéder 40% de la force isométrique maximale). Cependant un modèle mathématique des composantes contractiles et élastiques parallèles est nécessaire pour simuler le comportement complet du muscle pendant la stimulation mécanique afin de déterminer quantitativement tout les paramètres du motif en terme d'amplitude et de fréquence.

### **3.3. Modèle du muscle**

Prochazka et al. [PRO 97,01] ont proposé un modèle de simulation du comportement du muscle construit à partir de boîtes à outils Matlab/Simulink et basé sur le principe de Hill. Ce modèle ne tenait pas compte des non linéarités introduites par les composantes contractiles et élastiques parallèles. Ces éléments ont été parfaitement modélisés par Brown et al. [BRO, 96, 99, 01], le tableau de l'annexe 1 récapitule les relations illustrant ces non linéarités.

La figure (3.7), illustre la représentation analytique du modèle mécanique développé par Prochazka que nous avons enrichi par les équations illustrant les propriétés mécaniques établies par Brown et al. [BRO 99].

L'évaluation de l'effort musculaire généré lors d'un étirement musculaire est déduit des relations qui donnent les tensions sur les composantes contractiles (force active  $F^{CC}$ ) et élastiques parallèles (force active  $F^{CEP}$ ).

Pour le fonctionnement des organes capteurs (fuseau neuromusculaire et organe tendineux) du muscle, ce modèle Matlab/Simulink est basé sur les mêmes principes de contrôle neurophysiologique du muscle squelettique présentés dans le second chapitre. Cependant il ne contient pas de commandes provenant du système nerveux central, mais des commandes indirectes traduites à partir des signaux délivrés par les modèles des organes sensitifs.

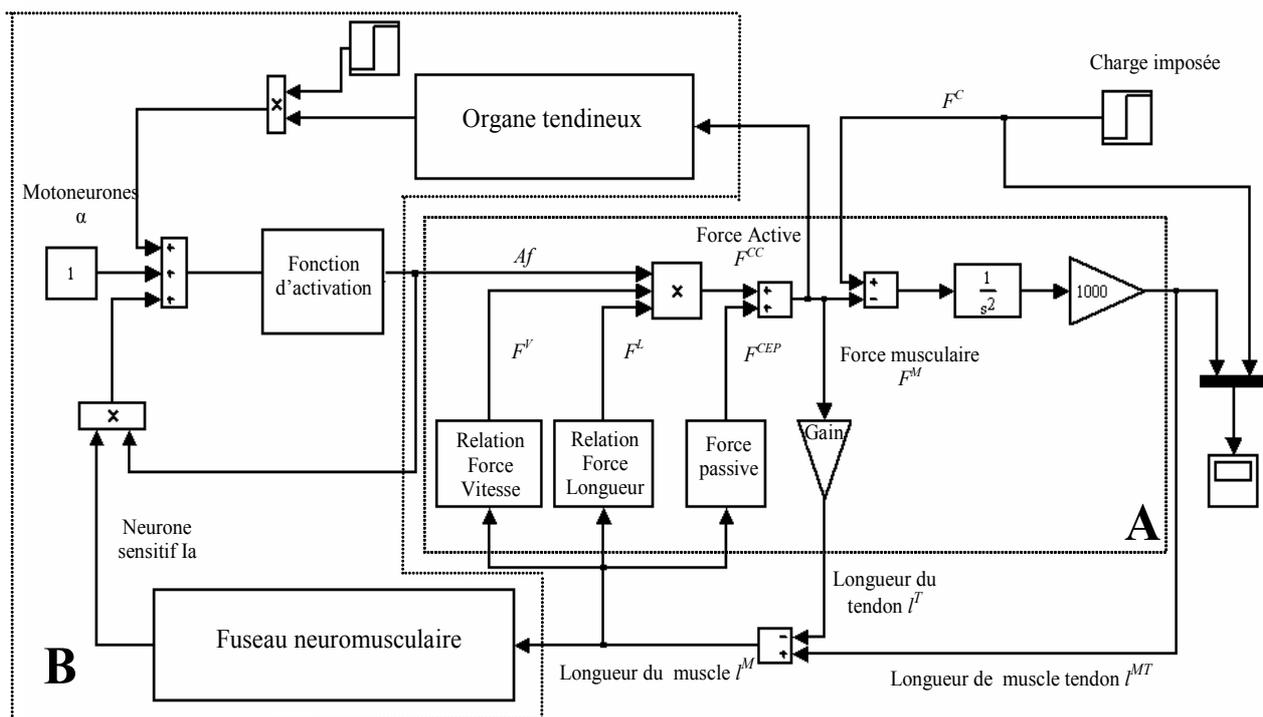


Figure 3.7 : Modèle Matlab/Simulink de l'étirement musculaire

Ce modèle peut être scindé en deux parties comme le montre la figure (3.7):

- La partie (A) de la figure représente l'évolution des propriétés mécaniques du muscle en fonction de la charge imposée. La force délivrée par cette charge étire le muscle en

contraction, la modification de sa longueur sera détectée et ajustée grâce au contrôle neuronal du fuseau neuromusculaire et de l'organe tendineux.

➤ Dans la partie (B) qui est composée par des organes sensitifs du muscle et des motoneurones  $\alpha$ , la régulation de la variation de la longueur du muscle se fait par un ajustement au niveau de la force musculaire. En effet, la variation de la longueur du muscle induite par la charge est transmise par l'intermédiaire d'un signal au modèle fuseau neuromusculaire via le neurone sensitif  $Ia$ . Ce signal ajouté à ceux du motoneurone  $\alpha$  et des neurones inhibiteurs  $Ib$  génère la fonction d'activation ( $Af$ ) qui produit un signal de sortie adapté au changement des caractéristiques des propriétés mécaniques du muscle. La force musculaire ainsi générée ajuste la longueur du muscle.

Ces deux parties peuvent être représentées d'une manière simplifiée par le schéma bloc de la figure (3.8). Le bloc des propriétés mécaniques contient l'ensemble des modèles des efforts de la composante contractile et de la composante élastique parallèle décrit dans [BRO 96, 99, 00].

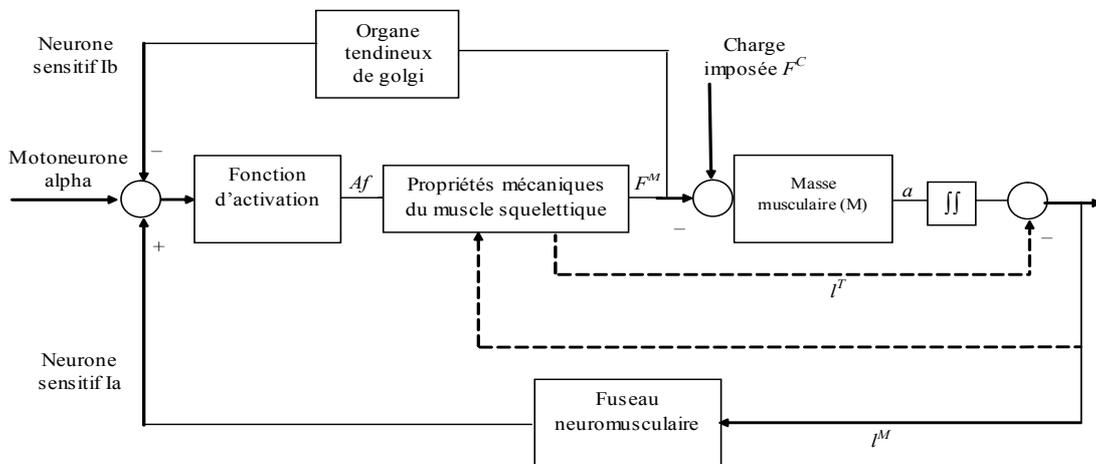


Figure 3.8 : Schéma bloc analytique de l'asservissement de la longueur et la force musculaire

Nous utiliserons dans la suite, ce modèle de simulation pour étudier la réponse du muscle en terme d'effort et de temps de réponse afin de déterminer les paramètres de la stimulation mécanique [MAN 04].

### 3.4. Simulation et Résultats

Nous allons appliquer sur le modèle de la figure (3.7), plusieurs échelons de charge  $F^C$ . Pour rester dans la zone de fonctionnement normale (plage des charges toniques), il est nécessaire de respecter la limite d'une réponse à 40% de la force isométrique maximale ( $F_o$ ). Nous proposons donc d'analyser la réponse du muscle en appliquant des échelons d'amplitude variant de 1% à 30% de  $F_o$  pour une durée courte égale à 1.5 sec.

#### 3.4.1. La Charge

Les résultats de la figure (3.9) montrent que pour les échelons d'amplitude inférieure à 20% de  $F_o$ , les réponses du muscle indiquent que la force maximale (dépassement) reste inférieure à 40% de  $F_o$ . Ces réponses n'atteignent pas la plage des limites fonctionnelles définies dans la figure (3.5.b).

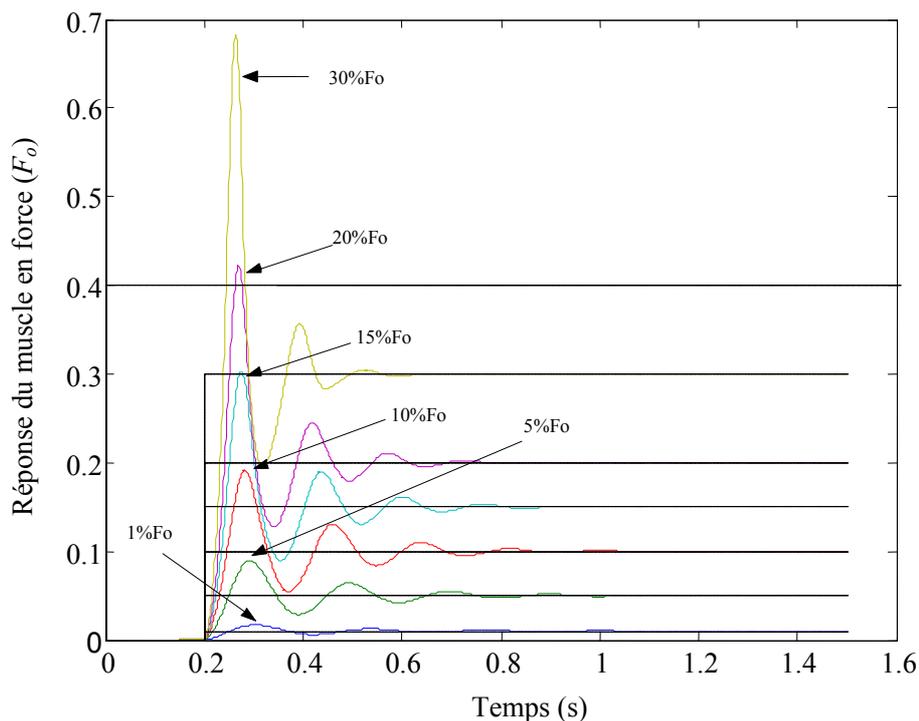


Figure 3.9 : Réponse du muscle en force.

Pour une consigne de charge égale à 30% de  $F_o$ , la réponse obtenue présente une force musculaire dont l'amplitude maximale atteint la plage des limites fonctionnelles (>40% de  $F_o$ ) et pourrait de ce fait déclencher les boucles de réflexes. A partir de la figure (3.9) nous

pouvons conclure que l'amplitude de charge  $\sigma_s$  du motif de stimulation doit varier entre 1% et 20% de la force isométrique maximale pour rester dans la plage des limites fonctionnelles.

### 3.4.2. La Souplesse

La figure (3.10) présente l'influence de l'amplitude de la stimulation mécanique sur le recrutement des motoneurones dans un intervalle de 1% à 20% de la force isométrique maximale. Les résultats obtenus montrent l'évolution de l'intensité du signal  $Ia$  qui est une image du comportement dynamique de l'activité de la boucle motoneurone gamma en réponse à la stimulation. On considère une intensité normalisée à 1 correspondant au plafond du recrutement des motoneurones. On peut conclure à partir de ces résultats que la boucle de souplesse est active et augmente avec l'amplitude de la charge jusqu'à 20% de  $F_o$ .

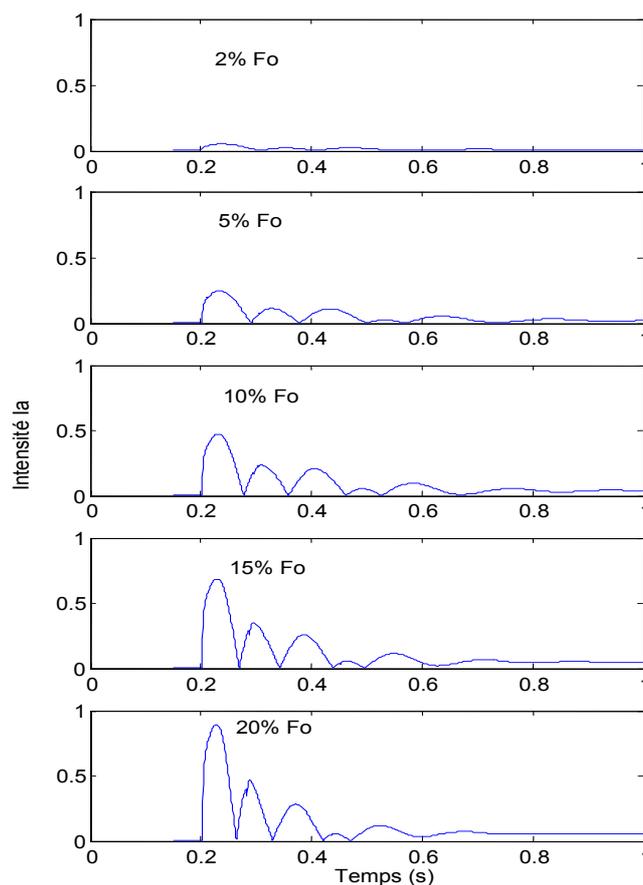


Figure 3.10 : Recrutement des neurones sensitifs  $Ia$

### 3.4.3. La période

Le second paramètre de la stimulation mécanique est la période  $T$  d'application du motif de stimulation. Cette période  $T$ , doit toujours rester inférieure au temps de réponse du muscle. Ces temps de réponse dépendent de la charge comme le montre le tableau (3.1) déduit des résultats de la figure (3.10).

$\%(F_o)$	1%	5%	10%	15%	20%
$T(\text{ms})$	680	590	526	480	370

Tableau 3.1 : Temps de réponse du muscle en fonction de la charge

Nous constatons sur le tableau (3.1) que le temps de réponse diminue avec la charge. Puisque la période de stimulation  $T$  du motif de stimulation mécanique doit respecter les temps de réponse du muscle en fonction de la charge, le choix de la fréquence de stimulation maximum doit toujours être inférieure à 2.7Hz (1/370ms) quelque soit la charge de stimulation.

Ainsi les résultats ont montré d'une part que l'amplitude de la charge de la stimulation mécanique doit rester inférieur à 20% de la force isométrique maximale ( $F_o$ ) pour assurer l'étirement sans déclencher les réflexes d'autodéfense et d'autre part que le recrutement des motoneurones  $Ia$  reste actif jusqu'à 1% de ( $F_o$ ). Dans la pratique, l'amplitude pourra rester largement en deçà des 20%, étant donné qu'une moindre variation de la longueur du muscle provoque le déclenchement de la boucle neuromusculaire gamma (activation de  $Ia$ ). Il incombera au praticien de définir la valeur exacte de la charge de stimulation (comprise entre 1 et 20% de  $F_o$ ) selon le domaine d'utilisation (rééducation ou entraînement) et en fonction de l'objectif de l'exercice choisi.

Partant de ces résultats et avant d'implanter la stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma sur une machine isocinétique d'entraînement et de rééducation des membres inférieurs, nous proposons d'étudier en simulation la réponse du muscle en terme de force pour identifier les paramètres du motif de stimulation.

### 3.4.4. Réponse du muscle en terme de force à la stimulation

Dans ce paragraphe nous allons étudier et comparer les réponses en force du muscle en contraction lorsqu'on lui applique les motifs de stimulation impulsionnels et triangulaires représentés dans la figure (3.2). Il s'agit d'évaluer l'effort musculaire produit par le muscle en stimulant la boucle neuromusculaire gamma avec différents motifs et en faisant varier leurs paramètres.

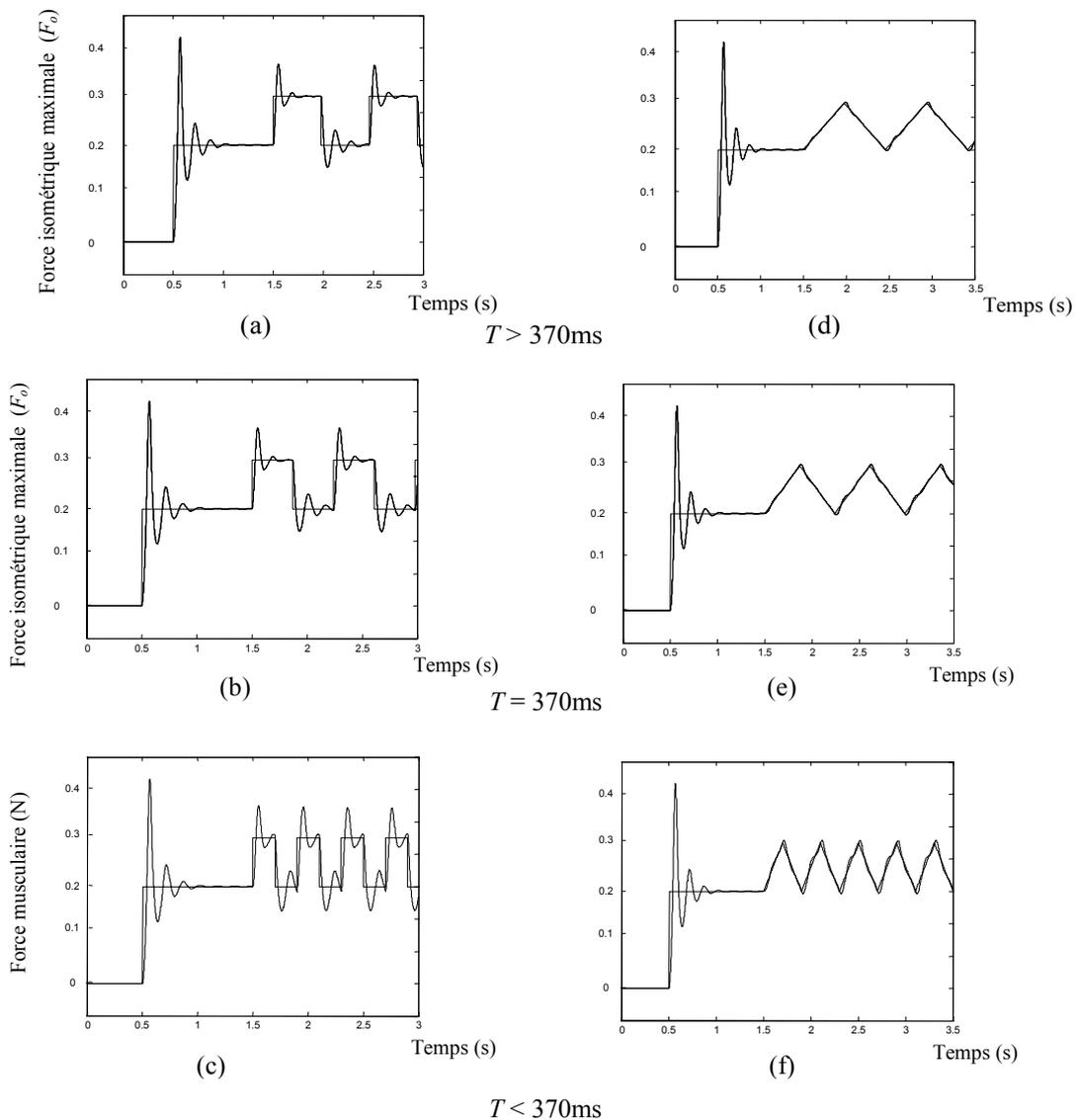


Figure 3.11 : Motifs impulsionnels et triangulaires pour une charge de 10% de  $F_o$

Nous effectuerons une première stimulation du muscle par un échelon d'effort dont la charge est fixée à 20% de  $F_o$ . Lorsque la réponse de la force musculaire se stabilise (régime

statique), nous superposons à cet échelon un motif de stimulation impulsionnel ou triangulaire avec une amplitude  $\sigma_s$  égale à 10% de  $F_o$ , une période supérieure, égale et inférieure au temps de réponse de la force musculaire minimale (370ms) et un rapport cyclique  $\rho$  fixé à 0.5 pour le motif impulsionnel et à 1 pour le motif triangulaire.

Dans le cas du motif impulsionnel, nous constatons dans les figures (3.11.a) et (3.11.b) que pour  $T$  supérieur ou égale à 370ms la réponse de l'effort musculaire reste compatible avec la largeur du créneau et se trouve dans la plage de la stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma. Dans la figure (3.11.c), lorsque  $T$  est inférieur à 370ms, la réponse de l'effort musculaire se trouve toujours dans la plage de stimulation mais le muscle n'a pas le temps de revenir complètement au repos et risque ainsi d'entrer en état de tétanisation.

Pour le motif triangulaire, la réponse de la force musculaire suit parfaitement l'évolution du profil imposé sans dépassement (Figures 3.11.d, e et f) et reste donc dans la plage de la stimulation mécanique.

Plusieurs profils pourront alors être proposés sur la machine d'entraînement et de rééducation des membres inférieurs. Selon la nature de l'exercice et le domaine d'utilisation le spécialiste, doit pouvoir choisir un profil adapté soit impulsionnel, triangulaire ou mixte, sachant que les résultats de simulation ont montré que le profil triangulaire réalise une stimulation plus douce que le profil impulsionnel.

## **Conclusion**

Dans ce chapitre nous avons abordé la formalisation de la stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma en proposant d'abord d'appliquer sur le muscle une charge définie par un motif élémentaire, répété plusieurs fois pour provoquer des étirements musculaires. Plusieurs motifs ont été proposés pour sa mise en œuvre. Une étude nous a permis de choisir les paramètres temporels des motifs grâce à la relation force vitesse et de cerner la plage de variation de la charge à appliquer pour rester dans la zone de fonctionnement normal du muscle. Grâce à un modèle mathématique enrichi des composantes contractiles et élastiques parallèles, nous avons simulé le comportement du muscle pendant la stimulation mécanique afin de déterminer ses paramètres, quantitativement, en terme d'amplitude et de fréquence. L'interprétation de ces paramètres sera abordée dans le chapitre

V lors de la phase d'expérimentation de la stimulation mécanique sur une machine d'entraînement et de rééducation des membres inférieurs

## **CHAPITRE IV**

# **Spécification et conception de la stimulation mécanique sur Multi-Iso\_Γ**

## Introduction

Dans ce chapitre, nous traitons de la spécification et de l'implantation de la stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma sur une machine isocinétique d'entraînement et de rééducation des membres inférieurs [MOU 02]. Cette machine développée par notre équipe au laboratoire est constituée d'un siège et d'un bras mobile piloté par un variateur de vitesse. Elle propose plusieurs modes d'entraînement et de rééducation en contraction statique et dynamique. Ces modes ont été implantés grâce à un système de contrôle-commande basé sur une structure hiérarchique. Nous présentons d'abord l'architecture de la machine, les modifications apportées à la structure interne de son architecture et l'adaptation de son système de contrôle commande pour intégrer la stimulation mécanique et tenir compte des exigences imposées par ses spécificités

Dans cette partie, notre contribution concerne d'une part la présentation et la spécification de chaque mode d'entraînement et de rééducation musculaire afin d'y intégrer la stimulation mécanique en agissant sur le bon niveau hiérarchique du système de contrôle commande et d'autre part, la modification des lois de commande pour les adapter aux nouvelles fonctions de la machine. Pour réaliser l'enchaînement de ces différentes lois de commande pendant un mode d'entraînement ou de rééducation, nous avons adopté des schémas de contrôle qui garantissent la continuité de la variable commande lors des différentes commutations et assurent le confort d'utilisation de la machine.

### 4.1. Multi-Iso : machine d'entraînement et de rééducation musculaire

Multi-Iso a été conçue par notre équipe de recherche en collaboration avec la société Myosoft. Cette machine permet l'entraînement sportif et la rééducation des membres inférieurs. La conception de Multi-Iso est basée sur une démarche d'ingénierie intégrée allant de la spécification à l'implantation du système de contrôle-commande et de l'architecture électronique. Cet appareil, par rapport aux machines existantes, offre de nouveaux modes tels que l'*Assisté* utilisé en rééducation dans le cas d'hémiplégie [MOU 99] ou le *Physiocinétique* permettant d'imposer des profils de mouvement spécifiques à chaque discipline sportive en adaptant la charge en fonction de l'angle articulaire du(es) genou(x) [AFI 04]. Les autres points forts de Multi-Iso résident dans les aspects suivants : l'entraînement d'un ou des deux

membres à la fois, la possibilité de proposer à chaque utilisateur des entraînements personnalisés et la proposition de méthodes performantes d'évaluation et de suivi.



Figure 4.1 : Machine Multi-Iso

La structure de Multi-Iso est composée de deux éléments distincts : un siège entièrement automatisé qui s'adapte à la morphologie de l'utilisateur et un système motorisé équipé d'un bras mobile (partie mobile) où la jambe de l'utilisateur est sanglée (Figure 4.1). Le principe de fonctionnement consiste à appliquer un couple sur une ou les deux jambes du patient par l'intermédiaire du bras mobile mu par un moteur synchrone autopiloté, commandé en position, vitesse ou force, selon des contraintes liées à l'utilisateur et aux modes d'entraînement.

#### **4.2. Architecture de Multi-Iso\_Γ**

Pour intégrer la stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma dans la machine, nous avons modifié la structure interne de l'architecture de Multi-Iso de manière à tenir compte des exigences imposées par les spécificités de cette stimulation mécanique. L'architecture de ce nouveau prototype nommé Multi-Iso\_Γ (Figure 4.2) est composé de trois parties : informatique, électronique et mécanique.

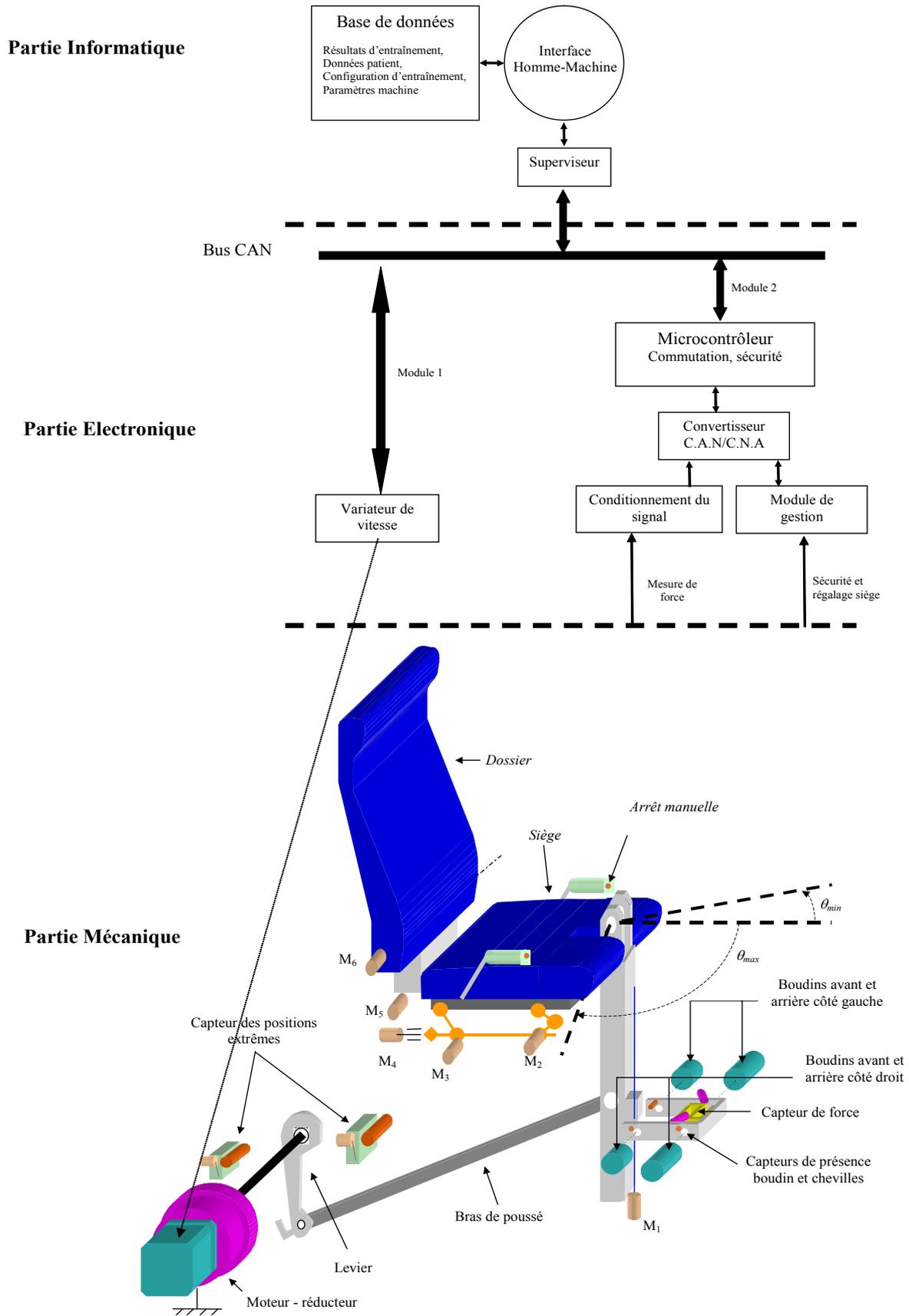


Figure 4.2 : Architecture de Multi-Iso\_Γ

La partie informatique supervise l'ensemble, enchaîne les différentes phases des mouvements et communique avec la partie électronique à travers des messages et des informations. La partie électronique traite les informations et joue le rôle d'interface. Enfin, la partie mécanique gère les besoins des séances d'entraînement définis par la partie informatique, ainsi que la sécurité et le confort de l'utilisateur.

Les modifications que nous avons apportées par rapport à l'ancienne version permettent de garantir une dynamique suffisante pour que la stimulation mécanique puisse déclencher la boucle neuromusculaire gamma. Ces modifications concernent à différents niveaux, les trois parties de l'architecture présentée sur la figure (4.2).

- La partie électronique utilise un nouveau support de communication à base d'un bus nommé *CAN* (Control Area Network). Ce bus permet d'assurer la communication entre les différentes parties informatique et mécanique. Il comporte ainsi de nombreux avantages tels que : une assurance d'un transport fiable de données de n'importe quel élément informatisé vers un autre, un transfert à haut débit des données allant jusqu'à 1Mbits/s, une flexibilité d'extension et de raccordement de modules sur la même ligne ainsi qu'un faible coût de mise en œuvre. Par ailleurs, cette architecture respecte également la décomposition ISO/OSI (*International Standard Organisation / Open System Interconnection*) en couches pour la description d'un réseau [CiA 02a].
- La partie mécanique avec l'intégration d'un nouvel ensemble moteur variateur.
- La partie informatique avec le développement d'une nouvelle Interface Homme-Machine pour l'intégration de la stimulation mécanique

#### 4.2.1. Partie électronique

La partie électronique (Figure 4.2), qui joue le rôle d'interface, est structurée en deux modules dont l'un communique avec la partie informatique par l'intermédiaire du Bus *CAN* et l'autre avec la partie mécanique par l'intermédiaire des différents capteurs logiques et analogiques.

- Module 1 : est constitué par le variateur de vitesse numérique. Le bus de communication utilisé par ce variateur est de type *CAN*. Le variateur numérique de vitesse comporte une couche applicative conçue par un groupement industriel et le CiA (*CAN in Automatica*)

compatible avec une large gamme d'application. Cette entité est à la base du fonctionnement du *CANopen* utilisé par la société *Seidel Kollmorgen* pour la gestion du variateur [CiA 02b]. Ce variateur de vitesse propose différents type de lois de commande et gère aussi d'autres fonctions supplémentaires tel que : la définition de l'intervalle du mouvement du bras mobile, la mise en référence de la position angulaire, le contrôle de dépassement des positions (haute, basse) extrêmes du bras mobile, et enfin, le contrôle du moteur-réducteur.

Ce module facilitera donc la communication directe avec le bras mobile, nous permettant ainsi de réaliser différents mouvements dynamiques avec précision grâce aux différentes possibilités offertes tel que: lecture et/ou écriture en temps réel de la cinématique de mouvement du bras mobile, contrôle de l'état de la machine... Ce critère de précision constitue un élément majeur pour l'implantation de la stimulation mécanique sur la machine.

➤ Module 2 : comprend une seule carte électronique à base d'un microcontrôleur qui traite les informations issues des capteurs installés dans la partie mécanique de la machine pour établir la gestion des différents niveaux de sécurité (présence des boudins et chevilles, arrêts manuel), le réglage du siège et l'acquisition de l'effort musculaire de l'utilisateur. La structure de ce module a évolué par rapport à la version antérieure de Multi-Iso [MOU 99]. En effet nous avons remplacé l'ensemble des cartes électroniques de la version antérieure par une carte unique développée autour d'un microcontrôleur. Cette modification confère une facilité de communication, et une réduction aussi bien de l'encombrement que des coûts de mise en œuvre [RON 02]. Elle peut à elle seule gérer tous les aspects de la machine en intégrant la stimulation mécanique, allant du contrôle-commande à la sécurité en passant par le confort de l'utilisateur.

#### **4.2.2. Partie mécanique**

L'architecture mécanique ainsi que le matériel utilisés dans cette partie ont été conservés. Cependant pour garantir les performances de la stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma, l'ensemble moteur/réducteur a été remplacé [RON 02].

Pour s'adapter aux besoins des séances d'entraînement ainsi qu'au confort et à la morphologie de l'utilisateur, le fauteuil est entièrement réglable grâce à des mouvements motorisés ( $M_1$  : position des chevilles,  $M_2$  : avant siège,  $M_3$  : translation siège,  $M_4$  : arrière siège,  $M_5$  : translation dossier,  $M_6$  : rotation dossier). La position de ces mouvements est

mémorisée à l'aide de potentiomètres. Durant les entraînements, les chevilles sont immobilisées par l'intermédiaire de repose pieds (boudins) et la partie inférieure de la cuisse est bloquée par un dispositif de sangles permettant de maintenir l'axe de rotation des genoux au voisinage de l'axe de rotation du bras mobile de la machine.

Le mouvement du bras mobile de la machine est réalisé par l'intermédiaire d'un moteur réducteur muni de son variateur. Le moteur-réducteur entraîne le bras de la machine grâce à l'activité de l'ensemble des bras de levier et de poussé qui constituent un système bielle-manivelle qui peut produire un effort permanent supérieur à 200 daN avec une vitesse pouvant aller jusqu'à 400 °/s.

La partie mécanique possède également plusieurs capteurs logiques (fins de course, arrêts d'urgence et réglage de siège) assurant la sécurité des utilisateurs. En effet, la sécurité des utilisateurs comporte plusieurs aspects et concerne essentiellement le comportement du bras mobile. Il faut pouvoir assurer sa mise en mouvement progressive et son arrêt de façon précise. Nous avons traité différents aspects liés au fonctionnement de la machine, à la sécurité et au confort de l'utilisateur :

- Respect des extremums du patient : Il doit être garanti car cette machine est conçue pour la rééducation d'articulations pathologiques. A ce titre, un repérage précis de l'origine des positions angulaires doit être observé. De même un dispositif est mis en œuvre en cas de coupure de la partie puissance pour assurer l'arrêt dans une position non dangereuse pour l'utilisateur.
- Mise en mouvement du bras mobile : Elle doit respecter les caractéristiques physiologiques de l'utilisateur. Pour cela, il faut être en mesure de contrôler les phases d'accélération et de décélérations angulaires pour les amener à des niveaux adaptées à l'utilisateur et du type d'exercice effectué.
- Niveaux de sécurité : Tout défaut est traité et provoque l'arrêt le cas échéant. Pour cela plusieurs niveaux de défauts ont été identifiés et regroupés en deux catégories : la première catégorie concernant les arrêts majeurs qui imposent un arrêt complet de Multi-Iso et son retour à un état d'initialisation afin d'assurer un acquittement effectif du ou des défauts constatés. Les arrêts majeurs sont composés de l'arrêt d'urgence, de l'absence de la tension auxiliaire, de la fin de course des positions hautes et basses extrêmes, des défauts de

communication et des arrêts d'urgences utilisateurs placés sur l'extrémité des poignées droite et gauche. La seconde catégorie concerne les arrêts mineurs qui imposent un arrêt d'attente de Multi-Iso afin de corriger le défaut qui peut provenir des cellules de détection de présence des boudins avant et arrière côté gauche et droit ainsi que les cellules de détection de présence du pied gauche et droit.

➤ La stimulation mécanique requiert une dynamique précise du bras mobile de la machine Multi-Iso\_Γ afin d'exécuter les différents profils de charge pour stimuler mécaniquement le muscle. Par conséquent, le choix matériel tel que la puissance du moteur et la qualité du variateur de vitesse numérique ont été effectués pour permettre une gestion fine de la dynamique des mouvements, pour un meilleur confort d'utilisation et pour une simplification du contrôle du bras mobile en charge, vitesse et position [RON 02].

#### **4.2.3. Partie informatique**

La partie informatique illustrée par le schéma de la figure (4.2) assure la supervision de la machine et l'interface directe avec l'utilisateur pour garantir une gestion personnalisée. Elle est constituée d'une base de données, d'un module de supervision et d'une interface Homme-Machine. Le module de supervision a été développé en s'appuyant sur les Statecharts-Objet établis lors de la phase de spécification du système de contrôle commande. Il utilise un protocole de communication basé sur la gestion de messages de synchronisation et de communication entre les différentes parties de la machine.

Chaque partie de cette structure informatique contribue au fonctionnement global de la machine en exécutant une tâche particulière. Nous aborderons dans les paragraphes qui suivent le rôle de chacune de ses parties dans l'intégration de la stimulation mécanique. Les développements liés à la partie informatique entrent dans le cadre de la stratégie de l'ingénierie adoptée et constituent une part importante dans la conception du prototype de Multi-Iso\_Γ.

La présentation des travaux concernant l'adaptation de l'Interface Homme-Machine montrera les fonctionnalités de la machine Multi-Iso\_Γ dans les conditions réelles d'utilisation avec la stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma

#### 4.2.3.1. Base de données

La base de données gère toutes les informations relatives aux patients, aux séances d'entraînement et aux résultats obtenus. Elle gère les informations relatives aux entraînements élémentaires existants nécessaire à l'élaboration d'un entraînement spécifique et personnalisé à chaque patient.

Les données relatives au patient sont préalablement enregistrées sur un support physique (disquette ou clé USB) par le spécialiste (médecin ou kinésithérapeute) lors de la première séance de rééducation ou d'entraînement musculaire. Ces informations contiennent : des caractéristiques physiques comme la taille, le poids, les performances dans une discipline ainsi que les paramètres caractérisant les séances propres au patient tels que : les extremums angulaires, la vitesse, la force isométrique maximal, les paramètres du profil de la stimulation mécanique, les objectifs ainsi que la progression.

Un entraînement élémentaire est constitué de plusieurs répétition de deux motifs : un motif montée et un motif descente choisis dans l'ensemble des modes proposés pour être adaptés au patient. Une séance peut être constituée de plusieurs séries d'entraînements élémentaires. La base de données gère toutes les caractéristiques de l'ensemble des modes d'entraînements ainsi que les paramètres des entraînements élémentaires, des séries et des séances. Ces paramètres sont définis par le praticien.

#### 4.2.3.2. Supervision

La supervision globale du prototype Multi-Iso\_Γ est représentée par les trois premiers niveaux de la hiérarchie du système de contrôle–commande (Figure 4.3). Elle assure dans un premier temps, le chargement de l'entraînement spécifique d'un patient en initialisant les attributs du module « *Configuration* » représentant le premier niveau de la hiérarchie qui contrôle le lancement successif des phases ainsi que les différents modes de marche et d'arrêts et l'étalonnage de la machine. Le lancement successif des différents entraînements élémentaires constitue le deuxième niveau « *Phase* », qui gère les séries d'exercices séparées de périodes de relâchement musculaire et chacune de ces séries comporte plusieurs répétitions de mouvements dirigés vers le haut puis vers le bas (motif montée–motif descente). Le troisième niveau « *Motif* », enchaîne les lois de commande qui sont sélectionnées en fonction

des données (muscle, mode, type d'entraînement, type de stimulation) correspondant à la phase en cours.

Durant les déroulements d'une séance d'entraînement, la communication entre la partie informatique et les différents modules de la partie électronique est basée sur l'envoi et la réception de messages synchronisés permettant un échange instantané des données et un suivi permanent de la sécurité du patient.

#### 4.2.3.3. Interface Homme-Machine

L'interface Homme-Machine est conçue pour s'adapter à trois types d'utilisateur : Le praticien, le patient et le technicien. A partir d'un écran tactile, elle permet l'accès à tous les services offerts par la machine Multi-Iso\_Γ.

L'accès au niveau praticien est protégé par mot de passe, il permet ainsi le contrôle total de la base de données. En effet, le praticien est en mesure de préparer les séances d'entraînement, d'enrichir la base de données des patients (paramètres physiques et paramètres des séances d'entraînement) et celle des entraînements élémentaires, créer ou détruire des entraînements personnalisés. Pour l'analyse des résultats et l'évaluation, le praticien accède aux informations liées à la séance telles que la force maximale qui a été appliquée, la vitesse maximale, les moyennes des efforts, la puissance développée ainsi que l'accélération entre deux points de position. Ces critères établis par les spécialistes donnent une information à court terme relative à la forme physique du patient, ses progrès et ses performances. Ils permettent notamment au spécialiste de fixer une stratégie d'entraînement ou de rééducation pour les séances à venir.

Le patient peut consulter ses données, accéder aux entraînements qui lui sont spécifiques pour débiter ou interrompre une séance.

Le technicien possède le même type d'autorisation d'accès que le praticien. L'accès à son niveau est protégé par mot de passe puisqu'il permet un accès total à toutes fonctions de la machine sans restriction. Le technicien peut effectuer toutes les opérations liées à la maintenance, à l'ajustement des paramètres mécaniques ou électroniques et aux différents tests de la machine.

Pour permettre à des spécialistes d'évaluer l'efficacité de la stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma lors d'un entraînement sur la machine, nous avons modifié la partie informatique afin d'y intégrer l'analyse des résultats de la stimulation mécanique. L'illustration de quelques aspects de l'Interface Homme Machine, sera présentée dans le chapitre V, lors de l'utilisation de la stimulation mécanique à travers des séances exercices dans des conditions réelles d'entraînement.

### 4.3. Intégration de la stimulation mécanique dans le système de contrôle commande de Multi-Iso\_Γ

Le système contrôle–commande de Multi-Iso définie par [MOU 99] est basé sur quatre niveaux hiérarchiques (configuration, phase, motifs et lois de commande) permettant d'ordonner l'exécution des lois de commande tout en respectant les contraintes imposées par les séances d'entraînement ou de rééducation musculaire (Figure 4.3). On distingue deux types de flux : les informations échangées avec la partie électronique (informations capteurs et commandes variateur) et celles échangées avec le patient (ordres et messages).

Les quatre niveaux hiérarchiques du système de contrôle-commande ont été spécifiés à l'aide du formalisme Statecharts–Objet qui est destiné principalement à la spécification et à la conception [MOU 99]. Le Statecharts–Objet est constitué de plusieurs modules reliés par des invocations hiérarchiques. Avant de spécifier l'ensemble des niveaux hiérarchique avec ou sans l'intégration de la boucle neuromusculaire gamma, nous présenterons brièvement quelques définitions nécessaires d'un module.

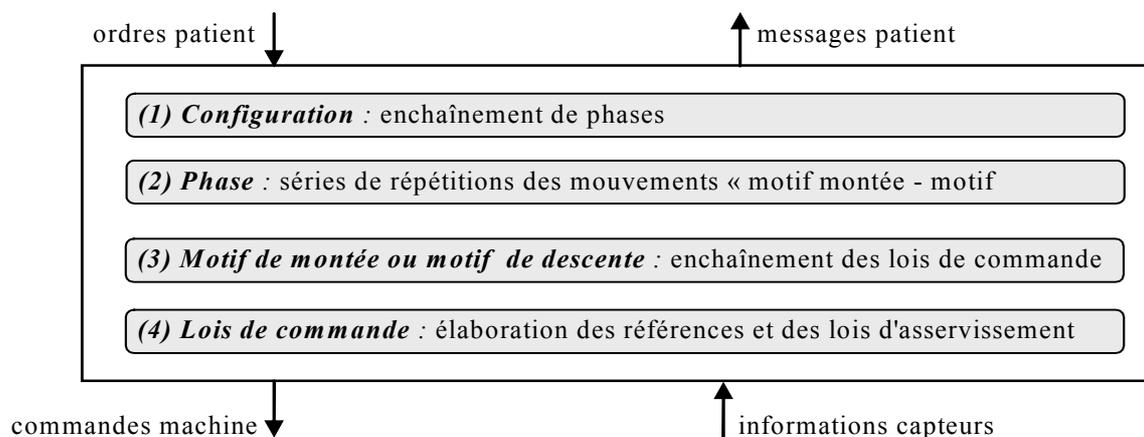


Figure 4.3 : Niveaux hiérarchiques du système de contrôle – commande

Par rapport à une structure objet classique, un module correspond à une classe dont les attributs et les méthodes sont enrichies par un comportement dynamique réutilisable par ces instances. Un module est donc la réunion, au sein d'une même entité, d'un ensemble d'attribut et d'un ensemble de méthode permettant de manipuler les valeurs des attributs et de son comportement dynamique décrit en Statecharts (Figure 4.4).

<b>Module</b>	
<b>Attributs</b>	
nom : chaîne	// nom de l'instance
attribut_1 : type	// commentaire
attribut_2 : type	
...	
<b>Méthodes</b>	
méthode_1	// commentaire
méthode_2	
...	
<b>Comportement</b>	
spécifié par Statecharts	

Figure 4.4 : Le module

➤ Un attribut, représentant une variable ou un tableau de variables, se caractérise par un type permettant d'identifier l'ensemble dans lequel l'attribut prend ses valeurs. On distingue les types standards (entier, réel, booléen, caractère et chaîne) et les types définis par intervalle ou par énumération.

Tous les attributs qui ont été définis dans la version précédente de Multi-Iso sont conservés. Nous présenterons dans la suite, quelques attributs qui seront utilisés dans le reste de notre étude, soit :

$\theta$ : réel	// Angle articulaire des genoux; position mesurée
$\theta_{max}, \theta_{min}$ : réel	// Positions (haute, basse) extrêmes du patient
$\Delta\theta$ : réel	// Angle de décélération
$k$ : entier	// Variable local
$\theta[k]$ : réel	// Tableau des positions d'arrêt du mode isométrique
$T1[k]$ : entier	// Tableau des durées d'arrêt du mode isométrique
$V_m$ : réel	// Variable représentant la consigne de vitesse de mouvement
$V_{min}$ : réel	// Vitesse minimum de déplacement du bras de la machine
$\tilde{F}^p$ : réel	// Effort musculaire estimé
$F_{min}^c$ : réel	// Force minimum imposée au patient
$f$ : réel	// Variable représentant la consigne de charge imposée à la machine

Les attributs supplémentaires et nécessaires pour l'intégration de la stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma, sont :

$\sigma_s$ : réel	// Amplitude du profil de stimulation
$T$ : entier	// Période de stimulation
$\Delta T$ : entier	// Durée du motif ( $T, \rho$ ) ; $\rho$ étant le rapport cyclique
$Active_\gamma$ : booléen	// Choix d'utilisation de la stimulation mécanique dans le module
$\beta$ : réel	// Coefficient multiplicatif constant spécifié par l'utilisateur
$i$ : entier	// Nombre de période de stimulation

➤ On distingue deux types de méthodes : les méthodes générales communes à tous les modules (instancier, lancer, détruire, appliquer) et les méthodes fournies par un module à ses instances. Nous citons ci-dessous les trois méthodes utilisées dans le reste de cette étude.

$L_\theta$ :	// Loi de commande en position
$L_\omega$ :	// Loi de commande en vitesse
$L_F$ :	// Loi de commande en force

➤ Comportement : est décrit par le Statecharts, il définit la logique d'exécution des différentes méthodes, et fournit ainsi une vision cohérente et synthétique du flot de contrôle. Dans ce comportement, les actions associées aux transitions et aux activations (ou désactivations) des états correspondent à l'exécution d'opérations simples non séquentielles. Les activités associées aux états correspondent à des appels aux méthodes spécifiées par des algorithmes ou par des lois de commande.

L'intégration de la stimulation mécanique devra tenir compte du rôle de chacun des niveaux hiérarchiques du système de contrôle-commande. Pour cela, il est nécessaire d'étudier le principe de chaque niveau hiérarchique décrit dans la figure (4.3) ainsi que la modification du comportement dynamique du Statecharts-Objets lors de l'intégration de la stimulation mécanique.

Le premier et le deuxième niveau hiérarchique du système contrôle-commande ne seront pas modifiés pour l'intégration de la stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma dans la machine Multi-Iso\_Γ. En effet, ils conserveront leur rôle de gestion des modes de marches et d'arrêts, de lancement de phases, des séries d'exercices et répétitions de mouvement [MOU 99, 02]. Lors de l'intégration de la stimulation mécanique, le

second niveau permet d'organiser l'enchaînement de plusieurs mouvements dynamiques du bras mobile de Multi-Iso\_Γ afin de réaliser un exercice musculaire et non pas de configurer un mouvement dynamique particulier comme le profil de la stimulation mécanique.

Dans la suite, nous allons présenter les deux derniers niveaux hiérarchiques du système de contrôle commande, intégrant la stimulation mécanique.

#### **4.4. Motif de montée et de descente**

Ces motifs, représentant un enchaînement des lois de commande, sont sélectionnés en fonction des données (muscle, mode, type d'entraînement, type de stimulation) correspondant à la phase en cours. Au nombre de sept, les modules des motifs de montée et descente peuvent être sélectionnés pour réaliser le mouvement désiré.

Les sept modules sont : module isométrique, générique, étirement1, étirement2, libre conduit et assisté.

Nous développons dans la suite le principe de chaque module, mais seul le comportement dynamique des différents modules de montée sera détaillé, les attributs et méthodes ont été globalisées et présentés précédemment, dans le paragraphe (§ 4.3).

Le motif descente sera identique à celui de montée, seules les conditions sur les transitions et les positions extrêmes seront différentes.

##### **4.4.1. Module isométrique**

Le fonctionnement consiste à effectuer un mouvement de montée comportant  $k$  positions angulaires d'arrêts successives avec des durées prédéfinies. Ce module est appliqué pendant le mode de contraction musculaire statique (isométrique). Durant chaque arrêt, l'utilisateur doit exercer un effort maximal.

L'intégration de la stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma dans ce module [MAN 04] est réalisée en exécutant pendant les arrêts, le profil spécifique de la stimulation mécanique (cf. § 3.1).

La structure du Statecharts est constituée de sept états (Figure 4.5) : L'état initial *Position\_basse* correspond à une loi de commande en position autour de la consigne  $\theta_{max}$  (position extrême basse de l'utilisateur, voir la figure (4.2)). Le Statecharts évolue vers l'état *Mise\_en\_position* avec la loi de commande en position de consigne  $\theta[k]$  si la force musculaire estimée de l'utilisateur ( $\tilde{F}^p$ ) est supérieure à la valeur  $F_{min}^c$ .

- Dans le cas d'un fonctionnement sans stimulation mécanique (transition  $\overline{Active\_}\gamma$  validée), l'état *Mise\_en\_position* reste actif jusqu'à ce que la première position de consigne soit atteinte et qu'elle fasse évoluer le Statecharts vers l'état *Normal* ou l'utilisateur va produire son effort maximal. Cet état correspond à une commande en position autour de la consigne  $\theta[k]$  pendant une durée  $T1[k]$ . Quand le délai est écoulé et que la valeur  $k$  reste inférieure au nombre total des positions isométriques (fixé à 6 dans notre exemple), le Statecharts évolue vers l'état *Mise\_en\_position* pour incrémenter le tableau des positions  $\theta[k]$ , cette opération sera répétée jusqu'à ce que  $k$  atteigne 6. A cet instant l'état *Mise\_en\_position\_haute* est activé pour que le bras rejoigne la position haute donnée par la consigne  $\theta_{min}$ .

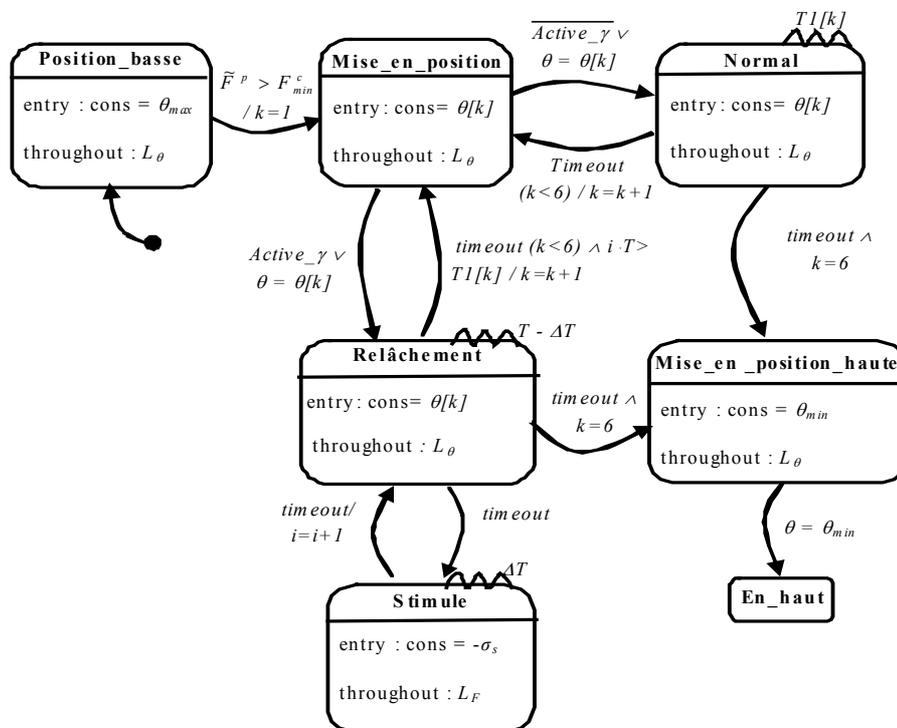


Figure 4.5 : Comportement dynamique du motif de montée isométrique

- Dans le cas où la transition *Active $\gamma$*  est validée, le module fonctionne avec stimulation mécanique, et il fait évoluer le Statecharts vers l'état *Relâchement* lorsque la position correspondant à la consigne  $\theta[k]$  est atteinte, la stimulation est réalisée à travers l'alternance entre les deux états *Relâchement* et *Stimule* synchronisé par la transition *timeout* de chaque état. L'état *Relâchement* exécute la loi de commande en position de consigne  $\theta[k]$  pendant une durée  $(T-\Delta T)$  alors que l'état *Stimule* exécute la loi de commande en force de consigne  $\sigma_s$  pendant une durée  $\Delta T$ . Le basculement entre ces deux états va s'achever lorsque le nombre de périodes de stimulation  $i$  fois  $T$  sera supérieur à la durée  $T1[k]$  imposée sur la position isométrique  $\theta[k]$ . Si cette dernière condition est vérifiée et la valeur  $k$  reste inférieure au nombre totale de positions isométriques (fixé à 6), le Statecharts évolue vers l'état *Mise\_en\_position*. Le tableau des positions  $\theta[k]$  est incrémenté, et l'opération de stimulation sera répétée pour chaque position isométrique, jusqu'à ce que  $k$  atteigne 6 et là c'est l'état *Mise\_en\_position\_haute* qui est activée pour que le bras rejoigne la position haute donnée par la consigne  $\theta_{min}$ .

#### 4.4.2. Module générique

Ce module « générique » spécifie les entraînements en contraction dynamique. Il représente une généralisation des trois 3 modules : isocinétique, isotonique et physiocinétique (annexe 2). Le premier consiste à piloter le mouvement du bras mobile de la machine avec une vitesse constante et une charge variable, le second fonctionne d'une manière inverse, c'est-à-dire avec une vitesse variable et une charge constante. Le module physiocinétique pilote le mouvement du bras mobile avec une charge variable en fonction de la position. Ainsi la structure du Statecharts–objets est identique pour ces trois modules excepté les transitions et les lois de commande qui sont différentes. On notera également une spécificité du module physiocinétique qui dispose d'une méthode permettant d'interpoler la courbe de la charge à imposer.

Puisque ces modes d'entraînement en contraction dynamique génèrent une activité musculaire, la stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma peut être superposée pendant le mouvement du bras mobile.

La figure (4.6) illustre la structure du module générique avec le paramétrage représenté sur un fond gris, correspondant au module isocinétique. Ce paramétrage sera différent dans le cas des deux autres modules.

La structure de ce Statecharts est constituée de sept états (Figure 4.6) : L'état initial *Position\_basse* correspond à une loi de commande en position de consigne  $\theta_{max}$ . Le Statecharts peut ensuite évoluer avec ou sans stimulation mécanique :

- Dans le cas d'un fonctionnement sans stimulation mécanique (transition  $\overline{Active\_}\gamma$  est validée), le Statecharts entre dans l'état *Normal* qui présente une commande en position autour de la consigne  $V_m$ . L'état *Normal* reste actif tant que la force du patient est supérieure à la force imposée ( $\tilde{F}^p > F_{min}^c$ ).

- Si la condition  $\theta < \theta_{min} + \Delta\theta$  est vérifiée, le Statecharts évolue directement vers l'état *Mise\_en\_position\_haute* et le bras se met en position haute.
- Quand  $\tilde{F}^p < F_{min}^c$ , on passe à l'état *Arrêt* et le bras s'immobilise. A partir de là, si la condition  $\theta < \theta_{min} + \Delta\theta$  est vérifiée on passe comme précédemment à l'état *Mise\_en\_position\_haute*. Sinon si la condition ( $\tilde{F}^p > F_{min}^c$ ) est validée, on retourne à l'état *Normal*. La variable booléenne *Flg* mémorise l'état précédent pour permettre au Statecharts de retourner à l'état qui a été acquitté précédemment dès que l'état *Arrêt* est achevé.

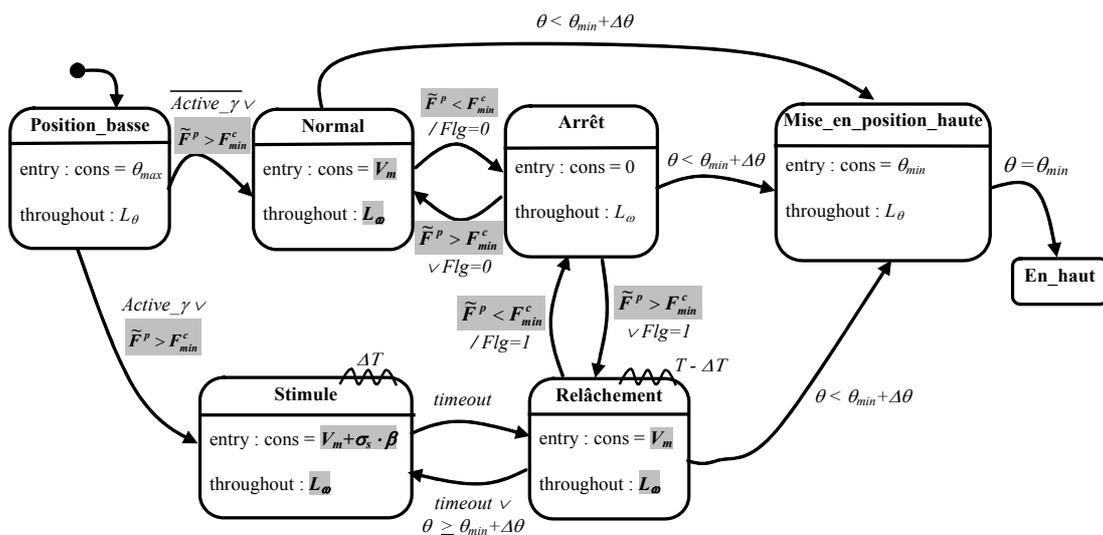


Figure 4.6 : Comportement dynamique de motif de montée isocinétique

- Quand la transition *Active $\gamma$*  est validée le module s'exécute avec la stimulation mécanique et dès que la condition  $\tilde{F}^p > F_{min}^c$  est validée, le Statecharts passe vers l'état *Stimule* pour ensuite évoluer entre les deux états *Stimule* et *Relâchement*. L'état *Stimule* exécute la loi de commande  $L_\omega$  de consigne  $V_m + \sigma_s \cdot \beta$  pendant une durée  $\Delta T$  alors que l'état *Relâchement* exécute la loi de commande  $L_\omega$  de consigne  $V_m$  pendant une durée  $(T - \Delta T)$ . Ainsi, le Statecharts évolue entre ces deux états jusqu'à ce que la condition  $\theta < \theta_{min} + \Delta\theta$  soit vérifiée. Si cette condition n'est pas vérifiée et la force du patient  $\tilde{F}^p$  est inférieure à la force minimale  $F_{min}^c$ , le Statecharts se dirige vers l'état *Arrêt*.

Enfin, lorsque le Statecharts se trouve dans l'état *Mise\_en\_position\_haute*, le bras mobile rejoint la position haute donnée par la consigne  $\theta_{min}$ .

#### 4.4.3. Module conduit

Le module conduit (Annexe 2) permet de descendre le bras mobile de la machine à une vitesse constante et faible imposée par le praticien jusqu'à la position extrême du patient. Pendant cette phase de descente, le sujet ne fournit pas d'effort musculaire. Ce module est utilisé aussi dans d'autres modes de rééducation afin de ramener le bras mobile lentement vers le bas.

L'intégration de la stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma est possible dans ce module puisqu'il existe une activité interne du muscle due à la variation de la longueur musculaire provoquée par la descente du bras mobile de Multi-Iso.

La structure du module conduit (Figure 4.7), est composée de six états. Partant de l'état *Position\_haute* qui permet de maintenir le bras à la position  $\theta_{min}$ , le Statecharts évolue vers l'état *Normal* avec une loi de commande en vitesse autour de la consigne  $V_{min}$ . Ensuite, deux cas sont possibles pour ce module :

-Lorsqu'il fonctionne sans la stimulation mécanique (*Active $\gamma$*  non valide), l'état *Normal* reste actif jusqu'à ce que la position  $\theta_{max} - \Delta\theta$  soit atteinte pour faire évoluer ainsi le Statecharts vers l'état *Mise\_en\_position\_basse* qui achemine le bras vers la position finale  $\theta_{max}$ .

-Dans le cas d'un fonctionnement avec la stimulation mécanique (transition *Active $\gamma$*  est validée), le Statecharts bascule vers les deux états *Stimule* et *Relâchement* dont le fonctionnement est identique à celui présenté pour le module isocinétique. Lorsque la position  $\theta_{max}-\Delta\theta$  est atteinte, on entre dans l'état *Mise\_en\_position\_basse* qui achemine le bras vers la position finale  $\theta_{max}$ .

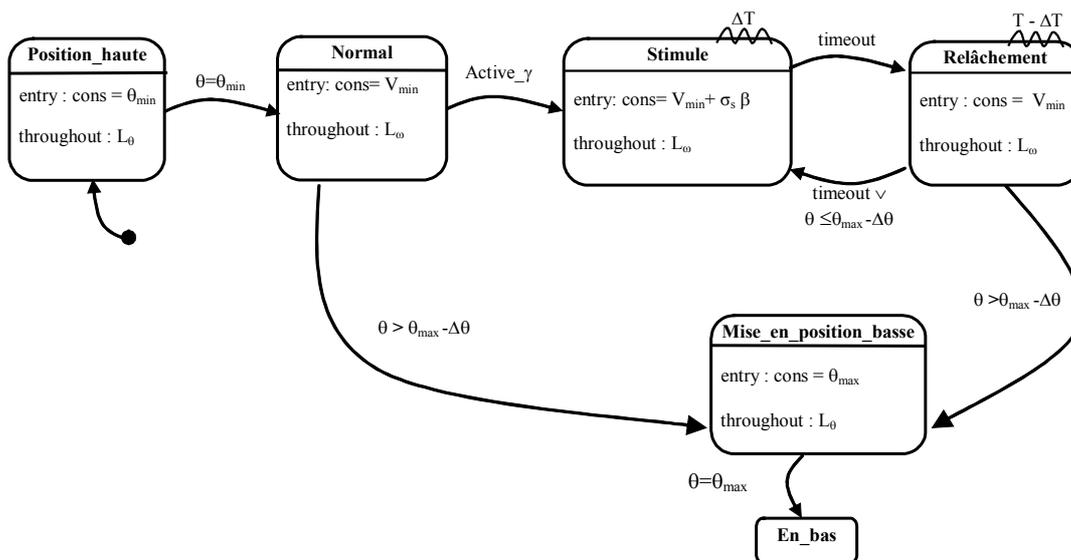


Figure 4.7 : Comportement dynamique du module conduit

#### 4.4.4. Module étirement 1 (passif)

L'étirement passif du muscle est obtenu par réaction musculaire du patient. Cette réaction peut être réglée en ajustant la force imposée par la machine. Ce module est utilisé pour réaliser un étirement passif des quadriceps (Annexe 2). L'intégration de la stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma dans ce module permet de rajouter des micro-étirements supplémentaires permettant d'obtenir ainsi une activité supplémentaire du motoneurone gamma.

Le Statecharts comporte cinq états (Figure 4.8). Au début, l'état *Position\_basse* permet de maintenir le bras à la position  $\theta_{max}$ , ensuite le Statecharts peut évoluer vers deux cas :

- Dans le cas où le module évolue sans la stimulation mécanique (transition  $\overline{Active\_}\gamma$  validée), l'état *Position\_basse* permet d'amener le bras à la position de départ  $\theta_{max}$ . Dès que cette position est atteinte, la transition vers l'état *Normale* est franchie et  $f$  est initialisée à zéro. L'état *Normale* présente une commande en force autour de la consigne  $f$  et l'utilisateur peut changer en temps réel la force délivrée par la machine à l'aide des ordres *incrément* ou *décrément*. Lorsque la consigne  $f$  est augmentée, le bras mobile de la machine se déplace vers le haut ( $cons=-f$ ) jusqu'à ce que l'équilibre entre la force réglée et la tension musculaire du patient soit atteint. A partir de cette position, on peut soit continuer à étirer les muscles en augmentant  $f$  (*incrément*), soit atténuer la tension musculaire en diminuant  $f$  (*décrément*). Le Statecharts reste dans cet état jusqu'à l'occurrence de la condition  $\theta < \theta_{min} + \Delta\theta \vee \tilde{F}^p > 2f$  pour évoluer vers l'état *En\_haut*

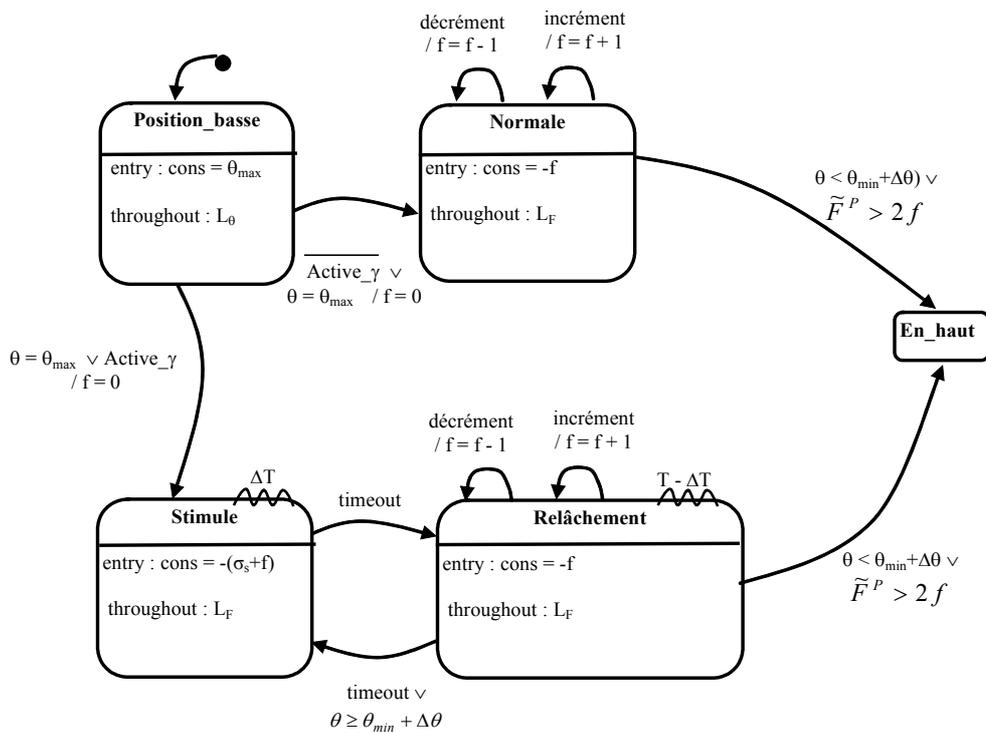


Figure 4.8 : Comportement dynamique du module étirement passif

- Si le module est réalisé avec la stimulation mécanique (transition  $Active\_}\gamma$  activée), le Statecharts évolue de l'état *Position\_basse* vers les deux états *Stimule* et *Relâchement*. L'état *Stimule* exécute la loi de commande en force autour de la consigne  $f + \sigma_s$  pendant une durée  $\Delta T$  alors que l'état *Relâchement* exécute la loi de commande en force pendant une durée  $(T - \Delta T)$ . La synchronisation de ces deux états est assurée par la transition *timeout*. Si la

position  $\theta_{min}$  est atteinte ou si le patient applique brutalement une force  $\tilde{F}^p$  opposée à  $(f + \sigma_s)$  deux fois supérieure à  $(f + \sigma_s)$  (le facteur 2 est fixé par le praticien), l'état *En\_haut* est activé et le Statecharts se termine.

#### 4.4.5. Module étirement 2 (contracté – relâché)

Le principe de ce module est tout à fait identique à celui de l'étirement passif sauf qu'il dispose d'une phase de repos (relâchement musculaire). La stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma peut se faire dans ce module d'une manière identique dans la phase d'étirement passif ainsi que pendant la phase de relâchement.

#### 4.4.6. Module assisté

Ce module consiste à mettre en mouvement de montée le bras mobile de la machine pour assister le patient et l'aider à vaincre l'apesanteur due au poids de sa jambe (Annexe 2). Cette montée à vitesse constante est réalisée à condition que le patient fournisse une force musculaire minimale.

La stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma n'est pas intégrée dans ce module. Néanmoins, une étude est menée actuellement pour évaluer son efficacité dans la rééducation de certaines hémiplésies.

### 4.5. Les lois de commande

Dans cette partie, nous abordons l'adaptation des lois de commande en vitesse, position et force correspondant au quatrième niveau hiérarchique du système de contrôle – commande pour l'intégration de la stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma [MAN 04].

La chaîne cinématique de la machine Multi-Iso\_Γ (Figure 4.9) est constituée du variateur de vitesse, d'un moteur synchrone muni de son résolveur, d'un réducteur de vitesse et du parallélogramme déformable présenté dans la partie mécanique de l'architecture de Multi-Iso\_Γ (cf. § 4.2.2). Ce parallélogramme permet d'obtenir un couple de sortie du réducteur identique à celui présent sur l'axe de rotation. Le modèle dynamique du bras mobile

de Multi-Iso\_Γ possède un seul degré de liberté. Cette dynamique peut être représentée sous forme d'une équation différentielle non linéaire du second ordre (4.1) [MOU 99].

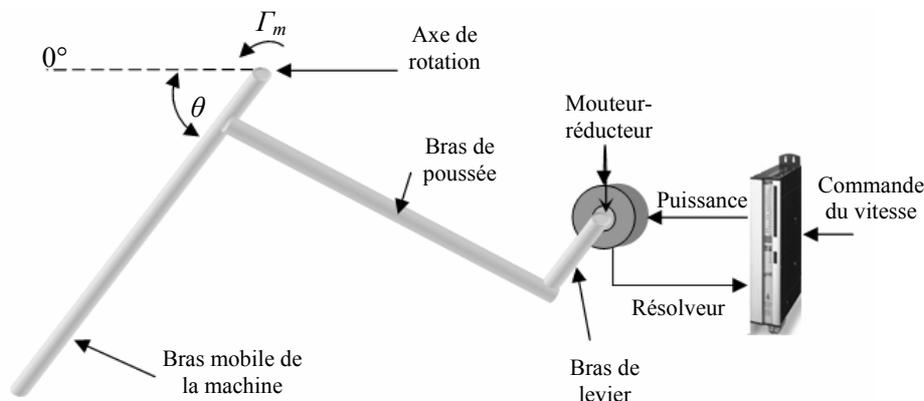


Figure 4.9 : Chaîne cinématique

$$\Gamma_m = J_m \ddot{\theta} + G_m \dot{\theta} + C_m \dot{\theta}^2 + F^p l + Q(\theta) \quad (4.1)$$

Les coefficients  $J_m$ ,  $G_m$  et  $C_m$  traduisent respectivement, les effets inertiels qui s'exercent sur la masse du bras mobile, les frottements visqueux et la force centrifuge. Le terme  $F^p l$  décrit le couple fourni par l'utilisateur, la fonction  $Q(\theta)$  exprime les effets dus à la pesanteur et enfin  $\Gamma_m$  traduit le couple moteur appliqué au niveau de l'axe de rotation. Les variables  $\theta$ ,  $\dot{\theta}$  et  $\ddot{\theta}$  correspondent respectivement à la position, la vitesse et l'accélération angulaire du bras mobile.

Une étape d'identification a été préalablement effectuée [RON 02] et a permis l'estimation de tous les paramètres du modèle défini par l'équation (4.1). Trois lois de commande (vitesse, position, force) sont nécessaires à l'exécution de tous les entraînements [MOU 02]. La stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma est réalisée en superposant le profil en force (Figure 3.2) à tous les types d'entraînement. Tenant compte d'une part de la structure de commande de Multi-Iso\_Γ basée sur une commande interne de vitesse et d'autre part du profil de la stimulation exprimé en force, il s'agit dans cette partie d'adapter les lois de commande en vitesse, position et force pour la mise en œuvre sur la machine.

#### 4.5.1. Loi de commande en vitesse ( $L_\omega$ )

La figure (4.10), illustre le schéma bloc de l'asservissement en vitesse du bras mobile de Multi-Iso\_Γ. Dans ce schéma on distingue deux blocs : le premier bloc (Bloc 1) représente l'asservissement en vitesse utilisé par la machine Multi-Iso\_Γ sans la stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma. Cet asservissement repose sur la loi de commande en vitesse ( $L_\omega$ ) déduite à partir d'un correcteur Proportionnel – Intégral. Ce correcteur permet d'assurer une régulation de la vitesse du bras mobile de la machine autour d'un point de fonctionnement imposé avec une erreur statique nulle et un temps de réponse minimale.

Le second bloc (Bloc 2), représente l'adaptation de l'asservissement en vitesse du bras mobile de Multi-Iso\_Γ pour l'intégration de la stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma. Ce bloc produit une consigne de vitesse totale ( $\dot{\theta}_{rés}$ ) pour le bras mobile de la machine. La vitesse  $\dot{\theta}_{rés}$  est composée de la consigne en vitesse ( $\dot{\theta}_{cons}$ ) de l'asservissement sans stimulation et la consigne en vitesse référence ( $\dot{\theta}_{réf}$ ) déduite à partir du correcteur ( $L_F$ ) et du profil de la stimulation mécanique (cf. § 3.1).

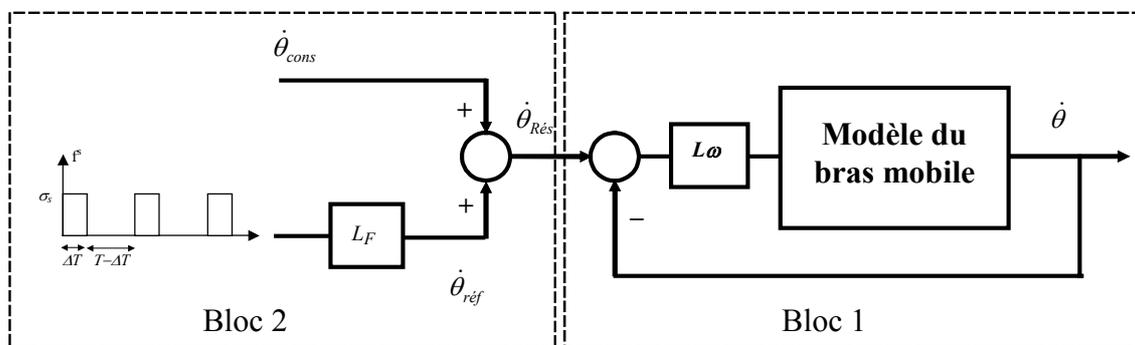


Figure 4.10 : Asservissement en vitesse

La loi de commande en vitesse constitue l'élément central de la commande rapproché de Multi-Iso\_Γ. Elle est implantée au sein du variateur numérique de vitesse et utilisée comme boucle interne pour les lois de commande en position et en force.

#### 4.5.2. Loi de commande en position ( $L_\theta$ )

Le schéma bloc de la figure (4.11) représente l'asservissement en position ( $L_\theta$ ). Ce schéma est composé de deux blocs : le premier (Bloc 1) présente l'asservissement en position

du bras mobile de Multi-Iso\_Γ sans la stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma. Cet asservissement est basé sur une loi de commande en position déduite à partir d'un correcteur proportionnel qui répond aux performances désirées de la réponse en position avec un temps de réponse adapté. L'asservissement de position dispose d'un bloc interne de régulation de vitesse qui nécessite la présence de l'action intégrale. Cette dernière assure une erreur statique nulle.

Lors de l'asservissement en position, l'incorporation du second bloc (Bloc 2) à la structure de commande, permet d'intégrer la stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma pendant le mouvement. Le but étant de produire une vitesse de référence ( $\dot{\theta}_{réf}$ ) à partir de la loi de commande en force autour de la consigne ( $f^s$ ) pour engendrer le profil de stimulation mécanique. La vitesse de référence ( $\dot{\theta}_{réf}$ ) ainsi générée va se rajouter à la consigne en vitesse ( $\dot{\theta}_{cons}$ ) pour produire une consigne de vitesse résultante ( $\dot{\theta}_{rés}$ ). Cette dernière va imposer sur le bras mobile de Multi-Iso\_Γ le profil de la stimulation mécanique en mode de commande en position.

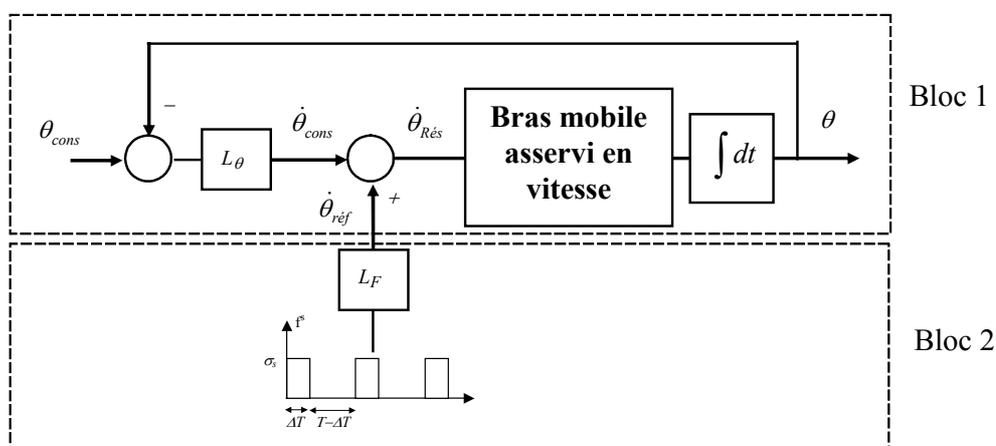


Figure 4.11 : Asservissement en position

#### 4.5.3. Loi de commande en force ( $L_F$ )

La structure du schéma de la commande en force est représentée par la figure (4.12). L'asservissement en force sans la stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma est basé sur la loi de commande en force ( $L_F$ ) qui permet d'élaborer la commande en vitesse à partir de consignes en force. Cette loi de commande en force ( $L_F$ ) nécessite la synthèse d'une commande en vitesse et assure aux machines isocinétiques le comportement

d'une machine à poids. Les paramètres du correcteur sont : l'inertie  $J_o$ , le coefficient de frottement visqueux  $f_o$  ; le coefficient  $k$  constant avec  $k/f_o$  exprime le gain du correcteur et le rapport  $J_o/f_o$  définit la constante de temps du correcteur qui impose la dynamique de la commande en force. Cette constante de temps varie en fonction de la valeur de  $J_o$ . En effet, pour des valeurs de  $J_o$  faibles, on obtient une dynamique rapide du bras mobile et vice versa. Pour de faibles valeurs de  $f_o$ , le mouvement du bras mobile est souple alors que pour des valeurs de  $f_o$  élevées, le mouvement du bras mobile devient plus raide et difficile, ainsi  $f_o$  joue le rôle d'un coefficient de frottement visqueux au niveau du bras. L'étude des performances de ce contrôleur sera abordée dans le chapitre V.

Pour intégrer la stimulation mécanique dans une commande en force il suffit d'ajouter le profil de ( $f^s$ ) à la charge imposée ( $F^C$ ) et à la force du patient ( $F^P$ ). La force résultante de cet ensemble permet de générer la consigne vitesse ( $\dot{\theta}_{Rés}$ ) par l'intermédiaire du correcteur

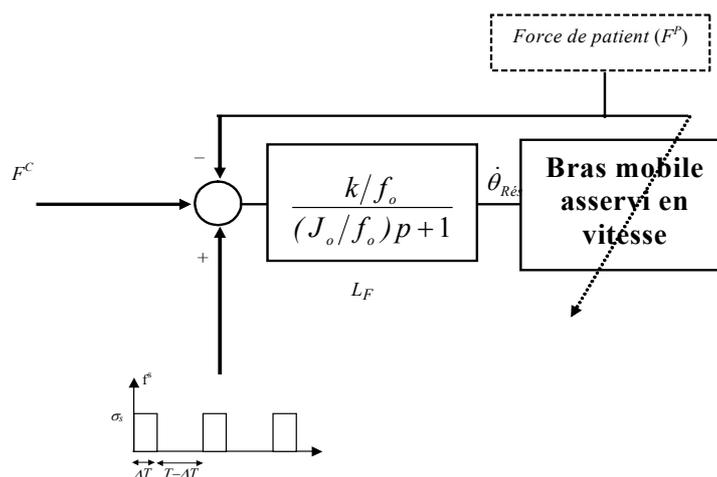


Figure 4.12 : Asservissement en force

Le correcteur en force joue un rôle central dans la mise en œuvre de la stimulation mécanique sur l'architecture de commande présentée. Il permet en effet l'intégration des profils de force de la stimulation directement à partir de la spécification sans avoir à les transformer pour chaque type d'entraînement.

## Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons développé une nouvelle version de Multi-Iso machine isocinétique d'entraînement et de rééducation des membres inférieurs intégrant la stimulation

mécanique de la boucle neuromusculaire gamma. Ce travail a été mené partant de la spécification des différents modes d'entraînement à l'implantation du système de contrôle commande en modifiant l'architecture électronique et mécanique de la machine pour garantir les performances désirées. En se basant sur la structure hiérarchique du système de contrôle commande, l'utilisation du formalisme Statecharts a permis d'enrichir le modèle de spécification par l'adaptation du troisième et quatrième niveaux hiérarchiques du système de contrôle-commande de Multi-Iso\_Γ. Les modules des motifs de montée et de descente ont été modifiés pour intégrer la stimulation mécanique

Nous avons proposé un schéma de commande correspondant au quatrième niveau hiérarchique. Ce schéma repose d'une part sur une boucle interne de vitesse pour la commande de la machine et d'autre part sur un correcteur en force qui constitue l'élément central pour la mise en œuvre de la stimulation mécanique sur les différentes architectures de commande présentées. Cela nous a permis ainsi d'intégrer les profils de force de la stimulation directement à partir de la spécification sans avoir à les transformer pour chaque type d'entraînement. La validation de ces commandes avec la stimulation mécanique sera présentée dans le chapitre suivant.

# **CHAPITRE V**

## **Simulation et résultats expérimentaux**

## Introduction

Dans ce chapitre, nous présentons d'abord les études en simulation qui nous ont permis d'évaluer les performances intrinsèques des lois de commandes dans les conditions extrêmes d'utilisation de la stimulation mécanique. Nous procéderons ensuite à des tests des lois de commandes implantées sur la machine Multi-Iso. Cette étude expérimentale validera nos choix en termes de profils de stimulation et de quantification des limites de faisabilité de la stimulation mécanique sur une machine isocinétique. Enfin, des séances d'entraînements avec la stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire sur la machine Multi-Iso\_Γ seront présentées dans les conditions réelles d'utilisation à travers différentes étapes : la création d'un entraînement, sa préparation, l'exécution des exercices et l'analyse des résultats.

### 5.1. Validation des lois de commande de la stimulation mécanique

#### 5.1.1. Etude en simulation

L'étude sera basée sur le schéma de l'asservissement en force de la figure (4.12). Ce choix permet d'évaluer d'une part la loi de commande interne de vitesse sur laquelle est basée la commande de Multi-Iso\_Γ et d'autre part la loi de commande en force qui représente l'élément central de l'intégration de la stimulation mécanique pour l'ensemble des modes.

Afin illustrer les performances de la commande, nous présentons 4 essais en simulation pour étudier l'influence des paramètres du correcteur  $f_o$  et  $J_o$ . Le choix de leurs valeurs permettra d'observer l'influence du correcteur sur la dynamique de la commande en force avec la stimulation mécanique.

Pour mettre en œuvre la stimulation mécanique sur Multi-Iso\_Γ aussi bien pour la rééducation que pour l'entraînement, il est nécessaire de garantir les performances du correcteur dans la zone utile du déclenchement de la boucle neuromusculaire gamma définie par la période de stimulation  $T < 370\text{ms}$  (cf. § 3.4.3). Deux cas de figure seront présentés. Le premier est celui de la rééducation (bras mobile souple) défini par une valeur de  $f_o$  fixée à  $2 \text{ Nm} \cdot \text{rd}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$  (Figure 5.1 a, b et c) et on fera varier  $J_o$  pour avoir 3 temps de réponse  $J_o/f_o$  différents : inférieur, égal et supérieur à la période de stimulation maximale ( $T=370\text{ms}$ ). Le second cas de figure est celui de l'entraînement sportif défini par une valeur de  $f_o$  plus

importante fixée dans notre cas (Figure 5.1.d) à  $16 \text{ Nm.rd}^{-1}.\text{s}^{-1}$ , la valeur de  $J_o$  sera fixée à zéro.

Sur chaque courbe de la figure (5.1) l'axe des ordonnées représente à la fois la force en (daN) et la vitesse en ( $^\circ/\text{s}$ ). Ces résultats de simulation ont été obtenus pour une consigne de référence ( $F^c + f^s$ ) variant en créneau de 20 à 40 daN avec une période de 370 ms correspondant à la période maximale de la stimulation mécanique.

Dans le cas où le patient exerce une force ( $F^p$ ) inférieure à la force de référence ( $F^c + f^s$ ) ( $0.5\text{s} < t < 1.5\text{s}$ ) et ( $5.5\text{s} < t < 7\text{s}$ ) ; c'est cette dernière qui impose le mouvement, la vitesse de déplacement est positive et le bras mobile de la machine descend. Dans le cas où le patient exerce une force ( $F^p$ ) supérieure à celle de référence ( $F^c + f^s$ ) qui correspond sur la figure à :  $1.5 < t < 2.5$  ; c'est le patient qui impose le mouvement, la vitesse de déplacement est négative et le bras mobile monte. Lorsque la force du patient se trouve dans la plage de ( $F^c + f^s$ )  $2.5 < t < 5.5$ , la vitesse oscille entre les deux valeurs. Ainsi la stimulation mécanique se produit en montée comme en descente du bras mobile quelque soit la force du patient. Il reste à connaître l'influence des paramètres du correcteur par rapport à la vitesse du bras mobile.

On remarque sur la figure (5.1.a) pour un  $J_o/f_o$  nul, que les variations dynamiques de la consigne en vitesse ( $\dot{\theta}_{R\acute{e}s}$ ) sont brusques, alors que lorsque ce rapport est identique à la période de stimulation maximale (Figure 5.1.b), les variations dynamique de  $\dot{\theta}_{R\acute{e}s}$  sont plus douces et l'architecture mécanique du bras est moins sollicitée. Dans le cas où le rapport  $J_o/f_o$  est élevé (Figure 5.1.c) le correcteur se comporte comme un moyennneur d'ordre élevé ; on perd le profil de stimulation. Dans le cas où le rapport  $J_o/f_o$  est nul avec la valeur de  $f_o$  de l'ordre de  $16 \text{ Nm.rd}^{-1}.\text{s}^{-1}$  (Figure 5.1.d), la consigne de vitesse  $\dot{\theta}_{R\acute{e}s}$  conserve le profil de la stimulation mécanique avec des amplitudes au voisinage de zéro. Cela signifie que le bras de la machine est presque immobile.

A partir de ces résultats, on peut conclure que la réponse en vitesse  $\dot{\theta}$  du bras mobile suit parfaitement la consigne  $\dot{\theta}_{R\acute{e}s}$  quelque soit les valeurs choisies par ces paramètres du correcteur et que la valeur du rapport  $J_o/f_o$  permet soit de filtrer la dynamique de la stimulation mécanique, ce qui à pour effet de réduire au maximum la sensation de la stimulation (Figure 5.1.c), soit d'agir sur le temps de réponse pour obtenir le profil de stimulation désiré (Figure 5.1.b).

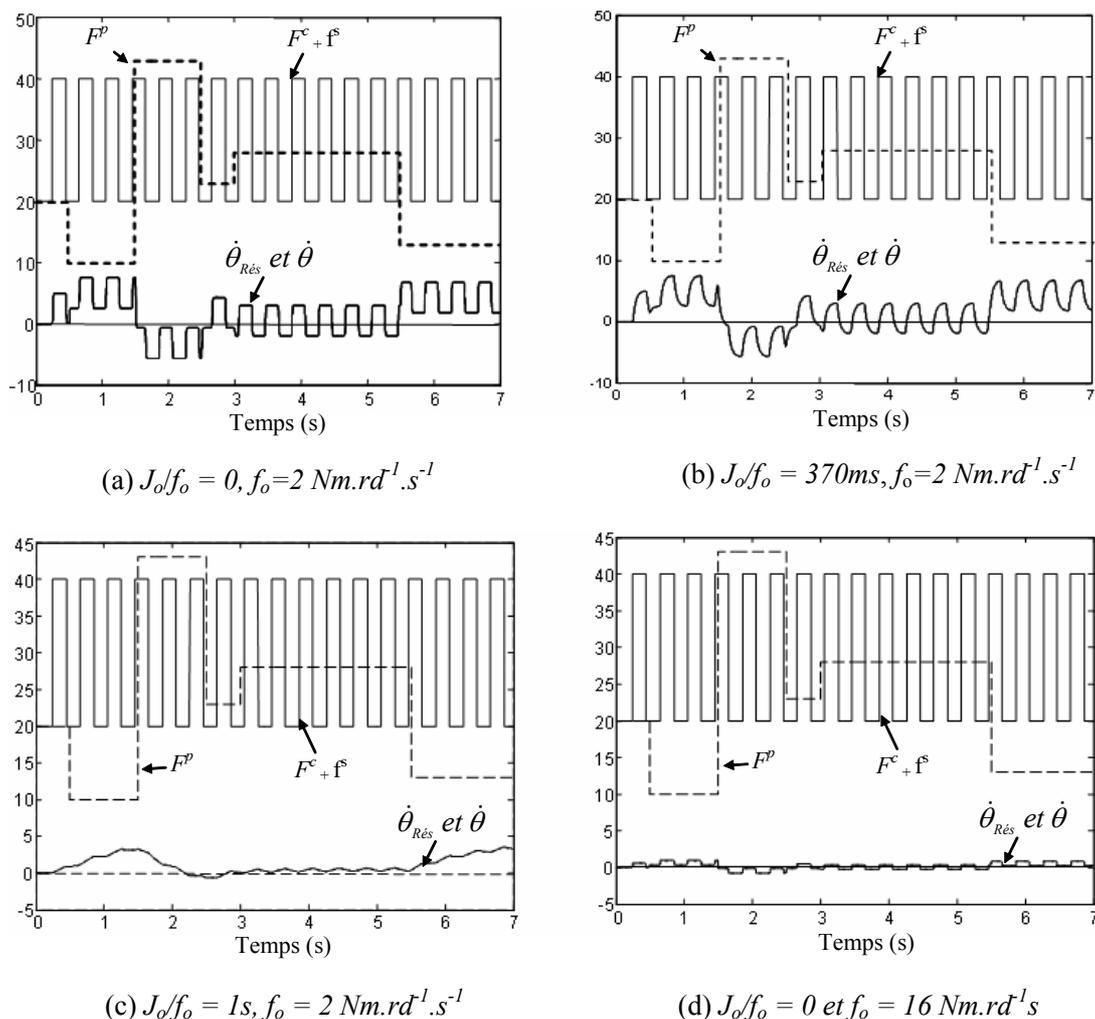


Figure 5.1 : Exemples de simulation

### 5.1.2. Validation expérimentale

Dans cette partie nous allons évaluer expérimentalement sur la machine Multi-Iso\_Γ les lois de commande appliquées durant la stimulation mécanique aussi bien en force qu'en vitesse.

Certains réglages appliqués lors des essais expérimentaux sont plutôt surdimensionnés et se trouvent en dehors des zones physiologiques pour déclencher mécaniquement la boucle neuromusculaire gamma. L'objectif étant de valider les lois de commande et se mettre dans les cas d'entraînement les plus défavorables de la stimulation mécanique.

En utilisant la loi de commande en force (Figure 4.12), on applique au départ à un utilisateur installé sur la machine, une consigne de charge ( $F^c$ ) de 20daN et un profil de

stimulation ( $f^s$ ) d'amplitude fixé à 20daN avec des périodes de stimulation de l'ordre de 500ms, 370ms et 200ms correspondant respectivement au cas supérieur, égale et inférieurs à la période de stimulation maximale (Figure 5.2). Le correcteur en force implanté sera réglé en fonction de  $f_o$ , qui comme l'ont montré les résultats de simulation, influence directement la dynamique de la machine.

On remarque sur les courbes de force de la figure (5.2) que lorsque la force de l'utilisateur ( $F^p$ ) équilibre la consigne ( $F^c+f^s$ ), la consigne de vitesse ( $\dot{\theta}_{Rés}$ ) s'annule et le bras s'immobilise. Si la force de l'utilisateur est supérieure à celle imposée par ( $F^c+f^s$ ), la vitesse du bras mobile change et devient négative. Ainsi le patient fournit un effort intense pour entraîner une charge ( $F^c+f^s$ ). Si le patient produit un effort inférieur à la charge,  $F^c+f^s > F^p$ , la vitesse du bras mobile change et devient positive, le bras continue son mouvement.

On constate également sur l'ensemble de ces figures, que la réponse désirée  $\dot{\theta}$  du bras mobile suit parfaitement la consigne  $\dot{\theta}_{Rés}$ , alors que la stimulation mécanique est appliquée sans interruption durant la séance d'entraînement. Lorsque la valeur de  $f_o$  est égale à  $2 Nm.rd^{-1}.s^{-1}$  (Figures 5.2.a.b.c), la vitesse du bras est imposée par l'effort produit par l'utilisateur alors que pour une valeur de  $f_o$  égale à  $16 Nm.rd^{-1}.s^{-1}$  (Figure 5.2.d) correspondant à un fort coefficient de frottement visqueux imposé sur le bras, la vitesse  $\dot{\theta}_{Rés}$  devient très faible et l'utilisateur produit un effort beaucoup plus important pour imposer sa vitesse. Ainsi le système de contrôle - commande implanté sur Multi-Iso\_Γ réagit parfaitement aux dynamiques imposées par le profil de stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma.

Ces résultats expérimentaux permettent de valider les lois de commande et montrent également l'effet du coefficient de frottement  $f_o$  sur les sensations ressenties par l'utilisateur. En effet, on remarque qu'un réglage de  $f_o$  faible confère de la souplesse au bras de la machine et permet au patient de sentir ces efforts et maîtriser la trajectoire. Ce type de réglage conviendra pour des utilisateurs en rééducation. Dans le cas d'un réglage de  $f_o$  élevé le bras est plus rigide, l'utilisateur subit la stimulation mécanique mais ne peut pratiquement plus bouger le bras mobile de la machine, la vitesse est quasiment nulle. Ce type de réglage conviendra ainsi pour des utilisateurs en entraînement. En pratique, le spécialiste pourra ajuster ce coefficient  $f_o$  pour l'adapter à la progression de l'utilisateur en entraînement ou en rééducation.

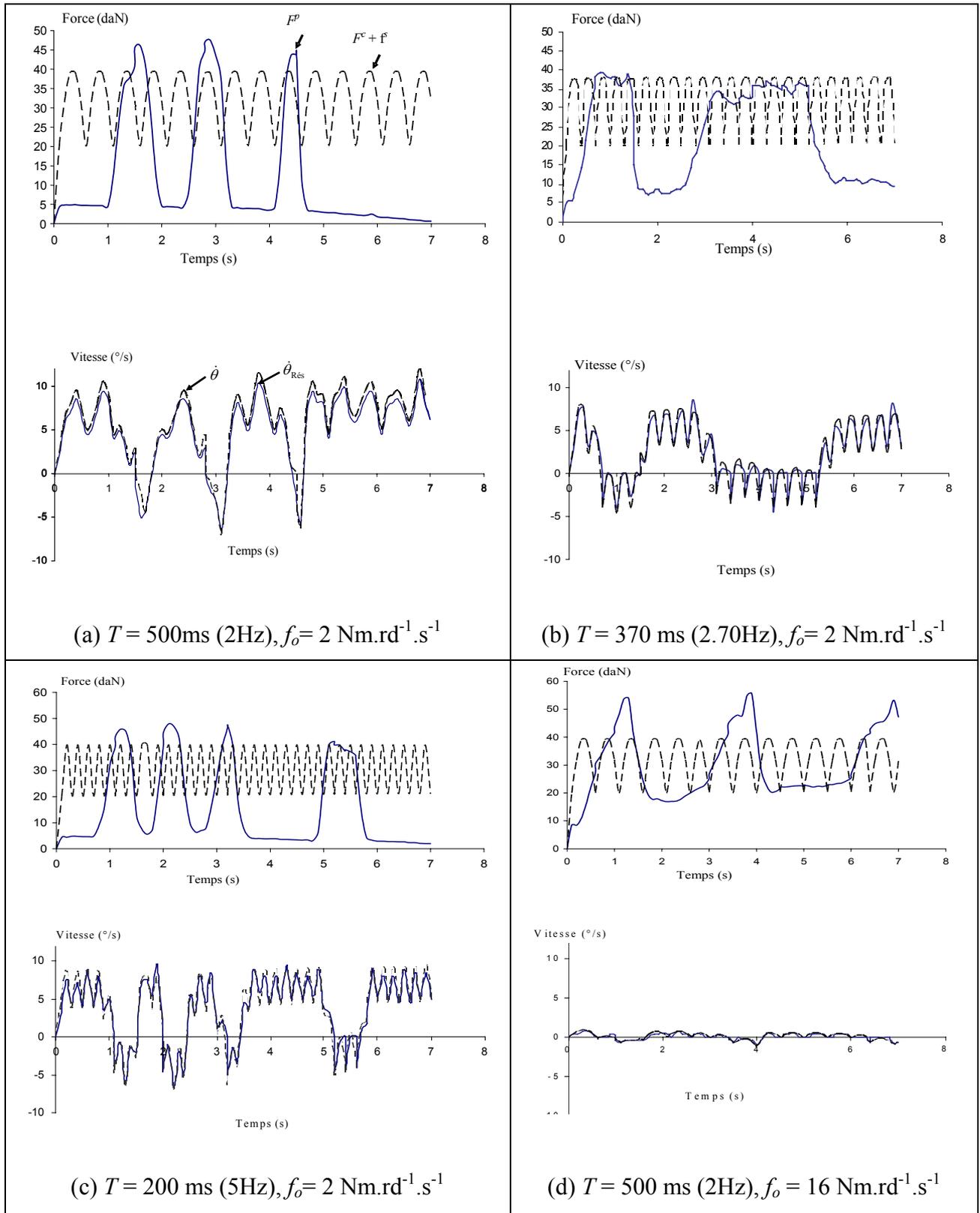


Figure 5.2: Expérimentation sur la machine

## 5.2. La stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma sur Multi-Iso\_Γ

Dans ce paragraphe, la présentation des séances se fera à travers l'environnement d'utilisation de Multi-Iso\_Γ, illustrée par l'interface Homme-Machine. Trois étapes d'utilisation seront détaillées : l'exemple de la préparation d'une séance d'entraînement, l'exécution de la stimulation mécanique associée à deux modes d'entraînement (isométrique et isocinétique) et l'analyse des résultats.

### 5.2.1. Préparation d'une séance d'entraînement

La préparation d'une séance d'entraînement s'effectue par le praticien (spécialiste) et se déroule selon les étapes suivantes :

La première étape concerne le lancement du logiciel qui débute par l'initialisation de la machine. Après cette phase, le logiciel affiche une nouvelle fenêtre graphique simplifiée pour l'accès simple et rapide au choix de l'utilisateur (Figure 5.3.a).

Après vérification du mot de passe, le praticien se voit proposer à travers une fenêtre graphique de même type que la précédente, trois possibilités. Il peut accéder, créer ou détruire les données associées à un patient, définir des entraînements spécifiques et enfin analyser des résultats (Figure 5.3.b).

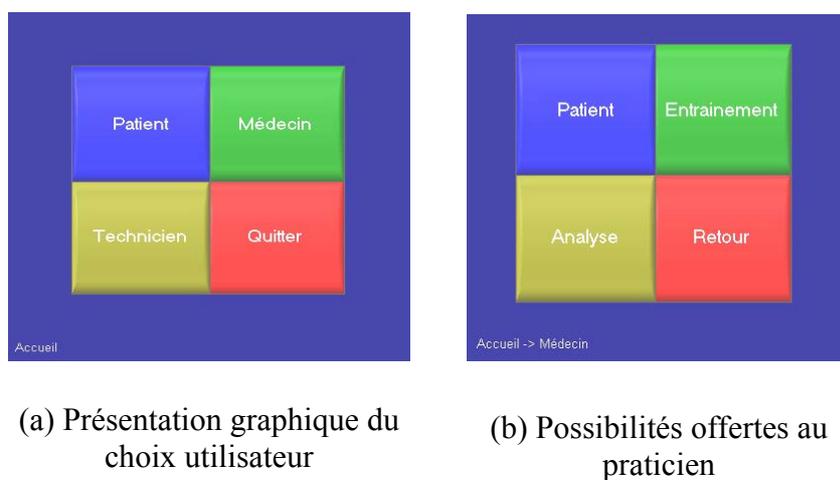


Figure 5.3 : Présentation graphique des choix de l'utilisateur et du praticien

➤ Lorsque le praticien choisit la case *Patient*, il crée un dossier patient défini par une première fenêtre permettant d'enregistrer les données liées à son état civil. Une deuxième fenêtre (figures 5.4), permet de saisir ses caractéristiques physiques et les paramètres qui définissent ses séances propres (force isométrique maximale, vitesse maximale, angle de flexion et d'extension,...). Une troisième fenêtre donne accès à la liste des entraînements prédéfinis pour cet utilisateur.

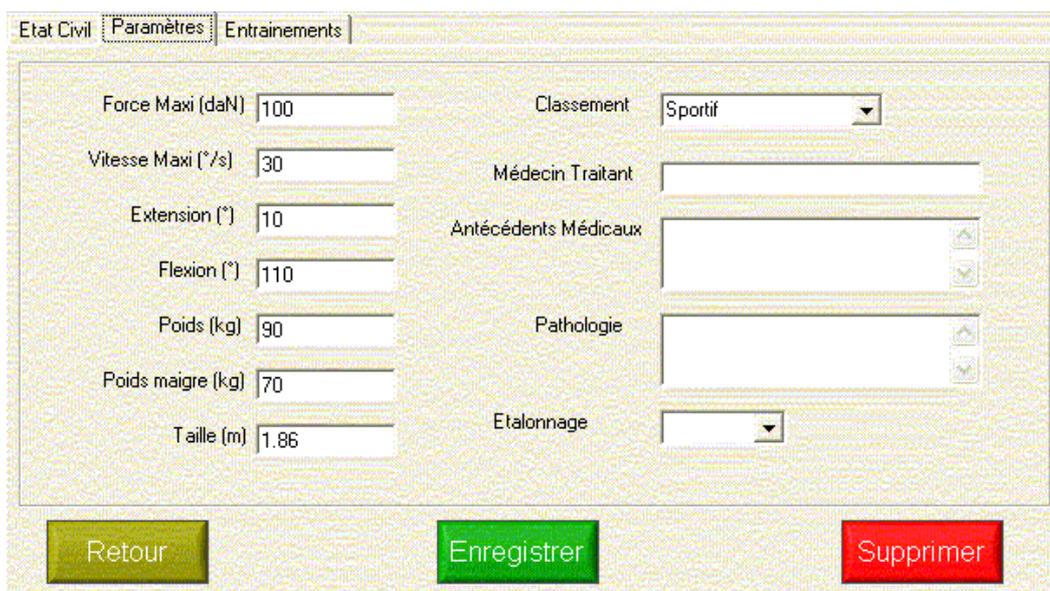


Figure 5.4 : Les données liées au patient

➤ Lorsque le praticien choisit la case *Entraînement* de la figure (5.3.b), il accède à un menu qui lui permet soit de créer un entraînement, d'accéder à une liste d'entraînement pour les associer à un patient, ou de retourner au menu précédent.

Nous allons illustrer la stimulation mécanique à travers la création d'un entraînement impliquant deux modes d'entraînements élémentaires : Isométrique (Figure 5.5) et Isocinétique (Figure 5.6). Le premier représentant un entraînement statique et le second un entraînement dynamique.

Comme le montrent les figures (5.5) et (5.6), les entraînements élémentaires ont en communs les éléments suivants : sélection du muscle à entraîner (quadriceps ou ischiojambiers), type de contraction (concentrique ou excentrique), choix de jambes (gauche, droite ou les deux), nombre de répétitions de l'exercice, durée de repos entre les exercices,

angles maximum de flexion et d'extension, sélection ou non de la stimulation mécanique (bouton gamma) et enfin le choix du mode d'entraînement parmi ceux définis dans l'annexe 2.

Dans le cas du mode Isométrique (Figure 5.5), il est nécessaire de définir les  $k=6$  positions de travail. Le patient fournira un effort maximal à chaque position pendant 10 secondes. Pour cet exercice, il doit exécuter deux séries sans répétitions avec un temps de repos de 120s entre chaque série ; la position du bras mobile évoluant à chaque répétition entre  $5^\circ$  et  $110^\circ$ . Les paramètres de stimulation sont : la période de stimulation  $T=0.5s$ , le rapport cyclique  $\rho=1$ , l'amplitude de la charge  $\sigma_s$  égale à 10% de la force isométrique maximale mesurée qui est réactualisée à chaque position et le coefficient de frottement  $f_o=2$ . Ces paramètres seront définis dans le paragraphe (cf. § 5.2.3.1), après la mesure de la force isométrique maximale qui s'effectue en mode isométrique sans stimulation mécanique et pour chaque position isométrique.

La figure (5.6) illustre l'entraînement élémentaire en mode de contraction isocinétique avec stimulation mécanique, Après sélection du bouton *Isocinétique* le praticien doit rentrer les données correspondant aux cases *Vitesse montée* et *Force montée*. Il doit ensuite compléter ce mode avec le choix du bouton *Gamma* pour avoir accès aux paramètres de la stimulation mécanique.

### 5.2.2. Exécution d'une séance d'entraînement

Pour exécuter une séance d'entraînement le patient sélectionne le menu *Patient* de la figure (5.3.a). A ce niveau il entre son mot de passe, et peut ainsi accéder à sa configuration propre à partir de la liste des patients qui se trouve dans la base de données et qui a été créée préalablement par le praticien. Dès que la patient sélectionne son nom à partir de cette liste, il a le choix entre les possibilités des menus suivants : *Résultats*, *Entraînement*, *Réglage siège* et *Retour*.

Le menu *Réglage siège*, permet de régler le dossier et l'assise du siège à la morphologie du patient d'une manière manuelle ou automatique (les réglages ayant été préalablement enregistrés).

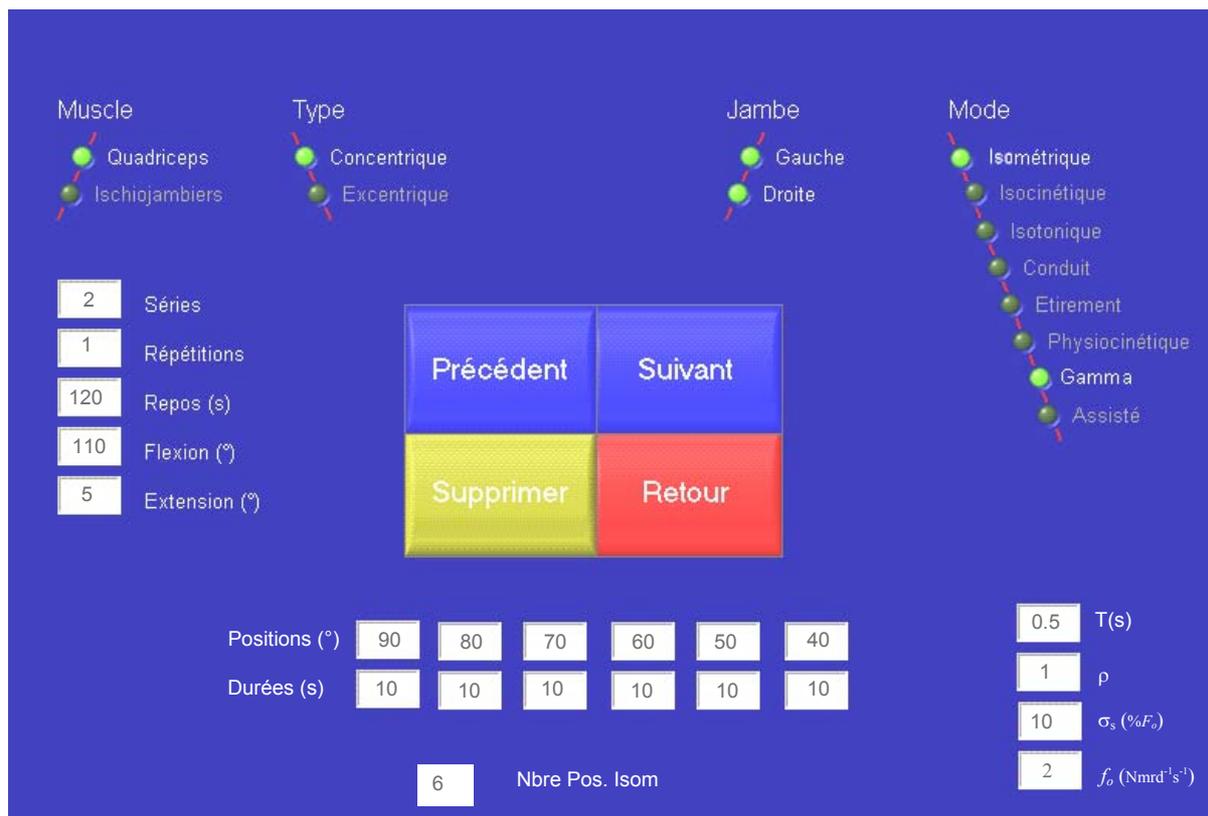


Figure 5.5 : Préparation d'entraînement en mode isométrique avec stimulation mécanique

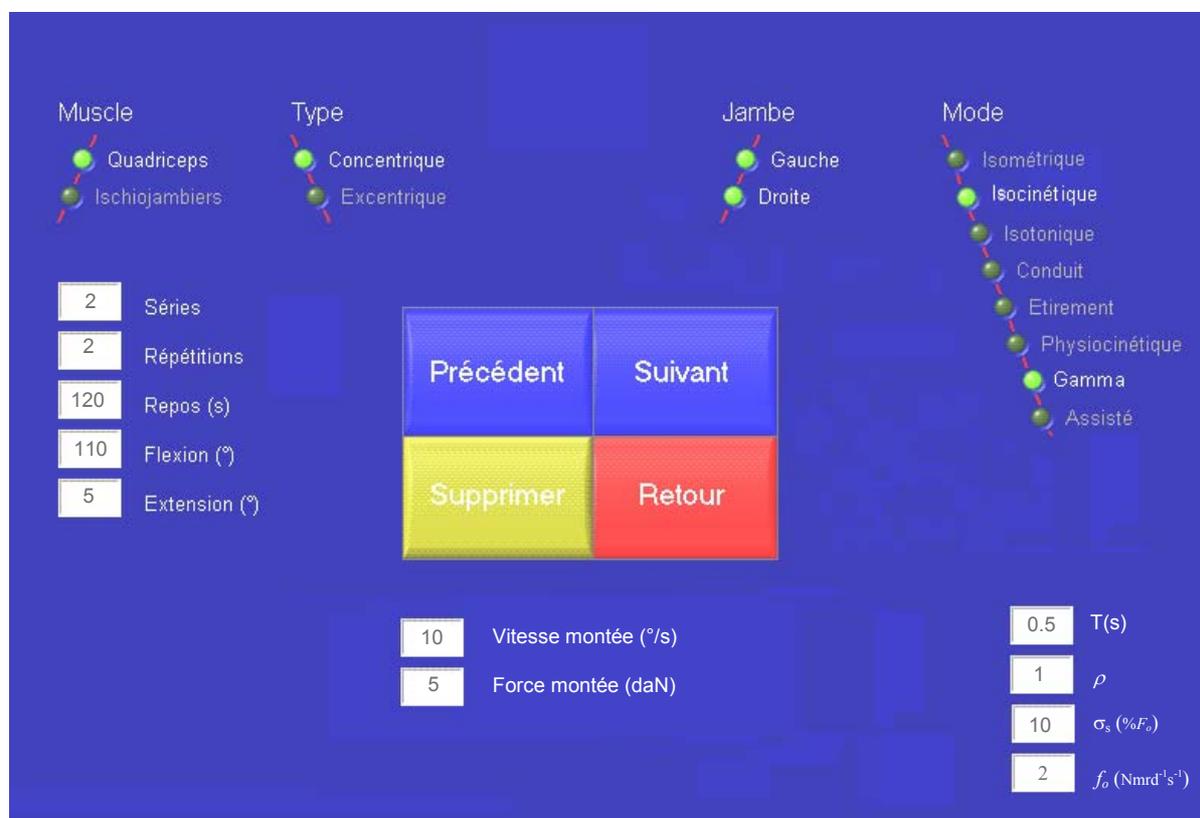


Figure 5.6 : Préparation d'entraînement en mode isocinétique avec stimulation mécanique

Le menu *Résultats* regroupe toutes les performances du patient, classées par date et/ou par type d'entraînement. Pour démarrer ou accéder à ses entraînements propres, l'utilisateur choisit le menu *Entraînement*, afin de lancer la phase d'étalonnage. Pendant ce mouvement le système évalue le poids de la jambe en fonction de l'angle articulaire pour générer une courbe d'étalonnage nécessaire avant chaque entraînement pour compenser la gravité. Ensuite l'utilisateur passe à la phase du choix d'entraînement pour sélectionner un des entraînements déjà spécifié. Il accède ainsi à une fenêtre de même type que celle de la figure (5.5) où la case *Supprimer* est remplacée par la case *Valider* qui permet le démarrage de la phase active de l'entraînement. Les deux cases *Suivant* et *Précédent* permettant de passer d'un entraînement à l'autre.

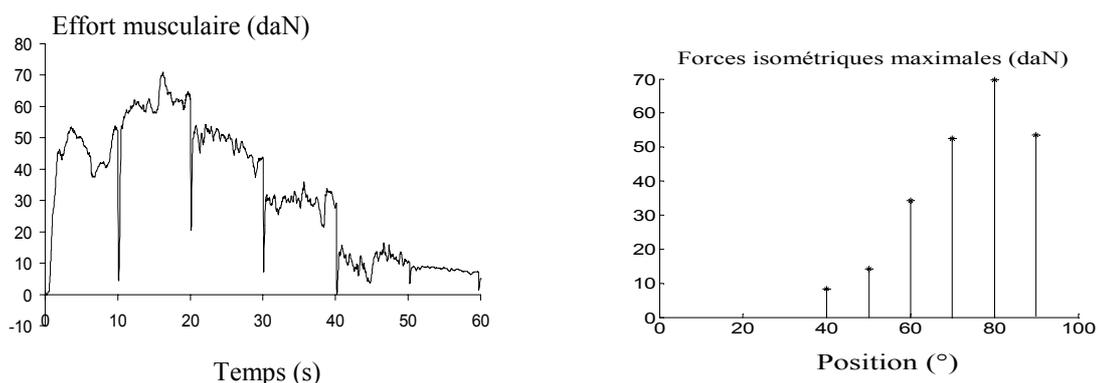
### 5.2.3. Résultats des séances d'entraînement avec stimulation

Dans ce paragraphe, nous présentons quelques résultats de la stimulation pour les modes isométrique et isocinétique. Le praticien doit fixer l'amplitude du motif de stimuli  $\sigma_s$  en fonction d'une force de référence correspondant à la force isométrique maximale  $F_o$ , cette dernière est déterminée en mode isométrique sur la machine, avant d'exécuter les séances d'entraînement (cf. chap.III).

#### 5.2.3.1. Mesure de la force de référence

##### a. En isométrique

La figure (5.7) présente les résultats d'un entraînement en mode isométrique (sans stimulation) effectués pour caractériser les performances propres de l'utilisateur avant les exercices avec stimulation. L'utilisateur produit à chaque fois un effort maximal pendant 10s (Figure 5.7.a). A chaque position de travail (40°, 50°, 60°, 70°, 80°, 90°), on mesure la force isométrique maximale (Figure 5.7.b) qui servira de base pour fixer l'amplitude  $\sigma_s$  des motifs de stimuli lors de la configuration des entraînements isométrique et isocinétique. Le choix des amplitudes est effectué par le praticien en respectant les conditions limites fixées dans le chapitre III pour l'activation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma. Plusieurs essais ont été effectués, on présente dans les paragraphes suivants quelques un d'entre eux.



(a) Evolution de l'effort musculaire

(b) Forces isométriques maximales

Figure 5.7 : Détermination de la force isométrique maximale

### b. En isocinétique

Dans ce mode comme pour tous les modes dynamiques, la machine propose trois méthodes pour fixer la force maximale de référence. Le praticien choisit ensuite, en pourcentage de cette valeur de référence, l'amplitude du motif de stimulation  $\sigma_s$  qui convient. Nous détaillerons dans la suite un exemple de chaque méthode (cf. § 5.2.3.3).

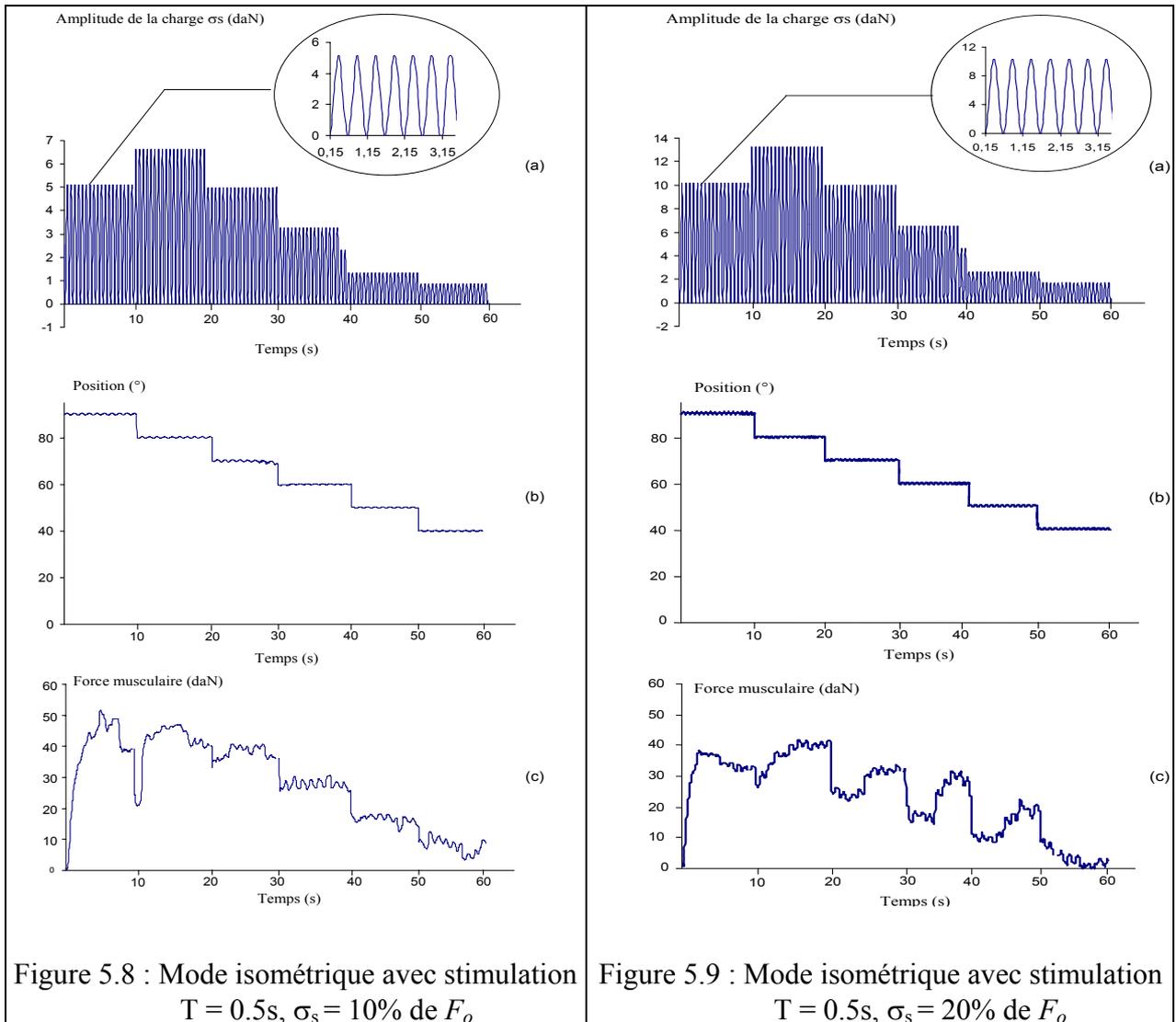
- La première méthode consiste à fournir à partir de la séance d'évaluation, la plus grande des forces isométriques maximales mesurées aux  $k$  positions isométriques (Figure 5.5).
- La deuxième détermine la force de référence sur la base d'une valeur moyenne calculée à partir des valeurs de forces mesurées aux  $k$  positions isométriques.
- Dans la troisième méthode, la référence est déterminée en temps réel à partir d'une courbe de force en fonction de la position mesurée lors d'un entraînement d'évaluation préalable en isocinétique classique à  $60^\circ/\text{s}$ . Il s'agit à partir de cette courbe de déduire pendant l'exercice, la force de référence correspondant à la position de chaque excitation pour lui appliquer le pourcentage fixé par le praticien.

### 5.2.3.2. Le mode isométrique avec stimulation mécanique

La séance d'entraînement réalisée dans ce mode concerne les muscles quadriceps en contraction concentrique et comprend deux essais où le frottement visqueux  $f_o$  et la période  $T$  sont choisis comme le montre la figure (5.5). Dans le premier essai (Figure 5.8), l'amplitude du motif de stimulation aux positions isométriques de travail (40°, 50°, 60°, 70°, 80°, 90°) a été fixé à 10% de la force isométrique maximale mesurée pour chacune des positions de travail soit (1daN à 40°, 1.3daN à 50°, 3.4daN à 60°, 5.4daN à 70°, 7daN à 80°, 5.2 daN à 90°). Dans le second essai (Figure 5.9), l'amplitude a été fixée à 20%. Les figures (5.8.a) et (5.9.a) montrent les profils de stimulation triangulaires (zoom) spécifiés par le praticien et appliqués par la machine, l'amplitude changeant pour chacune des cinq positions isométriques. Les figures (5.8.b) et (5.9.b) illustrent l'évolution de la position du bras mobile de la machine avec stimulation mécanique à chaque position isométrique. Les figures (5.8.c) et (5.9.c) représentent les forces développées par l'utilisateur pendant la stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma. Nous constatons que la réaction de l'utilisateur est différente d'un cas à l'autre. En effet dans le premier essai (Figure 5.8.c) le patient développe l'effort nécessaire pendant toute la durée des différentes positions isométriques. Dans le second cas (Figure 5.9.c) lorsque l'amplitude est plus importante (20% de  $F_o$ ), le patient ne réagit plus de la même manière pour développer l'effort nécessaire. En effet, à partir de la seconde position de travail, l'effort fourni par le patient n'est plus régulier, il met un certain temps avant de réagir.

Ainsi quand ce mode isométrique avec stimulation mécanique est proposé pour la rééducation, un faible pourcentage de la force isométrique maximale sera choisi pour permettre à l'utilisateur de produire des efforts réguliers sans incidences sur sa pathologie. Dans le cas d'un entraînement dans le domaine du sport, le pourcentage de la force isométrique maximale peut être plus important, néanmoins il est nécessaire de prévoir une période d'adaptation de l'utilisateur. Il faudra emmener le patient à produire un effort régulier en commençant d'abord par une petite amplitude pour l'augmenter régulièrement jusqu'à atteindre l'objectif fixé par le praticien.

Dans les deux cas le praticien a la possibilité à travers les outils fournis par Multi-Iso\_Γ, de jouer sur la période de stimulation pour affiner le travail par rapport au domaine d'utilisation.



### 5.2.3.3. Le mode isocinétique avec stimulation mécanique

Nous présentons dans la suite, une séance d'entraînement avec stimulation réalisée dans le mode isocinétique. Cette séance, concerne les muscles quadriceps en contraction concentrique (montée isocinétique, §4.4.2). La vitesse de montée du bras mobile, est fixée à  $10^\circ/s$  et cette valeur est maintenue tant que le patient développe une force supérieure à  $5daN$ . L'utilisateur exécute 3 essais où le frottement visqueux  $f_o$  et la période  $T$  sont choisis comme le montre la figure (5.6).

Les 3 essais des figures (5.10.a,b et c) sont réalisés avec une amplitude du motif de stimulation  $\sigma_s$  fixée à 10% de la force de référence déduite respectivement à partir des trois méthodes définies précédemment

La figure (5.10.a) montre l'essai réalisé avec une force de référence égale à 70daN (1<sup>ère</sup> méthode) sur l'ensemble de l'angle articulaire. Les résultats montrent une réponse musculaire irrégulière surtout au début et à la fin du mouvement. Le praticien peut modifier la période de stimulation pour affiner les essais.

Pour la figure (5.10.b), la force de référence est égale 38daN (2<sup>ème</sup> méthode) sur l'ensemble de l'angle articulaire. La réponse musculaire est plus régulière dans ce cas avec des sollicitations relatives plus faibles dans une zone (70° à 90°). Ce secteur angulaire correspondant aux forces maximales développées par l'utilisateur en mode isocinétique. Le praticien peut toujours dans ce cas augmenter le pourcentage pour travailler avec des amplitudes plus importantes dans cette zone au risque de tomber dans la même situation que le cas précédent.

Dans la figure (5.10.c) la force de référence est déterminée en fonction de la position (3<sup>ème</sup> méthode), l'amplitude de la stimulation  $\sigma_s$  est adaptée à chaque position. On obtient ainsi une réponse régulière sur l'ensemble de l'angle articulaire. Dans ce cas le praticien peut augmenter l'amplitude  $\sigma_s$  sans tomber dans les inconvénients des deux premier cas.

Cela montre que pour le mode d'entraînement isocinétique, les exercices effectués avec une force de référence basée sur la troisième méthode donnent de meilleurs résultats. Le praticien peut faire varier les autres paramètres comme la vitesse de déplacement et la période de stimulation avec plus de liberté. Il peut ainsi selon le cas réaliser une rééducation adaptée sans risques ou emmener des sportifs tout près de leurs limites.

La figure (5.10.d) montre les résultats réalisés avec une série d'entraînements où le pourcentage varie de 10 à 30% de la force de référence déterminée à partir de la troisième méthode. Nous constatons qu'à 30% de  $F_0$  des oscillations indiquent que le patient fournit un effort irrégulier.

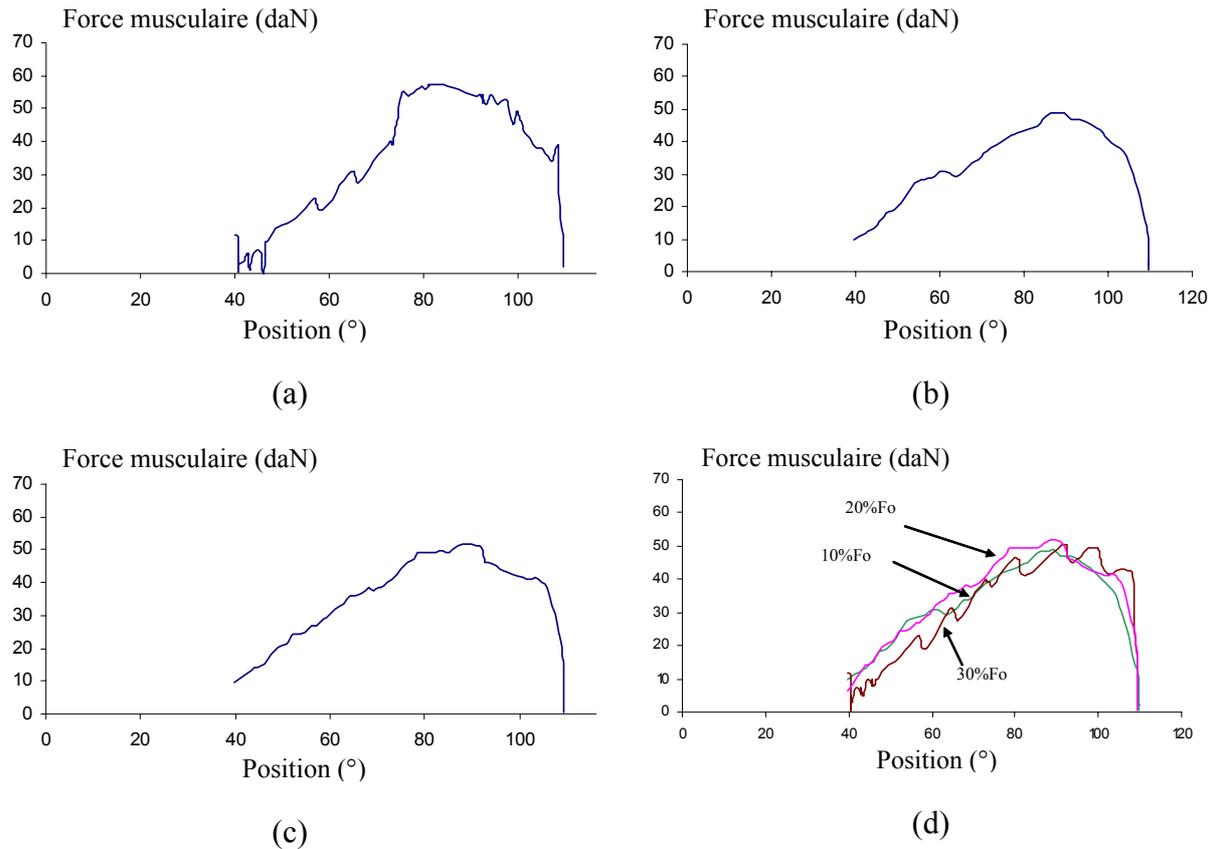


Figure 5.10 : Mode isocinétique avec stimulation

## Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté les résultats en simulation et en expérimentation pour illustrer la mise en œuvre de la stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma sur Multi-Iso\_Γ.

Une première partie consacrée à la simulation nous a permis d'évaluer les performances intrinsèques des lois de commandes dans les conditions extrêmes d'utilisation de la stimulation mécanique. Ces résultats nous ont permis de cerner certains paramètres pour mieux les adapter aux conditions réelles lors de la phase d'implantation des lois de commandes.

Une seconde partie de ces résultats est dédiée à la validation des lois de commandes implantées sur la machine. Cette étude expérimentale a permis de valider nos choix en termes de profils de stimulation et de quantification des limites de faisabilité de la stimulation mécanique sur une machine isocinétique. Ces résultats montrent également que l'architecture

de commande que nous avons développé permet de garantir les performances désirées pour les entraînements avec et sans stimulation mécanique. Enfin, des séances d'entraînements avec la stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire sur la machine Multi-Iso\_Γ ont été effectués dans les conditions réelles d'utilisation à travers la création d'un entraînement, sa préparation, l'exécution des exercices et l'analyse des résultats.

Plusieurs essais ont été présentés en utilisant deux types d'entraînements, un statique (l'isométrique) et l'autre dynamique (l'isocinétique). Une étude sur le choix du pourcentage de la force de référence a été effectuée.

## Conclusion Générale

Dans ce travail nous avons abordé l'étude d'une nouvelle technique d'aide au renforcement musculaire basée sur la stimulation de la boucle neuromusculaire gamma. Le travail a été réalisé en adoptant une démarche d'ingénierie intégrée allant de la spécification à la conception. Nous avons ainsi procédé à la formalisation et la caractérisation de la stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma et à sa mise en œuvre sur une machine isocinétique d'entraînement et de rééducation des membres inférieurs dans le but d'apporter une contribution aux méthodes de renforcement musculaire existantes.

Une première étude bibliographique a permis de rappeler les principes fondamentaux du renforcement musculaire. Un bref état de l'art a montré que le renforcement musculaire à caractère volontaire est le moyen efficace et naturel pour exercer les muscles squelettiques chez les humains. A partir d'une seconde étude plus poussée sur la physiologie musculaire nous avons montré qu'il est possible d'exciter volontairement la boucle neuromusculaire gamma en provoquant mécaniquement des étirements du muscle pendant la contraction musculaire.

Nous nous sommes ensuite intéressés à la formalisation de la stimulation de la boucle neuromusculaire gamma et sa caractérisation pour montrer que son déclenchement peut être réalisé lors d'un exercice par la stimulation mécanique du muscle. Cette stimulation est définie par un profil de force caractérisé par une amplitude, une période et un rapport cyclique. Nous avons d'abord menée une étude sur le modèle du muscle squelettique développé par Prochazka que nous avons enrichi par la prise en compte des non linéarités introduites par Brown. Les études en simulation de l'effet de la stimulation sur le recrutement des neurones sensitifs  $Ia$ , nous ont permis de quantifier les paramètres du profil en fonction de la force isométrique maximale et du temps de réponse du muscle.

Nous avons abordé également le développement d'une nouvelle version de Multi-Iso, machine isocinétique d'entraînement et de rééducation des membres inférieurs, intégrant la stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma. Pour garantir les performances dynamiques et fonctionnelles imposées par la stimulation mécanique, nous avons développé

un prototype nommé Multi-Iso\_Γ en modifiant la structure interne de l'architecture (électronique mécanique et informatique) de Multi-Iso. Avant la phase d'implantation, nous avons spécifié les différents modes d'entraînement en se basant sur la structure hiérarchique du système de contrôle commande. L'utilisation du formalisme Statecharts-objet a permis d'enrichir le modèle de spécification par l'adaptation du troisième et quatrième niveau hiérarchique du système de contrôle – commande de Multi-Iso\_Γ. Six modules sur sept au total de l'ensemble des motifs de montée et de descente ont ainsi été modifiés pour intégrer la stimulation mécanique. Ensuite nous avons proposé un schéma de commande qui repose d'une part sur une boucle interne de vitesse pour la commande de la machine et d'autre part sur un contrôleur en force qui constitue l'élément central pour la mise en œuvre de la stimulation mécanique sur les schémas de commande présentés. L'utilisation des profils de force de la stimulation dans la commande a été simplifiée du fait qu'ils peuvent être directement incorporé à partir de la spécification sans avoir à les transformer pour chaque type d'entraînement.

Enfin, des résultats de simulations et d'expérimentations ont été présentés pour illustrer la mise en œuvre de la stimulation sur une machine isocinétique. Une partie de ces résultats est consacrée à la validation des lois de commandes implantées sur la machine. Ces résultats montrent que l'architecture de commande que nous avons développé permet de garantir les performances désirées pour tous les types d'entraînement avec et sans stimulation mécanique. Une seconde partie des résultats concerne la stimulation mécanique dans des conditions réelles d'utilisation sur la machine, à travers les phases de création d'exécution et d'évaluation d'un entraînement.

Ainsi ces travaux qui s'inscrivent dans la continuité des activités de notre équipe en génie biomédical sur les machines d'entraînement et de rééducation posent les bases d'une nouvelle méthode de renforcement musculaire. La stimulation mécanique de la boucle neuromusculaire gamma que nous avons proposé, entre dans le cadre d'un partenariat médico-sportif. Elle peut constituer un complément aux exercices de renforcements aussi bien dans le domaine de la rééducation que celui du sport.

Plusieurs perspectives sont envisageables dans le cadre de ce travail. En effet, à court terme cela concerne la phase expérimentale de validation pour des utilisateurs sur une longue période d'entraînement. Aussi, en collaboration avec des kinésithérapeutes nous participons à

une campagne de test sur un groupe de sportifs de l'UFR STAPS pour évaluer d'une manière qualitative et quantitative les apports de la stimulation mécanique en terme d'amélioration du renforcement musculaire dans le but de proposer des protocoles d'entraînement adéquats.

Suite à notre dialogue avec des spécialistes du domaine et pour répondre à certaines exigences spécifiques, nous prévoyons d'équiper nos machines d'un dispositif de mesure de l'EMG pour évaluer l'activité de chaque muscle ainsi que sa réponse à la stimulation. Une étude plus approfondie sur chaque muscle à entraîner permettra d'établir des protocoles de stimulation adaptés.

Un autre volet des perspectives concerne l'intégration dans le système de contrôle commande d'une loi d'adaptation permettant dans le cas des entraînements dynamiques (isocinétique, physiocinétique,...) de tenir compte de la mesure de la force développée par l'utilisateur en fonction de l'angle articulaire pour déterminer en temps réels les meilleurs paramètres de la stimulation à appliquer.

Les résultats de nos travaux seront également exploités pour intégrer la stimulation mécanique de la boucle gamma dans le système de contrôle commande de la machine d'entraînement et de rééducation des membres supérieurs, en cours de développement au sein de notre équipe. Cette machine constitue un système complexe à plusieurs degrés de liberté faisant intervenir plusieurs muscles (trapèzes, biceps, triceps,..) pendant la rééducation. La conception et la réalisation de cette machine à bras font actuellement l'objet du travail de thèse de A. Deneuve.

## *Publications dans le cadre de ce travail de thèse*

### **Revue avec comité de lecture**

- [CHE 02] T. Cherouali, L. Afilal, N. Manamanni, S. Moughamir, L. Angeloz., *Contribution to the increase of muscular force by mechanical stimulation*. *Isokinetics and Exercise Science*, vol. 10, n° 1, 2002, p. 52-55.
- [MAN 04] Manamanni N., Afilal L., Moughamir S., Cherouali T., Zaytoon J., *Characterisation and implementation of mechanical stimulation on isokinetic machines*. *IFAC, Control Engineering Practice*, A paraître 2005.

### **Conférences internationales avec comité de lecture et actes**

- [AFI 01] Afilal L., Manamanni N., Cherouali T., Moughamir S., Zaytoon J., *Modelling of the activation of a stretch reflex in view of improving the muscular force*. 23<sup>th</sup> conf. of the IEEE/EMBS, October 2001. Istanbul, Turkey.
- [CHE 03] Cherouali T., Manamanni N., Afilal L., Zaytoon J., *Frequency analysis of the stretch reflex: application to an isokinetic machine*. 5th IFAC Symposium on Modelling and Control in Biomedical Systems, August 2003, Melbourne, Australia.
- [CHE 04] Cherouali T., Afilal L., Manamanni N., Zaytoon J., *Design and specification of a mechanical stimulation on an isokinetic machine*. Soumis à IMACS world congress Paris 2005

**Journées et Colloques sans Comité de Lecture avec ou sans actes**

- [CHE 01] Cherouali T., Afilal L., Manamanni N. *La stimulation de la boucle neuromusculaire Gamma pour l'amélioration du renforcement musculaire*. 11ème Forum des jeunes chercheurs en génie biologique et médical, Compiègne, 5-6 juin 2001, p. 54-55.

## Bibliographie

- [ABE 85] Abeillon G., Calmels P., Domenach M., Minaire P., *Dynamomètre isocinétique "Cybex II" et médecine de rééducation*. Journal Réadapt. Méd., 5 (4) : 123-127, 1985.
- [AFI 01] Afilal L., Manamanni N., Cherouali T., Moughamir S., Zaytoon J., *Modelling of the activation of stretch reflex in view of improving the muscular force*, 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Istanbul- Turquie, 25-28, 2001.
- [AFI 04] Afilal L., Manamanni N., Moughamir S., Zaytoon J., *Méthode et Système de personnalisation d'un appareil d'exercices physiques*. Brevet N° d'enregistrement 04 05256 ref URCA/03/FR Mai 2004.
- [ANA 01] ANAES, *Les appareils d'isocinétisme en évaluation et en rééducation musculaire : intérêt et utilisation*, Rapport et synthèse de l'Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Santé (A.N.A.E.S), France, 2001.
- [ARM 83] Armstrong L.E., Winant D.M., Swasey P.R., Seidle M.E., Carter A., Gehlsen G., *Using isokinetic dynamometry to test ambulatory patients with multiple sclerosis*, Physical Therapy, 63:1274-1279, 1983.
- [BIB 98] Bibré P., Goethals M., Masse P., Voisin P., Aernoudts E., Struk P., *Le reconditionnement du lombalgique chronique: une rééducation en mouvement*, Kinésithérapie Scientifique, 383:25-33, 1998.
- [BOS 96] Bosquet L., *L'entraînement par électrostimulation*, Science et motricité, n° 29-30, pp.12-21, 1996.

- [BOU 00] Bouilland S., Loslever P., Lepoutre F-X., *Biomechanical comparison of isokinetic lifting and free lifting when applied to chronic low back pain rehabilitation*. Medical and Biological Engineering and Computing, 40, 2000.
- [BRO 96] Brown I.E., Scott S.H., Loeb G.E., *Mechanics of feline soleus: II Design and validation of a mechanical model*, Journal of Muscle Research and Cell Motility, 17:221-233, 1996.
- [BRO 99] Brown I.E., Cheng E.J., Loeb G.E., *Measured and Modelled Properties of Mammalian Skeletal Muscle: II. The effect of stimulus frequency on force length and force-velocity relationships*, Journal of Muscle Research and Cell Motility, vol. 20, pp. 627-643, 1999.
- [BRO 00] Brown I.E., Loeb G.E., *Measured and Modelled Properties of Mammalian Skeletal Muscle: IV. Dynamics of Activation*, Journal of Muscle Research and Cell Motility, vol. 21, pp 33-47, 2000.
- [CHE 01] Cherouali T., Afilal L., Manamanni N. *La stimulation de la boucle neuromusculaire Gamma pour l'amélioration du renforcement musculaire*. 11ème Forum des jeunes chercheurs en génie biologique et médical, (SFGBM) Compiègne, pp. 54-55, 2001.
- [CHE 02] Cherouali T., Afilal L., Manamanni N., Moughamir S., Angelloz L., *Differences between inverse dynamics and maximal isometric moments of force for the knee and ankle joints on elite sprinters*, 2<sup>nd</sup> European Isokinetic Society Congress EIS 2002, Crans Montana- Suisse, pp. 52-55, 2002. Selectionné pour Isokinetics and Exercise Science, vol. 10, n° 1, 2002.
- [CHE 03] Cherouali T., Afilal L., Manamanni N., Zaytoon J., *Frequency Analysis Of The Stretch Reflex: Application To An Isokinetic Machine*, 5th IFAC Symposium on Modelling and Control in Biomedical Systems, Melbourne, Australia, 21-23 August 2003.

- [CiA 02a] CAN in Automatica, *CAN Application Layer for Industrial Applications*, CiA DS 201-207, Version 1.1, 2002.
- [CiA 02b] CAN in Automatica, *CANopen communication profile for industrial systems - based on CAL*, CiA DS 301, Version 3.0, 2002.
- [CUR 83] Currier D., Mann R., *Muscular strength development by electrical stimulation healthy individuals*, Phys Ther, 63 :915-921, 1983.
- [CUR 94] Curtis L., Mayer T.G., Gatchel R.J., *Physical progress and residual impairment quantification after functional restoration. Part II, Isokinetic and isoinertial lifting capacity*, Spine, 19:401-5, 1994.
- [DUC 67] Duchenne D.B., *Physiologie des mouvements*, Paris, 1867.
- [DUC 92] Duchateau J., *Principe de base de l'électrostimulation musculaire et recrutement des différents types d'unités motrices*, Science et motricité, pp. 18-24. France, 1992.
- [GOR 91] Gordon J., Ghez C., *Muscle Receptors and spinal reflexes: The stretch reflex*, Principles of neural science, third edition, 1991.
- [GOU 98] Goubel F., Linsel-Corbeil G., *Biomécanique: éléments de mécanique musculaire*. Edition Masson, Paris 1998.
- [GRE 00] Gregoir C., Leclercq R., *Isokinetic trunk strength evaluation in chronic low back pain patients*. Isokinetic and Exercices Sciences, 8:44, 2000.
- [HEU 91] Heuleu J.N., Simon L., *Isocinétisme et médecine de rééducation*, Masson, Paris, 1991.

- [HIL 38] Hill, A.V., *The heat of shortening and the dynamic constants of muscle*, Proc. R. London Ser B. 126, 1938.
- [HIS 67] Hislop H., Perrine, J., *The isokinetic concept of exercise*. Physical Therapy ; 47:114-7, 1967.
- [HOR 85] Horvath L., *Le renforcement musculaire : Evolution historique des méthodes de musculation*. Institut national du sport et de l'éducation physique, France, 1985.
- [HSE 92] Hsieh L.F., Guu C.S., Liou H.J., Kung H.C., *Isokinetic and isometric testing of knee musculature in young female patients with patellofemoral pain syndrome*. J Formos Med Assoc, 91:199-205, 1992.
- [KOT 71] Kots Y.M., *Amélioration de la force musculaire par électrostimulation (Réduction INSEP)*, Praktika fizicheskoy kulturey, 3, pp. 64-67, 1971.
- [LOS 99] Loslever P., Flahaut J-J., Lepoutre F-X., *Caractérisation statistique des mouvements. I. Aspects méthodologiques*. Le Travail Humain, 62, pp. 131-154, 1999.
- [MAU 99] Maurer B.T., Stern A.J., Kinossian B., Cook K.D., Schumacher H.R., *Osteoarthritis of the knee: isokinetic quadriceps exercise versus and educational intervention*. Arch Phys Med Rehabil, 80:1293-9, 1999.
- [MAN 04] Manamanni N., Afilal A., Moughamir S., Cherouali T., Zaytoon J., *Characterization and Implementation of Mechanical Stimulation on Isokinetic Machines*. A paraître Control Engineering Practice 2004
- [MAY 95] Mayer T., Gatchel R., Betancur J., Bovasso E., *Trunk muscle endurance measurement: isometric contrasted to isokinetic testing in normal subjects*, Spine;20:920-7, 1995.

- [MAY 99] Mayr W., Bijak M., *Guest Editorial Functional Electrostimulation, Artificial Organs* Volume 23 Issue 5 Page 379 May 1999.
- [MOU 99] Moughamir S., *Conception et développement d'une machine d'entraînement et de rééducation des membres inférieurs*. PHD Thesis, Université de Reims Champagne Ardenne, pp. 1-118, France, 1999.
- [MOU 02] Moughamir, S., Zaytoon J., Manamanni N., Afilal L., *A system approach for control development of lower-limbs training machines*, Control Engineering Practice, vol. 10, n° 3, 2002, p. 287-299, 2002.
- [NEW 97] Newham, D.J., Lederman E., *Effect of manual therapy techniques on the stretch reflex in normal human quadriceps*, Disabil Rehabil, vol. 19(8), pp. 326-331, 1997.
- [NOB 86] Nobbs L.A., Rhodes E.C., *The effects of electrical stimulation and isokinetic exercise on muscular power of the quadriceps femoris*. J Orthop Sports Phys, 8 : 260-268, 1986.
- [PAL 93] Palau J.M., *Sciences biologiques et sport*, Doin : Paris, 1993.
- [PIP 75] Pipes T.V., Wilmore J.H., *Isocinetic versus isotonic strength training in adult men*, Medicine and science in sport, vol : 7, pp 262-274, 1975.
- [PRE 02] Prévost P., *La souplesse: Technique d'amélioration*, implications pratiques, Gym'Technic, n°40, 2002.
- [PRU 03a] Pruski A., Morere Y., Ennaji M., *Le Fauteuil Intelligent VAHM-3 : architecture, commande et premiers résultats*, Revue JESA, Volume 37, n°7-8, 2003.
- [PRU 03b] Pruski A. Assistance technique au handicap. ed Hermes 2003 isbn 2-7462-0768-0

- [POP 00] Popovic D., Sinkjaer T., *Control of movement for the Physically Disabled*, Springer-Verlag., 2000.
- [PRO 97] Prochazka A., Gillard D., Bennett D., *Positive force feedback control of muscles*. J. Neurophysiol., 77: pp. 3226-3236, 1997.
- [PRO 01] Prochazka, A., Yakovenko S., *Locomotor control from spring like reaction of muscles to neural prediction*, In: A The Somatosensory System, 2001.
- [ROD 94] Rodahl A., *Précis de physiologie de l'exercice musculaire*. Masson, Paris, 1994.
- [RON 02] Rondeaux R., *Conception et développement de l'architecture électronique d'une machine d'entraînement et de rééducation des membres inférieurs*, Mémoire ingénieur C.N.A.M., Reims, 2002.
- [SIN 83] Singer K.P., Gow P.J., Otwayw F., Williams M., *A comparison of electrical muscle stimulation, isometric, isokinetic Strength training programs*. NZL Sports Med 11: 61-63, 1983.
- [SET 63] Sechenov IM., *Refleksy golovnogogo mozga*. St. Petersburg.1863. English translation: Subkov AA (1935) *Reflexes of the brain*. I.M. Sechenov, selected works. State Publishing House for Biological and Medical Literature, Moscow and Leningrad, pp 264–322. Also in: Gibbons G (ed) (1965) *Reflexes of the brain*. The MIT paperback series, MIT 28. MIT Press, Cambridge.
- [TIM 88] Timm K.E., *Postsurgical knee rehabilitation. A five year study of four methods and 5381 patients*. Am J Sports Med, 16:463-8, 1988.
- [VAL 96] Valet P., Lacoste C., Orsal D. Richard D., *Muscles et motricité*, édition Nathan, 1996.

- [WAL 61] Walthard K.M., Tchicaloff M., *Motor points. In: electrodiagnosis and electromyography*. Licht (ed). Baltimore: Waverly Press, Pp 153 -170, 1961.
- [WED 85] Wedensky N., Some relationships between excitation rate and tetanic height with indirect stimulation. *Pfluger's Arch Ges Physiol* 37, pp. 69-72. 2. 1885.
- [ZAJ 89] Zajac F.E., *Muscle and Tendon: Properties, Models, Scaling, and Application to Biomechanics and Motor Control*, *Crit. Rev. Biomed. Eng.* 17, pp. 359-411, 1989.

## Annexe 1

Les modèles mathématiques qui composent le modèle mécanique du muscle squelettique de la figure 3.7.

	<b>Modélisation mathématique</b>
Le fuseau neuromusculaire	$\frac{Ia}{l^M} = \frac{100s(s+0.4)(s+44)}{(s+0.04)(s+0.8)(s+1000)^2}$
L'organe tendineux	$\frac{Ib}{F^M} = \frac{0.28(s+0.15)(s+1.5)(s+16)}{(s+0.2)(s+2)(s+37)}$
La fonction d'activation ( $Af$ )	$Af = \frac{20}{s+20}$
La relation force-longueur ( $F^L$ )	$FL = \exp(-abs\left(\left \frac{L^{2.30}-1}{1.12}\right \right))$
La relation force-vitesse ( $F^V$ )	$FV = \begin{cases} \frac{-7.88-V}{5.88 \cdot V - 7.88}, & V \leq 0 \\ \frac{0.35 - (-4.70 + 8.41 \cdot L - 5.34 \cdot L^2)}{0.35 + V}, & V > 0 \end{cases}$
Force passive ( $F^{CEP}$ )	$F^{CEP} = 1.05lon\left\{\exp\left[\frac{L/1.4-1}{0.045}\right]+1\right\} + 0.01 \cdot V$
Force du tendon ( $F^T$ )	$F^T = 20 \cdot l^T$

Les modèles représentés dans ce tableau concernent le muscle squelettique et permettent de suivre l'évolution des neurones sensitifs  $Ia$  et  $Ib$  en fonction de la variation de la longueur du muscle.

## Annexe 2

### Les modes d'entraînement de Multi-Iso

Les modes de fonctionnement de Multi-Iso sont classés en 3 catégories : les modes à vitesse contrôlée, les modes à charge contrôlée et le mode à position contrôlée.

Les modes à vitesse contrôlée

#### Isocinétique

Le déplacement en mode Isocinétique se réalise avec une vitesse constante prédéterminée, il est utilisé pour évaluer la capacité d'un groupe musculaire à développer une force à vitesse constante dans une amplitude articulaire spécifiée.

Multi-Iso réalise le mode *Isocinétique* avec une condition sur la force musculaire : le dispositif de commande assure une régulation précise de la vitesse durant le mouvement tant que la force exercée par le patient reste supérieure à un seuil fixé, sinon le mouvement s'arrête. Le réglage de la valeur minimale d'effort permet d'adapter l'entraînement aux patients, d'assurer leur collaboration et de les motiver progressivement. En *Isocinétique*, Multi-Iso permet d'obtenir une évaluation précise de l'effort musculaire grâce à :

- un réglage automatique du siège permettant de retrouver la même position d'entraînement pour chaque patient et une amélioration de la force musculaire dynamique.
- une mémorisation du protocole d'entraînement avec l'ensemble des paramètres relatifs aux séances (vitesse, force minimale, extremums angulaires, etc.).
- une compensation de la gravité basée sur une modélisation mathématique du système articulaire.

### Conduit

Ce mode original réalise le déplacement sur une amplitude avec une vitesse programmable sans condition sur la force musculaire. Il permet de réaliser un travail musculaire intense sans surcharger une articulation pathologique. Le mode *Conduit* peut être utilisé dans la rééducation du genou suite à une intervention chirurgicale comme une arthroplastie totale. Multi-Iso placé à côté du lit du patient permet d'exécuter, en mode *Conduit*, des extensions et des flexions passives du genou. Au départ, l'amplitude du déplacement et sa vitesse sont fixés avec précision par le praticien. L'appareil est réglé à une vitesse d'autant plus lente que l'articulation est douloureuse. Pendant l'exercice, le patient peut à tout moment arrêter, diminuer ou augmenter l'amplitude du mouvement. Pour Multi-Iso, ce type de mouvement est aussi mis à profit lors du mode de rééducation *Assisté* où la descente du bras doit être lente et constante.

Les modes à charge contrôlée

### Isotonique

En mode *Isotonique*, la charge exercée sur le muscle doit rester constante au cours du mouvement. Ce mode est classiquement réalisé en concentrique, grâce aux appareils utilisant des poids dont le système de transmission de la charge (entre le poids et le segment du membre) dégrade la précision.

Multi-Iso simule une charge pesante constante en assurant l'isotonicité sur la totalité du mouvement grâce à un contrôle de la charge réellement appliquée sur les membres inférieurs. L'appareil réalise ce mode avec des conditions sur la force et selon deux types de contractions musculaires :

- *Concentrique* : le patient doit exercer une force supérieure à la charge pour entraîner le segment, sinon le mouvement s'arrête.

- *Excentrique* : Le bras mobile entraîne la jambe du patient qui doit résister en exerçant une force suffisante pour que le mouvement continue. Si la force exercée par le patient dépasse un seuil, l'appareil s'arrête pour éviter d'entraîner le segment dans l'autre sens.

Ainsi de part sa conception et sa structure, Multi-Iso permet la réalisation aisée du mouvement *Isotonique* en excentrique ou en concentrique pour les deux membres inférieurs, séparément ou en simultané.

### Physiocinétique

En général, pour une discipline, l'entraînement sportif sur le terrain permet de développer une courbe de force musculaire particulière et spécifique du sport pratiqué. Actuellement les sportifs réalisent leur renforcement musculaire sur des appareils à charges additionnelles. Dans ce cas, la prise de volume musculaire se réalisera correctement, mais le couple pic de force/angle articulaire spécifique au sport pratiqué, sera décalé. Le sportif développera plus de force, mais l'impulsion maximale au cours du mouvement ne s'effectuera pas à l'angle articulaire optimal.

Afin de résoudre ces problèmes, Multi-Iso propose un mode original issu de l'*Isotonique* et appelé *Physiocinétique*. Il permet le renforcement musculaire selon une courbe de force imposée où la charge est contrôlée en fonction de l'angle articulaire alors que la vitesse du segment de membre dépend de l'effort appliqué. Ce mode permet de :

- Réaliser un mouvement d'amplitude totale avec application de la force seulement sur une portion de ce déplacement, cela permet d'éviter la surcharge d'une articulation sensible ou pathologique.
- Corriger une courbe de force musculaire anormale séquellaire d'un traumatisme ancien et de l'identifier à celle du membre controlatéral.
- Modifier la courbe de force du sportif afin de l'identifier directement sur une courbe dite idéale pour la discipline sportive (celle d'un champion de la discipline).

La réalisation du mode *Physiocinétique* s'effectue en simulant une charge pesante variable en fonction de l'angle articulaire du genou. Durant le mouvement, le système de commande assure, pour une position articulaire donnée, un asservissement de la charge appliquée sur le segment. Le sportif ou le patient peut réaliser un mouvement parfaitement physiologique comme par exemple lors du déplacement naturel d'un segment de membre réalisant un tir dans un ballon.

### Assisté

Ce mode original a été conçu pour la rééducation d'hémiplégies flasques en cas de testing inférieur à trois. Il réalise un mouvement totalement assisté en compensant la pesanteur et le poids des membres inférieurs. Le mouvement assisté démarre dès qu'une réaction perceptible du patient est détectée et s'arrête si le patient ne réagit plus. Le réglage du seuil de l'intensité de la réaction perceptible et de la vitesse maximale introduit un facteur de motivation très important pour ce type de patient. L'assistance assurée par ce mode permet une rééducation précise et graduelle, ce qui est impossible à réaliser pendant les séances de rééducation classiques en piscine.

### Étirements

Indispensable pour les sportifs, les étirements favorisent l'aisance articulaire et participent à la prévention des lésions musculaires accidentelles. Leur pratique permet la multiplication des fibres musculaires et le développement harmonieux du muscle. La réalisation de ces étirements consiste à créer une tension musculaire en imposant une charge ou en modifiant la position du patient par réglage du siège. Multi-Iso propose deux types d'étirements qui peuvent être réalisés sur les quadriceps ou sur les ischio-jambiers :

- *Éirement passif prolongé* (méthode de Bob Anderson) : au départ la force du déplacement est relativement faible, ensuite elle peut être réglée en temps réel par le patient grâce à l'interface homme-machine. Dès que la résistance du groupe musculaire du patient atteint la force programmée, le segment s'immobilise à la position d'étirement atteinte. Le patient peut faire progresser à nouveau le segment mobile soit en augmentant la force développée par l'appareil soit en relaxant d'avantage le groupe musculaire concerné. De nouveau dès que la résistance du patient égalise la force programmée le segment s'arrête à la nouvelle position d'équilibre. Ainsi cette opération peut être répétée plusieurs fois par le patient. Enfin, si le patient exerce une force supérieure à la force programmée, le segment se déplace en sens inverse et si l'appareil enregistre une variation brutale de la résistance du patient, le segment revient en position de départ.

- *Éirement avec contraction et relâchement* (méthode de Solveborn) : l'appareil exécute les mêmes fonctions que le mode passif mais le patient a en plus la possibilité de bloquer le bras mobile dans une position d'étirement. Dans ce cas le segment reste immobilisé

durant un temps prédéterminé au cours duquel le patient exécute une contraction de son muscle agoniste ou antagoniste. Ensuite l'appareil revient en mode passif. Le patient peut enchaîner plusieurs fois ces opérations.

De plus, dans les positions angulaires extrêmes, il existe une autre manière d'accentuer l'étirement en modifiant la position du siège. Une inclinaison du dossier vers l'avant permet l'étirement des ischio-jambiers, alors qu'un mouvement arrière favorise celui des quadriceps.

Le mode à position contrôlée : *Isométrique*

Dans le mode *Isométrique*, le muscle garde la même longueur et le travail mécanique reste nul. Lors des entraînements sportifs, ce mode permet de procurer un gain de force statique spécifique à un angle articulaire donné. En rééducation, il assure la correction de la courbe physiologique «force musculaire / angle articulaire pathologique». Suite à des traumatismes chirurgicaux ou autres, la contraction *Isométrique* permet de conserver une certaine activité musculaire alors que l'articulation est encore limitée dans sa fonction. Partant d'une position de repos, Multi-Iso assure le déplacement du segment de membre vers une position angulaire de travail où le patient doit commencer son entraînement en fournissant un effort musculaire. Le segment du membre demeure immobile pendant un temps fixé préalablement. Le praticien peut choisir plusieurs positions angulaires de travail, avec une précision de l'ordre du dixième de degré, en associant à chacune une durée d'arrêt. Le dispositif de commande assure une régulation précise pour maintenir la position. Un histogramme tracé en temps réel et représentant l'effort fournie en fonction des positions angulaires, permet de motiver le patient ou le sportif durant ce mode.