



HAL
open science

Biomécanique de la coordination motrice : Modélisations et analyses en réponse à une perturbation interne ou externe.

Guillaume Rao

► To cite this version:

Guillaume Rao. Biomécanique de la coordination motrice : Modélisations et analyses en réponse à une perturbation interne ou externe.. Biomécanique [physics.med-ph]. Aix-Marseille Université, 2006. Français. NNT : . tel-00908210

HAL Id: tel-00908210

<https://theses.hal.science/tel-00908210v1>

Submitted on 22 Nov 2013

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

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

UNIVERSITÉ DE LA MÉDITERRANÉE
FACULTÉ DES SCIENCES DU SPORT

THÈSE

pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ AIX-MARSEILLE II

Spécialité : SCIENCES DU MOUVEMENT HUMAIN

présentée et soutenue publiquement par

Guillaume RAO

Soutenue le 17 Novembre 2006

Titre :

Biomécanique de la coordination motrice : Modélisations et analyses en réponse à une perturbation interne ou externe.

Directeur de Thèse :

E. Berton

Co-Directeur de Thèse :

D. Amarantini

JURY

M. B. Bardy	Professeur, Université Montpellier 1	
M. T. Buchanan	Professeur, University Of Delaware	
M. P. Gorce	Professeur, Université du Sud, Toulon-Var	
M. L. Martin	Maître de Conférences, Université Joseph Fourier	Rapporteur
M. F. Prince	Professeur, Université de Montréal	Rapporteur

Remerciements

Je dois à deux personnes l'honneur de présenter ce document.

Éric, je tiens à te remercier pour ces quelques années passées en ta compagnie. Ce travail de thèse est aussi le résultat de la gentillesse, la disponibilité et la patience dont tu as su faire preuve (et dont j'ai largement profité). MERCI!

David, ton *modèle*, ta rigueur, ta patience (il t'en a fallu beaucoup je sais) et tes coups de pied au c..., m'ont fait avancer petit à petit. Je te dois énormément, un gros MERCI!

Je tiens également à remercier les membres de mon jury : mes rapporteurs Messieurs Luc Martin et François Prince, le président du jury Monsieur Benoît Bardy ainsi que les examinateurs, Messieurs Philippe Gorce et Thomas Buchanan. Un remerciement spécial à François Prince et Tom Buchanan d'être venu d'aussi loin pour assister à cette soutenance.

Je tiens également à exprimer ma profonde reconnaissance à Messieurs Daniel Favier et Jean-Louis Vercher, les directeurs des deux laboratoires auxquels j'ai appartenu pendant ma thèse.

Mes plus vifs remerciements vont également vers les personnes que j'ai cotoyées au sein des deux laboratoires et celles que j'ai eu l'occasion de croiser. Un grand merci donc à Fred pour les multiples discussions que nous avons eu sur tous les sujets possibles (vive L^AT_EX); Charlie, mon co-locataire de bureau qui a dû me supporter pendant ces longues années, je m'en excuse, mais sois sûr que si c'était à refaire, je recommencerais; Gaston et Nils, sans qui cette dernière année n'aurait pas été si vivante et si riche; Yo, mon frangin de coeur, promis, un jour je passerais l'éponge sur le bibe. Un merci tout spécial également à

Laure, Lolo, Hugo, Jean-Mi, Robin, Ben, Médéric, Violaine, Etienne, Bruno, Julien, Fred, Gilles et Sarah, Pascale, Manu et Pia, Jean-Chri, Pépette, Christophe, Dédé, Patrick, Damien, PiJi, Lionel et Michel, Bébert et tous ceux du MMCK... Sans oublier Raph, Flo, Lionel, Ludivine, Jean-Claude et Eléonore bref tous mes amis, toutes les personnes que j'ai pu croiser au cours de cette longue période et qui m'ont tant apporté mais j'en oublie sûrement et j'en suis désolé...

Je tiens enfin à remercier ma famille qui a supporté mes états d'âme tout au long de ce travail,

Un gros merci très très spécial à Cécile pour sa présence et son soutien au cours de ces derniers mois.

Table des matières

1	Introduction Générale	1
2	Influence de l'anthropométrie sur le calcul des moments musculaires nets par dynamique inverse	17
2.1	Introduction	17
2.2	Méthodologie	22
2.2.1	Sujets	22
2.2.2	Instructions	22
2.2.3	Cinématique	23
2.2.4	Réaction du sol	26
2.2.5	Paramètres Biomécaniques Segmentaires	26
2.2.6	Calcul des moments musculaires nets, variables analysées	30
2.2.7	Statistiques	31
2.3	Résultats	32
2.3.1	Paramètres Biomécaniques Segmentaires	32
2.3.2	Moments musculaires nets de flexion/extension	34
2.4	Discussion	38
2.4.1	Paramètres Biomécaniques Segmentaires	38
2.4.2	Moments musculaires nets	40
2.4.3	Conclusion	43

3	Perturbation externe : charge additionnelle	44
3.1	Introduction	44
3.2	Méthode	47
3.2.1	Sujets	47
3.2.2	Déroulement de l'expérience	47
3.2.3	Variables enregistrées	47
3.2.4	Variables cinétiques	50
3.2.5	Statistiques	54
3.3	Résultats	55
3.3.1	Cinématique	55
3.3.2	Électromyographie	56
3.3.3	Efforts de réaction du sol	59
3.3.4	Efforts et puissance musculaires	60
3.4	Résultats : influence d'une perturbation externe	61
3.4.1	Cinématique	62
3.4.2	Moment musculaire net	63
3.4.3	Moments développés par les groupes musculaires fléchisseur et extenseur	65
3.4.4	Indice de co-contraction	67
3.5	Discussion	68
4	Perturbation interne : fatigue musculaire	73
4.1	Physiologie du muscle fatigué	74
4.2	Analyse des aspects fréquentiels du signal EMG en condition de fatigue	76
4.3	Réponse du système musculo-squelettique à la présence de fatigue musculaire	84
4.4	Objectifs	85
4.5	Méthode	86
4.5.1	Sujets	86

4.5.2	Déroulement chronologique de l'expérience	87
4.5.3	Variables enregistrées	91
4.5.4	Variables d'entrée du modèle	91
4.5.5	Variables estimées	99
4.5.6	Statistiques	101
4.6	Résultats	101
4.6.1	Pondération de la relation EMG/force en condition de fatigue . . .	102
4.6.2	Résultats cinétiques	106
4.7	Discussion	108
5	Perspectives méthodologiques	115
5.1	Introduction	115
5.2	Méthode	118
5.2.1	Modèle minmax	118
5.2.2	Modèle proposé	119
5.3	Résultats	120
5.4	Discussion	123
6	Conclusion générale	125
A	Calcul du moment musculaire net à l'articulation du genou	148

Chapitre 1

Introduction Générale

Au cours de la réalisation d'un mouvement, le Système Nerveux Central (SNC) doit composer avec deux propriétés intrinsèques au système musculo-squelettique. Premièrement, 244 degrés de liberté (DDL) sont présents dans le corps humain alors que six seulement sont théoriquement nécessaires pour positionner un objet ou un segment corporel en un point donné de l'espace ([Prilutsky et Zatsiorsky, 2002](#)). Il existe donc une redondance au niveau articulaire. En conséquence, une infinité de combinaisons d'angles articulaires peut être adoptée au cours du temps pour produire un mouvement identique de l'extrémité distale de la chaîne segmentaire. Deuxièmement, 630 muscles croisant les articulations du corps humain permettent de mettre en mouvement les segments. Il apparaît clairement que ce nombre est supérieur au nombre de degrés de liberté présents dans le système musculo-squelettique. La redondance est donc également présente au niveau musculaire. Une infinité de combinaisons de force développée par chaque muscle peut donc produire le même effort musculaire nécessaire au mouvement ([Challis, 1997](#)).

D'un point de vue fondamental comme d'un point de vue appliqué, de nombreux travaux sont axés sur la compréhension de cette gestion, autrement dit sur l'étude et l'analyse des mouvements coordonnés.

D'un point de vue macroscopique, certains travaux tentent de déterminer les principes

généraux qui guident la coordination motrice ou la réalisation de mouvements finalisés. Il s'agit des travaux de [Gibson \(1986\)](#), initiateur de l'approche écologique de la perception et de l'action, mais aussi de ceux de [Kelso \(1984\)](#) pour qui le corps humain est comparable à un système dynamique et se comporte de manière non-linéaire. L'approche cybernétique propose quant à elle les critères de minimum jerk ([Flash et Hogan, 1985](#)), minimum torque change ([Uno et al., 1989](#)) ou minimum variance ([Harris et Wolpert, 1998](#)) comme des principes généraux sous-tendant la production des mouvements coordonnés.

De manière plus détaillée, les mouvements réalisés par le système musculo-squelettique humain exhibent des caractéristiques communes. Par exemple, [Fitts \(1954\)](#) rapporte un «conflit vitesse-précision» résultant de l'observation que la réalisation d'un geste de précision nécessite une diminution de la vitesse du mouvement. [Viviani et Terzuolo \(1982\)](#) propose également une «loi de la puissance 2/3» qui relie la vitesse de déplacement d'un segment à la courbure de sa trajectoire. La coordination motrice est également adaptée au but de la tâche. Ainsi, lorsqu'il s'agit de lancer un objet avec la vitesse la plus élevée possible, un principe de sommation proximo-distal des vitesses des segments apparaît pour parvenir au but fixé. La réalisation d'une tâche motrice complexe, en nécessitant la mise en jeu coordonnée d'un grand nombre d'articulations du système musculo-squelettique, soulève le problème fondamental du contrôle des degrés de liberté au cours de l'apprentissage d'un mouvement nouveau. Ainsi, [Bernstein \(1967\)](#) rapporte un gel de ces DDL («freezing») pour faciliter la maîtrise du geste. Par la suite, un déblocage («freeing») de ces DDL associé à l'expertise produit un geste précis et efficace du point de vue énergétique.

L'étude de la coordination motrice vise donc à découvrir les stratégies sous-jacentes à la réalisation de mouvements complexes ou tout au moins la manière dont sont gérées les redondances articulaire et musculaire au cours d'un geste. En particulier, les sciences du comportement cherchent à comprendre comment le SNC organise nos mouvements en fonction des différentes informations et contraintes qu'il rencontre. Dans ce but, un paradigme expérimental classique consiste à perturber le système musculo-squelettique

pour analyser ses réponses face à la nouvelle contrainte, ou encore tenter de déterminer de quels modes de contrôle le système dispose. Ces perturbations peuvent revêtir un caractère interne ou externe selon que les propriétés de génération du mouvement du système musculo-squelettique ou les conditions environnementales de réalisation de la tâche sont modifiées. L'ajout d'une charge (Kellis et al., 2005a), une contrainte sur la vitesse d'exécution (Millieux et al., 2005) ou la déstabilisation du support (Teixeira da Fonseca et al., 2004; Zettel et al., 2002) correspondent à une désorganisation externe du geste, tandis que la présence de fatigue musculaire (Côté et al., 2002; Forestier et Nougier, 1998; Schmid et al., 2006; Sparto et al., 1997) ou d'une lésion (Doorenbosch et Harlaar, 2003) induisent une modification interne des conditions de réalisation. A la suite d'une perturbation externe générée par des modifications des caractéristiques mécaniques du sol, MacLellan et Patla (2006) ont montré des changements dans les activités musculaires ainsi que dans les forces de réaction produites par les sujets au cours de la marche. Ces ajustements visent à conserver une stabilité maximale du corps humain. En induisant un mouvement du support, Zettel et al. (2002) arrivent également à la conclusion que les changements de coordination observés permettent de maximiser la stabilité. Les modifications de la coordination dues à l'âge peuvent également être analysées en déplaçant la zone de support du pied au sol. Ainsi, Nardone et al. (2000) rapportent une diminution de la capacité de stabilisation chez les sujets âgés. Sur le plan de l'analyse de la coordination, Grasso et al. (1998) rapportent une invariance cinématique lorsqu'ils comparent le déplacement en marche avant par rapport à la marche arrière. Leurs résultats montrent cependant une modification complète des activités musculaires en réponse à la perturbation externe. Ainsi, bien que les activités musculaires soient totalement différentes entre la marche en avant et celle en marche arrière, le patron cinématique général est conservé quelle que soit la direction de déplacement. Le paradigme de perturbation est également utilisé de manière interne afin d'étudier les adaptations mises en place par le système musculo-squelettique. Ainsi en présence de fatigue musculaire lors d'une tâche de pointage, Schmid et al. (2006)

rapportent une précision inchangée malgré la diminution des capacités de production de force des muscles. De la même manière, [Forestier et Nougier \(1998\)](#) et [Côté et al. \(2002\)](#) rapportent une modification des patrons cinématiques du geste en présence de fatigue. En dépit de ces modifications, le mouvement du segment distal est conservé ([Côté et al., 2002](#); [Huffenus et al., 2006](#)).

Malgré l'application de ce paradigme de perturbation à de nombreuses tâches et le nombre important des méthodes d'analyse de la coordination, de nombreuses questions restent ouvertes concernant la manière dont le SNC gère les redondances articulaire et musculaire au cours du mouvement.

Les chapitres [3](#) et [4](#) de ce travail seront donc consacrés à l'analyse de la coordination en provoquant une perturbation interne ou externe du système musculo-squelettique. Compte tenu des redondances présentes dans le corps humain, le SNC peut à la fois jouer sur l'aspect musculaire et/ou articulaire pour faire face à la perturbation. Au cours de cette étude, en contraignant la coordination articulaire, nous nous sommes plus particulièrement intéressés à la manière dont le SNC gère la présence de redondance musculaire pour répondre à la modification des conditions de réalisation de la tâche. Deux types de perturbation ont été appliqués séparément lors de la réalisation de mouvements de «squat» (flexion-extension des articulations du membre inférieur en supportant une charge additionnelle). Dans un premier temps (chapitre [3](#)), nous avons modifié la valeur de la charge supportée par le sujet donnant lieu à une modification *externe* des conditions de réalisation du mouvement. Dans un deuxième temps (chapitre [4](#)), nous avons provoqué une fatigue du groupe musculaire agoniste (*Quadriceps*) représentant une altération *interne* des conditions de réalisation.

Pour l'ensemble de ces travaux, le mouvement choisi pour analyser la coordination est une tâche de «squat». Il s'agit d'un mouvement cyclique de flexion-extension des articulations du membre inférieur (cheville, genou et hanche) réalisé en chaîne fermée,

le segment distal étant fixe durant le mouvement (Escamilla et al., 1998). Il s'agit donc d'un exercice dynamique où l'ensemble des articulations du membre inférieur sont mises en jeu. Une barre chargée repose sur les épaules du sujet afin d'augmenter l'effort à produire. Cet exercice est généralement utilisé en musculation et différentes techniques existent selon le but recherché. Les principales différences techniques émanent de la façon de porter la barre ou de l'amplitude articulaire du genou (Wretenberg et al., 1996). Par commodité pour les sujets qui participaient à notre étude, nous avons choisi de poser la barre sur les épaules en arrière du plan frontal. Concernant la plage angulaire couverte par l'articulation du genou au cours du «squat» et compte tenu des restrictions de la littérature face aux flexions extrêmes (Escamilla, 2001), les sujets avaient pour consigne de fléchir les genoux jusqu'à ce que les cuisses soient parallèles au sol puis de remonter. Du point de vue de l'analyse des coordinations musculaires, le choix de cette tâche s'avère justifié pour plusieurs raisons. Premièrement, les groupes musculaires mis en jeu dans cette activité sont parmi les plus importants du corps humain (Isear et al., 1997). Il s'agit des groupes musculaires responsables de l'extension des articulations de la hanche (fessiers et ischios-jambiers), du genou (*Quadriceps*) et de la cheville (*Triceps Surae*). Deuxièmement, différents types de contraction musculaire sont rencontrés au cours de cet exercice. En particulier, la phase de flexion du genou est associée à une contraction excentrique du quadriceps et la remontée à une action concentrique de ce même groupe musculaire. La présence de ces différents types de contraction musculaire au sein d'une même tâche est un atout pour l'analyse de la coordination. La gestion de l'activité musculaire peut en effet être modifiée selon le type de travail que doit fournir le groupe musculaire. Troisièmement, le mouvement de «squat» est un exercice classique de réhabilitation à la suite d'une rupture d'un ligament croisé (Escamilla et al., 2001). Son utilisation pour l'analyse de la coordination peut donc trouver des perspectives intéressantes dans le domaine clinique.

Cependant, l'étude de la coordination révèle des limites concernant le niveau d'analyse à utiliser. En effet, dans le cadre de l'analyse des coordinations, un premier niveau

d'analyse consiste à comparer les déplacements des segments dans chacune des conditions expérimentales (avec et sans perturbation par exemple). On s'appuie alors sur les aspects cinématiques du mouvement pour caractériser une coordination inter-segmentaire (Hodges et al., 2005; Van Emmerik et al., 2005). Les variables analysées dans ce cas sont les durées des différentes phases du mouvement, les amplitudes articulaires, ou également les valeurs maximales ainsi que les occurrences des pics de vitesses et d'accélération linéaires et angulaires des segments (Forestier et Nougier, 1998; Stuelcken et al., 2005). Des stratégies générales de la coordination motrice ont ainsi été mises au jour (somme proximo-distale des vitesses segmentaires au cours d'un lancer). Cependant ce type d'analyse reste descriptif, il ne permet pas de tirer de conclusions suffisantes concernant les mécanismes responsables du changement (ou de la conservation) de la coordination, notamment car il ne fait pas directement référence aux causes du mouvement.

Des méthodes statistiques récentes couplées à l'analyse cinématique permettent d'aller plus loin dans les interprétations sur la manière dont le SNC gère les redondances face à une perturbation. Il s'agit par exemple de l'Analyse en Composantes Principales (Daffertshofer et al., 2004). Cette méthode permet d'analyser un système complexe (le système musculo-squelettique en mouvement dans notre cas) afin de comprendre et de visualiser comment les effets de facteurs a priori isolés (les évolutions des angles articulaires par exemple) se combinent pour former le mouvement observé. L'étude séparée de chacun de ces facteurs n'est pas suffisante car elle laisse de côté les liaisons qui existent entre ces facteurs. Par le biais de cette méthode, la complexité du système étudié est réduite en combinant les influences respectives de chacun des facteurs explicatifs. L'Analyse en Composantes Principales est alors une bonne méthode pour étudier les données multidimensionnelles lorsque l'on veut connaître la manière dont le système musculo-squelettique génère des mouvements coordonnés (Forner Cordero et al., 2005; Hodges et al., 2005; Lamothe et al., 2006a,b; St-Onge et al., 2004; St-Onge et Feldman, 2003). Ainsi, St-Onge et Feldman (2003) suggèrent que plusieurs activités apparemment très éloignées (piétinement, montée

ou descente de marche) peuvent être générées par le SNC à partir d'une même commande. En effet, une seule coordination spécifique des amplitudes et des timings des évolutions des angles articulaires (synergie) apparaît et celle-ci «explique» une majeure partie du mouvement observé au cours de ces tâches. Toujours dans cette même idée de réduire le système étudié en un plus petit nombre de dimensions, une autre méthode se base sur les variations de la phase relative pour analyser le mouvement (Calvin et al., 2004; Kelso, 1984; Milliex et al., 2005). Cette variable globale (la phase relative) synthétise les informations relatives à la position et la vitesse de chaque segment en une seule valeur. L'état d'organisation du système à un instant précis est alors connu. Une augmentation de la variabilité de la phase relative signe une déstabilisation du patron moteur et donc une difficulté à maintenir la coordination du geste. Néanmoins, encore une fois, les variables analysées par ces méthodes ne rendent pas directement compte des causes du mouvement.

En effet, le déplacement des segments du corps humain est assuré par les muscles qui, en changeant de longueur, induisent des rotations articulaires. Compte tenu de la redondance musculaire, le Système Nerveux Central peut également jouer sur les activations des différents muscles ou groupes musculaires à chaque articulation pour faire face à la perturbation. Une même trajectoire peut donc résulter d'une infinité de patrons d'activation musculaire différents (Doorenbosch et al., 1994; Prilutsky et Zatsiorsky, 2002). Afin d'analyser de manière plus complète les coordinations il est nécessaire de focaliser notre travail sur les activités musculaires. Le premier moyen disponible permettant l'analyse directe de la coordination musculaire est l'enregistrement des activités électromyographiques de surface (EMG). Des électrodes placées à la surface du muscle enregistrent la somme algébrique des potentiels d'actions (responsables de la contraction musculaire) transmis par les fibres musculaires à l'endroit et à l'instant de détection (Winter, 1990). Ces données représentent l'activité électrique des muscles se trouvant dans la zone de détection des électrodes. La mesure de l'activité électromyographique d'un muscle fournit une indication concernant son état. Il est ainsi possible de déterminer si un muscle est activé ou non et

quel est son degré d'activation ([Basmajian et Deluca, 1985](#)). L'analyse de la coordination musculaire est donc possible sur la base de l'intensité et de la chronologie des activations des différents muscles en donnant accès aux causes physiologiques du mouvement. De très nombreuses études utilisent cette technique afin d'étudier les changements de coordination musculaire résultant d'une perturbation mécanique, de la présence de fatigue, d'une lésion ligamentaire ou encore d'autres contraintes environnementales ([Ageberg, 2002](#); [Bonato et al., 2001](#); [Grasso et al., 1998](#); [MacIntosh et al., 2000](#); [Murray et al., 1984](#); [Neptune et Herzog, 2000](#); [Neptune et al., 1997](#); [Nyland et al., 1997](#); [Osu et al., 2002](#); [Pincivero et al., 2006](#)). En particulier, de nombreux travaux dans le champ du contrôle moteur se basent sur les données EMG pour étudier les coordinations musculaires à l'origine du mouvement. Certains recherchent des synergies musculaires, c'est-à-dire des activations coordonnées de groupes musculaires dont les amplitudes d'activation varient au cours du temps ([D'Avella et al., 2006, 2003](#)). Ici encore, une grande variété de patrons d'activités musculaires correspondant à des tâches diverses peuvent être obtenus à partir d'un petit nombre de synergies. On retrouve ici la même idée de base que celle présentée dans l'étude de [St-Onge et Feldman \(2003\)](#) sur la cinématique, c'est à dire la recherche d'un invariant sous-tendant la production motrice.

Bien que l'utilisation des enregistrements électromyographiques de surface possède des avantages non négligeables pour l'étude de la coordination d'un point de vue musculaire, et outre le fait que cette méthode ne donne accès qu'aux valeurs relatives aux muscles superficiels, les interprétations de ces signaux EMG sont soumises à de nombreuses restrictions. Les difficultés résultent en effet de la nature même du signal électromyographique. Le signal enregistré en surface correspond à la somme des activités électriques des fibres musculaires se trouvant dans la zone de détection des électrodes. Le signal issu des fibres musculaires les plus éloignées est atténué au cours du trajet jusqu'à l'électrode, rendant donc les informations issues de l'analyse du signal EMG (détection du début et de la fin de l'activité, estimation de l'amplitude) dépendantes du timing des potentiels d'action et des

propriétés de la membrane des fibres musculaires (Farina et al., 2004; Winter, 1990). Ainsi, la qualité des résultats est fortement dépendante des conditions d'acquisition (qualité de préparation de la peau, positionnement des électrodes, fréquence d'échantillonnage...) et de traitement du signal EMG (Campanini et al., 2006; Clancy et al., 2002; Farina, 2006; Farina et al., 2004; Hermens et al., 2000). Au delà des limitations concernant l'acquisition et le traitement des signaux EMG, les interprétations sont également soumises à des restrictions lors des études en condition dynamique, c'est-à-dire lorsque le sujet est en mouvement et/ou que la force produite varie (Farina, 2006). En effet, les capacités de génération de force d'un muscle dépendent de sa longueur instantanée et également de sa vitesse d'allongement (ou de raccourcissement). Ces deux propriétés, reflétant les relations effort musculaire-longueur et effort musculaire-vitesse de raccourcissement, influent sur le signal électromyographique, tant au niveau de son amplitude que de son contenu fréquentiel (Clancy et Hogan, 1998; Farina et al., 2001; Hof et al., 2002; Rainoldi et al., 2000).

Ainsi, l'analyse des signaux EMG en condition dynamique nécessite de contrôler la cinématique ou la force produite afin de s'assurer de la qualité des interprétations. Une alternative à l'utilisation exclusive de l'EMG dans l'étude de la coordination musculaire consiste à mettre en place des modélisations biomécaniques. Ces méthodes permettent d'estimer indirectement des variables qui, d'une part, ne sont pas mesurables et, d'autre part, représentent les causes mécaniques du mouvement (moment musculaire net, moments produits par des groupes musculaires ayant des actions opposées, tensions développées par chaque muscle). Bien que ces modélisations visent à analyser les coordinations de manière plus précise, leur implémentation n'est pas aisée. D'une part ces modèles sont en développement et donc en constante évolution, et d'autre part, l'estimation des efforts internes est rendue critique par la présence de la redondance musculaire. Mathématiquement parlant cette redondance se traduit par un nombre d'inconnues supérieur au nombre d'équations d'équilibre issues de la formulation mécanique de la tâche. Le problème est alors qualifié

de sous-déterminé et une multitude de solutions existent. Deux méthodes sont présentes dans la littérature pour contourner ce problème et consistent soit à réduire le nombre d'inconnues soit à adapter la procédure de résolution.

La première méthode consiste à résoudre le problème dit de la *dynamique inverse* pour estimer les efforts musculaires résultants aux articulations. Cette approche consiste à réduire le nombre d'inconnues afin d'obtenir autant de variables indéterminées que d'équations. Les données d'entrée strictement nécessaires à cette procédure sont la cinématique segmentaire et les propriétés inertielles des segments (*Body Segment Parameters* ou BSP : masse, position du centre de masse et moments d'inertie). Afin d'améliorer la qualité des estimations, les données dynamiques (forces et moments associés) peuvent également faire partie des données d'entrée (Bresler et Frankel, 1950; Winter, 1990). Le résultat de ces méthodes de dynamique inverse est un torseur dynamique représentant les efforts inter-segmentaires au niveau de l'articulation considérée. Le moment de ce torseur dynamique représente alors la somme algébrique des moments musculaires produits par les muscles agonistes et antagonistes entourant l'articulation. A partir de données périphériques, il est ainsi possible de déterminer les causes mécaniques du déplacement des segments. Un schéma récapitulatif des différentes données d'entrée d'une procédure de dynamique inverse et des variables estimées en sortie est présenté sur la figure 1.1.

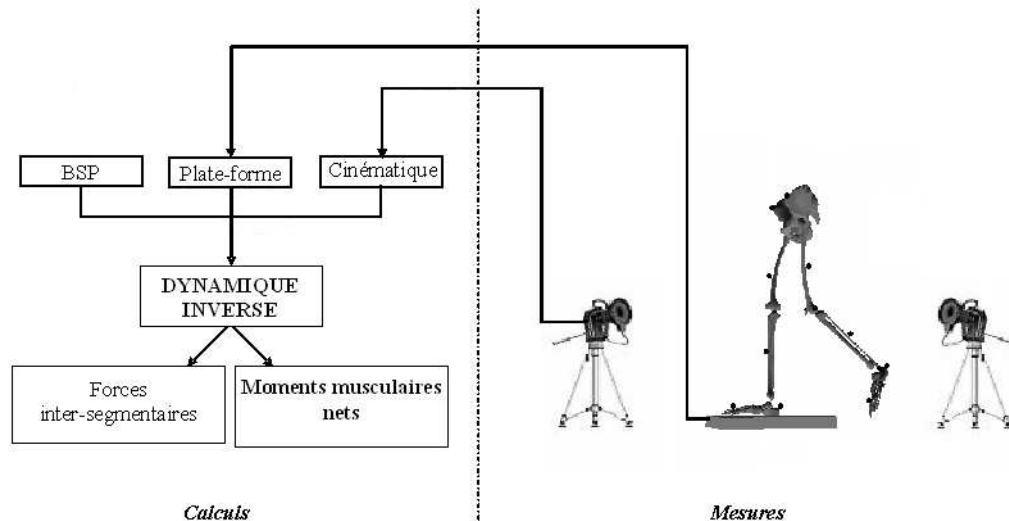


FIG.1.1: Schéma d'une procédure d'estimation des efforts musculaires par dynamique inverse.

De par ses postulats initiaux (réduction du nombre d'inconnues), la méthode par dynamique inverse fournit uniquement une estimation du moment musculaire NET. Ce niveau d'analyse ne permet pas d'étudier la co-activation des groupes musculaires agoniste et antagoniste lors du mouvement (ci-après appelée *co-contraction*). Ce point est d'autant plus limitant que, face à une perturbation, de nombreuses études ont montré une modification du niveau de co-contraction, révélant une adaptation du système musculo-squelettique (Alkjaer et al., 2002; Basmajian et Deluca, 1985; Gribble et Ostry, 1999; Kellis, 2003; Teixeira da Fonseca et al., 2004). De manière à analyser complètement la coordination musculaire, il faut donc dépasser le niveau des efforts musculaires résultants pour se centrer sur les moments développés par les groupes musculaires agoniste et antagoniste ou les tensions développées par chaque muscle. Ce niveau d'analyse, que nous avons choisi d'adopter, prend ici tout son sens. Il possède en effet l'avantage de dépasser les analyses (et leurs limites inhérentes) basées soit sur les activités électromyographiques, soit sur les estimations des moments musculaires nets. En conséquence, une contribution méthodologique à l'analyse de la coordination à l'échelle de la redondance musculaire est présentée. Il s'agit de dépasser les niveaux d'analyse usuels pour se centrer sur les causes mécaniques

du mouvement observé. Nous étudierons donc la coordination musculaire sous l'aspect des changements observés dans les moments musculaires développés par les groupes agoniste et antagoniste au mouvement face à une perturbation. Cette méthodologie sera détaillée et utilisée dans les chapitres 3, 4 et 5.

Néanmoins, la présence de redondance musculaire offre soit une infinité de solutions au problème de l'estimation du moment produit par les groupes musculaires agoniste et antagoniste ou de l'effort produit par chacun des muscles, soit aucune réponse. Une méthode éprouvée consiste à utiliser une procédure d'optimisation numérique afin de sélectionner une solution satisfaisante. L'ensemble des procédures reposant sur l'utilisation de l'optimisation numérique visent à minimiser ou maximiser un critère (également appelé fonction coût, fonctionnelle ou fonction objectif). La recherche de la solution optimale peut ou non être soumise à des contraintes. D'un point de vue général, les méthodes de résolution appliquées aux problèmes d'optimisation peuvent être statiques ou dynamiques. Par opposition aux méthodes statiques, les méthodes d'optimisation dynamique incluent une référence explicite au temps dans le critère à minimiser en cherchant à intégrer les équations dynamiques du mouvement ([Anderson et Pandy, 2001b](#)). Cependant comme souligné par [Menegaldo et al. \(2006\)](#), l'implémentation et l'utilisation de telles procédures sont soumises à des limitations (temps de calcul supérieur, choix de l'algorithme délicat, sélection des conditions initiales ...). De plus, comme le notent [Anderson et Pandy \(2001b\)](#), les procédures statiques et dynamiques peuvent fournir des résultats similaires selon que certaines conditions sont remplies :

- L'étude ne doit pas viser la création de mouvements nouveaux.
- L'accès aux données d'activation neurale des muscles n'est pas attendu comme une sortie de la procédure.
- Une attention particulière doit être portée au calcul des moments musculaires nets par dynamique inverse.

Notre objectif étant d'analyser la coordination d'un point de vue musculaire au cours

d'une tâche de «squat» sans créer de mouvements nouveaux ni accéder aux activations neurales, l'utilisation de l'optimisation statique semble donc être plus cohérente. Un grand nombre de fonctions objectifs ont déjà été proposées dans la littérature afin de résoudre le problème de la redondance musculaire et d'estimer les tensions produites par chaque muscle. Les formes génériques de ces critères de minimisation sont présentées dans les équations 1.1, 1.2 et 1.3 (An et al., 1984; Crowninshield et Brand, 1981; Dul et al., 1984; Pedotti et Stark, 1978).

$$f(t_i) = \sum_{i=1}^n (t_i) \quad (1.1)$$

$$f(t_i) = \sum_{i=1}^n \left(\frac{t_i}{t_{i,max}} \right)^p \quad (1.2)$$

$$f(t_i) = \sum_{i=1}^n \left(\frac{t_i}{PCSA_i} \right)^p \quad (1.3)$$

Où t_i représente la tension développée par le muscle i , n représente le nombre total de muscles étudiés, $t_{i,max}$ la capacité contractile maximale du muscle i et $PCSA_i$ la section de coupe physiologique du muscle i . L'exposant p varie entre 1 et 100 selon les études.

De nombreuses limites apparaissent lors de l'implémentation de ces critères dans des procédures d'optimisation (Challis, 1997; Forster et al., 2004). Les tensions musculaires ne semblent pas concorder avec les caractéristiques physiologiques des muscles dont elles sont issues. Par exemple, les forces produites dépassent parfois les capacités contractiles maximales des muscles concernés ou encore les profils d'activation obtenus ne correspondent pas à ceux enregistrés par électromyographie lors de la même tâche. Une autre critique majeure faite à l'encontre de l'utilisation de ces critères concerne les faibles capacités d'estimation des activités musculaires antagonistes (Forster et al., 2004). En effet, les critères d'optimisation présentés aux équations 1.1, 1.2 et 1.3 visent à minimiser la force produite par les muscles ou encore à maximiser leur temps d'endurance. De manière à satisfaire cet

objectif lors de la résolution mathématique du problème d'optimisation, les activités des muscles antagonistes sont réduites au minimum, voire mises à zéro, alors que les activités EMG correspondantes sont significatives. Afin d'augmenter le réalisme physiologique des résultats, certains auteurs proposent donc de rajouter des contraintes ([Brown et Potvin, 2005](#); [Challis, 1997](#)) ou encore de modifier le critère ou l'algorithme de résolution ([Anderson et Pandy, 2001a](#); [Menegaldo et al., 2006](#); [Rasmussen et al., 2001](#); [Seth et Pandy, 2006](#); [Thelen et Anderson, 2006](#); [Thelen et al., 2003](#)). Une autre solution consiste à associer l'ensemble des données périphériques disponibles (cinématique, anthropométrie, torseur dynamique externe, EMG) afin de tirer avantage de la redondance d'information ainsi obtenue. L'utilisation des données électromyographiques dans les procédures d'optimisation se généralise donc puisque ces données sont porteuses d'informations précieuses concernant les occurrences temporelles et les quantités d'activation des muscles. Ainsi, plusieurs études ayant pour objectif d'estimer les moments produits par les groupes musculaires ou les tensions individuelles des muscles combinent à la fois l'optimisation numérique et l'utilisation des données EMG ([Amarantini et Martin, 2004](#); [Buchanan et al., 2005](#); [Cholewicki et McGill, 1994](#); [Cholewicki et al., 1995](#); [Doorenbosch et Harlaar, 2003, 2004](#); [Doorenbosch et al., 2005](#); [Falconer et Winter, 1985](#); [Gagnon et al., 2001](#); [Kellis et Baltzopoulos, 1997, 1999](#); [Kellis, 2003](#); [Kellis et al., 2005b](#); [Olney, 1985](#); [Vigouroux et al., 2005](#)). Cette solution est sans doute la plus prometteuse à l'heure actuelle bien que le nombre des études désirant estimer les moments produits par les groupes musculaires soit assez restreint ([Amarantini et Martin, 2004](#); [Doorenbosch et Harlaar, 2003, 2004](#); [Doorenbosch et al., 2005](#); [Falconer et Winter, 1985](#); [Kellis et Baltzopoulos, 1997, 1999](#); [Kellis, 2003](#); [Kellis et al., 2005b](#); [Olney, 1985](#)). Parmi l'ensemble de ces travaux, trois seulement ne sont pas appliqués à des exercices isocinétiques, à savoir : [Amarantini et Martin \(2004\)](#), [Falconer et Winter \(1985\)](#) et [Olney \(1985\)](#). Au sein de l'ensemble des modèles permettant d'estimer les moments musculaires développés par les groupes agoniste et antagoniste en condition dynamique, celui développé par [Amarantini et Martin \(2004\)](#) nous paraît le plus

abouti. Contrairement aux modèles de cette classe (estimation des moments musculaires), ce dernier propose en effet une méthodologie originale qui permet de s'assurer du caractère physiologiquement réaliste des résultats. Ce modèle, détaillé dans la partie 3.2.4, sera utilisé dans ce travail afin de répondre à notre questionnement. Une étude menée sur un niveau d'analyse encore plus poussé sera présentée dans les perspectives de ce document (chapitre 5). Au cours de ces perspectives, un modèle adapté à l'analyse de la coordination musculaire et visant à estimer les tensions développées par chaque muscle sera présenté.

Le choix de notre niveau d'analyse se porte donc sur l'étude des moments musculaires développés par les groupes agoniste et antagoniste. Cependant, et comme souligné par [Anderson et Pandy \(2001b\)](#), un préalable indispensable à l'utilisation des procédures d'optimisation statique réside dans l'obtention de données d'effort musculaire résultant de la meilleure qualité possible. Or, plusieurs limitations apparaissent quant à l'implémentation d'une procédure de dynamique inverse. En effet, cette méthode fait partie des problèmes *mal posés* du fait de son extrême sensibilité à la qualité des données d'entrée ([Hatze, 2000, 2002](#)). Ce problème fera l'objet du prochain chapitre qui portera sur l'analyse de la sensibilité des résultats de la dynamique inverse aux données d'entrée anthropométriques. Compte tenu du caractère général de ce chapitre préalable, la tâche investiguée ne sera pas un mouvement de «squat», mais la marche humaine. En effet, bien que ces deux activités mettent en jeu des mouvements de grande amplitude, la marche (contrairement au mouvement de «squat») se distingue par la nature des contraintes subies par le système musculo-squelettique. Ainsi, une phase d'appui est associée à une contrainte externe importante (la réaction du sol) alors qu'au cours de la phase de vol le torseur externe est considéré comme nul. Ces deux phases sont illustrées sur la figure 1.2 pour la jambe droite.

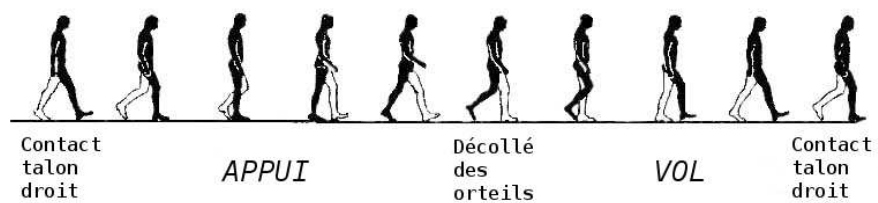


FIG. 1.2: Représentation schématique d'un cycle de marche.

Chapitre 2

Influence de l'anthropométrie sur le calcul des moments musculaires nets par dynamique inverse

2.1 Introduction

L'estimation du moment musculaire net agissant au niveau d'une articulation s'effectue en résolvant le problème dit de la *dynamique inverse*. Cette procédure repose sur l'enregistrement du déplacement des segments ainsi que sur leurs caractéristiques inertielles (*BSP* : masse, position du centre de masse et moments d'inertie) pour estimer les efforts à l'origine du mouvement (forces inter-segmentaires et moments musculaires) pour chacune des articulations. Plusieurs postulats sont appliqués pour réaliser ces estimations ([Bresler et Frankel, 1950](#); [Challis et Kerwin, 1996](#)) :

1. Les segments sont considérés comme des solides rigides de longueur constante. En conséquence, la position relative du centre de masse et les valeurs des moments d'inertie sont fixes au cours du temps.
2. Les liaisons entre les segments sont «idéales», il n'y a pas de frottement et les actions

des ligaments ne sont pas prises en compte lors du calcul.

3. Le point d'application des forces inter-segmentaires est situé au centre de rotation de l'articulation. Le moment produit par ces forces est donc nul à l'articulation considérée.

La procédure par dynamique inverse est dite itérative car les efforts calculés aux DDL rattachés au segment n sont utilisés pour le calcul des efforts au segment $n + 1$. Deux méthodes existent pour estimer les efforts musculaires résultants aux articulations. La méthode *Top-Down* consiste à débiter le processus itératif au niveau du segment libre pour terminer au segment contraint. Une autre solution, illustrée sur la figure 2.1 et nommée *Bottom-Up*, consiste à initier la procédure au segment contraint (le pied dans cet exemple) pour remonter jusqu'au segment libre. Ces deux méthodes nécessitent à minima deux types de données d'entrée : les déplacements des segments et leurs caractéristiques inertielles. La méthode *Bottom-Up* utilise le torseur dynamique des efforts externes comme une donnée d'entrée supplémentaire.

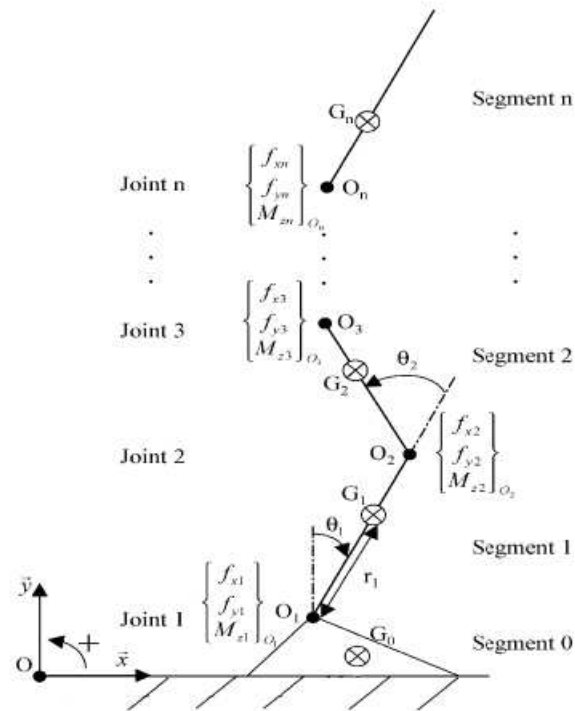


FIG. 2.1: Représentation schématique d'une procédure par dynamique inverse de type *Bottom-Up*. Modifié d'après Cahouët et al. (2002). f_{xi} , f_{yi} et M_{zi} correspondent aux efforts résultants estimés à l'articulation O_i . G_i représente le centre de masse du segment i et r_i la distance séparant le centre de masse de l'articulation. θ_i représente l'angle entre le segment n et le segment $n - 1$.

Cependant comme le note Hatze (2000), la procédure par dynamique inverse fait partie des problèmes mal posés car ses estimations sont fortement dépendantes de la qualité des données d'entrée. Les études qui portent sur la comparaison des résultats fournis par les deux méthodes montrent que la procédure *Top-Down* est plus sensible aux imprécisions dans les données d'entrée. En particulier, cette méthode est extrêmement dépendante des imprécisions affectant les données cinématiques (Cahouët et al., 2002; Challis et Kerwin, 1996). La méthode *Bottom-Up* lui est donc préférée (Bresler et Frankel, 1950; Winter, 1990), bien que celle-ci reste également sensible à la qualité des variables utilisées en entrée. Concernant cette dernière méthode, la littérature s'accorde sur l'effet des impré-

cisions affectant les données cinématiques ou le torseur dynamique des efforts externes. Les variables cinématiques présentent en effet une influence prépondérante sur les estimations résultantes, principalement à cause des amplifications d'erreurs dues aux procédures de dérivation (Challis et Kerwin, 1996; Holden et Stanhope, 1998; Silva et Ambrosio, 2004; Winter, 1990). Des solutions adaptées ont été proposées dans la littérature. Plus précisément, certains auteurs appliquent des procédures numériques de filtrage et de dérivation aux données cinématiques (Scolnik et Gambini, 2002; Van den Bogert A.J., 1996; Winter, 1990; Woltring, 1986). Il est également possible d'implémenter des procédures d'optimisation qui fournissent un jeu de variables d'entrée en accord avec l'ensemble des données périphériques mesurées (Cahouët et al., 2002). Concernant le torseur de la réaction du sol, le calcul de la position du centre des pressions (le point d'application de la force de réaction) semble être la variable ayant le plus d'influence sur le calcul des moments musculaires nets (McCaw et DeVita, 1995). Lors de la marche, un décalage antéro-postérieur de la position du centre des pressions de 1,0 cm provoque une modification de 14% de la valeur maximale des moments musculaires de flexion-extension estimés à la hanche. L'utilisation d'un matériel et d'une fréquence d'acquisition adaptés permet de réduire l'impact des données d'entrée dynamiques sur les efforts musculaires résultants. Pour réduire l'influence des données d'entrée dynamiques sur les résultats, Schmiedmayer et Kastner (1999) conseillent également de calculer le point d'application de la force de réaction à partir de l'ensemble des données fournies par la plateforme (les trois forces et les trois moments associés), y compris pour les études réalisées en deux dimensions.

En revanche, il n'y a pas de consensus dans la littérature concernant l'influence de la précision des données inertielles des segments sur les variables cinétiques calculées. Il ne s'agit en effet pas de variables que l'on peut mesurer directement et de nombreuses méthodes BSP permettent de relier ces variables d'intérêt (masse, position du centre de masse et moments d'inertie) aux mesures extrinsèques : masse et taille totales, longueurs et diamètres des segments. Le nombre de ces méthodes BSP avec entre autres Chandler

et al. (1975); De Leva (1996); Dempster (1955); Hanavan (1964); Hatze (1980); Zatsiorsky et Seluyanov (1983); Zatsiorsky et al. (1990) rend le choix difficile, d'autant qu'aucune recommandation n'est formulée pour l'utilisation de l'une d'entre-elles. Certains auteurs rapportent un faible effet des BSP sur les torseurs dynamiques estimés aux articulations (Challis et Kerwin, 1996; Ganley et Powers, 2004; Pearsall et Costigan, 1999) alors qu'à l'opposé, Andrews et Mish (1996); Kingma et al. (1996) et Silva et Ambrosio (2004) montrent que les variations des BSP peuvent jouer un rôle important. Cette apparente contradiction résulte à la fois de la méthodologie employée dans ces études et de la nature même des données inertielles. En effet, les valeurs de masse, de position du centre de masse et des moments d'inertie sont calculées à partir du volume et de la densité des segments (Shan et Bohn, 2003). Chaque paramètre n'est donc pas indépendant des deux autres. Par exemple, une modification de la valeur de la densité du segment agira sur la masse totale du segment, mais également sur son inertie. Cette remarque est également valable lorsque l'on modifie artificiellement la masse d'un segment, les répercussions seront observables sur les autres variables inertielles (moments d'inertie par exemple). La présence de cette inter-dépendance interdit l'utilisation des procédures classiques d'analyse de sensibilité (régressions linéaires multiples et calcul de dérivées partielles). En effet, l'hypothèse majeure de ces méthodes réside dans le fait que chaque paramètre que l'on fait varier est indépendant des autres. Modifier un seul paramètre sans prendre en compte l'effet de cette modification sur les deux autres comme le font Challis et Kerwin (1996), Pearsall et Costigan (1999) et Silva et Ambrosio (2004) est donc discutable d'un point de vue méthodologique.

Compte tenu des solutions existantes pour améliorer la qualité des données d'entrée cinématiques et dynamiques, des résultats divergents de la littérature concernant les BSP et de la nécessaire attention à apporter aux estimations des moments musculaires nets (Anderson et Pandy, 2001b), nous avons choisi d'analyser la sensibilité des résultats issus d'un calcul de dynamique inverse à la définition des paramètres inertiels des segments.

Dans ce but, les BSP des segments du pied, de la jambe et de la cuisse ont été estimés en utilisant six méthodes BSP différentes. Chaque ensemble de BSP issu d'une méthode BSP a ensuite été utilisé pour estimer le moment musculaire net aux articulations de la cheville, du genou et de la hanche lors d'un test de marche à trois vitesses différentes (lente, spontanée et rapide). Le choix de vitesses de marche différentes est justifié par le fait que [Winter \(1990\)](#) rapporte une augmentation de l'amplitude des moments musculaires nets lorsque la vitesse est accrue. L'influence des BSP sur les efforts résultants estimés aux articulations pourrait donc différer selon la vitesse de déplacement. En particulier, on pourrait s'attendre à ce que les différences entre les efforts résultants provenant de différentes méthodes BSP augmentent avec la vitesse.

2.2 Méthodologie

2.2.1 Sujets

Sept sujets (trois hommes et quatre femmes) ont participé à cette étude. L'âge moyen (\pm écart-type) était de $27,0 \pm 4,5$ ans, la taille moyenne de $1,68 \pm 0,09$ m et la masse totale moyenne de $63,6 \pm 10,5$ kg. Aucun des sujets ne présentait de pathologie affectant les membres inférieurs. Le choix de sujets de sexe différent n'est pas un problème pour l'objectif de cette étude. En effet, les méthodes d'estimation des BSP utilisées peuvent être appliquées indifféremment que les sujets soient de sexe masculin ou féminin. Ce choix augmente donc encore le caractère généralisable de cette étude.

2.2.2 Instructions

Les sujets avaient pour consigne de marcher à allure régulière selon trois vitesses de marche (lente, spontanée ou rapide) tout en posant la totalité du pied droit sur la plateforme de force. Quatre essais pour chaque vitesse ont permis au sujet de se familiariser avec la tâche. Par la suite, un essai par sujet et par vitesse a été enregistré. Le fait de

ne conserver qu'un seul cycle de marche par sujet et par vitesse pourrait paraître trop faible dans le cadre d'une étude sur la marche humaine. Or, la présente analyse vise à estimer l'influence des BSP sur les efforts musculaires résultants et cet objectif aurait pu être réalisé en se basant sur des données cinématiques théoriques comme le font [Kingma et al. \(1996\)](#). Cependant, compte tenu de l'importance prépondérante des données de vitesse et d'accélération sur les résultats du calcul des moments musculaires résultants, nous avons tenu à utiliser des données d'entrée cinématiques réalistes par rapport à la marche humaine. Puisque ces données ne devaient pas correspondre parfaitement à un «cycle représentatif» du sujet, un seul cycle de marche a donc été retenu.

2.2.3 Cinématique

Les données cinématiques ont été enregistrées à l'aide d'un système Vicon 624 opérant à 120 Hz. Quinze marqueurs passifs étaient disposés sur les membres inférieurs droits et gauche des sujets suivant les recommandations proposées par le Helen Hayes Hospital (voir la figure 2.2 pour le positionnement des marqueurs).

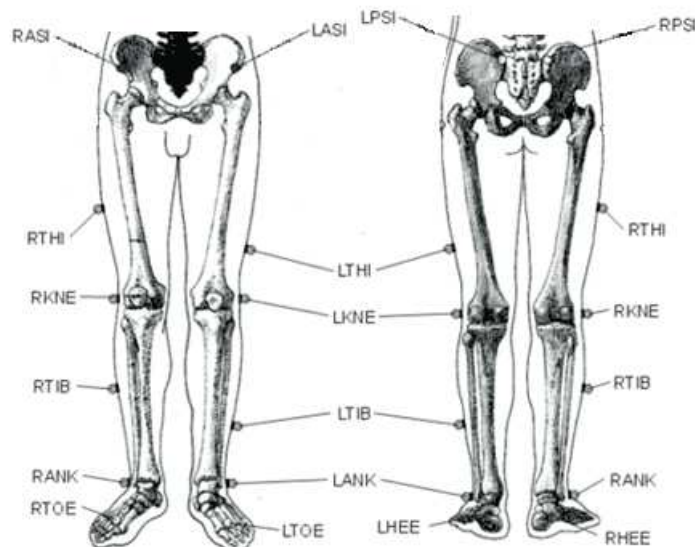


FIG. 2.2: Positionnement des marqueurs passifs suivant les recommandations formulées par le Helen Hayes Hospital.

Ainsi, les mouvements au cours du temps du sacrum (milieu des crêtes iliaques postéro-supérieures), de la crête iliaque antéro-supérieure, d'un marqueur sur la cuisse, de l'épicondyle externe du genou, d'un point sur la jambe, de l'extrémité du calcaneum, de la malléole externe et du cinquième métatarsien étaient connus.

Les données de position des centres de masse segmentaires et les orientations des segments au cours du temps ont ensuite été lissées en utilisant des interpolations par fonction splines. Les dérivées premières et secondes des données cinématiques (vitesses et accélérations linéaires et angulaires) ont été obtenues en dérivant analytiquement ces fonctions splines (Woltring, 1986). Ces étapes de filtrage et de dérivation sont de première importance. Les données brutes obtenues à partir d'un système d'acquisition (Vicon par exemple) sont en effet entachées d'un bruit de mesure (dû à la sensibilité des capteurs, à la résolution des cartes d'acquisition...). La présence de ce bruit dans les données modifie la valeur du rapport signal/bruit et influence, par exemple, la détection précise des instants des pics et des valeurs maximales du signal, ou encore le calcul des dérivées premières et secondes. Le bruit contenu dans le signal est considéré comme aléatoire ou «blanc», c'est à dire que la densité spectrale de la puissance du bruit est la même pour toutes les fréquences (Van den Bogert, 1996). A l'opposé, le contenu fréquentiel du signal est réparti principalement dans les basses fréquences (généralement inférieur à 10 Hz pour la cinématique humaine). Les procédures de filtrage visent donc à supprimer les composantes hautes fréquence du signal. Plusieurs méthodes ont été proposées et reposent soit sur du *curve fitting* comme les procédures utilisant des fonctions splines, soit sur du filtrage numérique (Butterworth par exemple). Dans le cas des procédures basées sur des fonctions splines, il s'agit de modéliser la courbe originale par des parties de polynômes de degré n . Chaque polynôme rejoint le précédent et le suivant au niveau de «nœuds». Un exemple de la construction d'une courbe à partir de plusieurs parties de polynôme est présenté à la figure 2.3.

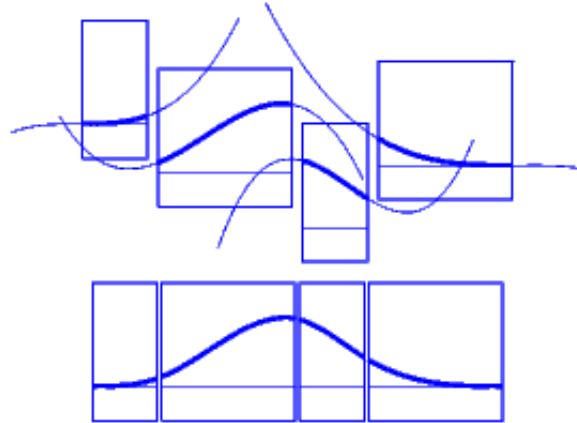


FIG. 2.3: Un exemple de construction d'une courbe gaussienne (en bas) à partir de plusieurs parties de polynômes (en haut). D'après Carl de Boor, Matlab Spline Toolbox User's Guide.

Les jointures entre polynômes sont réalisées de telle sorte que la dérivée de la courbe obtenue reste continue jusqu'à l'ordre $n - 1$. Cette propriété est particulièrement appréciable dans notre cas pour obtenir une estimation cohérente des données de vitesse et d'accélération. En conséquence, des splines d'ordre 3 (*cubic*) ont été utilisés tout au long de notre travail.

La procédure de lissage est ramenée à un problème d'optimisation exprimé comme suit :

Trouver $f(t)$ qui minimise :

$$\sum (f(t_i) - x_i)^2 + p \cdot \int \left(f^{(\frac{n+1}{2})}(t) \right)^2 dt \quad (2.1)$$

avec x_i les données brutes enregistrées aux instants t_i et $f^{(k)}$ la dérivée d'ordre k de la fonction $f(t)$. La constante p représente un paramètre de lissage. Si $p = 0$, les données brutes (donc entachées d'erreur) sont interpolées à l'aide de fonctions splines. Quand p tend vers l'infini, le résultat de la procédure d'optimisation est une courbe de degré $\frac{n-1}{2}$ qui représente au mieux (au sens des moindres carrés) la courbe originale. Ainsi, le choix de la valeur du paramètre p résulte d'un compromis entre un lissage optimal (issu du second

terme du critère) et la meilleure correspondance entre les données brutes et les données modélisées par les fonctions splines (premier terme). Dans le cadre de cette étude préalable, les étapes de lissage et de dérivation ont été réalisées par une routine implémentée dans *Bodybuilder*[®], logiciel faisant partie de la suite Vicon, sans que nous ayons pu agir sur les valeurs du paramètre p . Néanmoins, pour les études suivantes rapportées dans les chapitres 3 et 4, le paramètre p est adapté de manière à obtenir un résidu maximal de 10^{-4} entre la courbe de données brute et la courbe modélisée par des fonctions splines. Ce choix de la valeur du résidu nous assure la suppression d'une partie du bruit blanc contenu dans le signal, une très bonne correspondance entre les profils des deux courbes et également la continuité et la dérivabilité jusqu'à l'ordre 2 (celui des accélérations).

2.2.4 Réaction du sol

Le torseur dynamique externe de réaction du sol a été enregistré à l'aide d'une plateforme de force AMTI insérée dans une piste de marche de sept mètres de long. La fréquence d'acquisition était de 1560 Hz tandis que la synchronisation et l'enregistrement des données provenant des deux systèmes d'acquisition (Vicon et plateforme) était réalisée via le système Vicon.

2.2.5 Paramètres Biomécaniques Segmentaires

Pour notre étude, les masses, moments d'inertie et positions du centre de masse des segments pied, jambe et cuisse ont été estimés en utilisant six méthodes BSP couramment utilisées dans la littérature. Ces six méthodes BSP peuvent être réparties dans différentes catégories selon qu'elles sont issues d'études basées sur des cadavres, des sujets jeunes et sains ou des modélisations géométriques.

1. La méthode BSP d'estimation des BSP la plus utilisée, dérive d'une étude réalisée par Dempster (1955). Dans cette méthodes BSP, les principaux segments de huit cadavres ont été découpés puis les masses, moments d'inertie et positions des centres

de masse ont été obtenus puis moyennés. Cependant, de par le petit nombre de sujets (huit) et une moyenne d'âge de 68,5 ans, cette méthode BSP ne fournit pas des données satisfaisantes quand elle est appliquée à des sujets jeunes et sains ([Durkin et Dowling, 2003](#)).

2. Une autre méthode BSP également dérivée d'études sur cadavres a été utilisée : celle de [Chandler et al. \(1975\)](#). Bien que plus récente, cette méthode BSP comporte les mêmes faiblesses que la précédente (les sujets étaient peu nombreux (six) et âgés de 54,3 ans en moyenne).
3. Certains auteurs ont considéré les segments comme des formes géométriques simples (cylindres, cônes, sphères...) afin de simplifier le calcul des BSP ([Hanavan, 1964](#); [Hatze, 1980](#); [Zatsiorsky et al., 1990](#)). Sur le sujet, la mesure de la longueur du segment et d'une (ou plusieurs) circonférence(s) permet de calculer son volume. Connaissant sa densité, il est alors possible d'accéder aux variables inertielles désirées. Dans le cas du modèle de [Hanavan \(1964\)](#), chaque segment est considéré comme un cône tronqué (voir la figure 2.4) et les données de densité sont obtenues d'après les travaux de [Dempster \(1955\)](#). Les critiques formulées à propos des sujets utilisés pour la formulation de la méthode BSP de [Dempster \(1955\)](#) sont à souligner ici encore, puisque la densité d'un segment varie avec l'âge du sujet ([Kyle et al., 2001](#)).
4. Les trois dernières méthodes BSP proviennent d'une étude réalisée sur cent individus jeunes et sains ([De Leva, 1996](#); [Zatsiorsky et Seluyanov, 1983](#); [Zatsiorsky et al., 1990](#)). Lors de l'analyse de sujets vivants la dissection des segments est bien évidemment impossible. Il faut alors utiliser des méthodes d'estimations des BSP indirectes (scanners à rayon Gamma, DXA - absorption de rayons X à double énergie -). Dans le cas de ces trois études, les sujets sont exposés à un rayonnement Gamma de puissance connue. En mesurant la puissance du rayon avant et après la traversée du corps on en déduit la quantité absorbée et donc la quantité de matière traversée. La

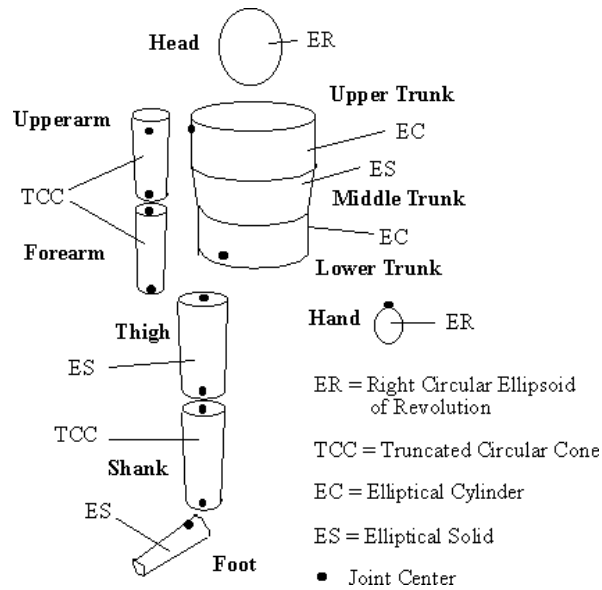


FIG. 2.4: Segmentation du corps humain utilisée dans la méthode BSP de Hanavan (1964).

mesure de la diminution de la puissance du rayon est réalisée plusieurs fois sur un même segment. Les «tranches» de segments sont ensuite combinées pour obtenir une représentation complète de ce dernier et estimer les BSP correspondants.

Le tableau suivant (tableau 2.1) résume sous une forme générique pour le segment cuisse les données d'entrée et la forme générale des méthodes d'estimation des BSP utilisées dans cette étude. m_T correspond à la masse totale du corps, l_C représente la longueur de la cuisse (les points de mesure varient d'une méthode à l'autre), m_C la masse de la cuisse, $Circ_C$ une mesure de la circonférence de la cuisse (variable d'une méthode à l'autre) et h_T la taille totale du sujet.

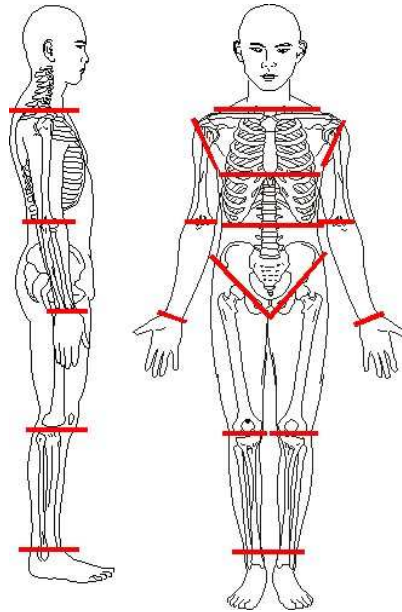


FIG. 2.5: Segmentation du corps humain dans les modèles de Zatsiorsky

	Masse (Kg)	Position du CdM (m)	Moment d'inertie ($Kg \cdot m^2$)
Dempster (1955)	$A_1^D \cdot m_T$	$B_1^D \cdot l_C$	$C_1^D \cdot l_C$
Chandler (1975)	$A_1^C \cdot m_T$	$B_1^C \cdot l_C$	$C_1^C \cdot l_C$
Hanavan (1964)	$A_1^H \cdot m_T + A_2^H$	$B_1^H \cdot \frac{Circ_{C1}^H}{Circ_{C2}^H}$	$\frac{C_1^H \cdot m_T}{C_2^H \cdot l_C} + C_3^H \cdot m_T \cdot l_C^2$
DeLeva (1996)	$A_1^{DL} \cdot m_T$	$B_1^{DL} \cdot l_C$	$C_1^{DL} \cdot l_C$
Zatsiorsky (1990)	$A_1^{Z1} \cdot l_C \cdot Circ_C^2$	$B_1^{Z1} \cdot l_C$	$C_1^{Z1} \cdot m_C \cdot l_C^2$
Zatsiorsky (1983)	$A_1^{Z2} + A_2^{Z2} \cdot m_T$ $+ A_3^{Z2} \cdot h_T$	$B_1^{Z2} + B_2^{Z2} \cdot m_T$ $+ B_3^{Z2} \cdot h_T$	$C_1^{Z2} + C_2^{Z2} \cdot m_T$ $+ C_3^{Z2} \cdot h_T$

TAB. 2.1: Formes génériques des méthodes d'estimation des BSP. m_T correspond à la masse totale du corps, l_C représente la longueur de la cuisse (les extrémités des segments varient d'une méthode à l'autre), m_C la masse de la cuisse, $Circ_C$ une mesure de la circonférence de la cuisse (variable d'une méthode à l'autre) et h_T la taille totale du sujet. Pour chacun des modèles BSP (exposant j), les coefficients A_i^j , B_i^j et C_i^j permettent d'estimer respectivement les masses, les positions du centre de masse et les moments d'inertie.

Le tableau 2.1 met en lumière les différences existant entre les méthodes. En particulier, deux points nécessitent un approfondissement. Premièrement, l'étape de définition des extrémités des segments (appelée *segmentation*) peut différer entre les méthodes, comme cela est visible pour le segment cuisse sur les figures 2.4 et 2.5. Ces différences de segmentation modifient le volume du segment et donc l'ensemble des BSP (masse, position du centre de masse et moment d'inertie). Deuxièmement, les mesures de longueur et de circonférence utilisées comme données d'entrée varient fortement selon les méthodes. Par exemple, Zatsiorsky et al. (1990) définissent l_C comme la distance séparant le sommet du plateau tibial de la crête illiaque antéro-supérieure, tandis que De Leva (1996) définit l_C comme la longueur séparant les centres articulaires du genou et de la hanche. Outre le fait que certains points anatomiques sont difficilement accessibles (le centre articulaire de la hanche par exemple), ces variations de longueurs modifient les valeurs de la position relative du centre de masse du segment (45,49 % pour Zatsiorsky contre 40,95 % pour DeLeva).

2.2.6 Calcul des moments musculaires nets, variables analysées

Pour cette première étude, les calculs de dynamique inverse ont été réalisés à l'aide du logiciel *Bodybuilder*[®]. Le modèle du membre inférieur utilisé considère un diagramme en corps libres où chacun des segments est indépendant des autres. Les moments musculaires nets aux articulations du membre inférieur ont été estimés en faisant varier les paramètres inertiels des segments tout en gardant constantes les entrées cinématiques et dynamiques. Pour chaque sujet et chacune des vitesses de marche, six jeux de données, qui correspondent à chacun des modèles d'estimation des BSP utilisés, ont ainsi été obtenus. La figure 2.6 résume la méthodologie utilisée dans cette étude.

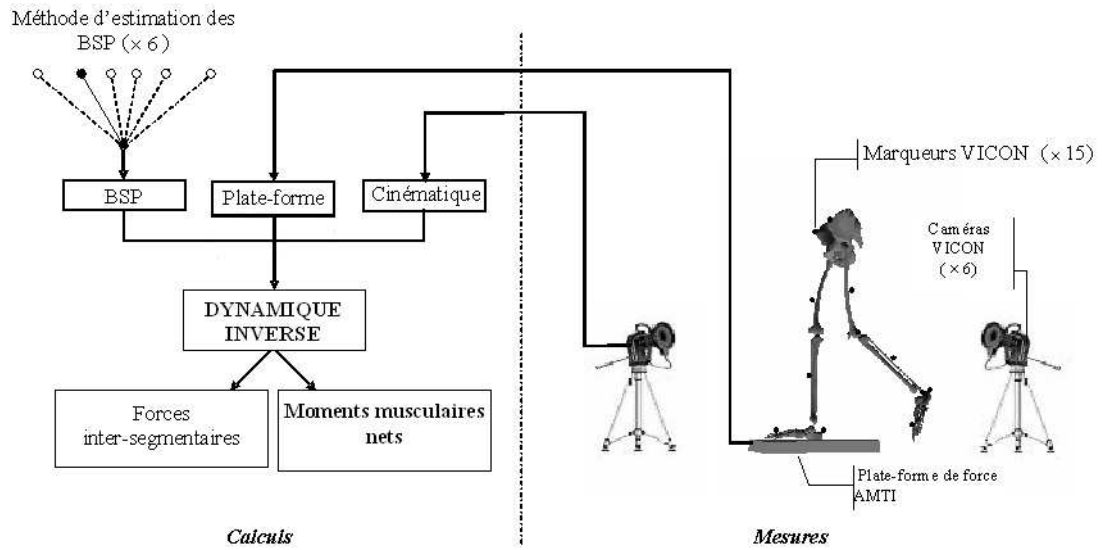


FIG. 2.6: Représentation schématique de la méthodologie utilisée dans cette étude.

2.2.7 Statistiques

Des analyses de variance (ANOVA) à mesures répétées à un facteur *méthode BSP* ont été réalisées sur les paramètres inertiels (masses, moments d'inertie et positions du centre de masse) issus des six modèles d'estimation. Nous avons choisi d'analyser les moments musculaires nets estimés aux articulations de la cheville, du genou et de la hanche. Les données ont été analysées séparément pendant la phase d'appui (pied au sol) et pendant la phase de vol. Le découpage de chacune des phases a été réalisé sur la base de la force de réaction enregistrée par la plateforme de force. Les valeurs minimales, maximales ainsi que les extrémums des variables dépendantes au cours de chacune des phases ont été analysées. La RMS normalisée de chaque variable (voir l'équation 2.2) a également été comparée pour chaque phase (Cahouët et al., 2002). Cette variable, qui correspond à l'écart entre la courbe de données et l'axe horizontal, fournit une information concernant la forme globale du moment résultant. Cette information sera utilisée comme une variable dépendante pour la comparaison des différentes courbes entre elles.

$$NRMS_j = \frac{\sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T S_j(t)^2 dt}}{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (Max_{0 < t < T}(S_i(t)) - Min_{0 < t < T}(S_i(t)))} \quad (2.2)$$

$$j = \{1, \dots, 6\}, n = 6$$

avec $S_j(t)$ correspondant au moment musculaire de flexion-extension estimé au temps t à l'aide du modèle j (j variant de 1 à 6). T représente la durée totale du mouvement.

Le seuil de significativité a été fixé à $p < 0,05$.

2.3 Résultats

2.3.1 Paramètres Biomécaniques Segmentaires

Quel que soit le segment étudié, nous observons une influence significative du facteur *méthode BSP* sur les variables de masse, de moment d'inertie et de position du centre de masse. Les variables inertielles estimées diffèrent grandement selon la méthode BSP utilisée (voir la figure 2.7 où les résultats moyens de la cuisse sont présentés). Les valeurs moyennes pour l'ensemble des méthodes BSP ($n = 6$) sont présentées dans le tableau 2.2. Les valeurs en italique correspondent aux pourcentages moyens de variation entre les méthodes BSP. Ces valeurs sont obtenues en divisant l'amplitude de variation des estimations par leur valeur moyenne ($\times 100$). Les amplitudes des variations sont importantes puisqu'elles évoluent de 9,73% pour la position du centre de masse de la jambe à 61,51% pour le moment d'inertie du pied. La masse du pied est la seule variable où les estimations issues de l'ensemble des méthodes BSP sont toutes différentes entre elles ($F_{5,30} = 79,97; p < 0,05$).

	Pied	Jambe	Cuisse
masse (kg)	$0,85 \pm 0,11$ <i>38,0</i>	$2,89 \pm 0,19$ <i>15,7</i>	$7,59 \pm 1,30$ <i>37,6</i>
moment d'inertie ($kg \cdot m^2$)	$0,02 \pm 5,74 \cdot 10^{-3}$ <i>61,5</i>	$0,21 \pm 0,02$ <i>22,0</i>	$0,78 \pm 0,17$ <i>58,4</i>
CoM (m)	$0,13 \pm 0,02$ <i>29,1</i>	$0,24 \pm 0,01$ <i>9,7</i>	$0,28 \pm 0,01$ <i>11,3</i>

TAB. 2.2: Valeurs moyennes (\pm un écart-type) des variables inertielles estimées en utilisant six modèles BSP différents. En italique les pourcentages de variation (voir le texte pour la méthode de calcul).

Dans nos résultats, aucune estimation provenant d'une méthode ne reste constamment supérieure ou inférieure à celles obtenues en utilisant les autres méthodes. Ce phénomène est illustré sur la figure 2.7 où la méthode BSP *Z1* fournit une estimation plancher pour la position du centre de masse, une valeur appartenant à la fourchette basse des prédictions pour le moment d'inertie et une masse estimée plutôt supérieure. Néanmoins, une tendance se dessine puisque les estimations provenant des méthodes BSP *vivants* sont régulièrement différentes de celle obtenues avec les autres méthodes BSP. C'est ce que l'on remarque pour la masse de la cuisse (le haut de la figure 2.7) où les valeurs issues des trois méthodes BSP *Z1*, *Z2* et *DeLeva* sont supérieures aux trois autres ($8,71 \pm 0,64$ kg contre $6,46 \pm 0,10$ kg ; $F_{5,30} = 15,04$; $p < 0,05$). Certaines variables cependant ne respectent pas cette tendance comme le moment d'inertie à la cuisse où les estimations issues de la méthode BSP de *DeLeva* dépassent toutes les autres ($F_{5,30} = 24,35$; $p < 0,05$) tandis que celles provenant de *Z2* sont intermédiaires et uniquement équivalentes à *Chandler*.

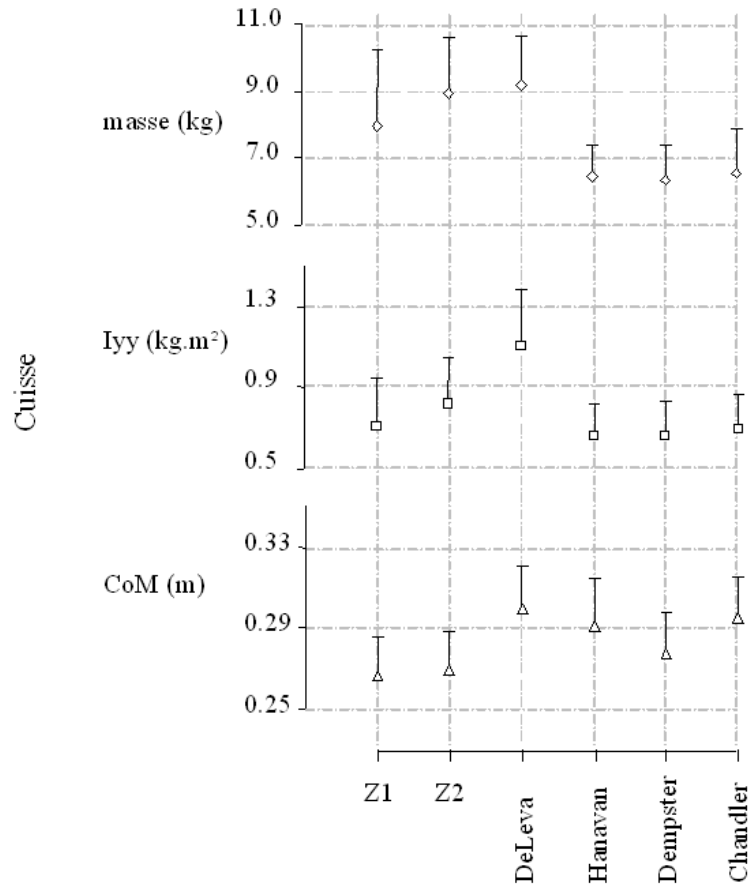


FIG. 2.7: Valeurs des Paramètres Biomécaniques Segmentaires à la cuisse en fonction de la méthode BSP utilisée.

2.3.2 Moments musculaires nets de flexion/extension

L'influence de la modification des données inertielles sur les résultats d'un calcul de dynamique inverse est présentée sur la figure 2.8.

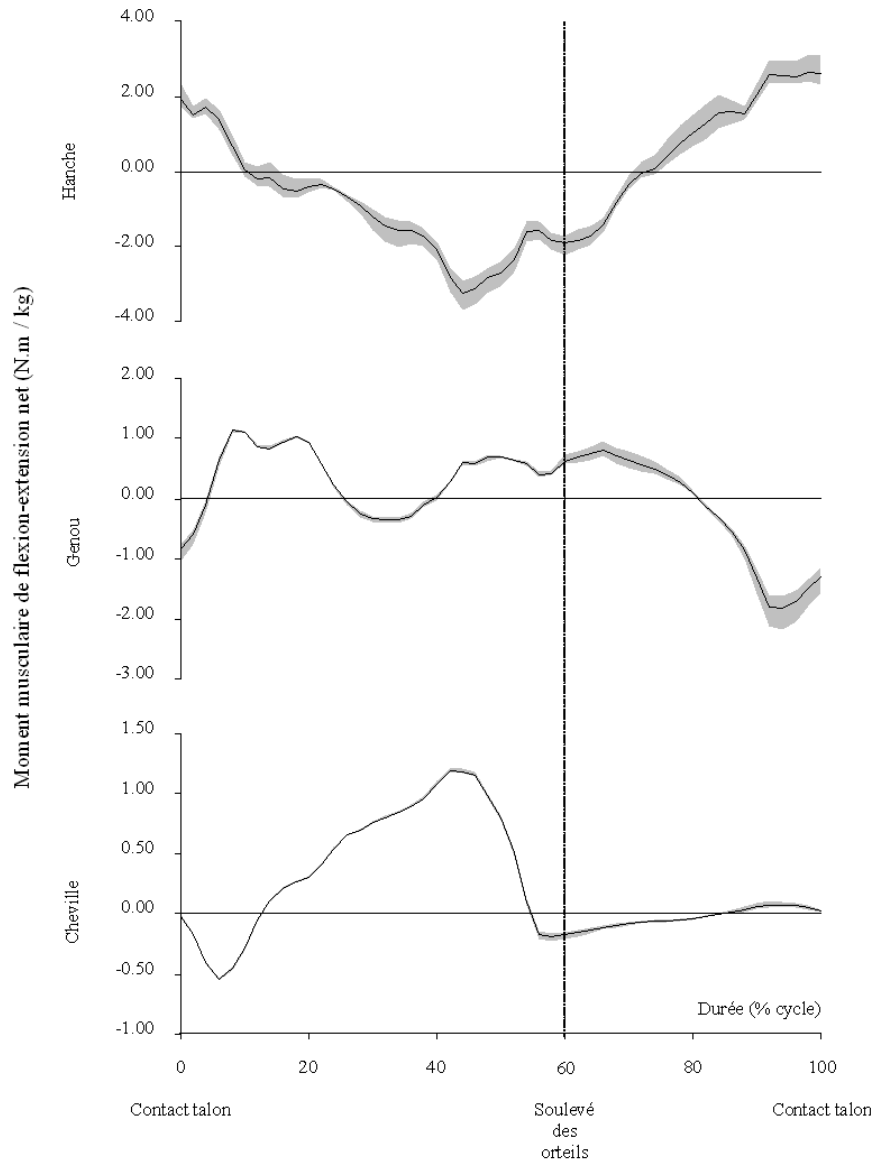


FIG. 2.8: Exemple à cadence rapide de l'évolution au cours d'un cycle de marche du moment musculaire net de flexion/extension aux articulations cheville (en bas), genou (au milieu) et hanche (en haut). Pour chaque graphe le trait plein représente la valeur moyenne de la variable considérée et la partie grisée représente l'empan moyen des variations obtenu en modifiant les données BSP d'entrée.

Les tableaux 2.3 et 2.4 synthétisent les valeurs des pics et de la NRMS pour chaque cadence, chaque articulation et chacune des phases. La valeur moyenne et l'amplitude de variation du moment net à la cheville lors de la phase de balancé sont relativement faibles. Pour cette raison nous avons choisi de ne pas étudier les données à la cheville provenant

de cette partie là du cycle de marche.

Appui	NRMS		
	Cheville	Genou	Hanche
Cadence lente	$0,50 \pm 0,01 \cdot 10^{-1}$ <i>0,60</i>	$0,51 \pm 0,05 \cdot 10^{-1}$ <i>2,35</i>	$0,45 \pm 0,01^*$ <i>7,94</i>
Cadence naturelle	$0,49 \pm 0,01 \cdot 10^{-1*}$ <i>0,61</i>	$0,43 \pm 0,06 \cdot 10^{-1}$ <i>3,23</i>	$0,40 \pm 0,02^*$ <i>12,64</i>
Cadence rapide	$0,50 \pm 0,01 \cdot 10^{-1*}$ <i>0,80</i>	$0,39 \pm 0,03 \cdot 10^{-1}$ <i>1,78</i>	$0,37 \pm 0,03^*$ <i>17,91</i>

Appui	Pics (N.m/kg)		
	Cheville	Genou	Hanche
Cadence lente	$1,23 \pm 0,02 \cdot 10^{-1*}$ <i>0,41</i>	$0,57 \pm 0,03 \cdot 10^{-1}$ <i>1,40</i>	$-1,13 \pm 0,05^*$ <i>11,14</i>
Cadence naturelle	$1,24 \pm 0,02 \cdot 10^{-1}$ <i>0,49</i>	$0,95 \pm 0,06 \cdot 10^{-1}$ <i>1,48</i>	$-1,91 \pm 0,12^*$ <i>15,43</i>
Cadence rapide	$1,34 \pm 0,03 \cdot 10^{-1*}$ <i>0,67</i>	$0,96 \pm 0,05 \cdot 10^{-1}$ <i>1,15</i>	$-2,49 \pm 0,19^*$ <i>19,29</i>

TAB. 2.3: Valeurs moyennes (\pm un écart-type) des valeurs de NRMS estimées lors de la phase d'appui. En italique les pourcentages de variation (voir le texte pour la méthode de calcul). Un * indique une influence significative du facteur *méthode BSP*.

A l'articulation de la cheville, une influence significative du facteur *méthode BSP* apparaît sur les valeurs de NRMS pour les vitesses préférentielle et rapide, mais également sur les valeurs des pics aux cadences lente et rapide. Ces résultats sont néanmoins à prendre avec précaution du fait de la faible amplitude de variation (seulement 0,8% du maximum pour la NRMS à cadence rapide).

La modification des données d'entrée inertielles n'affecte pas les efforts musculaires calculés à l'articulation du genou. Cependant, avec un maximum de 3,2% pour la NRMS lors de la phase d'appui à cadence naturelle, l'amplitude de variation observée est plus importante qu'à l'articulation de la cheville.

Balancé	NRMS	
	Genou	Hanche
Cadence lente	0,35 ± 0,01 <i>10,23</i>	0,28 ± 0,01* <i>14,79</i>
Cadence naturelle	0,34 ± 0,02 <i>12,80</i>	0,29 ± 0,01* <i>11,01</i>
Cadence rapide	0,34 ± 0,01 <i>11,27</i>	0,29 ± 0,01* <i>10,90</i>

Balancé	Pics (N.m/kg)	
	Genou	Hanche
Cadence lente	-0,40 ± 0,02 <i>13,53</i>	0,62 ± 0,04* <i>16,63</i>
Cadence naturelle	-0,65 ± 0,03 <i>11,06</i>	1,07 ± 0,07* <i>20,11</i>
Cadence rapide	-1,07 ± 0,05 <i>10,90</i>	1,86 ± 0,11* <i>13,36</i>

TAB. 2.4: Valeurs moyennes (\pm un écart-type) des valeurs de NRMS calculées lors de la phase de balancé. En italique les pourcentages de variation (voir le texte pour la méthode de calcul). Un * indique une influence significative du facteur *méthode BSP*.

A l'articulation de la hanche en revanche, quelles que soient les variables étudiées et la vitesse ou la phase du cycle de marche des différences significatives apparaissent. Les variations maximales de NRMS atteignent 17,9% et les pics varient au plus fort de 20,1%. Les efforts musculaires résultants estimés à partir des BSP provenant des méthodes cadavériques ou géométriques montrent une certaine unité. Peu de différences sur les moments résultants apparaissent en effet entre les estimations issues des BSP des méthodes géométriques et celles provenant d'études sur cadavres. En revanche, les comparaisons post-hocs appliquées aux NRMS et aux pics révèlent que les estimations basées sur les BSP de *De Leva* sont systématiquement différentes de toutes les autres. De plus, les tests post-hocs montrent que les variables issues des données d'entrée de la méthode *Z2* sont situées entre celles de *De Leva* et celles de l'ensemble des autres méthodes.

Au cours de cette étude, les vitesses angulaires segmentaires ont été modifiées en faisant varier la vitesse de marche des sujets. La modification du moment musculaire résultant due à une variation des BSP ne semble pas affectée par la vitesse de marche. En effet, lors de la phase de vol les variations de NRMS à la hanche sont maximales à faible vitesse (voir les tableaux 2.3 et 2.4).

2.4 Discussion

Cette étude préalable visait à analyser l'influence des BSP issus de différentes méthodes d'estimation sur les moments musculaires nets estimés aux articulations du membre inférieur lors de la marche.

2.4.1 Paramètres Biomécaniques Segmentaires

L'ensemble des méthodes BSP présentées dans cette étude visent à estimer les BSP des segments d'une même population (caucasienne). On pourrait donc s'attendre à une certaine homogénéité dans les résultats bien que les données d'entrée utilisées soient dif-

férentes d'une méthode à l'autre (voir le tableau 2.1). Or, les paramètres biomécaniques segmentaires sont fortement dépendants de la méthode d'estimation utilisée. En effet, comme l'ont précédemment rapporté Durkin et Dowling (2003) et Pearsall et Costigan (1999) les variations sont importantes et peuvent atteindre 38,0% de la masse du pied, 61,5% pour le moment d'inertie du pied et 29,1% pour la position du centre de masse du pied. En particulier, le modèle proposé par Hanavan (1964) fournit des estimations de masse et de moment d'inertie pour les segments pied et jambe très différentes de celles obtenues avec les autres méthodes. Ce résultat souligne la difficulté de représenter les segments du corps humain comme des solides géométriques de forme simple (des cônes tronqués pour la méthode de Hanavan). Il faut cependant noter que l'auteur lui même avait soulevé le problème pour les segments aux contours complexes.

Un autre facteur peut grandement affecter les estimations des BSP. Il s'agit de la procédure de segmentation utilisée pour définir les extrémités supérieures et inférieures d'un segment. Ce fait est illustré par les différences concernant la masse de la cuisse où les modèles issus d'études sur cadavres montrent des résultats bien plus faibles que ceux obtenus à partir de sujets vivants. En effet, alors que Chandler et al. (1975) et Dempster (1955) sectionnent la cuisse au niveau du grand trochanter et perpendiculairement à l'axe du fémur, les études menées sur des sujets vivants utilisent un axe passant par le centre articulaire de la hanche et formant un angle de 37° par rapport à l'axe central du corps (voir la figure 2.5). Le volume résultant du segment est donc modifié, et l'ensemble des paramètres BSP également du fait de l'inter-dépendance entre les variables.

La population ayant servi de base à l'élaboration des formules de régression est également un facteur pouvant induire des différences. En effet, comme le rapportent Kyle et al. (2001), la part relative des os, des muscles et du tissu adipeux évolue avec l'âge des personnes étudiées. Étant donné que les densités de chacun de ces éléments sont différentes, les valeurs finales des BSP du segment seront affectées par ces modifications de composition.

Compte tenu des variations relevées au sein des paramètres inertiels des segments, leur influence sur les moments musculaires nets obtenus par dynamique inverse doit être soigneusement étudiée.

2.4.2 Moments musculaires nets

En accord avec les travaux de [Andrews et Mish \(1996\)](#); [Kingma et al. \(1996\)](#) et [Silva et Ambrosio \(2004\)](#), nos résultats montrent que les valeurs de NRMS et de pics peuvent être grandement influencées lorsque les BSP proviennent de méthodes d'estimation différentes. Ainsi, la sensibilité aux données d'entrée inertielles des résultats issus d'une procédure par dynamique inverse ne doit pas être négligée.

Nous avons montré en introduction de cette partie que les résultats obtenus en utilisant des régressions linéaires multiples ou des calculs de dérivées partielles n'étaient pas valides d'un point de vue mathématique. En effet, l'interdépendance entre les variables inertielles interdit de ne modifier qu'un seul paramètre pour en étudier l'influence. Cependant en ne faisant varier qu'un seul paramètre à la fois, ces études rapportent une influence minimale des BSP sur les moments musculaires résultants. Nos résultats montrent effectivement que, lorsque les différences entre les méthodes n'affectent qu'une seule variable inertielle, les conséquences sur les moments musculaires sont mineures (même si elles sont statistiquement significatives). Par exemple, une différence de 13,6% dans le moment d'inertie du pied entre les méthodes *Z1* et *Z2* provoque des variations très faibles des pics et NRMS (1,3% pour les deux variables). Cette conclusion est également valable quand l'ensemble des paramètres inertiels varient faiblement.

A l'opposé, les écarts maximaux sont observés sur les variables dépendantes quand l'ensemble des variations sur les BSP s'effectuent de la même manière. En effet, les différences entre les moments musculaires résultants proviennent des variations affectant chacun des termes des équations du mouvement. Ainsi, au niveau de la cuisse, l'effet combiné d'une augmentation de 23,0% de la masse, de 33,8% du moment d'inertie et de 10,1% de la

position du centre de masse entre la méthode *DeLeva* et celles issues d'études sur cadavres entraîne une augmentation de 19,5% de la valeur des pics de moment à la hanche. D'un point de vue général, les estimations des moments musculaires nets réalisées à l'aide de méthodes issues d'études sur cadavres sont similaires entre elles. En revanche, les résultats issus de ces méthodes ([Chandler et al., 1975](#); [Dempster, 1955](#); [Hanavan, 1964](#)) montrent des différences avec ceux estimés grâce aux méthodes *Z1*, *Z2* et *DeLeva*.

Nos résultats montrent que la définition des BSP influence les estimations des moments musculaires résultants lors d'une tâche de marche. Sur la base de ces conclusions se pose alors la question du choix de la méthode d'estimation à utiliser. Une étude récente de [Durkin et Dowling \(2003\)](#) basée sur des mesures *in-vivo* par DXA révèle que les estimations de la méthode *Z2* sont plus proches des mesures *in-vivo* que celles obtenues avec les formules de *Hanavan*, de *Dempster* ou encore *Z1*. Ainsi, sur la base des résultats de la présente étude et de ceux obtenus par [Durkin et Dowling \(2003\)](#), l'utilisation de la méthode *Z2* peut être fortement recommandée dans l'estimation des moments musculaires nets par dynamique inverse. Cette recommandation est encore plus marquée lorsqu'il s'agit d'étudier l'activité de marche chez les sujets jeunes et sains. En effet, [Kyle et al. \(2001\)](#) montrent que la composition des segments du corps humain évolue avec l'âge, due notamment à une perte de masse musculaire. Chaque constituant des segments corporels (os, graisse, muscle, sang...) possède une valeur de densité propre. Si la composition est modifiée, la masse totale du segment le sera aussi. Du fait de l'inter-dépendance entre les variables inertielles, la position du centre de masse et le moment d'inertie seront également affectés. Les méthodes d'estimation des BSP basées sur des sujets âgés telles celles proposées par [Chandler et al. \(1975\)](#) et [Dempster \(1955\)](#) pourraient donc s'appliquer de manière plus adaptée à une population de sujets âgés, tandis que la méthode *Z2* devrait être utilisée si les sujets des études sont jeunes et en bonne santé. Outre une estimation plus cohérente des efforts musculaires résultants, l'utilisation d'une méthode d'estimation des BSP adaptée éviterait une mauvaise interprétation concernant le type de travail fourni par les

groupes musculaires. En effet à cadence rapide, modifier les méthodes d'estimation des BSP entraîne un décalage de l'instant où la polarité du moment musculaire à la hanche change. Comme l'illustre la figure 2.8, la durée d'activité du groupe musculaire fléchisseur diffère de 10,0%.

Nos résultats montrent cependant que l'influence des données anthropométriques sur les efforts musculaires résultants ne change pas entre les phases d'appui et les phases de balancé. Ainsi, que le segment distal soit fixe ou en mouvement, l'influence des BSP sur les efforts musculaires résultants est similaire. Les conclusions de cette étude sont donc généralisables à l'ensemble des expériences visant à estimer les moments musculaires résultants par dynamique inverse. Cette remarque s'applique en particulier au mouvement de «squat» que nous avons choisi pour étudier les coordinations motrices. La méthode d'estimation des BSP $Z2$ sera donc utilisée dans les parties 3, 4 et 5.

Cette étude préalable permet de mieux comprendre la manière dont l'interdépendance entre les données BSP affecte les moments estimés par dynamique inverse. Des perspectives intéressantes apparaissent maintenant. Premièrement, d'autres études restent nécessaires puisque les vitesses rencontrées lors de la marche sont relativement faibles comparées au domaine sportif et que des différences dans les BSP pourraient avoir une influence encore plus importante dans ces cas là. Deuxièmement, l'amélioration des données anthropométriques est un point à soulever. Bien que la mesure directe des BSP spécifiques à chaque sujet soit réalisable, elle reste coûteuse et d'une utilisation restreinte. Certains auteurs ont donc proposé des méthodes permettant d'améliorer la définition des BSP de manière individualisée pour chaque sujet. Il s'agit en particulier des travaux de [Vaughan et al. \(1982\)](#) qui ajuste les valeurs des BSP à l'aide d'une procédure d'optimisation. Ce point pourrait être à approfondir compte tenu des améliorations apportées dans les méthodes d'optimisation.

2.4.3 Conclusion

Une procédure d'estimation des efforts musculaires résultants par dynamique inverse nécessite trois types de données d'entrée : la cinématique, la définition des propriétés inertielles des segments et le torseur des efforts externes (quand il est disponible et suivant la méthode de résolution utilisée). Les travaux visant à estimer la sensibilité d'un calcul de dynamique inverse à la qualité des données d'entrée sont nombreux et se centrent principalement sur la réduction de l'influence des imprécisions affectant les données cinématiques et le torseur externe. En particulier, la plupart des études prennent de nombreuses précautions afin d'obtenir des données de vitesse et d'accélération les meilleures possibles (Scolnik et Gambini, 2002; Van den Bogert A.J., 1996; Winter, 1990; Woltring, 1986). A l'opposé, la question de l'influence des BSP sur les efforts résultants fait l'objet d'un débat dans la littérature. Les résultats de cette étude montrent que la définition des paramètres inertiels des segments doit être effectuée avec la plus grande précaution. Notre choix se porte donc sur une méthode d'estimation de ces BSP rapportée comme optimale pour des sujets jeunes et sains (Durkin et Dowling, 2003).

Cette étude constituait un préalable à l'analyse de la coordination musculaire. D'une part de nombreux auteurs avaient soulevé la question de la précision de l'estimation des efforts musculaires résultants, mais d'autre part cette précision est une nécessité si l'on veut pouvoir utiliser des procédures d'optimisation statique pour résoudre les problèmes sous-déterminés (Anderson et Pandy, 2001b). Dans le chapitre suivant, les résultats de cette étude seront appliqués à l'analyse de la coordination musculaire au cours d'un mouvement de «squat» en présence d'une perturbation externe générée par le port d'une charge supplémentaire.

Chapitre 3

Perturbation externe : charge additionnelle

3.1 Introduction

La manière dont le SNC gère la redondance musculaire face à une perturbation a été largement étudié dans la littérature, particulièrement en se focalisant sur la co-contraction des muscles agonistes et antagonistes. Cette co-contraction est en effet un bon indice pour étudier la coordination musculaire au cours d'un mouvement. Cependant, un débat existe dans la littérature sur le rôle de la co-contraction. Certains auteurs la considèrent comme néfaste. En effet d'un point de vue énergétique, la présence d'une activité antagoniste nécessite une activation plus importante du groupe agoniste au mouvement, ce qui pourrait entraîner une diminution de la performance ([Olney et Winter, 1985](#)). La co-contraction augmente également les contraintes subies par les articulations ([Childs et al., 2004](#); [Granata et Marras, 1995](#)). Ces contraintes supplémentaires pourraient être un facteur favorisant le développement plus précoce d'ostéoarthrite ([Kerrigan et al., 1998](#)). A l'opposé, certains travaux ont rapporté un effet bénéfique de la co-contraction. Ainsi, [Granata et Marras \(2000\)](#) montrent que l'augmentation de la contrainte articulaire due à la co-contraction est compensée par une meilleure stabilité de l'articulation. [Basmajian](#)

et Deluca (1985) et Cholewicki et al. (1997) évoquent également un effet bénéfique de la co-contraction sur la stabilité de l'articulation. En augmentant la raideur de celle-ci, la co-activation des groupes musculaires agoniste et antagoniste agirait de manière à stabiliser «activement» l'articulation et ainsi assister les éléments de stabilité passifs que sont les ligaments ou les butées osseuses. Concernant l'étude de la coordination du mouvement, Osu et al. (2002) montrent une diminution de la quantité de co-contraction avec l'apprentissage, tandis que Gribble et Ostry (1999) montrent une modulation de la quantité de co-contraction pour compenser les efforts résultants dus au mouvement de la chaîne segmentaire (*interaction torque*).

Un autre élément alimente le débat sur le rôle de la co-contraction. Les conditions de réalisation de la tâche semblent prendre une part prépondérante dans les variations observées. En effet, la quantité de co-contraction peut être élevée lors de mouvements réalisés en chaîne fermée, c'est à dire lorsque le segment distal est fixe, et relativement faible lorsque le mouvement du segment distal n'est pas contraint (Escamilla et al., 1998). Étant donné le rôle crucial joué par le genou dans la vie quotidienne, de nombreux travaux ont étudié cette articulation où les divergences sur le rôle de la co-contraction apparaissent plus flagrantes encore. Le rôle de protection des structures passives attribué à la co-contraction est également un sujet de discorde. Une lésion du ligament croisé antérieur semble entraîner une augmentation du niveau de co-contraction pour Alkjaer et al. (2002), aucun changement selon Kingma et al. (2004), voire une baisse pour Teixeira da Fonseca et al. (2004). En se basant sur une modélisation biomécanique du genou, Shelburne et al. (2005) confirment néanmoins qu'une augmentation du niveau de co-contraction pourrait diminuer la tension au niveau du ligament.

De plus, la quantification du niveau de co-contraction est fortement dépendante de la méthode utilisée (Kellis et al., 2003), rendant délicates les comparaisons inter-études. A l'exception de l'étude de Shelburne et al. (2005), l'ensemble des conclusions précédentes sont basées sur les seules données électromyographiques dont nous avons déjà évoqué les

restrictions à apporter à leur utilisation exclusive (Farina, 2006; Hermens et al., 2000). Un modèle tel que celui proposé par Amarantini et Martin (2004), associant l'ensemble des données périphériques dans une procédure d'optimisation numérique, tout en s'assurant que les variables estimées répondent aux contraintes physiologiques, semble apporter une réponse adaptée au problème de l'analyse de la redondance musculaire au niveau des groupes musculaires agoniste et antagoniste. Cette modélisation fournit des solutions plus réalistes en combinant les avantages des données EMG et des procédures d'optimisation. Ainsi, les durées et les intensités des activités musculaires sont prises en compte tout en assurant une correspondance idéale entre les variables dynamiques estimées à l'aide de l'EMG et celles provenant de l'application classique des lois de la mécanique.

Ce chapitre vise donc à analyser la manière dont le SNC gère la redondance musculaire au niveau des groupes fléchisseur et extenseur de l'articulation du genou. Une perturbation externe (charge additionnelle) comprenant trois modalités est induite pendant une série de mouvements de «squat». Les modifications de coordination seront étudiées en se basant sur les variations des moments développés par les groupes musculaires opposés. L'estimation de ces moments musculaires se fera dans une procédure d'optimisation sur la base d'un modèle biomécanique associant les données cinématiques, les données inertielles des segments, le torseur dynamique externe et les données électromyographiques. La présence d'une perturbation externe telle que l'ajout d'une charge additionnelle lors d'un mouvement de «squat» provoque une augmentation des activités musculaires mesurées (McCaw et Melrose, 1999). Nous émettons donc l'hypothèse que la quantité de co-contraction sera augmentée avec la charge.

3.2 Méthode

3.2.1 Sujets

Huit sujets masculins ont participé à cette étude, la moyenne d'âge (\pm un écart-type) était de $20,1 \pm 2,8$ ans, la taille moyenne de $1,77 \pm 0,03$ m et la masse totale moyenne valait $75,1 \pm 11,8$ kg. Tous étaient sportifs, ne présentaient aucun problème d'origine orthopédique ou neurologique et étaient novices en ce qui concerne le mouvement de «squat».

3.2.2 Déroulement de l'expérience

Les sujets ont réalisé une série de sept «squats». En partant d'une position érigée, les sujets avaient pour consigne de fléchir les genoux jusqu'à ce que les cuisses soient parallèles au sol (angle de genou proche de 90°) puis de remonter à la position érigée. Une posture intermédiaire est illustrée à la figure 4.8. Trois charges additionnelles de 8, 28 ou 48 kg ont été ajoutées sur le dos des sujets. Ces charges représentent respectivement des intensités de perturbation de $11,1 \pm 1,5\%$; $38,8 \pm 5,3\%$ et $66,4 \pm 9,0\%$ de la masse totale pour les charges 8, 28 et 48 kg. L'ordre de passation de chaque condition de chargement a été randomisé entre les sujets.

3.2.3 Variables enregistrées

Cinématique :

Les coordonnées des marqueurs représentant les déplacements des segments du pied, de la jambe, de la cuisse, du tronc et de la barre ont été enregistrées à une fréquence de 120 Hz au moyen d'un système opto-électronique Vicon 624. Afin de permettre la synchronisation avec les autres données dont les enregistrements seront détaillés après, les données cinématiques ont été ré-échantillonnées à une fréquence de 1000 Hz en utilisant

une méthode d'interpolation par fonctions splines (Spline Toolbox, Matlab version 3.2.2). Un calcul trigonométrique a permis d'obtenir les données de cinématique angulaire des articulations à partir des déplacements des marqueurs. La convention de signe adoptée est illustrée à la figure 3.1. La cinématique angulaire de chacune des articulations a été lissée à l'aide d'une procédure basée sur des fonctions splines. Comme détaillé dans la partie 2.2.3, une contrainte de 10^{-4} a été introduite sur la valeur du résidu entre la courbe originale et la courbe lissée afin de conserver au mieux les caractéristiques du signal d'origine. Chacune des fonctions splines ainsi obtenue a ensuite été dérivée analytiquement pour obtenir les vitesses et accélérations angulaires.

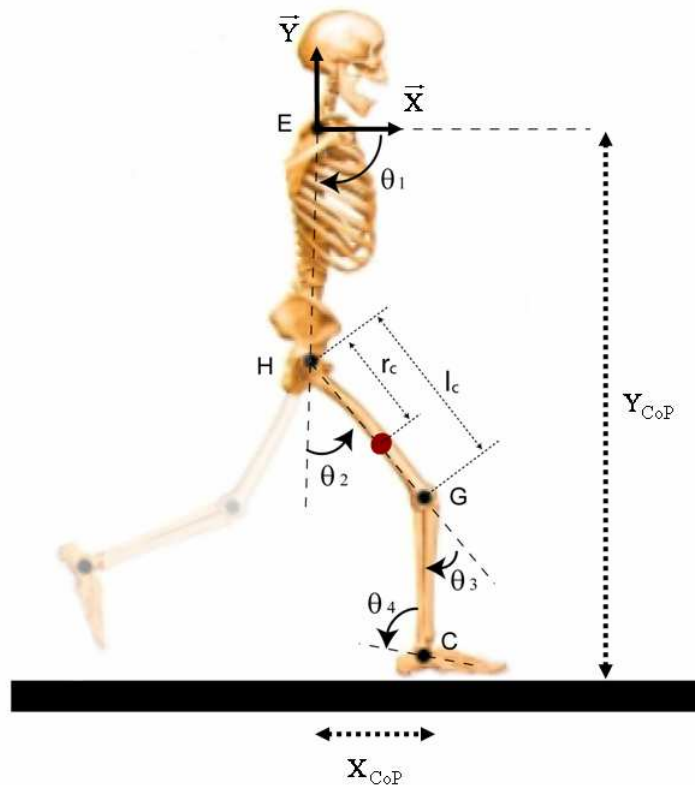


FIG. 3.1: Représentation du modèle mécanique utilisé dans cette étude. Où E, H, G et C représentent respectivement l'épaule, la hanche, le genou et la cheville. θ_i ($i = \{1, \dots, 4\}$) correspondent aux angles articulaires, l_C à la longueur du segment cuisse et r_C à la distance séparant le centre articulaire de la hanche du centre de masse de la cuisse (figuré par un point rouge).

Réaction du sol :

Le torseur de réaction du sol issu d'une plateforme de force AMTI a été enregistré à une fréquence de 1560 Hz. La synchronisation entre les acquisitions cinématiques et celles de la plateforme a été réalisée directement via le système Vicon. Les données de forces et de moments ont ensuite été filtrées par un filtre Butterworth sans déphasage temporel d'ordre 4 et d'une fréquence de coupure nette de 10 Hz. A l'instar des données cinématiques, les données du torseur dynamique externe ont ensuite été ré-échantillonnées à une fréquence de 1000 Hz en utilisant des fonctions splines.

Electromyographie :

Préalablement à la pose des électrodes, la peau a été rasée, désquamée et nettoyée avec de l'alcool pour diminuer son impédance afin d'améliorer la qualité des signaux EMG recueillis ([Hermens et al., 2000](#)). Les électrodes bipolaires Ag/Ag-Cl ont ensuite été disposées suivant les recommandations de la SENIAM (Surface EMG for a Non-Invasive Assessment of Muscles), c'est à dire suivant l'axe des fibres musculaires avec une distance inter-électrode de 2 cm centre à centre. L'activité électromyographique des muscles *Gastrocnemius Medialis*, *Biceps Femoris*, *Rectus Femoris* et *Vastus Medialis* du membre inférieur droit a été acquise à une fréquence de 1000 Hz au moyen d'un système Mega ME 3000 P8 (MegaElectronics Ltd. ; gain = 412, CMRR = 110 dB). Pour chaque muscle, une électrode de référence était située sur la partie osseuse la plus proche du site de détection.

Traitement des essais :

Sur la série de sept «squats», le premier et le dernier cycle ont été ignorés pour éviter toutes les perturbations dues aux initiations et terminaisons du mouvement ([Breniere et Dietrich, 1992](#)). Le début et la fin de chaque cycle ont été définis comme les instants où la hauteur de la barre atteignait son maximum. Pour chacune des variables (cinématique, dynamique et EMG), les cinq cycles restants ont été découpés puis normalisés en temps et

moyennés afin d'obtenir un «cycle représentatif» par sujet et par condition. Ce nombre de cycles est suffisant pour obtenir des données EMG qui représentent fidèlement le patron d'activation musculaire type du sujet (Arsenault et al., 1986).

3.2.4 Variables cinétiques

Estimations des moments musculaires résultants

Le torseur de l'effort musculaire résultant à l'articulation du genou a été estimé à chaque instant en résolvant un problème de dynamique inverse. Nous avons utilisé une procédure de type *Bottom-Up* nécessitant comme données d'entrée les données cinématiques, les BSP de chacun des segments et le torseur des efforts externes. En suivant les conclusions de notre étude préalable (Rao et al., 2006), les caractéristiques inertielles des segments ont été obtenues en utilisant la méthode proposée par Zatsiorsky (1983). Les équations du calcul du moment résultant à l'articulation du genou sont présentées dans l'annexe.

Estimations des moments musculaires fléchisseurs et extenseurs

L'estimation de la quantité de force (ou de moment) produite par les muscles à partir des seules données EMG n'est pas aisée, encore plus en condition dynamique qu'en condition isométrique. En effet en condition isométrique, la relation EMG-force ne présente pas un caractère unique. Certains auteurs ont rapporté un profil linéaire, quasi-linéaire ou quadratique (Guimaraes et al., 1995; Onishi et al., 2000). En condition dynamique, la présence des relations force-longueur et force-vitesse perturbe plus encore les tentatives de mise en relation entre ces deux variables.

Dans notre étude, les moments produits par les groupes musculaires fléchisseur et extenseur de l'articulation du genou ont été estimés en se basant sur le modèle proposé par Amarantini et Martin (2004). Une modification a toutefois été apportée au modèle initial en ce sens que la phase de calibration isométrique de la relation EMG-moment est mainte-

nant directement incluse dans la procédure dynamique. Ce modèle intègre l'ensemble des données périphériques disponibles afin d'estimer les moments développés par les groupes musculaires fléchisseur et extenseur en condition dynamique. Les données d'entrée du modèle se composent des informations relatives à la cinématique des segments pied, jambe, cuisse et tronc, des efforts musculaires estimés à l'articulation du genou et des données électromyographiques de deux muscles fléchisseurs : le *Gastrocnemius Medialis* et le *Biceps Femoris*, et de deux muscles extenseurs : le *Rectus Femoris* et le *Vastus Medialis*. Les deux muscles choisis sont considérés comme représentatifs des activités de l'ensemble des muscles composants chaque groupe musculaire. En suivant les recommandations de [Amarantini et Martin \(2004\)](#), les données électromyographiques sont préalablement rectifiées et filtrées à l'aide d'un filtre Butterworth sans décalage de phase d'ordre 4 et de fréquence de coupure nette de 2,5 Hz.

Les variables cinématiques d'entrée sont composées des angles intersegmentaires aux articulations cheville (θ_4), genou (θ_3) et hanche (θ_2) et des vitesses angulaires correspondantes (respectivement $\dot{\theta}_4$, $\dot{\theta}_3$ et $\dot{\theta}_2$). La définition de ces variables angulaires est illustrée sur la figure 3.1.

Le problème d'optimisation associé à l'estimation des moments musculaires agoniste et antagoniste s'exprime de la manière suivante :

Trouver α_i , $w_i(t)$, β et δ qui minimisent :

$$Crit = \frac{1}{2} \left(\sum_t M_{Gen}(t) - \hat{M}_{Gen}(t) \right)^2 \quad (3.1)$$

Où :

$$\hat{M}_{Gen}(t) = \hat{M}_{Ext}(t) + \hat{M}_{Flex}(t) \quad (3.2)$$

$$= (\alpha_i \cdot w_i(t) \cdot S_i(t))^T \cdot [1 + E \cdot (\beta \cdot \Delta\theta_j) - E \cdot (\delta \cdot \dot{\theta}_j)] \quad (3.3)$$

Avec $i = \{ga, bf, rf, vi\}$ et $j = \{2, 3, 4\}$.

$M_{Gen}(t)$ représente le moment musculaire net à l'articulation du genou calculé par dynamique inverse. $\hat{M}_{Gen}(t)$ représente le moment musculaire net estimé à partir des données EMG, $\hat{M}_{Ext}(t)$ le moment développé par le groupe musculaire extenseur et $\hat{M}_{Flex}(t)$ le moment du groupe musculaire fléchisseur. Pour chacun des muscles, la constante α_i représente la relation EMG-moment en condition isométrique, $w_i(t)$ est une matrice exprimant la part respective de chaque muscle dans la production du moment musculaire et $S_i(t)$ correspond au signal EMG redressé et filtré du muscle i . Les termes β et δ représentent les relations force-longueur et force-vitesse, ils correspondent donc par analogie à des termes de raideur et de viscosité, respectivement. Dans le cas du terme de raideur, la variation d'angle $\Delta\theta_j$ est estimée par rapport à l'angle moyen de l'articulation concernée au cours du cycle de «squat» (van Dieen et Visser, 1999). Enfin, la variable E permet de prendre en compte la bi-articularité des muscles *Gastrocnemius Medialis*, *Biceps Femoris* et *Rectus Femoris* dans les pondérations apportées par les coefficients β et δ .

Cette procédure d'optimisation est soumise aux contraintes suivantes :

$$\begin{cases} \hat{M}_{Ext}(t) > 0 & \text{et} & \hat{M}_{Flex}(t) < 0 \\ \beta > 0 & \text{et} & \delta > 0 \\ |\alpha_i| > 0 & \text{et} & 0 < w_i < 1 \end{cases} \quad (3.4)$$

La formulation mathématique de cette question représente un problème d'optimisation non-linéaire soumis à des contraintes non-linéaires. Des contraintes de bornes sont également appliquées pour les variables α_i , β , δ et w_i . Une méthode *SQP* (Sequential Quadratic Programming) a été utilisée pour résoudre ce problème d'optimisation (Boggs et Tolle, 1996; Kruk et Wolkowicz, 1998).

Dans notre étude, pour ne pas alourdir la procédure expérimentale et en suivant les conclusions de Amarantini et Martin (2004), l'étape de calibration isométrique a été directement intégrée dans la procédure dynamique. Ainsi, l'estimation des moments musculaires agoniste et antagoniste se fera au cours d'une seule et même étape. Le modèle

biomécanique présenté ci-dessus permet d'obtenir à chaque instant (t), une estimation des moments musculaires développés par les groupes fléchisseur ($\hat{M}_{Flex}(t)$) et extenseur ($\hat{M}_{Ext}(t)$) de l'articulation du genou. Une attention particulière est dirigée vers le caractère physiologiquement réaliste des résultats obtenus. Cet objectif est atteint en prenant en compte dans la procédure de minimisation les relations force-longueur et force-vitesse ainsi que la bi-articularité des muscles sélectionnés.

La valeur de la charge additionnelle représente la variable indépendante de cette étude. Puisqu'il s'agit d'une perturbation externe, les caractéristiques internes du système musculo-squelettique ne sont pas affectées. Ainsi, la valeur de certaines constantes représentatives de la réalité physiologique ne devaient pas varier entre les différentes conditions de chargement. C'est le cas de la constante α_i représentative de la pente de la relation EMG-moment en condition isométrique. Ainsi pour chaque sujet, l'ensemble des cycles représentatifs de chacune des charges a été traité au cours de la même procédure de résolution du problème d'optimisation. Pour chaque variable d'entrée, une seule matrice résultat de la concaténation des cycles représentatifs des données de chaque charge a été utilisée.

La puissance musculaire à l'articulation du genou a été calculée comme le produit scalaire entre le moment musculaire net et la vitesse angulaire de l'articulation considérée (voir l'équation 3.5).

$$P_{Gen}(t) = \hat{M}_{Gen}(t) \cdot \dot{\theta}_3(t) \quad (3.5)$$

La polarité de cette variable informe sur le mode de contraction du groupe musculaire agoniste à l'effort résultant. Une puissance négative correspond à une dissipation d'énergie et donc une contraction excentrique alors qu'un signe positif indique un effort concentrique.

Outre les valeurs des moments musculaires obtenues à l'aide de la procédure d'optimisation, les indices de cocontraction ont été calculés suivant l'équation 3.6 en utilisant les formulations proposées par Olney (1985) et Winter (1990). Cet indice de co-contraction

représente une variable globale correspondant à la quantité de co-activation entre deux groupes musculaires opposés.

$$IC(t) = \frac{2 \cdot \|M_{antago}(t)\|}{\|M_{ago}(t)\| + \|M_{antago}(t)\|} \cdot 100 \% \quad (3.6)$$

avec $IC(t)$ représentant la valeur de l'indice de cocontraction à l'instant (t) (en pourcentage), M_{ago} et M_{antago} respectivement les moments agoniste et antagoniste à l'effort résultant. Les moments développés par les groupes musculaires fléchisseur et extenseur sont considérés comme étant agoniste ou antagoniste selon la polarité du moment musculaire net. Au vu de la convention de signe adoptée, un moment net positif définira le moment du groupe extenseur comme agoniste et celui du groupe fléchisseur comme antagoniste (et inversement).

3.2.5 Statistiques

Des analyses de variance (ANOVA) à mesures répétées ont été utilisées pour étudier les effets des deux variables indépendantes *charge* et *phase* sur les valeurs maximales, minimales et moyennes du moment musculaire net, des moments fléchisseur et extenseur et de l'indice de co-contraction à l'articulation du genou. Chaque variable dépendante a été préalablement normalisée par la moyenne de la valeur absolue de la vitesse de la barre au cours du cycle représentatif afin d'éviter une quelconque influence de la vitesse d'exécution. En effet, les sujets de notre étude étaient novices en ce qui concerne le mouvement de «squat» et aucune consigne n'était donnée concernant la vitesse de réalisation du geste afin de ne pas perturber leur équilibre et leur coordination (particulièrement pour la condition 48 kg).

L'analyse des interactions entre les facteurs principaux des tests ANOVA n'était pas suffisante dans le cadre de l'analyse de la coordination. En effet, ces interactions ne nous permettaient pas d'analyser l'ensemble des combinaisons issues des effets de chacun des facteurs. Des analyses complémentaires sous la forme de comparaisons planifiées ont donc

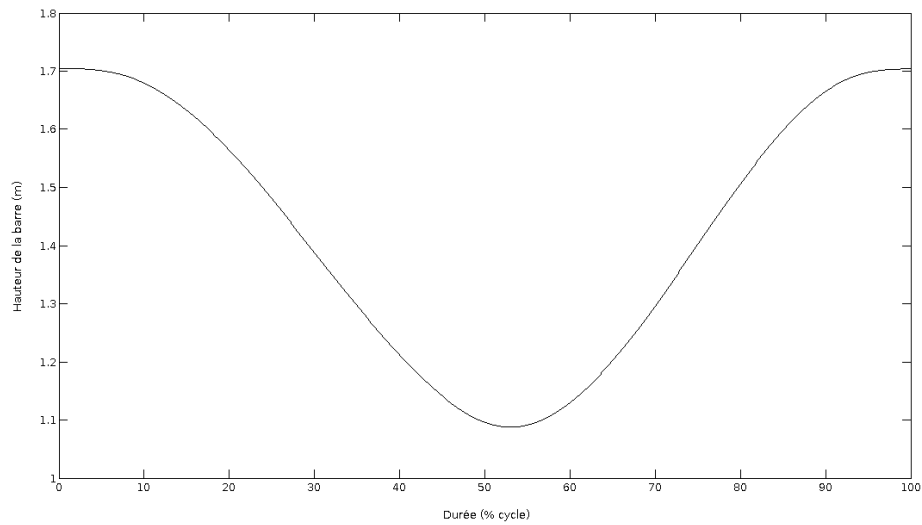
été effectuées. Dans ce cadre là, nous avons déterminé *à priori* quelles conditions seraient comparées. Deux types de comparaisons ont été réalisés. Dans un premier temps, nous avons regardé l'influence de la *phase* du mouvement sur toutes les variables dépendantes pour chaque modalité du facteur *charge*. Deuxièmement, l'influence de la charge sur les variables dépendantes a été comparée indépendamment pour chaque phase.

La valeur du seuil de significativité était fixée à $p < 0,05$.

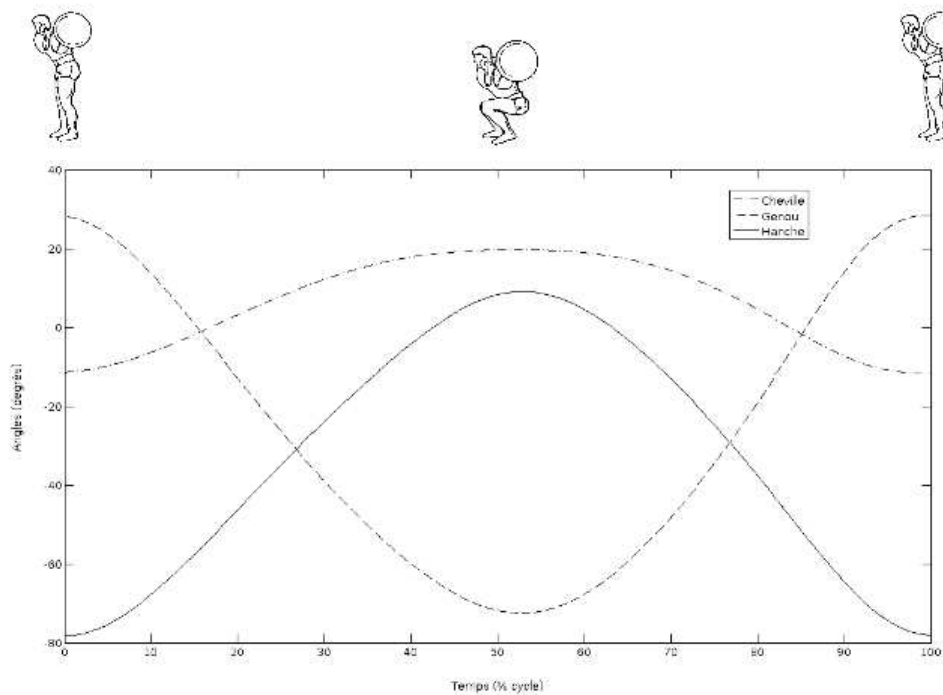
3.3 Résultats

3.3.1 Cinématique

Sur la base de la hauteur de la barre (figure 3.2 (a)), un cycle de «squat» peut-être séparé en deux phases : une descente suivie d'une remontée. La phase de descente (de 0 à $53,1 \pm 3,9\%$ du cycle - moyenne pour l'ensemble des sujets -) est le résultat de la flexion simultanée de l'ensemble des articulations du membre inférieur (flexion dorsale de cheville, flexion de genou et de hanche). La phase de remontée (de $53,1 \pm 3,9\%$ à 100% du cycle - en moyenne -) résulte de l'extension de l'ensemble des articulations (figure 3.2 (b)).



(a)



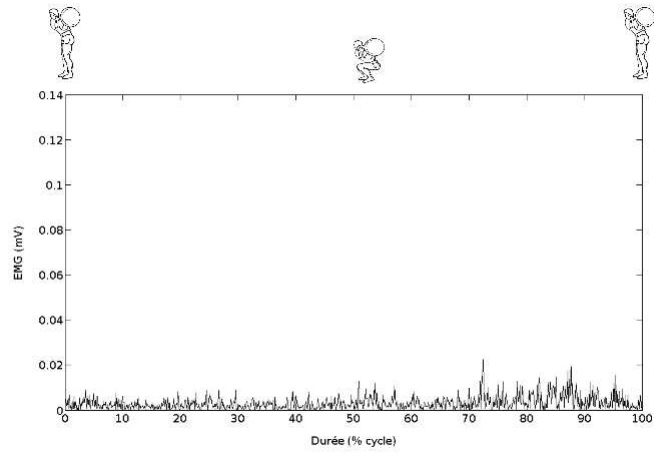
(b)

FIG. 3.2: Exemple de l'évolution de la hauteur de la barre (a) et des positions angulaires des articulation cheville, genou et hanche au cours d'un cycle de «squat» (b).

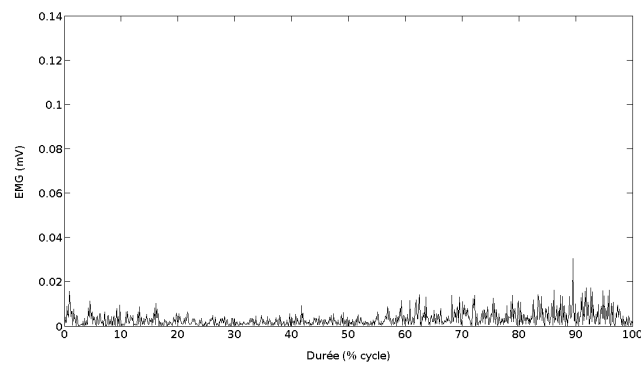
3.3.2 Électromyographie

Les données électromyographiques représentatives de l'activité des deux muscles antagonistes *Biceps Femoris* (a) et *Gastrocnemius Medialis* (b), ainsi que des deux muscles

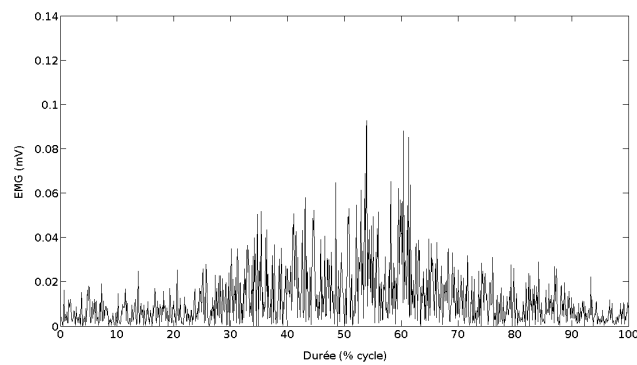
agonistes *Rectus Femoris* (c) et *Vastus Medialis* (d) sont présentées à la figure 3.3. Les activités des muscles antagonistes sont relativement faibles avec une augmentation à la fin du cycle (à partir de 55% pour le *Gastrocnemius Medialis* et de 70% pour le *Biceps Femoris*). Concernant l'activité des muscles agonistes au mouvement, l'activité du *Rectus Femoris* augmente durant toute la phase de descente pour ensuite revenir progressivement à son niveau de base lors de la phase concentrique de remontée. Le profil de l'activité du *Vastus Medialis* présente deux bouffées d'activation. L'activité est croissante de 0 à 40% du cycle avant de décroître lorsque la barre atteint son niveau minimum (à 53% en moyenne). La quantité d'EMG augmente alors pour atteindre son second maximum vers 70% du cycle avant de retrouver son niveau de base à 100%.



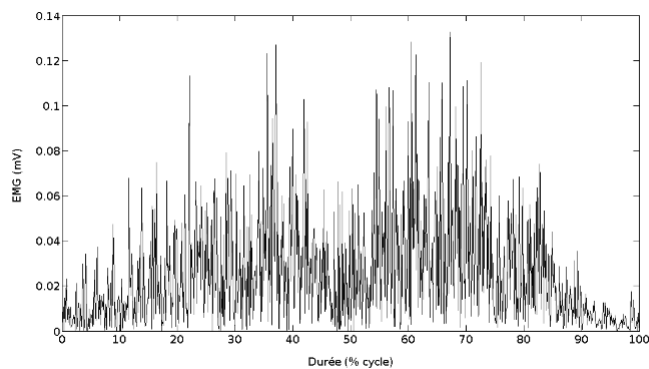
(a)



(b)



(c)



(d)

FIG. 3.3: Exemple d'un enregistrement EMG rectifié des muscles *Biceps Femoris* (a), *Gastrocnemius Medialis* (b), *Rectus Femoris* (c) et *Vastus Medialis* (d).

3.3.3 Efforts de réaction du sol

Les données des forces antéro-postérieure, médiolatérale et verticale pour un sujet représentatif sont présentées à la partie supérieure de la figure 3.4 tandis que les moments associés sont présentés sur la partie inférieure de cette figure 3.4. Les amplitudes des forces de réaction antéro-postérieure et médio-latérale ainsi que des moments autour des axes verticaux et antéro-postérieures sont relativement faibles et peu variables au cours d'un essai. En revanche, la force verticale de réaction du sol de même que le moment autour de l'axe médio-latéral (M_x) présentent des profils plus accentués. On peut noter une diminution de l'amplitude de ces variables pendant la première partie de la phase de descente suivie d'une augmentation continue jusqu'à la fin de cette phase excentrique. Lors de la première partie de la phase de remontée, les amplitudes diminuent puis augmentent à nouveau pour retrouver leurs niveaux initiaux à la fin du cycle de squat.

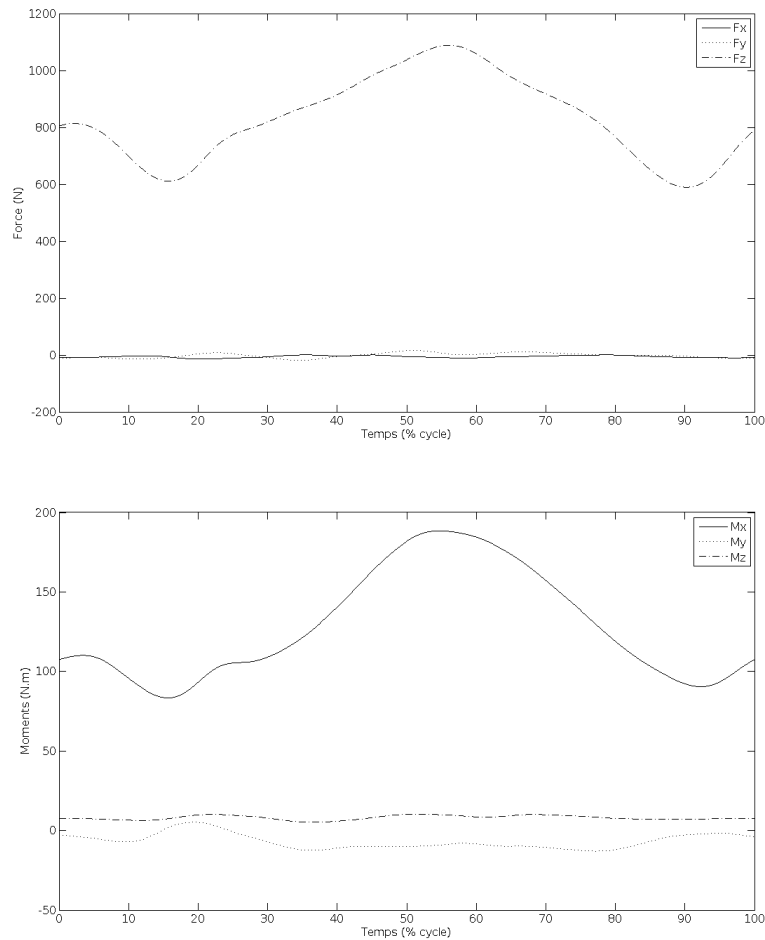
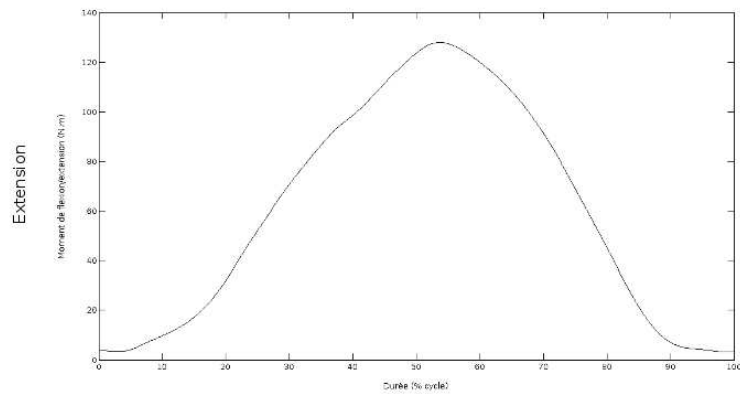


FIG. 3.4: Exemple de l'évolution des forces de réactions du sol (en haut) et des moments associés (en bas) au cours d'un cycle de «squat».

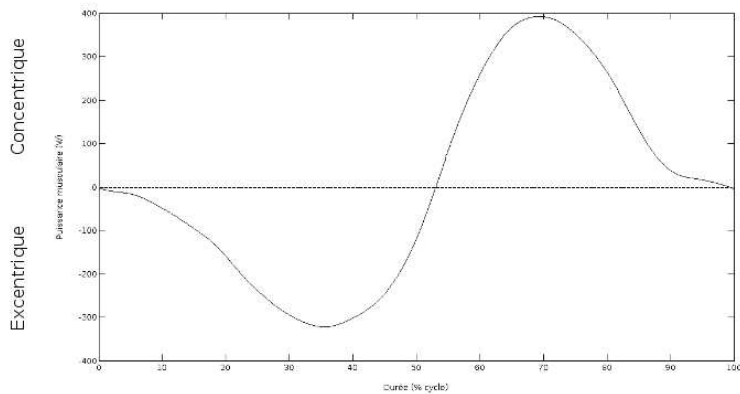
3.3.4 Efforts et puissance musculaires

La figure 3.5 (a) présente l'évolution du moment musculaire net à l'articulation du genou. L'effort musculaire net estimé par dynamique inverse augmente continuellement du début à la fin de la phase de descente. Lors de la phase de remontée, le moment net diminue jusqu'à retrouver sa valeur initiale.

Concernant la puissance musculaire comme le montre la figure 3.5 (b), la phase de descente correspond à une activité excentrique du quadriceps alors que la phase de remontée repose sur une contraction concentrique du groupe musculaire extenseur.



(a)



(b)

FIG. 3.5: Évolution au cours d'un cycle de «squat» du moment musculaire net (a) et de la puissance musculaire (b) à l'articulation du genou.

3.4 Résultats : influence d'une perturbation externe

Les tableaux 3.1 et 3.2 synthétisent les résultats des comparaisons planifiées. La figure 3.6 représente, pour chacune des charges au cours d'un cycle, l'évolution de la vitesse verticale de la barre, du moment musculaire net et des moments musculaires fléchisseur et extenseur.

D'un point de vue statistique, les charges supportées par les sujets représentent des intensités de perturbation externe différentes ($F_{2,14} = 1207,48; p < 0,05$). Comme déjà

présenté dans la partie méthode, la perturbation représente respectivement $11,07 \pm 1,51\%$; $38,75 \pm 5,28\%$ et $66,43 \pm 9,04\%$ de la masse totale pour les charges 8, 28 et 48 kg, en moyenne sur l'ensemble des huit sujets (\pm un écart-type).

3.4.1 Cinématique

Aucune influence du facteur *charge* n'est relevée sur les variables cinématiques au niveau du genou. En particulier, les valeurs minimales, maximales et moyennes de la vitesse angulaire sont équivalentes quelle que soit la charge et la phase du mouvement de «squat» (respectivement $F_{2,14} = 0,37; p > 0,05$; $F_{2,14} = 0,62; p > 0,05$ et $F_{2,14} = 0,76; p > 0,05$).

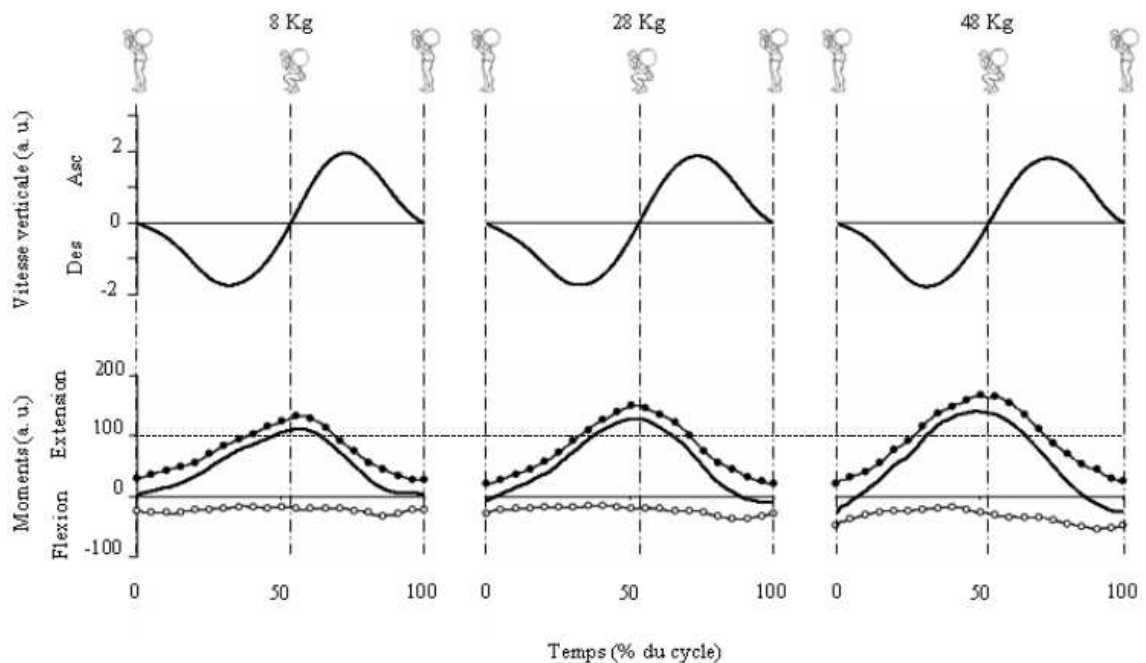


FIG. 3.6: Évolution pour chaque charge de la moyenne sur l'ensemble des sujets de la vitesse verticale de la barre (en haut) et, en bas, des moments musculaires extenseur (points noirs), fléchisseur (cercles blancs) et net (ligne continue).

3.4.2 Moment musculaire net

La fonction objectif de la procédure d'optimisation minimise à chaque instant l'écart entre le moment net estimé par dynamique inverse ($M_{Gen}(t)$) et celui provenant des données électromyographiques ($\hat{M}_{Gen}(t)$). A la fin de la procédure d'optimisation, l'estimation issue des données EMG est très proche de celle obtenue par dynamique inverse avec un résidu entre les deux variables inférieur à 10^{-6} et un coefficient de détermination (r^2) proche de 1.

Comme rapporté dans les tableaux 3.1 et 3.2 à l'aide de l'exposant C , la charge supportée influence les valeurs maximales du moment net ($F_{2,14} = 3,36; p < 0,05$). Le maximum pour la charge 48 kg pendant la phase de descente est plus élevé que ceux correspondants aux charge 8 et 28 kg. Les valeurs minimales du moment net sont également dépendantes de la charge ($F_{2,14} = 14,80; p < 0,05$) avec une valeur pour la condition 8 kg supérieure à celles obtenues pour 28 et 48 kg, quelle que soit la phase. Bien qu'inférieures à la condition 8 kg, les valeurs du moment musculaire résultant pour la charge 28 kg sont supérieures à celle obtenues avec une charge de 48 kg.

Le facteur *phase* (exposant P) affecte les valeurs moyennes de $\hat{M}_{Gen}(t)$ ($F_{2,14} = 6,29; p < 0,05$) avec des valeurs plus faibles pendant la phase de descente en comparaison des valeurs observées pendant la phase de remontée.

Phase	Descente			
	Charge (kg)	8	28	48
IC_{moy}^P		$48,5 \pm 14,3$	$44,7 \pm 14,2$	$45,2 \pm 9,6^*$
IC_{max}		$90,9 \pm 14,3$	$93,7 \pm 17,2$	$98,5 \pm 3,8$
Net_{min}^C		$2,6 \pm 11,9^{\ddagger}$	$-1,9 \pm 14,1^{\ddagger\infty}$	$-30,7 \pm 25,4^{\ddagger\infty}$
Net_{moy}^P		$52,3 \pm 16,9^{*\ddagger}$	$61,3 \pm 20,8^{*\ddagger\infty}$	$69,6 \pm 24,3^{*\ddagger\infty}$
Net_{max}^C		$112,2 \pm 27,7^{\ddagger}$	$132,9 \pm 31,2^{\infty}$	$149,3 \pm 49,7^{\ddagger\infty}$
$Ext_{moy}^{C,P}$		$74,6 \pm 21,1^{\ddagger}$	$81,2 \pm 19,5^{*\infty}$	$96,2 \pm 23,6^{*\ddagger\infty}$
Ext_{max}^C		$130,7 \pm 26,7^{\ddagger}$	$153,7 \pm 31,3^{\ddagger\infty}$	$173,7 \pm 37,5^{\ddagger\infty}$
$Flex_{moy}^C$		$-22,3 \pm 13,5$	$-19,9 \pm 7,5^{\infty}$	$-26,7 \pm 8,5^{*\infty}$
$Flex_{min}^C$		$-37,3 \pm 24,7$	$-32,6 \pm 8,7^{\infty}$	$-53,4 \pm 21,9^{\infty}$

TAB. 3.1: Valeurs moyennes \pm un écart-type ($n = 8$) des variables analysées dans cette étude : l'indice de co-contraction (IC), le moment musculaire net (Net) et les moments musculaires extenseur (Ext) et fléchisseur (Flex). Les exposants P et C dans la première colonne indiquent une influence significative des facteurs *phase* et *charge*. Les résultats des comparaisons planifiées sont indiqués dans chaque cellule. * révèle un effet de la phase pour la charge indiquée. Pour chaque phase, le signe \ddagger révèle une différence entre les charges 8 et 28 kg, le \ddagger entre les charges 8 et 48 kg et finalement le ∞ indique une différence entre les conditions 28 et 48 kg.

Phase	Remontée			
	Charge (kg)	8	28	48
IC_{moy}^P		$52,5 \pm 10,1$	$53,6 \pm 10,8$	$54,2 \pm 11,5^*$
IC_{max}		$91,9 \pm 9,4^\dagger$	$98,4 \pm 3,4$	$99,9 \pm 0,1^\dagger$
Net_{min}^C		$1,2 \pm 11,1^{\ddagger}$	$-12,1 \pm 12,6^{\ddagger\infty}$	$-27,0 \pm 16,8^{\ddagger\infty}$
Net_{moy}^P		$46,7 \pm 14,5^*$	$46,7 \pm 18,1^*$	$47,3 \pm 21,9^*$
Net_{max}^C		$103,1 \pm 28,7$	$120,6 \pm 38,6$	$133,2 \pm 49,8$
$Ext_{moy}^{C,P}$		$67,5 \pm 13,5^\dagger$	$72,0 \pm 18,8^{*\infty}$	$83,7 \pm 17,5^{*\dagger\infty}$
Ext_{max}^C		$122,4 \pm 25,6^\ddagger$	$141,6 \pm 38,6^\ddagger$	$161,6 \pm 45,9$
$Flex_{moy}^C$		$-20,7 \pm 7,0^\dagger$	$-25,3 \pm 7,6^\infty$	$-37,4 \pm 10,0^{*\dagger\infty}$
$Flex_{min}^C$		$-35,2 \pm 9,0^\dagger$	$-37,1 \pm 11,9^\infty$	$-58,8 \pm 17,8^{\dagger\infty}$

TAB. 3.2: Valeurs moyennes \pm un écart-type ($n = 8$) des variables analysées dans cette étude : l'indice de co-contraction (IC), le moment musculaire net (Net) et les moments musculaires extenseur (Ext) et fléchisseur (Flex). Les exposants P et C dans la première colonne indiquent une influence significative des facteurs *phase* et *charge*. Les résultats des comparaisons planifiées sont indiqués dans chaque cellule. * révèle un effet de la phase pour la charge indiquée. Pour chaque phase, le signe ‡ révèle une différence entre les charges 8 et 28 kg, le † entre les charges 8 et 48 kg et finalement le $^\infty$ indique une différence entre les conditions 28 et 48 kg.

3.4.3 Moments développés par les groupes musculaires fléchisseur et extenseur

Les analyses statistiques révèlent une influence significative du facteur *charge* sur les moments musculaires fléchisseur et extenseur estimés par optimisation (tableaux 3.1, 3.2 et figure 3.6).

Durant la phase de remontée, la condition 48 kg révèle des valeurs moyennes supérieures aux deux autres. Durant la phase de descente dans la condition 48 kg, le moment

musculaire du groupe extenseur est également supérieur aux situations 8 et 28 kg. Également durant la phase de descente, les valeurs absolues moyennes du moment fléchisseur de la condition 28 kg sont inférieures à celles de la condition 48 kg. En revanche, les valeurs moyennes des moments flechisseur et extenseur sont équivalentes pour les conditions 8 et 28 kg.

Les valeurs minimales du moment fléchisseur pour la condition 48 kg sont inférieures aux valeurs des autres conditions pendant la phase de remontée et seules les situations 28 et 48 kg sont différentes lors de la phase de descente.

Les valeurs maximales des moments extenseurs sont également affectées par la charge supportée. Quelle que soit la phase, le port de la charge 8 kg produit des maximums moins élevés que la condition 48 kg. De plus, les valeurs du pic du moment extenseur pour la condition 28 kg apparaissent comme intermédiaires aux deux autres lors de la phase de descente.

Une influence significative du facteur *phase* est également visible sur les valeurs moyennes du moment extenseur. Ces valeurs moyennes étaient plus élevées lors de la phase de descente que lors de la remontée ($F_{1,7} = 8,78; p < 0,05$).

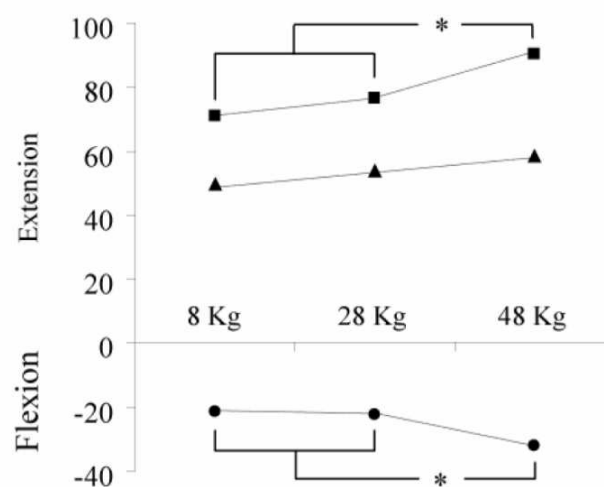


FIG. 3.7: Moyennes des moments musculaires net (triangles), extenseur (carrés) et fléchisseur (ronds) en fonction de la charge supportée. * indique une influence significative de la charge.

3.4.4 Indice de co-contraction

L'indice de co-contraction est estimé à chaque instant en utilisant l'équation 3.6. La figure 3.8 représente pour chacune des charges au cours d'un cycle l'évolution des indices de co-contraction.

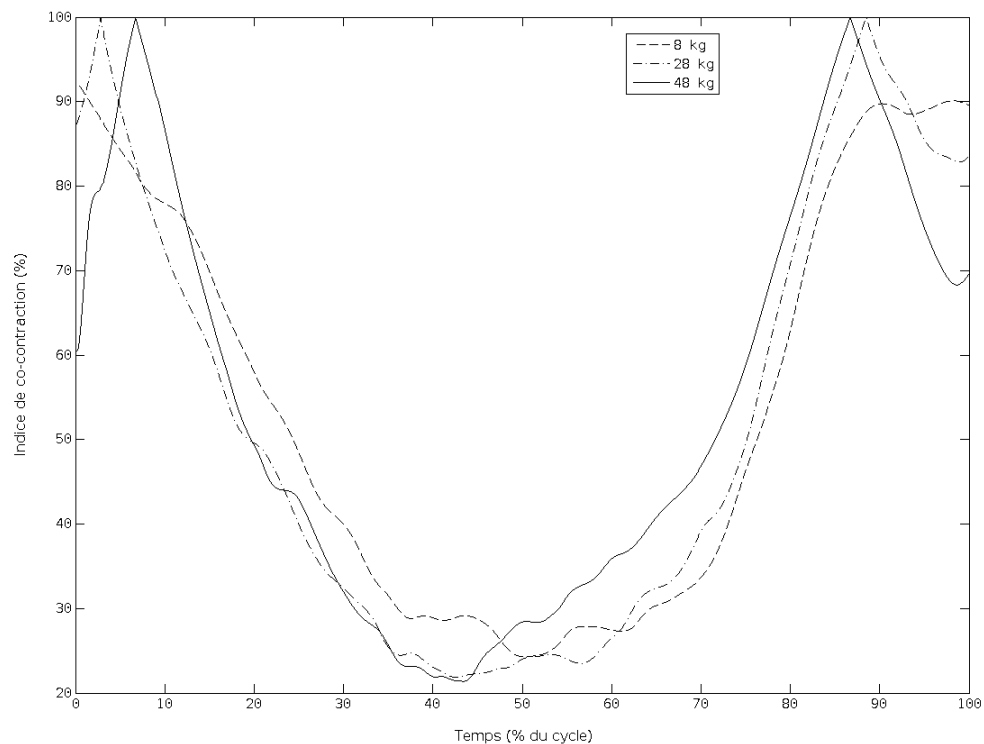


FIG. 3.8: Évolution de l'indice de co-contraction pour chaque charge au cours d'un cycle de «squat».

Quelle que soit la variable analysée (minimum, maximum ou valeur moyenne), il n'y a aucun effet du facteur *charge* sur l'indice de co-contraction. A l'opposé, les comparaisons planifiées révèlent une influence des facteurs *charge* et *phase*. Ainsi, durant la phase de remontée, les pics de co-contraction pour la charge de 8 kg sont inférieurs à ceux de la charge 48 kg. Le facteur *phase* influence les valeurs moyennes de l'indice de co-contraction ($F_{1,7} = 4.49; p < 0,05$). Ces valeurs moyennes sont inférieures pendant la phase de descente ($46,2 \pm 12,5\%$) par rapport à la phase de remontée ($53,4 \pm 10,4\%$).

Nos résultats montrent également que l'intensité de la perturbation externe n'influence pas l'instant d'apparition du pic de co-contraction ($F_{2,14} = 1.15; p > 0,05$). En revanche, on remarque, en fonction de la charge supportée, une évolution des angles de genou associés aux instants où l'indice de co-contraction est maximal. Ces angles varient entre $24,5 \pm 9,4^\circ$, $29,6 \pm 10,6^\circ$ à $33,2 \pm 14,1^\circ$ respectivement pour les charges 8, 28 et 48 kg. Lorsque ces angles sont mis en relation avec la charge supportée, la relation présente une très forte linéarité. Un coefficient de détermination (r^2) de 0,99 est en effet obtenu.

3.5 Discussion

Dans le cadre de l'étude de la coordination musculaire, cette partie de notre travail s'intéresse à la manière dont le SNC gère la redondance musculaire pour faire face à une perturbation externe. Plus précisément, nous nous sommes centrés sur l'analyse de la coordination musculaire au niveau des groupes fléchisseur et extenseur de l'articulation du genou au cours d'un mouvement de «squat» en charge.

Notre investigation était basée sur un modèle biomécanique associant données électromyographiques et optimisation numérique. A chaque instant, le moment musculaire net estimé à l'aide de ce modèle ($\hat{M}_{Gen}(t)$) est très proche de celui estimé par dynamique inverse ($r^2 \simeq 1$). De plus en raison des efforts que nous avons fait en terme de modélisation, les moments des groupes musculaires fléchisseur et extenseur sont réalistes d'un point de vue physiologique. Ce réalisme physiologique est dû à plusieurs facteurs. Premièrement la formulation des équations permettant l'estimation des moments agoniste et antagoniste prend en compte les modifications pouvant survenir dans les données EMG suite à la présence des relations force-longueur et force-vitesse. La prise en compte des modifications potentielles de l'EMG est renforcée par la présence d'un terme de bi-articularité dans le critère d'optimisation. Deuxièmement, du fait des contraintes non-linéaires d'inégalité imposées lors de la procédure de résolution, les moments musculaires estimés satisfont la convention de signe adoptée. Ainsi, une estimation cohérente de

l'indice de co-contraction au cours de l'essai est possible. La valeur moyenne de l'indice de co-contraction ($49,8 \pm 11,9\%$) est en effet en accord avec celle précédemment rapportée dans la littérature lors de diverses activités ([Amarantini et Martin, 2004](#); [Falconer et Winter, 1985](#); [Olney, 1985](#)).

Dans un premier temps, nos résultats confirment ceux présentés par [McCaw et Melrose \(1999\)](#) qui montrent une activité musculaire agoniste plus importante lorsque la charge augmente. En effet, lorsque le système musculo-squelettique est soumis à une perturbation externe, nous observons une augmentation du pic du moment musculaire net. Les extrêmes des moments musculaires fléchisseur et extenseur sont également plus importants lorsque la charge augmente (voir la figure [3.6](#) et les tableaux [3.1](#) et [3.2](#)). De la même manière, les valeurs moyennes des moments développés par les deux groupes musculaires sont affectées par l'ajout d'une charge. La charge supplémentaire modifie également les conditions mécaniques de réalisation de la tâche. Le moment musculaire net à produire augmente donc avec la charge (voir la figure [3.7](#)) et nos résultats reflètent la demande plus importante placée sur le groupe musculaire agoniste pour réaliser la tâche.

De plus, nos résultats apportent des éléments nouveaux concernant la manière dont la co-contraction améliore la stabilité articulaire. Un niveau de co-activation plus élevé entre les groupes musculaires agoniste et antagoniste accentue la raideur de l'articulation et, en conséquence, améliore la stabilité articulaire ([Basmajian et Deluca, 1985](#); [Granata et Marras, 2000](#)). Au cours de notre étude, les angles de genou correspondant au pic de l'indice de co-contraction évoluent entre $24,5 \pm 9,4^\circ$ pour la charge 8 kg, $29,6 \pm 10,6^\circ$ pour 28 kg et $33,2 \pm 14,1^\circ$ pour la condition 48 kg. A cette articulation, l'efficacité des structures passives (ligaments en particulier) dans le maintien de la stabilité est minimale autour de 45° de flexion ([Kennedy et al., 1982](#)). Nos résultats montrent donc que la contribution de la stabilisation active au maintien de la stabilité articulaire s'amplifie avec la charge, et ce d'autant plus que l'on se rapproche de la zone où l'instabilité passive est maximale. En accord avec [Alkjaer et al. \(2002\)](#) et [Shelburne et al. \(2005\)](#), ces données laissent penser

que la présence de co-contraction permet d'améliorer la stabilité articulaire.

Les intensités de perturbation externe choisies évoluent linéairement par pas de 20 kg. Les modifications induites sur les conditions de réalisation du mouvement de «squat» sont visibles sur les valeurs moyennes des moments musculaires nets sur la figure 3.7. Pour la même vitesse d'exécution, cette variable évolue elle aussi linéairement en fonction de la charge. En revanche, l'évolution des moments musculaires extenseur et fléchisseur n'est pas régulière en fonction de la charge. Aucune différence significative n'apparaît entre les charges 8 et 28 kg tandis qu'une intensité de perturbation externe élevée entraîne une forte augmentation des moments musculaires (voir la figure 3.7). L'évolution des moments agoniste et antagoniste en fonction de la charge supportée se fait donc non-linéairement. Ce résultat montre que l'activation des groupes musculaires agoniste et antagoniste n'est pas directement reliée à l'intensité de la perturbation externe. Nous avons montré précédemment que le SNC pourrait moduler l'instant d'apparition du pic de co-contraction pour assister activement les éléments de stabilité passifs de l'articulation du genou. La présence de la caractéristique non-linéaire de l'évolution des moments agoniste et antagoniste avec la charge renforce l'hypothèse selon laquelle la co-contraction contribue à la stabilité articulaire. Pour de faibles charges (8 et 28 kg), la raideur «active» de l'articulation semble modulée en fonction du moment musculaire net développé (voir la figure 3.7), ce qui ne semble plus être le cas lorsque l'intensité de la perturbation externe dépasse un certain seuil. Lorsque le système musculo-squelettique est soumis à une perturbation externe importante, les quantités de moments agoniste et antagoniste sont en effet fortement augmentées. Cette brusque augmentation pourrait s'accorder parfaitement avec une nécessité de stabiliser l'articulation de manière plus importante encore. Une tendance est ainsi mise au jour où la contribution «active» à la stabilité articulaire est dépendante de l'intensité de la perturbation externe. Cette modulation se fait de manière non-linéaire puisque le plateau initial associé aux faibles charges est suivi d'une forte augmentation au delà d'un seuil de perturbation situé entre 28 et 48 kg. Cette étude révèle donc la capacité

du système musculo-squelettique à exploiter la redondance musculaire pour assister activement les éléments de stabilité passifs à l'articulation du genou face à une perturbation externe.

Cette étude apporte également des éléments nouveaux quant au rôle de la co-contraction dans la production de mouvements coordonnés réalisés en chaîne fermée. Nos résultats suggèrent que le niveau de co-contraction est fortement dépendant du type de travail produit par le groupe musculaire agoniste. En effet, la quantité moyenne de co-contraction est plus faible pendant la phase de descente (associée à une contraction excentrique du groupe musculaire du *Quadriceps*) que lors de la remontée (phase concentrique). Ce résultat peut trouver son explication en termes physiologiques puisque la réalisation d'un mouvement sur un mode excentrique ne nécessite qu'un seul groupe musculaire (Enoka, 1996). Selon le mode de contraction rencontré, la présence de co-contraction peut donc servir des objectifs différents. Ainsi pendant la phase de descente, les extenseurs de genou produiraient la force nécessaire au mouvement, mais contrôlèrent également la vitesse d'exécution du geste. Au cours de cette phase du cycle de «squat», la co-contraction du groupe musculaire fléchisseur permettrait de stabiliser activement l'articulation du genou. A l'opposé lors de la phase de remontée, la seule action concentrique du *Quadriceps* ne permet pas de produire un mouvement coordonné. Ainsi, au cours de cette phase, le groupe musculaire agoniste générerait le mouvement tandis que l'activation du groupe antagoniste servirait à contrôler la vitesse du mouvement tout en stabilisant l'articulation de manière active. Ces résultats sont confirmés par les différences affectant les pics de co-contraction suivant la charge supportée et la phase du mouvement puisque seules les conditions 8 et 48 kg présentent des différences, et ce uniquement pendant la phase de remontée. Au vu des rôles différents joués par la co-contraction en fonction du type de travail fourni par le groupe agoniste, ces résultats confirment la capacité du SNC à exploiter la redondance musculaire. Le compromis résultant de cette exploitation combine de manière optimale la

stabilité articulaire et la coordination du mouvement.

D'un point de vue clinique, nos résultats renforcent l'idée que l'utilisation des mouvements de «squat» peut-être bénéfique lors de programmes de réhabilitation (Kellis, 1998; Shelburne et al., 2005). A la suite d'une intervention chirurgicale, travailler avec de faibles charges développerait la puissance du *Quadriceps* tout en assurant un faible risque de blessure. Par la suite, augmenter l'intensité de la perturbation externe pourrait améliorer la capacité du SNC à stabiliser l'articulation de manière active. Cette amélioration peut notamment s'appuyer sur les différences de contrôle existant selon le type de contraction du groupe musculaire agoniste. Néanmoins, des investigations plus poussées sont encore nécessaires, notamment pour les activités réalisées en chaîne ouverte ou par des populations spécifiques (pathologiques ou expertes).

La présence d'une perturbation externe met donc en lumière la capacité du système musculo-squelettique à exploiter la redondance musculaire pour réaliser des mouvements coordonnés sans risque pour l'intégrité physique de l'individu. En effet, alors que dans notre étude l'augmentation de l'effort résultant à l'articulation se fait de manière linéaire, la quantité de co-contraction augmente avec la charge tout en révélant un caractère non-linéaire. Cette non-linéarité pourrait s'expliquer par la présence d'un «seuil» au delà duquel les contraintes subies par l'articulation imposent une forte part «active» dans la stabilisation. Cette stabilisation active ne se ferait pas au détriment de la coordination articulaire puisque le mode de contraction du groupe musculaire agoniste influence également la quantité de co-contraction de manière à offrir un contrôle idéal du mouvement. Nous venons de montrer qu'en présence d'une perturbation externe le système musculo-squelettique pouvait exploiter la redondance musculaire de manière appropriée afin de préserver l'intégrité de l'individu tout en conservant une coordination articulaire optimale. Le chapitre suivant aura pour objectif d'étudier si ces conclusions sont toujours valides lorsqu'une perturbation interne affecte le système, c'est-à-dire lorsque les conditions de génération de force sont altérées par la présence de fatigue musculaire.

Chapitre 4

Perturbation interne : fatigue musculaire

Ce chapitre vise à étudier la coordination musculaire en induisant une perturbation interne du système musculo-squelettique. Cette perturbation interne résulte d'une fatigue du groupe musculaire du *Quadriceps*. Comme pour l'étude précédente, le niveau d'analyse de la coordination consiste à comparer les moments musculaires produits par les groupes agoniste et antagoniste au cours d'un mouvement de «squat». Ces variables sont estimées par un modèle biomécanique associant des données périphériques de différente nature (cinématique, anthropométrie, efforts externes et EMG) dans une procédure d'optimisation numérique. Or, la fatigue musculaire se caractérise par une diminution de la capacité de production de force des muscles et une modification des propriétés temporelles et spectrales du signal EMG ([Basmajian et Deluca, 1985](#)). L'analyse de la coordination musculaire en condition de fatigue nécessite donc une adaptation du modèle sur lequel repose notre étude. Cette adaptation vise à pondérer la formulation mathématique du moment produit par le groupe musculaire fatigué en fonction du niveau de fatigue atteint par ce même groupe musculaire.

4.1 Physiologie du muscle fatigué

La fatigue musculaire a été définie comme l'incapacité à maintenir un niveau de force donné au cours du temps ou encore l'augmentation de l'effort perçu par le sujet pour réaliser la tâche ([Basmajian et Deluca, 1985](#)). De très nombreuses recherches tentent d'appréhender les causes de la fatigue musculaire. Celles-ci sont complexes et multiples (voir [Westerblad et Allen \(2002\)](#) pour une revue), mais nous pouvons néanmoins citer les principales, bien que leurs importances respectives dans le processus de perte de force soit variables :

- Un défaut dans l'activation des unités motrices imputé à une fatigue centrale.
- Des modifications au niveau de la jonction neuromusculaire affectant la libération et le recaptage des neurotransmetteurs.
- Des problèmes liés au couplage excitation-contraction (augmentation du temps nécessaire au potentiel d'action pour arriver au centre de la fibre musculaire et libérer le calcium).
- Une déplétion des substrats énergétiques.
- Une accumulation de métabolites (principalement des ions phosphates, déchets du métabolisme anaérobie).
- Une diminution de la vitesse de conduction des fibres musculaires.

Dans ce travail la fatigue musculaire est utilisée comme un outil d'analyse de la coordination musculaire, nous n'analyserons donc pas plus en détail ses origines physiologiques. En revanche, les études qui se sont penchées sur l'aspect des modifications apparaissant dans le signal électromyographique sont de première importance ([Bonato et al., 1996](#); [Piper, 1912](#)). Les modifications du signal EMG apparaissent en effet avant la baisse de force. Ces modifications se retrouvent à la fois dans les aspects temporels et fréquentiels du signal EMG.

Dans le cadre d'un exercice sous maximal à charge constante, la diminution de la capacité de production de force d'un muscle entraîne une augmentation de l'activité EMG. Il

existe deux causes à cette augmentation : un plus grand nombre d'unités motrices recrutées (recrutement spatial des fibres musculaires) ou un taux de stimulation plus important des unités motrices déjà en action (recrutement temporel) (Basmajian et Deluca, 1985). Ainsi de manière logique, lorsque l'on demande au sujet fatigué de conserver une quantité d'EMG constante, on note une diminution de la force de sortie. Ces deux aspects révèlent qu'au cours du processus de fatigue le rapport force développée / quantité d'EMG diminue. Ce rapport correspond à la pente de la relation EMG-force et indique donc une diminution du gain entre l'activation du muscle et la force produite.

En présence de fatigue, on note également une diminution des fréquences médiane et moyenne du signal EMG, c'est à dire un décalage du spectre du signal vers la gauche associé à une augmentation de son amplitude (Coorevits et al., 2005). Plusieurs facteurs peuvent expliquer ces phénomènes (Basmajian et Deluca, 1985). D'une part la fatigue peut-être associée à un recrutement des fibres musculaires de type «lent» ou à un arrêt des fibres «rapides». D'autre part, les décharges des unités motrices peuvent se faire de manière plus synchronisée en condition de fatigue. Enfin, une diminution de la vitesse de conduction des fibres musculaires peut également expliquer les modifications observées. Comparé à l'analyse de la quantité d'activité du signal EMG, l'examen des caractéristiques fréquentielles de ce signal possède de nombreux avantages. En effet, l'étude de l'amplitudes du signal EMG en condition de fatigue nécessite que toutes leurs variations soient imputables à la seule présence de fatigue. Or, au cours d'un exercice dynamique, la quantité d'EMG varie quand la force à produire par le muscle change. Par contre, cette dépendance entre l'amplitude de l'EMG et la force ne se retrouve pas dans les composantes spectrales : au dessus d'un certain seuil d'activation (généralement 30 % de la contraction maximale volontaire pour le *Quadriceps*) le contenu fréquentiel reste constant quel que soit le niveau d'activation (Linnamo et al., 2001, 2002; Pincivero et al., 2001).

Dans le cadre de l'analyse de la coordination musculaire face à une perturbation interne et afin de quantifier l'intensité de la perturbation appliquée au système musculo-

squelettique, nous nous sommes basés sur les caractéristiques spectrales du signal EMG compte tenu d'une part, de l'aspect dynamique de la tâche choisie et d'autre part, des avantages de l'étude des aspects fréquentiels du signal EMG. Cependant, le signal EMG est d'une nature complexe puisque résultant de la sommation spatiale et temporelle de la dépolarisation des fibres musculaires. Au cours de l'enregistrement, ce signal est également altéré par les atténuations qu'il subit en traversant les couches adipeuses et la peau. L'ensemble de ces caractéristiques rend l'estimation du contenu fréquentiel malaisée. Dans un premier temps, une revue des méthodes permettant une analyse des caractéristiques spectrales du signal sera donc présentée.

4.2 Analyse des aspects fréquentiels du signal EMG en condition de fatigue

Transformée de Fourier

L'analyse fréquentielle d'un signal est généralement réalisée en procédant à une Transformée de Fourier Rapide (FFT). Cette procédure consiste à décomposer un signal en une somme de sinus et de cosinus dont les fréquences sont connues (équation 4.1).

$$FFT_x(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(\tau)e^{-i\omega\tau} d\tau \quad (4.1)$$

où $FFT_x(\omega)$ correspond à la transformée de Fourier du signal $x(\tau)$ et ω représente le vecteur des fréquences de sortie. On obtient alors une représentation du contenu spectral du signal. La FFT permet d'analyser une fonction dans le domaine fréquentiel en la représentant comme une somme de sinusoides de fréquences (ou harmoniques) connues. Les figures 4.1 et 4.2 représentent chacune un signal donné et le résultat de sa transformée de Fourier. Dans les exemples des figures 4.1 et 4.2, la partie gauche correspond aux représentations des signaux dans le domaine temporel, tandis que la partie droite représente

le domaine fréquentiel. La figure 4.1 représente un signal sinusoïdal de fréquence 10 Hz. La figure 4.2 illustre un signal sinusoïdal d'une fréquence de 10 Hz suivi d'un autre signal sinusoïdal d'une fréquence de 20 Hz. Logiquement après une transformée de Fourier sur chacun de ces signaux, une seule harmonique apparaît à une fréquence de 10 Hz pour le premier signal (figure 4.1) et deux harmoniques sont visibles aux fréquences 10 et 20 Hz pour le second (figure 4.2).

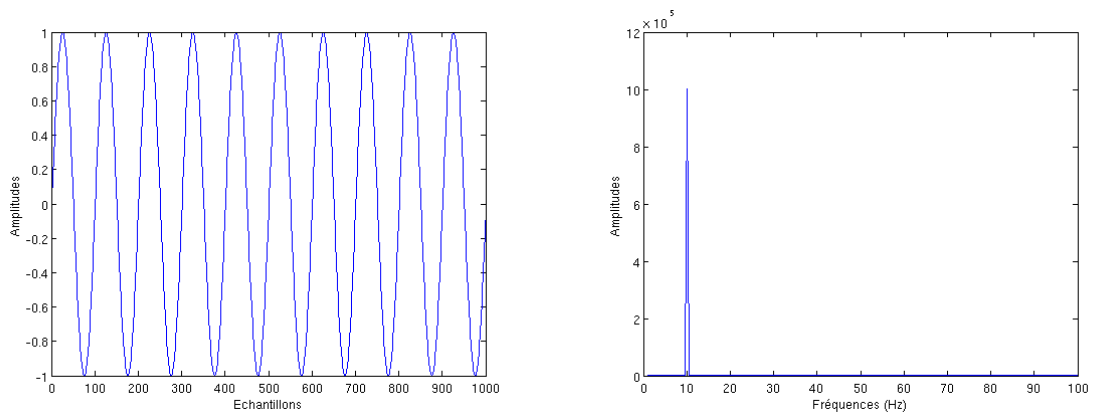


FIG. 4.1: Représentations de sinusôides dans les domaines temporel (à gauche) et fréquentiel (à droite). Les signaux comprennent une seule harmonique à 10 Hz.

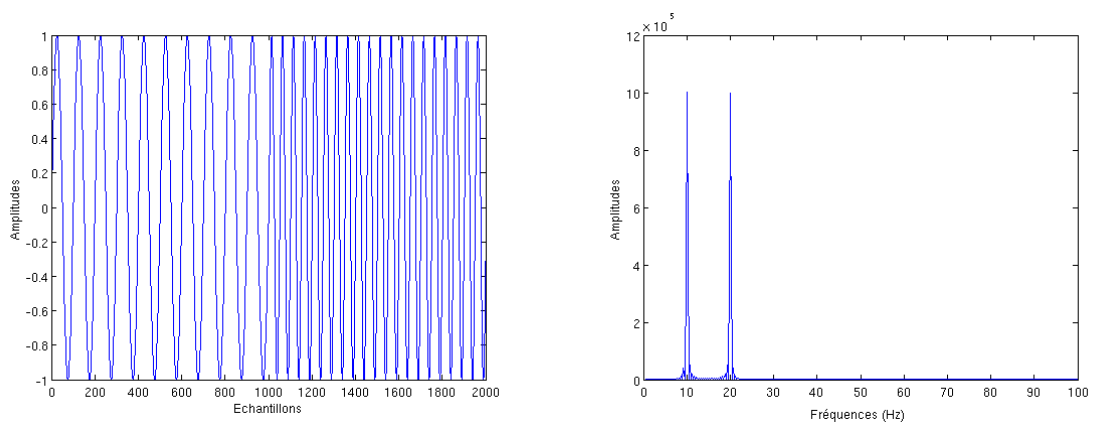


FIG. 4.2: Représentations de sinusôides dans les domaines temporel (à gauche) et fréquentiel (à droite). Les signaux comprennent une harmonique à 10 Hz suivie d'une autre de 20Hz.

Une limite à l'utilisation de la FFT apparaît rapidement. En effet, cette méthode ne

prend pas en compte le caractère non-stationnaire d'un signal, c'est-à-dire une modification de son contenu fréquentiel au cours du temps. Cette caractéristique est représentée sur la figure 4.2. Pour cet exemple, un signal sinusoïdal d'une fréquence de 10 Hz est suivi d'un signal sinusoïdal de fréquence 20 Hz. La transition s'effectue au niveau de l'abscisse correspondant au 1000^{ème} échantillon. Le contenu fréquentiel du signal varie donc au cours du temps, passant de 10 à 20 Hz. En conséquence, deux pics apparaissent sur le graphe de droite, représentant le signal dans le domaine spectral, mais sans notion de décalage temporel. La FFT n'est donc pas adaptée pour l'étude des signaux non-stationnaires. Or, le signal EMG présente un fort caractère non-stationnaire qui peut être décomposée en une composante «rapide» résultant des aspects biomécaniques de la tâche (artefacts dus au mouvement) et une composante «lente» issue de l'accumulation des déchets métaboliques (Bonato et al., 2001; Knafitz et Bonato, 1999). Les estimations des fréquences moyennes et médianes peuvent présenter une variabilité importante due à la non stationnarité «rapide» des signaux (Bonato et al., 2001; Karlsson et al., 2003; Knafitz et Bonato, 1999). Pour pallier le problème de l'estimation du contenu fréquentiel des signaux non-stationnaires, une solution consiste à découper («fenêtrer») le signal pour ensuite réaliser une FFT sur chacune des fenêtres obtenues en admettant la stationnarité du signal sur cette période (Gabor, 1946). Cette technique s'appelle la Transformée de Fourier Fenêtrée.

Transformée de Fourier fenêtrée

L'expression générale d'une transformée de Fourier fenêtrée est donnée par l'équation 4.2.

$$STFT_x(t, \omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} W^*(\tau - t)x(\tau)e^{-i\omega\tau} d\tau \quad (4.2)$$

où $W(t)$ représente une fenêtre d'analyse dans le domaine temporel et $*$ le complexe conjugué. On obtient alors une distribution *Temps-Fréquence* (DTF) qui permet de suivre l'évolution du contenu fréquentiel du signal ($FFT_x(\omega)$) à chaque instant t . Se pose alors

la question de la taille de la fenêtre d'analyse $W(t)$ à utiliser. En effet, le principe d'incertitude d'Heisenberg met en relation résolution temporelle et résolution fréquentielle. Une fenêtre d'analyse étroite fournit une bonne résolution au niveau temporel mais produit une estimation des valeurs de fréquences de faible qualité. En augmentant la taille de la fenêtre, la résolution en fréquence s'améliore au détriment de la précision en temps. Le meilleur compromis précision temps/précision en fréquence est atteint en utilisant une courbe gaussienne. Dans le cas où l'on utilise une fenêtre d'analyse gaussienne, on parle de transformée de Gabor. Le problème majeur que l'on rencontre avec la transformée de Fourier fenêtrée repose donc sur le choix de la taille de la fenêtre puisque cette valeur est fixe tout au long de l'analyse. Une approche alternative consiste à utiliser des distributions temps-fréquences bi-linéaires.

Distributions Temps-Fréquences (DTF)

Les DTF dites bi-linéaires appartiennent à la classe de [Cohen \(1989\)](#). L'expression générale des DTF de la classe de Cohen est donnée dans l'équation 4.3 :

$$D(\omega, t) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} x(u + \frac{\tau}{2})x^*(u - \frac{\tau}{2})g(\theta, \tau)e^{(-i\theta t + i\theta u)}e^{-i\omega\tau}d\theta dud\tau \quad (4.3)$$

où $e^{(-i\theta t + i\theta u)}$ représente deux fenêtres d'analyse et $g(\theta, \tau)$ le «noyau» de la DTF.

Ce noyau agit comme un filtre passe-bas permettant de réduire les termes d'interférences résultant de la convolution des signaux $(x(u + \frac{\tau}{2})x^*(u - \frac{\tau}{2}))$. Récemment, [Choi et Williams \(1989\)](#) ont proposé de définir le noyau comme $g_{cw}(\theta, \tau) = e^{-\theta^2\tau^2/\sigma}$.

Afin d'appliquer cette méthode aux signaux EMG, [Bonato et al. \(1996, 2001\)](#) proposent de fixer la valeur de la constante σ à 1. De plus, dans le cas d'activités cycliques comme le «squat», la composante «rapide» de la non-stationarité du signal EMG peut être considérée comme périodique et donc répétitive entre les différents cycles. Ces auteurs

proposent donc de considérer une *quasi-stationnarité cyclique* pour améliorer les estimations des variables spectrales (fréquences moyenne et médiane). La solution alors retenue consiste à moyennner les variables spectrales calculées aux instants de variabilité moindre.

Néanmoins, lors de l'utilisation d'une DTF de Choi-Williams pour l'analyse des signaux discrets (comme c'est le cas pour les données EMG), d'autres paramètres doivent être spécifiés (la forme générale des fonctions de fenêtrage, la taille initiale de ces fonctions). Malheureusement, la qualité des résultats est fortement dépendante de la définition de ces paramètres (Bonato et al., 1996; Karlsson et Gerdle, 2001). Une autre méthode permettant d'analyser le contenu fréquentiel du signal à chaque instant tout en minimisant le nombre des paramètres à définir est alors apparue. Il s'agit de la Transformée en Ondelettes.

Transformée continue en ondelettes

L'expression générale d'une transformée par ondelettes est exprimée dans l'équation 4.4.

$$TCO(a, b) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)\psi_{a,b}^*(t)dt \quad (4.4)$$

où a représente le paramètre d'échelle, b le paramètre de décalage temporel (translation) et $\psi_{a,b}(t)$ la fonction ondelette obtenue en modifiant «l'ondelette-mère» $\psi(t)$ suivant l'échelle a et le temps b . Cette ondelette-mère ($\psi(t)$) possède une durée finie mais également une bonne localisation à la fois en temps et en fréquence. Une représentation graphique d'une ondelette «type» est présentée sur la figure 4.3. Au cours de l'analyse, cette fonction de base sera décalée temporellement et contractée. Ces modifications s'opèrent comme suit :

$$\psi_{(a,b)}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}}\psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (4.5)$$

Quand a devient grand ($\gg 1$), l'ondelette-mère est étirée. A l'inverse, la fonction

ondelette peut-être contractée quand a est choisi petit (< 1). Ce changement d'échelle induit un pavage irrégulier de l'espace temps-fréquences, contrairement à ce que l'on rencontre avec une Transformée de Fourier fenêtrée (voir la figure 4.4). Dans le cas de signaux possédant un nombre important de composantes spectrales, une adaptation de ce pavage est bénéfique. Avec ce changement d'échelle, la durée et l'amplitude de l'ondelette varient (voir la figure 4.3). Pour les hautes échelles, la durée de l'ondelette est maximale, permettant d'investiguer les basses fréquences sur des temps plus longs alors que lorsque l'ondelette est contractée (faibles échelles) il est possible de détecter des changements abrupts dans le signal.

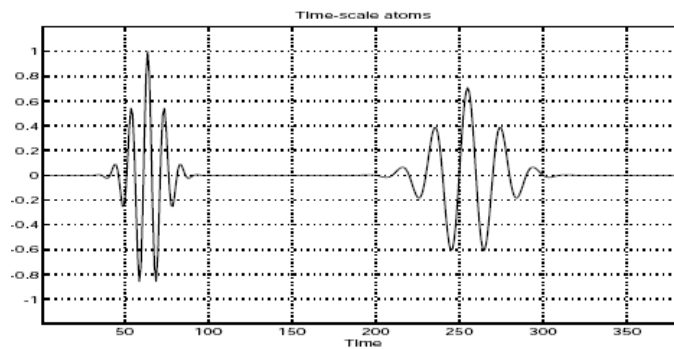


FIG. 4.3: Visualisation de deux échelles pour une ondelette de Morlet. Une haute échelle à gauche et une basse à droite.

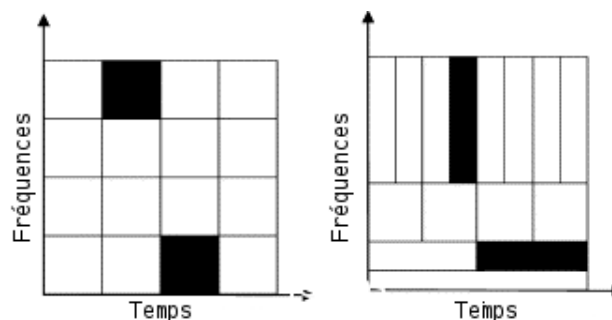


FIG. 4.4: Illustration d'un pavage temps-fréquences régulier (à gauche) et irrégulier (à droite).

Cependant, le résultat d'une transformée en ondelettes est une représentation temps-échelles. Cette représentation permet de se centrer sur les résultats obtenus à chaque instant pour chaque échelle d'analyse et donc d'observer l'évolution de la structure multi-échelle du signal. Néanmoins, peu de travaux se sont penchés sur l'analyse de la structure multi-échelles du signal EMG (Hu et al., 2005) et une seule à notre connaissance s'est intéressée à ce problème en condition de fatigue (Ravier et al., 2005). A l'opposé, de nombreux travaux traitent des aspects fréquentiels du signal EMG en condition de fatigue (voir Basmajian et Deluca (1985) pour une revue). Il y a donc un grand intérêt à transformer la représentation de sortie de temps-échelles à temps-fréquences. Cette transformation est possible à condition de connaître le contenu fréquentiel de la fonction ondelette à chaque échelle. Avantageusement, l'ondelette-mère possède comme propriété d'être bien localisée autour d'une fréquence f_0 connue. De plus, une relation existe qui permet de calculer le changement de la fréquence f_0 de la fonction ondelette suivant la modification de l'échelle a . Ainsi, la relation 4.6 permet de transformer la représentation temps-échelles pour obtenir une estimation des variables fréquentielles à chaque instant.

$$f = f_0/a \quad (4.6)$$

Un ondelette de Morlet (voir la figure 4.3 pour son expression dans le domaine temporel) est classiquement utilisée dans la littérature pour analyser des signaux EMG en condition de fatigue (Englehart et al., 1999; Karlsson et al., 2003, 2000; Pope et al., 2000). L'analyse d'un signal EMG est généralement réalisée avec la longueur de l'ondelette de base fixée à 128 points pour l'échelle 1, c'est à dire à l'échelle de l'ondelette-mère (Karlsson et al., 2001, 2003, 2000). La figure 4.5 présente un résultat classique de transformée par ondelettes appliquée à un signal EMG. La figure 4.5 (a) correspond à l'activité du muscle *Rectus Femoris* sur une partie d'un cycle de «squat». La partie (b) de la figure représente le résultat de la transformée par ondelettes de ce signal. Un gradient de couleur est utilisé pour représenter les résultats. Les couleurs foncées indiquent de faibles coefficients, signe

d'une absence de fréquences dans la gamme considérée. Les couleurs vives renseignent au contraire sur la présence importante de la fréquence correspondante dans le signal à cet instant. Dans notre exemple, le signal EMG est très faible entre 200 et 400 ms avec pour conséquence des coefficients très faibles sur le résultat de la transformée par ondelettes. En revanche, lors du maximum de la bouffée EMG vers 1000 ms, on voit clairement un étalement des coefficients vers les hautes fréquences.

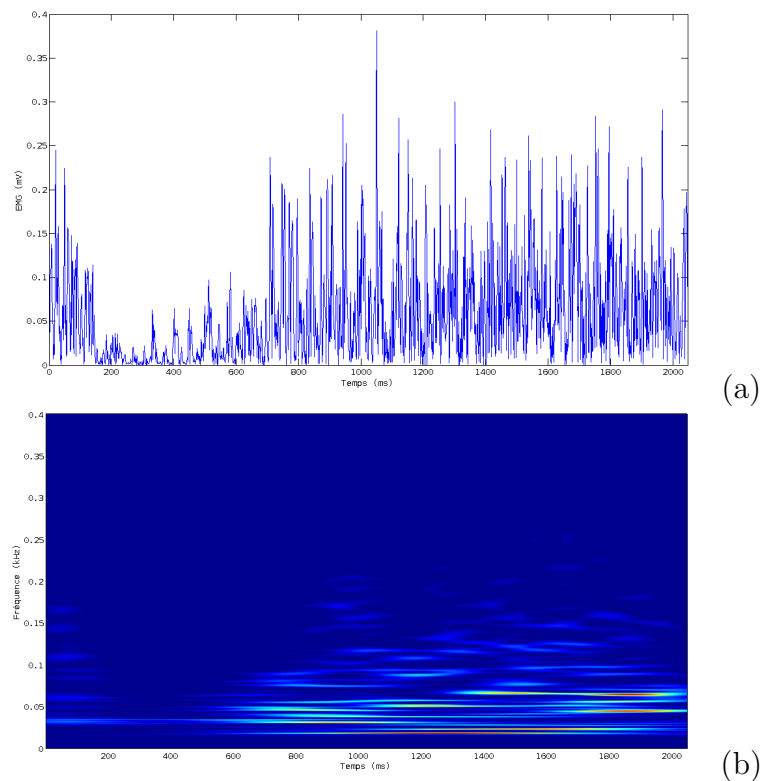


FIG. 4.5: Représentation d'un signal EMG rectifié du muscle *Rectus Femoris* au cours d'un cycle de «squat» (a) et du résultat d'une transformée en ondelettes de ce signal (b). Les couleurs vives indiquent une forte présence de la gamme de fréquence dans le signal EMG à l'instant correspondant.

Plusieurs techniques d'estimation du contenu fréquentiel d'un signal EMG en conditions dynamiques existent dans la littérature et de nombreuses études ont montré la pertinence de leur emploi dans des problèmes liés à l'étude de la fatigue musculaire. Au cours de ce travail, nous aurons donc à nous prononcer sur la meilleure méthode à utiliser pour satisfaire nos objectifs.

4.3 Réponse du système musculo-squelettique à la présence de fatigue musculaire

Chaque déplacement de notre vie quotidienne nécessite la mise en jeu du système musculo-squelettique. La fatigue musculaire débute dès l'initiation du mouvement, bien que les effets ne se fassent sentir que plus tard. La présence de fatigue, en correspondant à une diminution de la capacité de production de force, modifie les caractéristiques du système musculo-squelettique. Il s'agit donc d'une perturbation interne et les études de la coordination qui reposent sur ce paradigme montrent des résultats divergents. Le système musculo-squelettique soumis à une perturbation interne peut gérer la redondance articulaire afin de maintenir inchangé le résultat de la sortie motrice. En effet, [Schmid et al. \(2006\)](#) rapportent une précision inchangée lors d'un geste de pointage malgré la présence de fatigue musculaire. Certains auteurs ont également rapporté lors d'un geste de lancer de précision, une modification profonde de la cinématique articulaire, allant jusqu'à la disparition du principe de sommation des vitesses proximo-distales, bien que la précision finale du geste ne soit pas affectée ([Forestier et Nougier, 1998](#)). C'est également ce que rapportent [Côté et al. \(2002\)](#) lors d'un mouvement de sciage où la coordination intersegmentaire est modifiée sans affecter ni l'amplitude, ni la durée du mouvement global. A l'opposé, certains auteurs émettent un avis différent puisque [Rodacki et al. \(2001\)](#) et [Rodacki et al. \(2002\)](#) montrent, quel que soit l'état de fatigue, une cinématique et un patron d'activation musculaire équivalents lors d'un saut vertical maximal. Les auteurs formulent alors l'hypothèse d'un contrôle central des activations musculaires ne prenant pas en compte la baisse des capacités de production de force des muscles impliqués.

Certaines études basées sur les aspects musculaires de la coordination montrent également des résultats contradictoires. Lors d'un exercice cyclique de flexion/extension du poignet et à la suite d'une fatigue des fléchisseurs du coude, les travaux de [Chabran et al. \(2002\)](#) ne rapportent aucune modification ni de timing ni d'amplitude dans les activités

des muscles fléchisseurs et extenseurs de l'articulation du poignet. Toujours en induisant une fatigue d'un groupe musculaire non synergiste, [Gorelick et al. \(2003\)](#) ne montrent aucune différence dans les activités EMG. En revanche, lorsque le protocole de fatigue est appliqué à un des groupes musculaires mis en jeu dans la tâche, ces auteurs rapportent une différence dans les activations musculaires. Ainsi, à la suite d'une fatigue du *Quadriceps*, [Nyland et al. \(1997\)](#) évoquent une modification complète des patrons EMG des muscles du membre inférieur lors d'une manœuvre de changement brutal de direction. Les études axées sur la co-contraction des groupes musculaires agoniste et antagoniste révèlent encore une fois des conclusions divergentes. La quantité de co-contraction diminue en effet avec la fatigue pour [Hautier et al. \(2000\)](#). A l'opposé, [Kellis \(1999\)](#) et [Potvin et O'Brien \(1998\)](#) rapportent une augmentation de la quantité de co-activation entre les groupes musculaires agoniste et antagoniste au mouvement. Les résultats de [Hautier et al. \(2000\)](#) montrant une diminution de la quantité de co-contraction sont néanmoins à relativiser. En effet lors de cette étude, les sujets devaient réaliser plusieurs séries de sprints sur un cyclo-ergomètre. Les participants étaient tous des cyclistes entraînés et donc habitués à la présence de fatigue dans ce genre d'effort. Ainsi, la conclusion de cette étude pourrait représenter une adaptation à long terme du SNC due à l'entraînement. A l'opposé, les autres études ([Kellis, 1999](#); [Nyland et al., 1997](#); [Potvin et O'Brien, 1998](#)) rapportent une augmentation du niveau de co-contraction avec la fatigue. Pour l'ensemble de ces auteurs, cette augmentation vise à améliorer la stabilité de l'articulation en augmentant «activement» la raideur de celle-ci.

4.4 Objectifs

Les conséquences de la présence de fatigue musculaire sur la coordination articulaire ou musculaire sont encore mal comprises. Les débats qui en résultent sont en grande partie dus à la méthodologie employée dans les différentes études. Tout d'abord, le lieu de la fatigue induite semble avoir une influence prépondérante. Un groupe musculaire non-

synergiste fatigué ou une fatigue générale ne produisent pas de modifications spécifiques. Le protocole utilisé pour produire la fatigue est également important puisque les conséquences sur l'intensité et la durée de la fatigue produite sont très variables d'un à l'autre (van Dieen et al., 1998). La cinématique articulaire a également une influence sur les données électromyographiques. Ainsi, sans contrôle de la réalisation du mouvement, une modification du signal EMG peut provenir d'une coordination inter-segmentaire modifiée et non pas de la seule présence de fatigue. Enfin, contrairement à ce qui est rencontré en cas de perturbation externe, peu de modélisations biomécaniques visant à analyser la coordination au niveau des groupes musculaires en intégrant la fatigue comme une variable indépendante sont présentées dans la littérature.

Cette partie du travail aura donc deux objectifs. Il s'agit d'une part d'apporter une contribution à l'analyse des conséquences d'une perturbation interne sur la quantité de co-contraction à l'articulation du genou au cours d'un mouvement de «squat». Le modèle d'estimation des moments développés par les groupes musculaires agoniste et antagoniste présenté au chapitre 3.2.4 sera utilisé. Cependant, compte tenu des modifications intervenant dans le signal EMG avec la présence de fatigue, une adaptation du modèle est mise en place. Cette adaptation sera réalisée en se basant sur les aspects fréquentiels du signal EMG en condition dynamique. Une contribution méthodologique sera donc également présentée.

4.5 Méthode

4.5.1 Sujets

Neuf sujets masculins ont participé à cette étude, l'âge était de $26,9 \pm 3,2$ ans, la taille de $1,75 \pm 0,05$ m et la masse totale de $70,6 \pm 6,2$ kg (moyenne \pm un écart-type). Tous pratiquaient une activité sportive, mais étaient novices en ce qui concerne le mouvement de «squat».

4.5.2 Déroulement chronologique de l'expérience



FIG. 4.6: Représentation schématique du déroulement de l'expérience.

La figure 4.6 représente le déroulement chronologique de l'expérience. Celle-ci se divise en quatre phases. Au cours de la première, une valeur de force maximale volontaire est enregistrée. La seconde partie consiste à réaliser une série de mouvements de «squat». Les sujets effectuent ensuite un protocole de fatigue suivi d'une autre série de mouvements de «squat».

Force maximale volontaire (MVC)

Dans un premier temps, trois essais de force maximale volontaire (MVC) ont été réalisés dans la posture illustrée sur la figure la figure 4.7. Pour ce faire, les sujets étaient équipés d'une ceinture d'escalade et sanglés au sol par quatre cordes inextensibles. La longueur de chacun des cordes était ajustée de manière à obtenir un angle de genou d'environ 90° . Les sujets avaient pour consigne de se tenir le tronc droit et les bras repliés sur les épaules tout en produisant la force maximale la plus verticale possible. Un temps de repos de 2 minutes était respecté entre chaque essai. La valeur de force la plus importante parmi les trois essais était retenue comme étant représentative de la force maximale volontaire que le sujet pouvait produire.



FIG. 4.7: Posture utilisée pendant les sessions de contraction maximale volontaire et de fatigue.

Essais dynamiques en condition Non-Fatigue

Les sujets ont ensuite réalisé une série de onze «squats» (voir la figure 4.8 pour une posture intermédiaire). La charge supportée par les sujets correspondait à 20% de leur masse corporelle. En terme de masse à ajouter sur la barre, cela correspondait à $14,01 \pm 1,24$ kg. Le choix de cette charge est justifié pour plusieurs raisons. Premièrement, nous avons montré au cours du chapitre 3 que l'ajout d'une charge importante (48 Kg, soit 66 % de leur masse corporelle) modifiait la coordination musculaire. La valeur de la charge supportée par les sujets ne devait donc pas être trop grande (inférieure à 48 Kg). Du point de vue de la réalisation de la tâche, l'ajout d'une barre permet de standardiser les positions adoptées par les sujets au niveau des membres supérieurs. La valeur de charge choisie correspond donc à une intensité relativement faible et identique pour tous les sujets (puisque fonction de leur masse corporelle). Afin de faciliter la réalisation de la tâche, une planchette était positionnée sous les talons. De manière à éviter les modifications de la coordination articulaire au cours du geste, la fréquence d'exécution des cycles de «squat» était imposée à 0.5 Hz à l'aide d'un métronome.

Protocole de fatigue isométrique

Le protocole de fatigue isométrique du groupe musculaire du *Quadriceps* consistait à maintenir jusqu'à épuisement 60% de la force maximale volontaire dans la même posture que celle adoptée lors de la session de force maximale volontaire (voir la figure 4.7). Les sujets disposaient d'un feed-back visuel via un oscilloscope couplé à la sortie de la plateforme de force afin de contrôler le niveau de force verticale qu'ils développaient. Des encouragements verbaux étaient adressés au sujet tout au long de la tâche isométrique de fatigue. De nombreux protocoles de fatigue sont rencontrés dans la littérature. Deux caractéristiques majeures permettent de les différencier. Premièrement, la fatigue musculaire peut résulter soit d'une contraction isométrique contre résistance comme dans les études de Chabran et al. (2002); Coorevits et al. (2005); Danion et al. (2001); Forestier et Nougier (1998); Huffenus et al. (2006); Larivière et al. (2003); van Dieen et al. (1998) soit d'une série d'exercices dynamiques (Côté et al., 2002; Gorelick et al., 2003; Hautier et al., 2000; Schmid et al., 2006). Les protocoles isométriques peuvent être plus complexes à mettre en place, mais l'état de fatigue du muscle est obtenu plus rapidement. De la même manière, plus la résistance à contrer est élevée, plus l'état de fatigue est obtenu rapidement (van Dieen et al., 1998). Deuxièmement, parmi l'ensemble des protocoles de fatigue isométriques, certains comprennent plusieurs séries de contractions (Forestier et Nougier, 1998; Huffenus et al., 2006) alors que d'autres ne sont composés que d'une seule contraction isométrique (Chabran et al., 2002; Coorevits et al., 2005; Danion et al., 2001; Larivière et al., 2003; van Dieen et al., 1998). Ici encore, à contrainte équivalente, l'état de fatigue est obtenu plus rapidement pour les protocoles ne contenant qu'une seule contraction. Notre choix du type de protocole de fatigue a été dicté par les objectifs associés à cette étape de notre méthodologie. Ce protocole isométrique renferme en effet deux objectifs. Le premier vise à fatiguer les sujets, tandis que le second a pour but de construire une relation permettant d'estimer les capacités de production de force d'un muscle à partir du contenu fréquentiel du signal EMG de ce même muscle. Cette relation sera par la

suite utilisée pour pondérer les capacités de production de force du groupe musculaire agoniste lors de l'estimation des moments en condition de fatigue. Au vu du deuxième objectif de cette phase, nous avons choisi un protocole isométrique ne comportant qu'une seule contraction. Parmi l'ensemble des travaux présentés, la valeur de l'intensité de cette unique contraction est maintenue constante, mais peut varier entre 25 et 100 % de la FMV selon les études. Plus l'intensité de la contraction à produire est élevée, plus la fatigue apparaît rapidement. A l'opposé, de fortes intensités provoquent une fatigue moins importante et donc une récupération de la capacité de production de force plus rapide. Nous avons choisi une valeur de 60 % car elle représente un bon compromis entre la durée de l'état de fatigue du sujet et le temps mis pour atteindre cet état.

Essais dynamiques en condition Fatigue

La même tâche dynamique (une série de onze «squats») était ensuite réalisée après ce protocole de fatigue en s'assurant que le délai entre la fin de l'exercice de fatigue et le début des «squats» était minimum (environ 25 secondes). Une étude préalable nous a permis de vérifier que la récupération de la capacité de production de force pendant cette durée n'était pas significative. Pour étudier l'évolution de la récupération des capacités de production de force à la suite du protocole de fatigue isométrique, des tests de force maximale volontaire ont été réalisés toutes les 30 secondes à partir de l'instant où les sujets étaient épuisés. Trois sujets ont participé à cette étude préliminaire et la capacité de production de force était encore significativement réduite (< 80 % de la FMV) après une minute trente de récupération.



FIG. 4.8: Posture intermédiaire pendant la réalisation d'un «squat».

4.5.3 Variables enregistrées

L'acquisition des données cinématiques, dynamiques et électromyographiques a été réalisée de manière identique à celles présentées pour l'expérimentation précédente (chapitre 3.2), seul le système d'acquisition EMG différait : il s'agissait d'un système Biopac MP150 (gain = 500, impédance d'entrée = $1,0 M\Omega$, CMRR = 110 dB, noise = $0,2 \mu V$ RMS, pour une résolution de 16 bits). Les données étaient échantillonnées à une fréquence de 1000 Hz. Une électrode de référence commune à tous les signaux était située au niveau de la tête du péroné de la jambe droite.

4.5.4 Variables d'entrée du modèle

En condition isométrique, la présence de fatigue musculaire modifie la relation entre l'EMG et la force (ou le moment) de sortie. La relation EMG-force est représentée par la constante α dans le modèle proposé par [Amarantini et Martin \(2004\)](#). Une adaptation du modèle est donc nécessaire pour prendre en compte ce changement des propriétés physiologiques du système effecteur. Cette adaptation sera effectuée en se basant à la fois sur les modifications du contenu spectral des signaux EMG recueillis lors des sessions de

«squats» Non-Fatigue (NF) et Fatigue (F), mais également sur une relation construite lors de la session de fatigue isométrique.

Traitement du protocole isométrique de fatigue

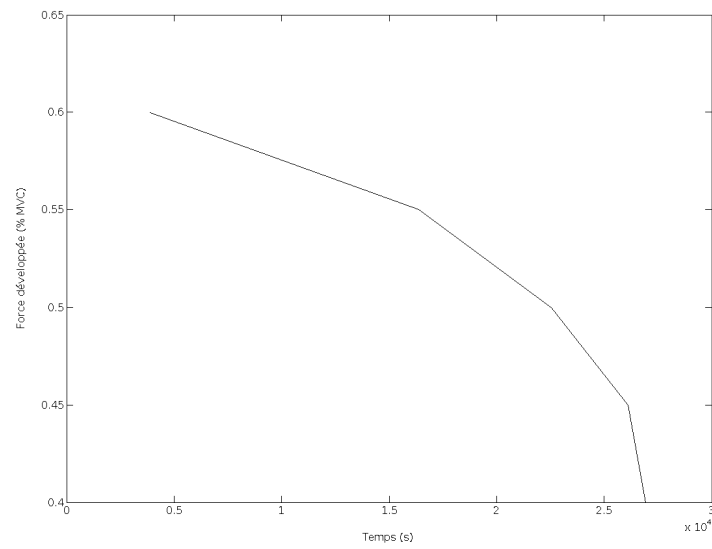
Puisque le contenu fréquentiel du signal EMG est indépendant du niveau de force produite, notre objectif est d'exprimer la perte de capacité de production de force du *Quadriceps* comme une fonction de l'évolution de son contenu fréquentiel. Notre choix s'est porté sur l'évolution du rapport force/RMS en condition isométrique, ce rapport correspond en effet à la pente de la droite décrivant la relation EMG-force. En condition isométrique, la valeur de cette pente diminue en présence de fatigue, résultat de l'augmentation de la quantité d'EMG et/ou de la diminution de la force produite.

Bien que l'algorithme proposée par Choi et Williams (voir la partie 4.2) offre de bons résultats dans la littérature, nous nous sommes trouvés face à une variabilité importante lors de l'utilisation de cette méthode pour estimer le contenu fréquentiel du signal EMG. Notre choix s'est donc tourné vers une autre procédure de traitement de signal, la transformée continue en ondelettes. Toutes les analyses fréquentielles ont donc été réalisées en utilisant une ondelette de Morlet (Karlsson et al., 2001, 2003; Karlsson et Gerdle, 2001; Karlsson et al., 2000). Lors de cette session de fatigue, les sujets se trouvaient dans la même position que pour les MVC et devaient maintenir un niveau de force équivalent à 60% de la force maximale le plus longtemps possible. Un des objectifs de cette étape isométrique est de construire une relation exprimant la perte de capacité de production de force du muscle comme une fonction des modifications du contenu fréquentiel du signal EMG. Les données de force produite, de cinématique et d'EMG étaient donc enregistrées simultanément durant tout l'essai. Par la suite, la force de sortie a été exprimée en pourcentage de la valeur maximale atteinte lors de la MVC et des fenêtres de 512 données centrées tous les 5% de baisse de force ont été extraites de chacun des signaux enregistrés.

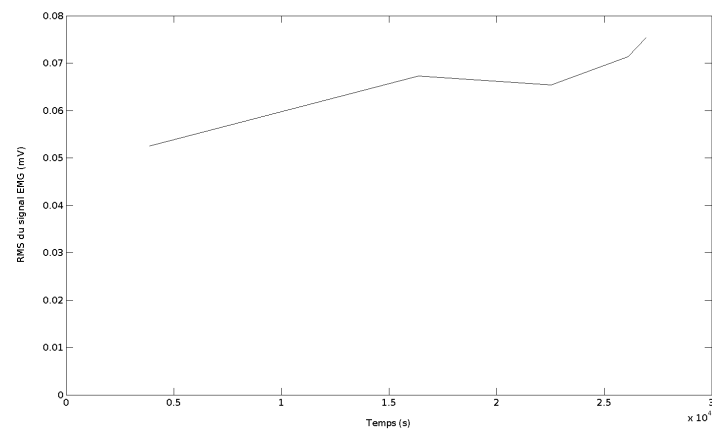
Pour chacune de ces fenêtres ont été réalisés :

- Le calcul de l'angle moyen du genou.
- Le calcul de la RMS du signal EMG redressé.
- Le calcul de la fréquence moyenne. Cette valeur correspondant à la moyenne des fréquences obtenues à chaque instant ($n = 512$).

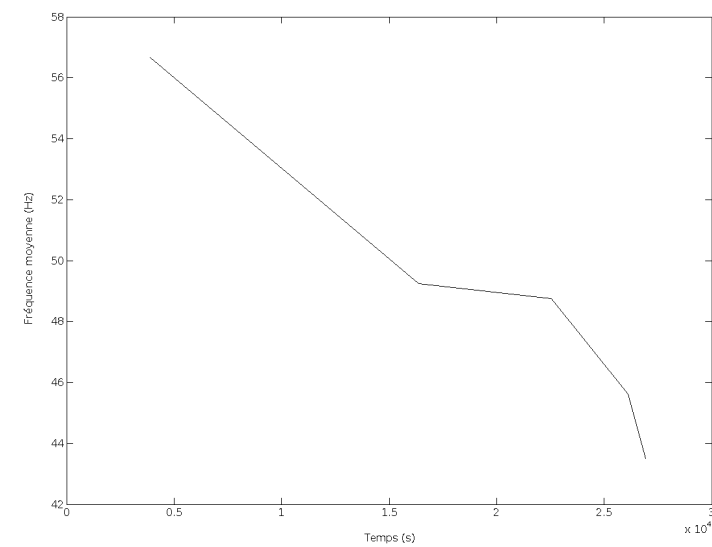
Les résultats typiques d'un sujet enregistrés au cours d'une session isométrique sont illustrés sur la figure 4.9 avec (de haut en bas) l'évolution en fonction du temps de la force (figure 4.9 (a)), la RMS de l'activité d'un muscle représentatif (figure 4.9 (b)) et les valeurs de fréquence moyenne associées (figure 4.9 (c)).



(a)



(b)



(c)

FIG. 4.9: Exemple typique pour un sujet de l'évolution des variables de force (a), RMS (b) et fréquence moyenne (c) au cours d'un protocole de fatigue

Toutes les valeurs présentées sur la figure 4.9 (force, RMS et fréquences moyennes) ont ensuite été normalisées par leur valeur initiale, c'est-à-dire exprimées relativement aux valeurs obtenues en condition Non-Fatigue.

Pour atteindre notre objectif, le pourcentage de baisse de capacité de production de force (rapport force/RMS normalisé) est alors représenté comme une fonction du pourcentage de baisse de la fréquence moyenne à l'aide d'une régression linéaire (équation 4.7 et figure 4.10). Du fait des normalisations successives des paramètres d'entrée de la relation, la sortie de la régression (*capa* dans l'équation 4.7) est bornée entre 0 et 1 (1 correspondant à 100 % de production de force, soit la condition Non-Fatigue).

$$capa = a \cdot \Delta_{fréquence\ moyenne} + b \quad (4.7)$$

Compte tenu du faible niveau d'activation des muscles antagonistes, les estimations des valeurs de fréquence moyenne montreraient une très grande variabilité pour les muscles *Gastrocnemius Medialis* et *Biceps Femoris*. Nous avons donc choisi de n'appliquer cette procédure de régression linéaire qu'aux muscles représentatifs du *Quadriceps* en considérant que les muscles appartenant au groupe fléchisseur de l'articulation du genou n'étaient pas affectés par le protocole de fatigue et que, par conséquent, leur capacité de production de force restait intacte. En conséquence, la régression sera donc utilisée par la suite pour pondérer la capacité de production de force du groupe musculaire agoniste uniquement.

Le but de cette étape isométrique est d'obtenir, pour chaque sujet et chaque muscle agoniste, les valeurs des constantes *a* et *b* de l'équation 4.7. La figure 4.10 présente un exemple typique de la régression linéaire obtenue. Sur cette figure sont également présentés l'équation obtenue ainsi que le coefficient de détermination.

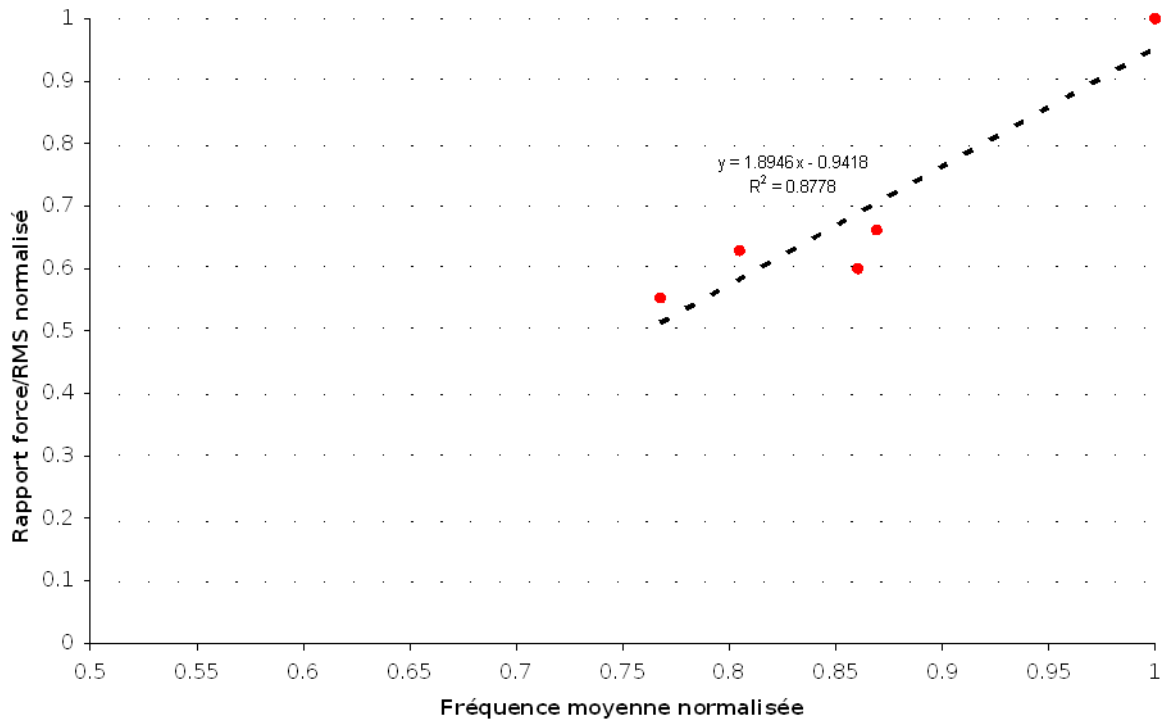


FIG. 4.10: Exemple de régression linéaire exprimant le rapport force/RMS en fonction de la fréquence moyenne normalisée pour le muscle *Rectus Femoris*.

Estimation de la fréquence moyenne du signal EMG en condition dynamique

La phase de pré-traitement des essais dynamiques est identique à celle présentée au chapitre 3.2.3 (détection des débuts et fins de cycle sur la base de la hauteur de la barre, normalisation temporelle).

De manière à améliorer l'estimation des fréquences moyennes à chaque instant en atténuant l'influence de la composante «rapide» de la non-stationnarité, nous avons appliqué l'hypothèse de «quasi-stationnarité cyclique» (Bonato et al., 2001; Karlsson et al., 2003). Les estimations fréquentielles sont réalisées sur des fenêtres de 512 points centrées aux instants où la répétabilité du geste est maximale. Dans ce but, les valeurs des écart-types des angles de genou ont été calculées à chaque instant. Les instants de «répétabilité maximale» correspondant à la valeur minimale de l'écart-type ont ainsi pu être repérés. Pour chaque cycle, une valeur de fréquence moyenne par muscle agoniste a ainsi été obtenue.

Sur la base de l'hypothèse de «quasi-stationnarité cyclique», ces valeurs ont été moyennées ($n = 7$) afin de n'obtenir qu'une seule valeur de fréquence moyenne représentative d'un muscle et d'une condition (NF ou F). Cette étape fournit donc une valeur de la baisse de fréquence moyenne $\Delta_{\text{fréquence moyenne}}$ (équation 4.7) nécessaire à l'estimation de la diminution de la capacité de production de force en condition dynamique pour chaque muscle et chaque sujet.

Un aperçu de la méthode est présenté sur la figure 4.11.

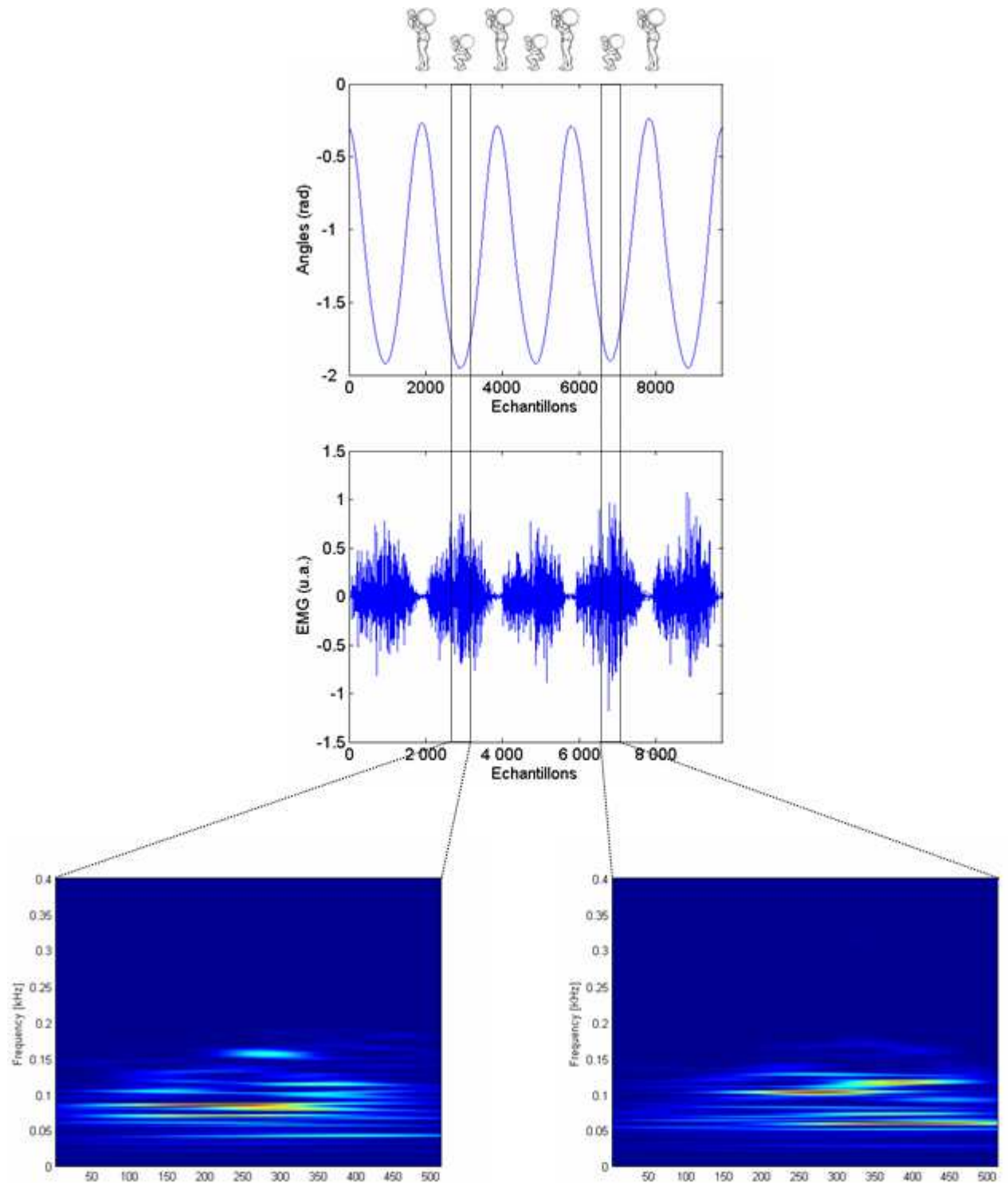


FIG. 4.11: Représentation des angles de genou (en haut), des EMG du muscle *Rectus Femoris* (au milieu) et les résultats d'une transformée en ondelettes du signal EMG (en bas). Les transformées en ondelettes sont réalisées sur des fenêtres de 512 points aux instants de moindre variabilité biomécanique.

4.5.5 Variables estimées

Moments musculaires nets

A chaque instant, le moment musculaire net à l'articulation du genou à été estimé en résolvant un problème de dynamique inverse. Parmi les données d'entrée nécessaires à un tel calcul et outre les données cinématiques et de réaction du sol, les données anthropométriques ont été calculées à partir du modèle de Zatsiorsky (1983). Nous avons en effet montré dans la première partie de ce travail que ce modèle permettait une estimation cohérente des données de moments musculaires nets (Rao et al., 2006).

Moments produits par les groupes musculaires agoniste et antagoniste et indice de co-contraction

Un schéma présentant les différentes étapes d'estimation des moments musculaires agoniste et antagoniste est présenté à la figure 4.12.

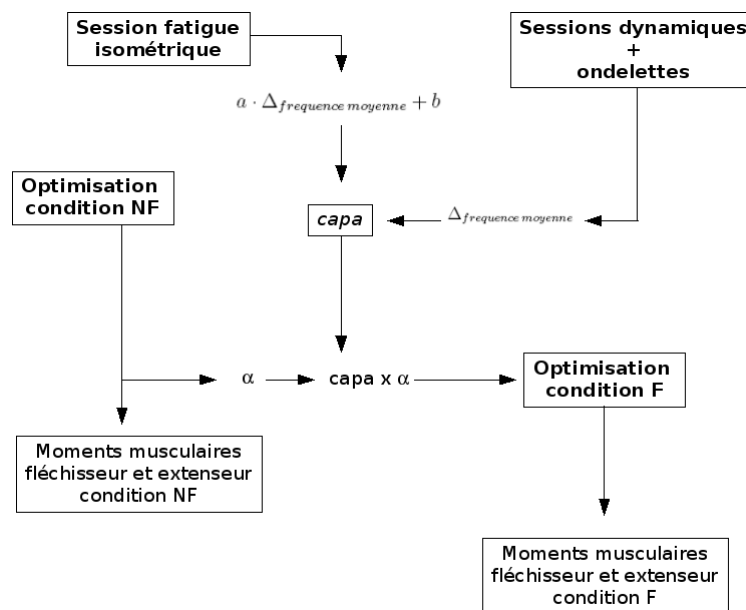


FIG. 4.12: Représentation schématique des différentes étapes d'estimation des moments musculaires agonistes et antagonistes en condition Non-Fatigue et Fatigue.

Dans un premier temps, les moments musculaires développés par les groupes fléchisseur

et extenseur de l'articulation du genou en condition Non-Fatigue ont été estimés à l'aide du modèle présenté à la partie 3.2.4.

En condition «Fatigue», l'estimation de ces moments est réalisée en plusieurs étapes. Premièrement, pour chaque muscle fatigué, la valeur de fréquence moyenne en condition «Fatigue» est exprimée en référence à la valeur lors de la session NF. Cette valeur de fréquence moyenne normalisée obtenue à partir du traitement de l'EMG suivant une hypothèse de «quasi-stationnarité cyclique» est alors introduite dans la régression linéaire construite lors de la session isométrique de fatigue (partie 4.5.4). En condition dynamique, une estimation de la diminution de capacité de production de force du muscle est alors obtenue. Deuxièmement, pour chaque muscle fatigué, la valeur du coefficient α issue de la condition NF est multipliée par la valeur de perte de capacité de production de force issue de la régression linéaire (*capa*), et cela pour chacun des muscles agonistes. La résolution du problème d'optimisation est alors réalisée en condition «Fatigue» en spécifiant la nouvelle valeur de α comme une contrainte d'égalité du problème d'optimisation. Les moments musculaires agoniste et antagoniste estimés prennent en compte la diminution de capacité de production de force due à la présence de fatigue musculaire.

Une procédure de résolution SQP est utilisée et l'expression du problème d'optimisation devient :

trouver α_f , $w_f(t)$, β_f et δ_f (l'indice f indique que ces coefficients correspondent à la condition *fatigue*) qui minimisent :

$$Crit = \frac{1}{2} \left(\sum_t M_{Gen}(t) - \hat{M}_{Gen}(t) \right)^2 \quad (4.8)$$

Avec :

$$\hat{M}_{Gen}(t) = \hat{M}_{Ext}(t) + \hat{M}_{Flex}(t) \quad (4.9)$$

$$= (\alpha_f \cdot w_f(t) \cdot S_f(t))^T \cdot [1 + E \cdot (\beta_f \cdot \Delta\theta_f) - E \cdot (\delta_f \cdot \dot{\theta}_f)] \quad (4.10)$$

Sujet à :

$$\left\{ \begin{array}{l} \hat{M}_{Ext}(t) > 0 \quad \text{et} \quad \hat{M}_{Flex}(t) < 0 \\ \alpha_f = \alpha_{nf} \cdot capa, \quad \beta_f > 0 \quad \text{et} \quad \delta_f > 0 \\ 0 < w_f < 1 \end{array} \right. \quad (4.11)$$

Les indices de co-contraction ont ensuite été calculés pour les conditions NF et F comme indiqué dans l'équation 3.6.

4.5.6 Statistiques

Le cycle de «squat» a été découpé en une phase descendante et une phase montante sur la base de la hauteur de la barre. Pour chacune des phases les valeurs minimales, maximales et moyennes des moment net, moment musculaire extenseur, moment musculaire fléchisseur et indice de cocontraction ont été calculées. Les extremums et les valeurs moyennes des angles et des vitesses angulaires des articulations cheville, genou et hanche ont également été comparées.

Afin d'identifier une influence de la phase du mouvement et de l'état de fatigue du sujet, des ANOVA à mesures répétées à deux facteurs (effets *phase* et *fatigue*) ont été réalisées sur les variables dépendantes. De plus, des ANOVA à un facteur (*fatigue*) ont été réalisées sur les valeurs des minimums, maximums et moyennes des angles et vitesses angulaires des articulations cheville, genou et hanche.

Le seuil de significativité des tests statistiques est fixé à $p < 0,05$. Des tests post-hocs de Tukey ont été réalisés quand le seuil de significativité de l'ANOVA était atteint.

4.6 Résultats

Conditions de réalisation de la tâche

Les résultats statistiques ne montrent pas de différence concernant les variables cinématiques. Les pics et moyennes des angles et vitesses angulaires pour les articulations de

la cheville, du genou et de la hanche restent strictement similaires malgré l'état de fatigue du sujet.

4.6.1 Pondération de la relation EMG/force en condition de fatigue

Session isométrique La figure 4.10 représente un exemple typique de la régression linéaire obtenue au cours de la session isométrique de fatigue entre la baisse de capacité de production de force normalisée et la baisse de fréquence moyenne normalisée.

En complément de la figure, les tableaux 4.1 et 4.2 présentent pour chaque sujet les régressions linéaires reliant le pourcentage de baisse de capacité de production de force au pourcentage de baisse de fréquence moyenne ainsi que les valeurs des coefficients de détermination associés. Les valeurs des pentes et des ordonnées à l'origine sont assez variables d'un individu ou d'un muscle à l'autre puisqu'elles évoluent respectivement entre $-0,04$ et $2,17$ pour les pentes et entre $1,23$ et $1,02$ pour les ordonnées à l'origine. Les valeurs moyennes des coefficients de détermination varient de $0,70 \pm 0,40$ à $0,63 \pm 0,38$ pour les muscles *Rectus Femoris* et *Vastus Medialis* respectivement. Il faut noter la grande variabilité intra-individuelle présente dans ces données avec des valeurs de coefficients de détermination moyens intra-sujets évoluant de $0,12$ à $0,98$.

<i>Rectus Femoris</i>		
Sujets	Régressions linéaires	Coefficients de détermination (r^2)
S1	$y = 1,54x - 0,61$	0,83
S2	$y = 1,30x - 0,28$	0,88
S3	$y = 0,48x + 0,52$	0,81
S4	$y = 0,99x - 0,04$	0,89
S5	$y = 0,55x + 0,46$	0,12
S6	$y = 2,17x - 1,23$	0,13
S7	$y = 1,29x - 0,31$	0,95
S8	$y = 0,24x + 0,69$	0,93
S9	$y = -0,04x + 1,02$	0,98

TAB. 4.1: Régressions linéaires construites lors de la session de fatigue isométrique pour le muscle *Rectus Femoris*. x correspond à la diminution de la fréquence moyenne ($\Delta_{\text{fréquence moyenne}}$) et y à la diminution de capacité de production de force du muscle (*capa*).

<i>Vastus Medialis</i>		
Sujets	Régression linéaire	Coefficient de détermination (r^2)
S1	$y = 1,89x - 0,94$	0,88
S2	$y = 1,79x - 0,91$	0,36
S3	$y = 1,26x - 0,31$	0,86
S4	$y = 1,81x - 0,86$	0,16
S5	$y = 1,70x - 0,69$	0,15
S6	$y = 1,52x - 0,54$	0,97
S7	$y = 0,86x - 0,06$	0,79
S8	$y = 0,28x + 0,71$	0,87
S9	$y = 1,06x - 0,05$	0,97

TAB. 4.2: Régressions linéaires construites lors de la session de fatigue isométrique pour le muscle *Vastus Medialis*. x correspond à la diminution de la fréquence moyenne ($\Delta_{\text{fréquence moyenne}}$) et y à la diminution de capacité de production de force du muscle (*capa*).

Conditions dynamiques Cette étape a pour objectif d'estimer la perte de capacité de production de force du groupe musculaire agoniste en condition dynamique. Pour ce faire, une régression linéaire établissant la perte de capacité de production de force en condition isométrique comme fonction de la diminution de la fréquence moyenne du signal EMG a été construite. L'estimation du contenu fréquentiel du signal EMG au cours des

cycles de «squat» est obtenue à l'aide d'une transformée par ondelettes. Les résultats qui suivent ont été calculés dans les fenêtres localisées aux instants de répétabilité maximale du geste (hypothèse de quasi-stationnarité cyclique) et correspondent aux différences entre les conditions Non-Fatigue et Fatigue des cycles de «squat». Par rapport à la session Non-Fatigue, l'amplitude des signaux EMG des muscles antagonistes est augmentée de $29,7 \pm 15,4\%$ pour le *Gastrocnemius Medialis* et de $18,0 \pm 12,5\%$ pour le muscle *Biceps Femoris*. La RMS des signaux EMG des muscles agonistes augmente de $23,6 \pm 25,2\%$ et de $21,7 \pm 15,1\%$ entre les conditions NF et F pour les muscle *Rectus Femoris* et *Vastus Medialis* respectivement. Le tableau récapitulatif 4.3 présente ces différences pour chacun des sujets et chacun des muscles agonistes considérés.

Sujets	Variation de la RMS entre les conditions NF et F (%)	
	<i>Rectus Femoris</i>	<i>Vastus Medialis</i>
S1	-0,12	-4,84
S2	-9,45	15,88
S3	20,25	26,43
S4	64,21	14,16
S5	20,09	35,13
S6	56,31	30,46
S7	9,66	21,15
S8	10,62	10,24
S9	41,12	46,65
Moyennes \pm un écart-type	23,63 \pm 25,17	21,70 \pm 15,12

TAB. 4.3: Synthèse, pour l'ensemble des sujets, des variations de RMS obtenues pour les deux muscles agonistes au mouvement de «squat» entre les conditions NF et F.

Avec la présence de fatigue, nos résultats montrent une diminution de la valeur de fréquence moyenne de $-18,3 \pm 7,5\%$ pour le muscle *Rectus Femoris* et de $-7,7 \pm 3,1\%$ pour le *Vastus Medialis*. Le tableau 4.4 montre cette diminution pour chaque sujet.

Sujets	Diminution de la fréquence moyenne entre les conditions NF et F (%)	
	<i>Rectus Femoris</i>	<i>Vastus Medialis</i>
S1	-13,57	-10,39
S2	-10,03	-10,05
S3	-13,07	-9,46
S4	-19,08	-2,73
S5	-19,06	-10,12
S6	-30,51	-8,56
S7	-28,00	-3,33
S8	-9,82	-9,95
S9	-21,40	-4,92
Moyennes \pm un écart-type	-18,28 \pm 7,45	-7,72 \pm 3,14

TAB. 4.4: Synthèse, pour l'ensemble des sujets, des diminutions de la fréquence moyenne des deux muscles agonistes au mouvement de «squat» entre les conditions NF et F.

Une fois ces valeurs de baisse de fréquence normalisées introduites dans les régressions linéaires, les capacités de production de force des muscles agonistes évoluent entre $81 \pm 13\%$ et $87 \pm 10\%$ de leur valeur initiale (soit 100%) respectivement pour le muscle *Rectus Femoris* et *Vastus Medialis*. Le tableau 4.5 rapporte les valeurs de capacité de production de force en condition Fatigue pour l'ensemble des sujets. La différence de capacité de production de force est significative ($F_{1,34} = 33,41$; $p < 0,05$).

Sujets	Capacité de production de force en conditions F (% de NF)	
	<i>Rectus Femoris</i>	<i>Vastus Medialis</i>
S1	94	81
S2	76	82
S3	90	96
S4	73	75
S5	90	97
S6	99	99
S7	61	78
S8	75	80
S9	67	98
<hr/>		
Moyennes \pm un écart-type	81 \pm 13%	87 \pm 10%

TAB. 4.5: Synthèse, pour l'ensemble des sujets, des capacités de production de force des deux muscles agonistes estimées en condition Fatigue. 100 % correspond à la capacité de production de force maximale (condition NF).

4.6.2 Résultats cinétiques

La figure 4.13 présente l'évolution moyenne au cours d'un cycle de «squat» des moments musculaires net, extenseur et fléchisseur.

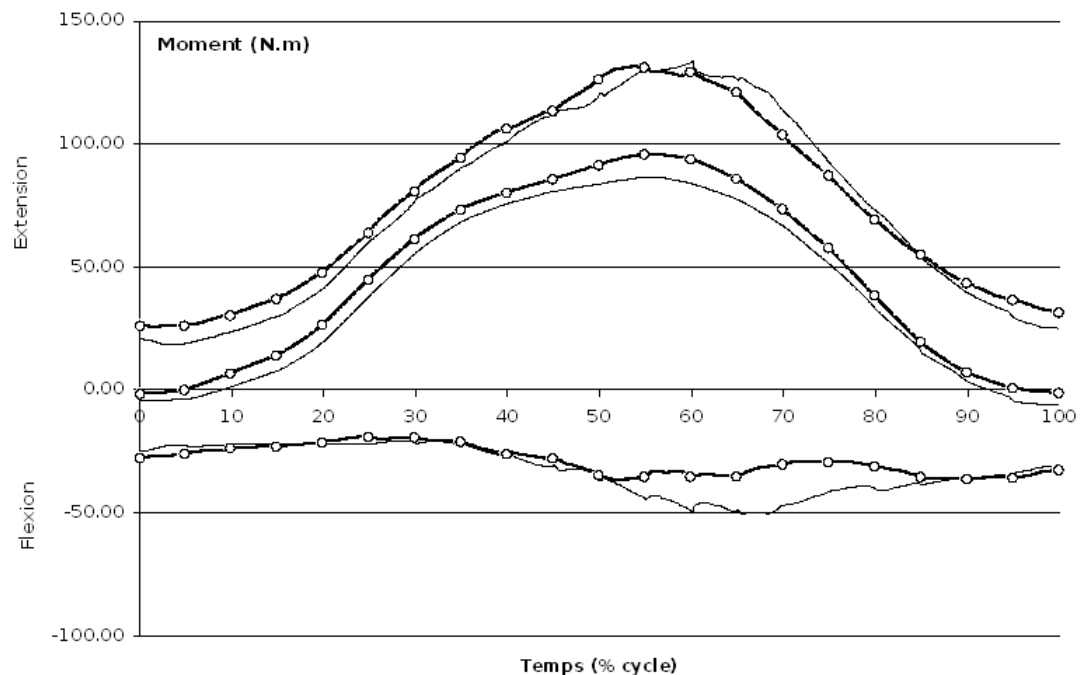


FIG. 4.13: Évolution des moments musculaires fléchisseur (valeurs strictement négatives), extenseur (valeurs strictement positives) et nets (courbes intermédiaires) au cours d'un cycle de «squat». Pour chaque variable sont représentées les estimations en condition Non-Fatigue (cercles blancs) et Fatigue (traits fins).

Moments musculaires résultants

Les valeurs des moments musculaires nets sont fortement dépendantes de la vitesse d'exécution du geste (Winter, 1990). L'influence de la vitesse d'exécution du mouvement est également connue pour affecter le profil des activités EMG (Murray et al., 1984). Afin de pouvoir analyser les moments musculaires agoniste et antagoniste il faut donc s'assurer préalablement que les valeurs de moment net sont équivalentes entre les conditions NF et F. Les analyses statistiques ne montrent en effet aucune influence du facteur *fatigue* sur ces variables dépendantes. Puisque les variables cinématiques ne sont également pas affectées, les conditions de réalisation de la tâche tant au niveau cinématique que cinétique net sont équivalentes entre les états NF et F.

Moments développés par les groupes musculaires fléchisseur et extenseur

La figure 4.13 présente l'évolution des moments musculaires nets, fléchisseur et extenseur suivant les deux conditions Non-Fatigue et Fatigue.

Les analyses statistiques révèlent une influence du facteur *phase* sur les moments développés par le groupe musculaire agoniste. Les valeurs moyennes du moment produit par le groupe musculaire extenseur pendant la phase de descente sont inférieures à celles observées lors de la phase de remontée (respectivement $68,7 \pm 14,7$ N.m et $83,3 \pm 25,3$ N.m ; $F_{1,32} = 4,25$; $p < 0,05$). En revanche, aucune différence significative n'apparaît concernant le moment musculaire fléchisseur dont les valeurs moyennes varient entre $-29,1 \pm 19,1$ N.m et $-33,0 \pm 21,4$ N.m pour les conditions NF et F.

Indices de co-contraction

Les valeurs maximales de l'indice de co-contraction sont affectées par le facteur *fatigue* ($F_{1,32} = 8,47$; $p < 0,05$), elles sont en effet plus faibles en condition *Non-Fatigue* ($92,5 \pm 8,2\%$) qu'en présence de *fatigue* ($98,7 \pm 3,4\%$).

4.7 Discussion

Cette partie du travail vise à étudier l'influence d'une perturbation interne, la fatigue musculaire, sur la gestion de la redondance musculaire au genou au cours d'un mouvement de «squat». Un modèle biomécanique d'estimation des moments musculaires agoniste et antagoniste a été utilisé. De manière à prendre en compte les changements affectant la production de force au niveau du muscle fatigué, un terme de pondération basé sur la diminution des fréquences moyennes du signal EMG est inclus dans la procédure d'optimisation.

La fatigue est définie comme une diminution de la capacité de production de force d'un muscle (ou groupe musculaire). Au cours de cette étude, une méthode originale a été

développée qui permet d'estimer cette perte de production de force en condition dynamique. Cette estimation se base à la fois sur une relation construite pendant le protocole de fatigue isométrique et sur la diminution de la fréquence moyenne du signal EMG en condition dynamique. Lors de la session isométrique de fatigue, les variations des angles de genou et de hanche étaient suffisamment faibles ($<5^\circ$) pour être négligeables pour l'ensemble des sujets. Ainsi, on peut légitimement considérer que la baisse des fréquences moyennes observée est liée à la composante «lente» de la fatigue musculaire (accumulation de métabolites, recrutement des fibres musculaires de type «lent») et non à des artefacts dus au mouvement. Les régressions linéaires représentent donc idéalement l'évolution de la variation de perte de force par rapport à la fréquence moyenne du signal EMG. Malgré ces précautions, les valeurs des coefficients de détermination obtenues sont faibles chez certains sujets ($r^2 = 0.12$ dans le cas le plus défavorable). Bien que l'on puisse certainement optimiser les valeurs des coefficients de détermination en modélisant séparément l'évolution de chaque variable impliquée dans le modèle de pondération (baisse de la force produite, augmentation de la RMS du signal EMG et baisse de la fréquence), les causes de ces faibles coefficients sont à chercher dans le protocole de fatigue lui-même. Lors de la session de fatigue, la position adoptée par le sujet se rapproche fortement de celle occupée lors du mouvement de «squat». Cependant il n'est pas naturel de produire une force maximale dans cette posture et les tracés de force résultante présentaient un nombre de fluctuations important. Ainsi, une première amélioration à apporter consisterait à adapter la situation de fatigue isométrique. L'utilisation d'un ergomètre isocinétique permettrait de produire une extension maximale «naturelle» du genou tout en contrôlant l'angle de cette articulation au cours de la phase de fatigue. D'autre part, un tel outil autorise la production de mouvements dont la vitesse et l'amplitude sont contrôlées. Il est possible d'envisager une session de fatigue dynamique dont les conditions de réalisation se rapprochent étroitement du geste de «squat» afin de causer une fatigue du groupe musculaire agoniste identique à celle du geste lui-même.

Au cours des mouvements de «squat» le contenu fréquentiel du signal est estimé à l'aide d'une transformée en ondelettes. Afin d'améliorer la qualité des estimations du contenu fréquentiel, une hypothèse de quasi-stationarité cyclique est appliquée sur les données. Dans ce but, les estimations issues de fenêtres d'analyse où la répétabilité du geste est maximale sont moyennées pour n'obtenir qu'une seule variable de fréquence en sortie. Dans notre cas, cette fenêtre de moindre variabilité se situe aux instants où l'angle de flexion de genou est maximal (cet instant correspond également à la hauteur minimale atteinte par la barre lors du cycle de «squat»). Le positionnement de cette fenêtre possède de sérieux avantages, outre l'amélioration des estimations de fréquences. Premièrement, le signal EMG est affecté temporellement et fréquentiellement par la longueur de la fibre musculaire (relation force-longueur) et par la relation force-vitesse, c'est-à-dire par la variation de longueur de cette fibre (Karlsson et al., 2000). Le positionnement de la fenêtre d'analyse se situe à l'instant où la vitesse angulaire du genou est quasi-nulle (voir la partie haute du graphe 3.6). Ainsi, les estimations de fréquence moyenne ne sont pas entachées des artéfacts dus à la vitesse de raccourcissement de la fibre musculaire. Deuxièmement, les muscles sélectionnés (*Rectus Femoris* et *Vastus Medialis*) présentent une activité électromyographique importante dans les fenêtres d'analyse (voir la figure 3.3). Cette activité EMG significative préserve des variations de fréquence observées dans le signal EMG aux faibles niveaux de force.

L'influence d'une modification interne des conditions de réalisation d'un mouvement de «squat» est ici investiguée au moyen d'une modélisation biomécanique. Les résultats rapportés sur la figure 4.13 et ceux issus des tests statistiques ne montrent quasiment aucune différence significative entre les conditions Fatigue et Non-Fatigue sur les moments net, agoniste et antagoniste. La méthodologie mise en place dans cette étude prend ici tout son sens. En effet, une analyse reposant sur les seules données électromyographiques révèle une augmentation moyenne de $22,30 \pm 5,28\%$ pour l'ensemble des muscles entre les conditions NF et F. L'analyse des données EMG aurait conduit à la conclusion erronée que

le niveau de co-contraction augmente avec la présence de fatigue musculaire. Cependant, pour produire la même force en présence de fatigue, une augmentation de l'activité du groupe musculaire agoniste est nécessaire et l'analyse des seules données EMG ne permet pas de différencier les augmentations de l'activité électromyographique dues à la fatigue et celles émanant d'un changement dans la stratégie d'activation du SNC. Au contraire, la procédure développée ici permet de prendre en compte les augmentations du signal EMG dues à la présence de fatigue, tout en conservant un espace des solutions suffisamment large pour prendre en considération les possibles changements d'activation des groupes musculaires (Nyland et al., 1997), comme les modifications de recrutement observées à l'intérieur d'un même groupe (Pincivero et al., 2006). Le modèle biomécanique alors présenté permet d'estimer les moments musculaires produits par les groupes fléchisseur et extenseur de l'articulation du genou en condition de fatigue musculaire. Pour se faire, une contrainte supplémentaire est ajoutée à la procédure d'optimisation afin d'évaluer la perte de capacité de production de force du groupe agoniste au mouvement.

Ce modèle biomécanique a été développé pour étudier la coordination musculaire au niveau des groupes agoniste et antagoniste en condition de perturbation interne. Dans notre cas, la perturbation est constituée d'une fatigue localisée au niveau du groupe musculaire agoniste au mouvement. Certains auteurs rapportent une augmentation de l'indice de co-contraction en présence de fatigue dans le but d'assurer la stabilité de l'articulation concernée (Kellis, 1999; Potvin et O'Brien, 1998). La présence de co-contraction augmente en effet la raideur de l'articulation et participe «activement» à sa stabilisation (Basmajian et Deluca, 1985). Or ces études se basent sur des enregistrements électromyographiques pour tirer leurs conclusions. Comme nous venons de le voir, la présence de fatigue musculaire entraîne une augmentation de l'amplitude du signal EMG pour conserver le même niveau de force. Les niveaux de co-contraction plus importants rapportés par les études de Kellis (1999) et Potvin et O'Brien (1998) pourraient donc dériver de changements physiologiques associés au signal EMG et non exclusivement d'une gestion volontaire de

la part du SNC. L'utilisation combinée d'une modélisation biomécanique associant l'ensemble des données périphériques et un terme de pondération reflétant la diminution des capacités de production de force du *Quadriceps* et d'une procédure d'optimisation numérique prend encore une fois tout son sens. A l'opposé des études précédemment citées, nos résultats montrent majoritairement une quantité de co-contraction inchangée malgré la présence de fatigue. Aucune différence n'est visible sur les moments développés par les groupes agoniste et antagoniste. Ces résultats ne montrent pas une absence d'influence du facteur *fatigue* sur les variables dépendantes, mais bien une adaptation du SNC à la présence de fatigue. Cette conclusion est favorisée par le terme de pondération introduit comme une contrainte linéaire dans la procédure d'optimisation afin de prendre en compte l'augmentation d'amplitude du signal EMG due à la fatigue. Nos résultats suggèrent que le SNC module l'activité du groupe musculaire agoniste afin de conserver identiques les moments musculaires développés. Logiquement, la valeur de l'indice de co-contraction moyen ne change pas significativement entre les conditions NF et F. Ainsi, la part de stabilité active issue de la co-contraction est identique entre les conditions NF et F. A l'opposé, les travaux précédents associent une augmentation générale du niveau de co-contraction en présence de fatigue à une nécessité de stabiliser l'articulation concernée. Cette hypothèse est néanmoins discutable. En effet, il ne paraît pas judicieux pour le SNC d'augmenter la part de la stabilité active de l'articulation. L'intégrité du système musculo-squelettique n'est pas mise en défaut par la présence de fatigue musculaire et la présence de co-contraction est néfaste à la réalisation de la tâche d'un point de vue énergétique. En revanche, l'intégrité du système musculo-squelettique pourrait ne plus être garantie si une perturbation externe supplémentaire venait s'ajouter au cours du mouvement. Dans ce cas là, le besoin de stabilité active serait maximal aux instants où les structures ligamentaires sont les moins efficaces. Dans l'étude que nous avons menée, les valeurs maximales des indices de co-contraction en condition Fatigue sont supérieures à celle observées en condition Non-Fatigue. Comme présenté dans le chapitre 3, les extremums de co-contraction

correspondent globalement aux angles de flexion de genou où la stabilité passive est la moins bonne (autour de 45 ° de flexion). Les résultats de notre étude ne s'opposent pas totalement à ceux rapportés dans littérature, ils révèlent au contraire une exploitation optimale de la redondance musculaire face à une perturbation interne.

Bien que la contribution méthodologique présentée ici permette d'estimer les intensités de perturbation interne d'un groupe musculaire en condition dynamique, nos résultats doivent être nuancés. En effet, les degrés de fatigue estimés montrent des valeurs moyennes de capacité de production de force de l'ordre de 84 % de la condition Non-Fatigue. Cette intensité de perturbation pourrait ne pas être suffisante pour induire une nouvelle stratégie de recrutement des groupes musculaires de la part du SNC.

Pour résumer, ce chapitre visait à étudier au cours d'un mouvement de «squat» la coordination musculaire au niveau des groupes agoniste et antagoniste en présence d'une perturbation interne. Cette perturbation résulte d'une fatigue du groupe musculaire agoniste au mouvement. Un modèle biomécanique permet d'estimer ces moments musculaires. De manière à prendre en compte la diminution de la capacité de production de force du groupe agoniste à la suite de la fatigue, un terme de pondération est introduit dans la procédure d'optimisation. Bien que le niveau de co-contraction soit identique entre les conditions NF et F, nos résultats montrent une exploitation de la redondance musculaire par le SNC. Pour aller plus loin dans l'étude de cette exploitation, certains travaux ont montré que l'adaptation à la fatigue dont faisait preuve le système musculo-squelettique se reflétait à l'intérieur même du groupe musculaire par une modification des patrons d'activation des muscles qui le compose (Pincivero et al., 2006). Dans le modèle biomécanique utilisé, le terme $w_i(t)$ (équation 3.3) tient compte de ces changements en ajustant la part relative que joue chacun des muscles dans la production du moment total du groupe musculaire. Une perspective à ce travail consisterait donc à étudier les modifications dues à la présence de fatigue, mais aussi à celle d'une perturbation externe, au niveau de chaque muscle et non pas des groupes musculaires. Cette perspective nécessite

le développement d'un modèle biomécanique capable d'estimer les tensions musculaires de manière cohérente. Il s'agit là d'affiner encore plus le niveau d'analyse de la coordination pour se centrer sur les efforts produits par chaque muscle. Cette perspective sera évoquée dans le prochain chapitre.

Chapitre 5

Perspectives méthodologiques

5.1 Introduction

Au cours de ce travail, nous avons choisi d'analyser la coordination motrice au niveau des groupes musculaires agoniste et antagoniste. Ce niveau d'analyse permet en effet de raisonner en référence aux causes mécaniques du mouvement observé et permet une quantification cohérente de la quantité de co-contraction. Cependant, un niveau d'analyse plus fin sur lequel nous pourrions reposer nos futurs travaux consisterait à analyser la coordination musculaire en se basant sur l'estimation de la tension produite par chacun des muscles impliqués dans la réalisation du mouvement.

Plusieurs limites apparaissent quant à la méthodologie nécessaire à la mise en œuvre de ce niveau d'analyse. D'une part, la mesure *in-vivo* des forces générées au niveau des tendons est difficile voire impossible à réaliser chez l'être humain et, d'autre part, la présence de redondance musculaire fournit un nombre d'inconnues supérieur au nombre d'équations du mouvement, ce qui crée un problème mathématiquement sous-déterminé. L'utilisation des procédures classiques d'optimisation ne permet pas de résoudre ce problème de manière satisfaisante. De nombreux travaux ont en effet rapporté une mauvaise prédiction de la co-contraction par ces méthodes numériques (Challis, 1997; Forster et al., 2004). Les tensions développées par les muscles antagonistes au mouvement sont en effet régulière-

ment mises à zéro. Les critères de minimisation généralement utilisés dans les études sont présentés dans les équations 5.1, 5.2 et 5.3 et proviennent des études de An et al. (1984); Crowninshield et Brand (1981); Dul et al. (1984); Pedotti et Stark (1978). Ils consistent à minimiser la tension produite par les muscles ou encore à maximiser le temps d'endurance de ces muscles. Le critère proposé par Crowninshield et Brand (1981) (équation 5.3) est celui dont l'utilisation semble la plus répandue.

$$f(t_i) = \sum_{i=1}^n (t_i) \quad (5.1)$$

$$f(t_i) = \sum_{i=1}^n \left(\frac{t_i}{t_{i,max}} \right)^p \quad (5.2)$$

$$f(t_i) = \sum_{i=1}^n \left(\frac{t_i}{PCSA_i} \right)^p \quad (5.3)$$

Où t_i représente la tension développée par le muscle i , n représente le nombre total de muscles étudiés, $t_{i,max}$ la capacité contractile maximale du muscle i et $PCSA_i$ la section de coupe physiologique du muscle i . L'exposant p varie entre 1 et 100 selon les études.

Pour pallier ce problème plusieurs solutions ont été proposées. L'utilisation d'une méthode de résolution de type *minmax* semble entraîner un net progrès dans l'estimation des tensions musculaires (Rasmussen et al., 2001). En effet, cette méthode consiste à minimiser un critère tout en maximisant chacun des termes de ce critère. Lors de son application à l'estimation des tensions musculaires, cette méthode permet de répartir au mieux la tension de chacun des muscles au sein du groupe musculaire. Ainsi, aucune valeur de tension musculaire dans le groupe musculaire agoniste n'est artificiellement laissée à zéro (Rasmussen et al., 2001). L'attrait de cette procédure réside également dans l'analogie que l'on peut faire avec le fonctionnement du SNC. En effet, au cours d'un mouvement, les données EMG montrent que l'ensemble des muscles d'un groupe musculaire sont activés, caractéristique que l'on retrouve également lors de l'utilisation d'une procédure de

type *minmax* (Rasmussen et al., 2001). Bien que les résultats soient améliorés par rapport à ceux issus d'une procédure classique, la prédiction de la quantité de co-contraction n'est toujours pas satisfaisante, notamment parce que ces méthodologies n'intègrent en données d'entrée ni d'indicateurs de l'activité musculaire, ni d'informations relatives à la co-contraction.

Or, comme nous l'avons évoqué lors de l'estimation des moments musculaires agoniste et antagoniste, l'utilisation des données EMG dans une procédure d'optimisation est une alternative qui améliore les estimations des tensions musculaires (Buchanan et al., 2005; Vigouroux et al., 2005). Cependant, l'implémentation de l'EMG comme donnée d'entrée dans une modélisation permettant l'estimation des tensions musculaires est soit complexe et nécessite un outillage lourd - type ergomètre isocinétique - (Buchanan et al., 2005), soit réservée à l'étude des conditions isométriques (Vigouroux et al., 2005).

Compte tenu des limites inhérentes aux méthodes présentées ci-dessus, une alternative séduisante visant à estimer les tensions produites par chaque muscle pourrait consister en un modèle biomécanique composé des deux étapes suivantes : la première partie consisterait à estimer les moments musculaires agoniste et antagoniste au cours d'un mouvement avec la même méthodologie que celle utilisée dans les chapitres 3 et 4. La seconde partie utiliserait comme données d'entrée les résultats précédents dans une nouvelle procédure d'optimisation de type *minmax* afin d'estimer les tensions développées par chaque muscle. L'objectif étant de construire un modèle capable d'estimer les tensions musculaires en incluant une quantité de co-contraction significative et cohérente. La partie suivante présentera brièvement la comparaison des résultats issus d'une procédure *minmax* d'estimation des tensions musculaires avec ceux provenant d'un modèle du type que nous venons de proposer et que nous présentons comme perspective de notre travail.

5.2 Méthode

L'étude prospective rapportée dans cette partie n'a porté que sur un seul sujet. Les données nécessaires à la réalisation de cette étude sont issues d'un participant de l'expérience rapportée au chapitre 3.

5.2.1 Modèle minmax

Afin d'estimer les tensions produites par chaque muscle, une procédure d'optimisation de type *minmax* est mise en place. Cette procédure vise à minimiser la contrainte subie par chacun des muscles tout en la répartissant au mieux entre chaque muscle du groupe musculaire. Une seule étape est nécessaire et le problème d'optimisation est alors défini comme suit :

trouver t_i qui minimise

$$f(t_i) = \max \left(\frac{t_i}{PCSA_i} \right) \quad (5.4)$$

où t_i représente la tension développée par le muscle i , et $PCSA_i$ correspond à la section de coupe physiologique du muscle concerné.

Les contraintes suivantes sont utilisées lors de la résolution :

$$\left\{ \begin{array}{l} t_i > 0 \\ t_i < \sigma_{max} \cdot PCSA_i \\ \sum_{i=1}^n (r_i \cdot t_i) = Moment_{net} \end{array} \right. \quad (5.5)$$

avec σ_{max} la contrainte musculaire admissible maximale ($40N/cm^2$) et r_i le bras de levier du muscle i . $Moment_{net}$ correspond au moment musculaire net développé à l'articulation du genou.

Une procédure de résolution SQP de type *minmax* est utilisée (Matlab, Optimization Toolbox).

5.2.2 Modèle proposé

Ce modèle biomécanique a pour but d'estimer la tension musculaire développée par chaque muscle tout en s'assurant que la présence de co-contraction est significative et cohérente d'un point de vue physiologique. Ce modèle se décompose en deux étapes :

La première étape consiste à estimer les moments agoniste et antagoniste au cours d'un cycle de «squat». Cette étape est présentée en détail dans la partie *Méthode* du chapitre 3.

La deuxième étape consiste à estimer la tension de chaque muscle en utilisant une procédure de minimisation identique à l'équation 5.4 avec comme contrainte d'égalité que la somme des moments produits par chacun des muscles d'un groupe musculaire soit égale au moment total produit par le groupe musculaire et estimé à l'étape 1. Le second problème d'optimisation se définit donc comme suit :

trouver t_i qui minimise

$$f(t_i) = \max \left(\frac{t_i}{PCSA_i} \right) \quad (5.6)$$

où t_i représente la tension développée par le muscle i , et $PCSA_i$ correspond à la section de coupe physiologique du muscle concerné.

Soumis aux contraintes suivantes :

$$\left\{ \begin{array}{l} t_i > 0 \\ t_i < \sigma_{max} \cdot PCSA_i \\ \sum_{x=1}^n (r_x \cdot t_x) = \hat{M}_{Flex}(t) \\ \sum_{y=1}^m (r_y \cdot t_y) = \hat{M}_{Ext}(t) \end{array} \right. \quad (5.7)$$

avec σ_{max} la contrainte musculaire admissible maximale ($40N/cm^2$), r_x le bras de levier du muscle x et r_y le bras de levier du muscle y . n correspond au nombre de muscles fléchisseurs et m au nombre de muscles extenseurs. $\hat{M}_{Flex}(t)$ correspond au moment musculaire développé par le groupe musculaire fléchisseur et $\hat{M}_{Ext}(t)$ celui produit par le

groupe extenseur.

Une procédure de résolution SQP de type *minmax* est utilisée (Matlab, Optimization Toolbox).

5.3 Résultats

Les figures suivantes présentent d'une part les données électromyographiques rectifiées et filtrées à 2,5 Hz (parties supérieures des figures 5.1 pour les muscles agonistes et 5.2 pour les muscles antagonistes) et d'autre part les tensions estimées en utilisant le modèle *minmax* (en bas à gauche) ou le modèle proposé (en bas à droite) pour les muscles agonistes (figure 5.1) et antagonistes (figure 5.2).

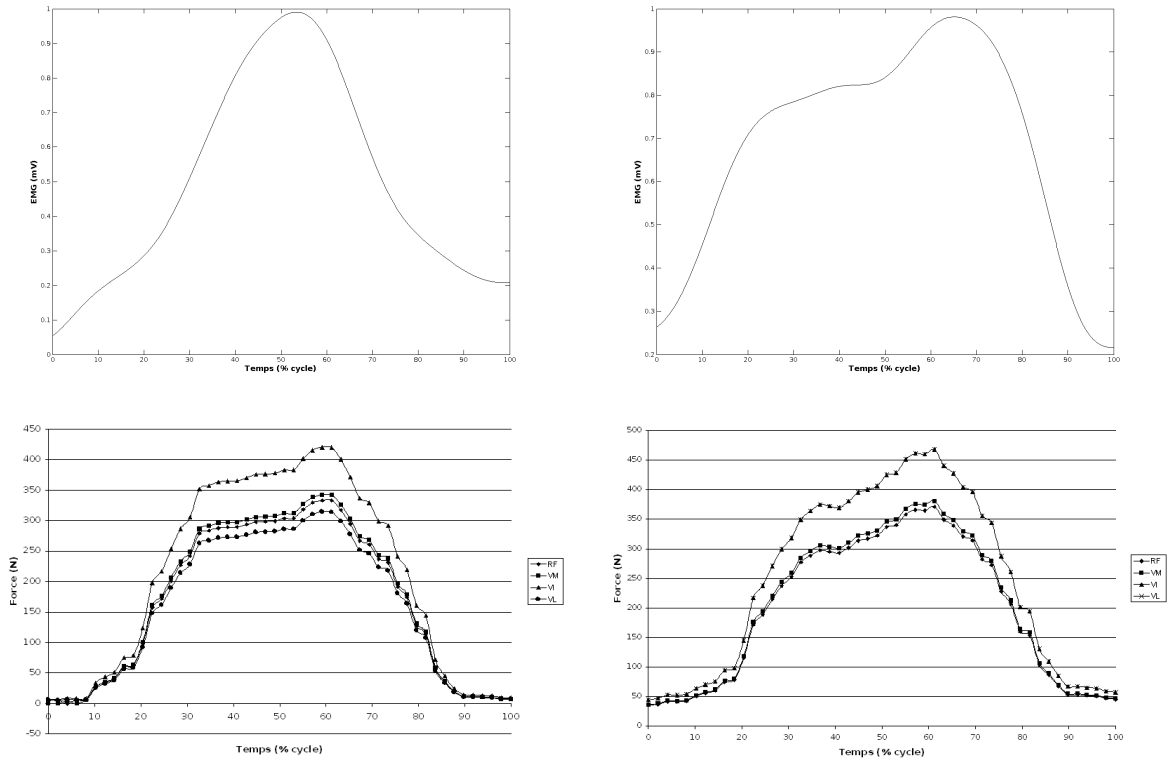


FIG. 5.1: Les données EMG rectifiées et filtrées des muscles *Rectus Femoris* (à gauche) et *Vastus Medialis* (à droite) sont présentées en haut. Les estimations des forces produites par les muscles agonistes au mouvement avec une contrainte sur le moment musculaire net (à gauche) et extenseur (à droite) sont présentées en bas.

Les profils des tensions développées par les muscles agonistes sont relativement équivalents quelle que soit la contrainte imposée. Ces profils correspondent aussi globalement à ceux observés sur les données EMG des muscles associés. Il faut cependant noter que les valeurs estimées à partir du modèle *minmax* sont plus faibles que celles issues de la modélisation biomécanique proposée.

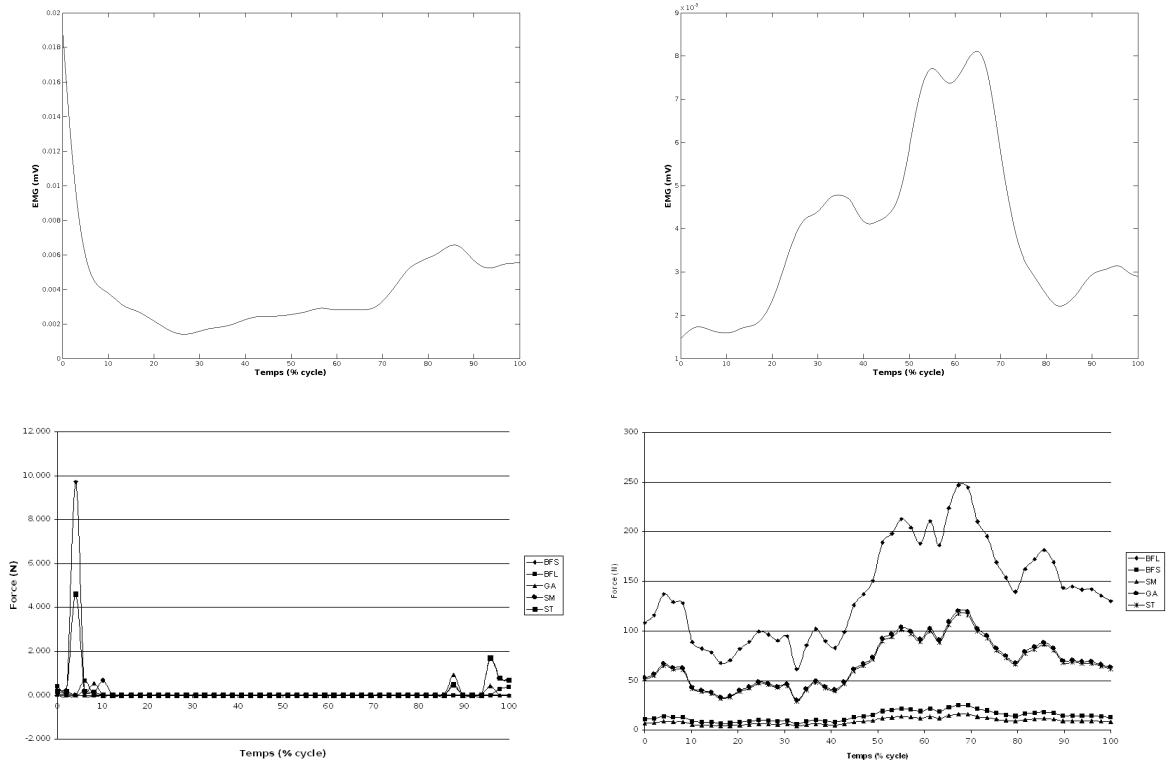


FIG. 5.2: Les données EMG rectifiées et filtrées des muscles *Gastrocnemius Medialis* à gauche et *Biceps Femoris* à droite sont présentées en haut. Les estimation des forces produites par les muscles antagonistes au mouvement avec une contrainte sur le moment musculaire net (à gauche) et fléchisseur (à droite) sont rapportées en bas.

En revanche grâce à la prise en compte de la co-contraction, ces résultats préliminaires montrent une très nette amélioration de l'estimation des tensions au niveau antagoniste. Alors que les résultats issus du modèle *minmax* sont très aléatoires et maintenus artificiellement à zéro (en bas à gauche de la figure 5.2), ceux obtenus avec comme contrainte d'égalité le moment musculaire fléchisseur sont beaucoup plus réalistes. En particulier, les profils des tensions sont très proches des profils EMG enregistrés.

5.4 Discussion

Cette partie avait pour objectif de proposer un modèle biomécanique d'estimation des tensions musculaires avec une prise en compte optimale du niveau de co-contraction. Les résultats issus du modèle que nous proposons ont été comparés avec ceux issus d'un modèle *minmax* d'estimation des tensions musculaires qui correspond déjà au modèle de la littérature fournissant les meilleurs résultats. Les premiers résultats semblent très prometteurs. Les profils des tensions musculaires des muscles agonistes sont équivalents entre les deux modèles, bien que leurs amplitudes soient plus importantes dans le cas du modèle proposé. En revanche, une nette amélioration dans l'estimation des tensions des muscles antagonistes est visible. Tandis qu'avec une procédure *minmax* les tensions des muscles fléchisseurs sont mises à zéro et ne présentent aucune ressemblance avec les données EMG, notre modèle prédit des activités musculaires significatives (voir la figure 5.2). En particulier, les profils des tensions antagonistes estimées avec le modèle proposé sont très proches des profils EMG enregistrés alors qu'une référence à ces données n'apparaît pas explicitement dans la procédure. Le fait que, contrairement à une procédure *minmax* sans contrainte sur les moments agoniste et antagoniste, aucune valeur de tension musculaire ne soit mise artificiellement à zéro et que ces valeurs représentent une estimation cohérente du niveau de co-contraction renforce le choix que nous avons fait d'utiliser deux procédures d'optimisation consécutivement.

L'application successive de deux procédures d'optimisation, l'une visant à estimer les moments développés par les groupes musculaires agoniste et antagoniste au mouvement et l'autre destinée à déterminer les tensions de chaque muscle, laisse envisager des développements intéressants pour obtenir des résultats plus cohérents d'un point de vue physiologique, et plus réalistes en comparaison avec d'autres types de données d'entrée, notamment l'EMG. Néanmoins, on peut se demander si l'utilisation d'un critère identique (le *muscle stress*) pour les groupes musculaires agoniste et antagoniste est justifié. En effet, le critère du *muscle stress* est basé sur l'hypothèse selon laquelle le SNC active

les muscles de manière à maximiser le temps d'endurance de ceux-ci ([Crowninshield et Brand, 1981](#)). Bien que ce critère semble logique pour les muscles appartenant au groupe musculaire agoniste, son application au groupe antagoniste est sujette à questionnement.

Les résultats préliminaires obtenus laissent espérer un bénéfice important lors de l'utilisation du modèle biomécanique dans le cadre de l'analyse de la coordination musculaire au niveau de chacun des muscles.

Chapitre 6

Conclusion générale

Grâce à l'infinité de combinaisons articulaire et musculaire dont il dispose, le corps humain fait preuve d'une adaptabilité remarquable. Il est en effet capable d'effectuer des mouvements coordonnés quelles que soient les perturbations externes (gravité, forces aérodynamiques, contraintes mécaniques) ou internes (fatigue musculaire, lésions, pathologies) qu'il rencontre.

Ce travail doctoral poursuivait deux objectifs. D'une part, étudier la coordination motrice lorsque le système musculo-squelettique est confronté à une perturbation affectant les conditions de réalisation du geste qu'il exécute. L'influence d'une perturbation externe ou interne sur la manière dont le Système Nerveux Central gère la redondance musculaire a été étudiée en s'intéressant à la coordination musculaire au niveau des efforts agoniste et antagoniste et en quantifiant la co-contraction. La perturbation qualifiée d'externe consistait à moduler la charge supportée par le sujet au cours d'un mouvement de «squat». Une fatigue induite au niveau du groupe musculaire du *Quadriceps* permettait de réaliser une perturbation interne des conditions de réalisation de la tâche. D'autre part, une triple contribution méthodologique à l'étude de la coordination est proposée. Premièrement, cette contribution repose sur l'analyse de la sensibilité d'un calcul de dynamique inverse à la qualité des données d'entrée anthropométriques. Deuxièmement, une évolution du modèle d'estimation des moments musculaires agoniste et antagoniste est également pré-

sentée. Cette évolution consiste à généraliser le modèle de manière à l'adapter aux tâches réalisées en condition de fatigue musculaire. Troisièmement, une dernière contribution méthodologique est développée dans les perspectives de ce document afin de permettre une estimation réaliste des tensions de chaque muscle agoniste ou antagoniste.

Nos résultats montrent une grande influence des données d'entrée anthropométriques sur les moments musculaires résultants issus d'un calcul de dynamique inverse. En conséquence, une recommandation est émise quant à la méthode à utiliser pour estimer les BSP, afin d'obtenir une estimation aussi précise que possible du moment musculaire résultant, préalable en particulier nécessaire à l'analyse de la coordination musculaire à partir des données cinétiques.

Les analyses de la coordination motrices présentées dans ce document ont été conduites à l'aide d'une modélisation biomécanique associant des données périphériques de différente nature (cinématique, dynamique, anthropométrie et EMG) au sein d'une procédure d'optimisation numérique afin d'estimer les moments produits par les groupes musculaires extenseur et fléchisseur de l'articulation du genou. En condition de fatigue musculaire certaines des hypothèses fondatrices de ce modèle ne sont plus respectées. Une méthode originale d'adaptation du modèle au changement des conditions internes de réalisation de la tâche comprenant deux étapes a été développée. Dans un premier temps, une relation associant baisse de la fréquence moyenne du signal et diminution de la capacité de production de force est construite sur la base d'une session de fatigue isométrique. L'estimation du contenu fréquentiel du signal EMG est réalisée à l'aide d'une transformée en ondelettes du fait des nombreux avantages de cette méthode pour l'étude du signal EMG en condition dynamique. Dans un second temps, l'intensité de la fatigue musculaire est estimée afin de pondérer la capacité de production de force du *Quadriceps* au cours de l'estimation des moments musculaires agonistes et antagonistes.

En condition de perturbation externe, nos résultats principaux montrent un accroissement des moments musculaires net, fléchisseur et extenseur et de l'indice de co-contraction

lorsque la charge supportée augmente. Ces augmentations produisent une raideur articulaire plus importante et participent donc à la stabilité de l'articulation du genou en condition dynamique. De plus, l'évolution de cette augmentation en fonction de la charge ne se fait pas de manière linéaire. Nous suggérons que ce caractère non-linéaire permet de stabiliser activement l'articulation et ce d'autant plus que l'intégrité physique du sujet est mise en danger. Nos résultats montrent également que la quantité de co-contraction est modulée en fonction du type de travail fourni par le groupe musculaire agoniste. Lorsque le groupe du *Quadriceps* produit une contraction excentrique (phase de descente), l'activité antagoniste permet de stabiliser l'articulation du genou. En cas de contraction sur un mode concentrique (phase de remontée), la présence de co-contraction permet de gérer la stabilité articulaire tout en assurant la coordination motrice lors de la production du geste. En cas de perturbation externe, l'extrême plasticité du corps humain est donc issue d'une gestion idéale de la redondance musculaire puisque celle-ci assure à la fois la stabilité articulaire et la production d'un mouvement coordonné.

En condition de perturbation interne (la fatigue musculaire), nos résultats révèlent peu d'influence de la perturbation sur la coordination des groupes musculaires agoniste et antagoniste au cours d'un mouvement de «squat». En effet, aucune différence n'est observée ni sur les moments musculaires nets ni sur les moments développés par les groupes extenseur et fléchisseur de l'articulation du genou. Cette absence de différence significative révèle cependant une exploitation optimale de la redondance musculaire pour faire face à la perturbation. Pour confirmer cette exploitation, les valeurs maximales de l'indice de co-contraction sont plus élevées en condition *fatigue* que lors de la situation de référence. Le Système Nerveux Central ajuste donc la quantité de co-contraction au cours du cycle de «squat» en fonction de la diminution de capacité de production de force du groupe musculaire agoniste. De plus, la raideur articulaire est augmentée aux instants où la nécessité de stabilité est maximale. Ici encore, l'exploitation de la redondance musculaire est dirigée vers la production de mouvements coordonnés tout en préservant l'intégrité

physique de l'individu.

Bien que nos résultats montrent une exploitation de la redondance musculaire orientée vers le maintien de la stabilité articulaire et la production de mouvements coordonnés, le type de perturbation influence de manière différente cette exploitation. Ainsi, la quantité de co-contraction semble dictée par l'intensité de la perturbation externe. Elle varie en effet lorsque la charge supportée par le sujet est modifiée mais elle est maintenue constante en cas de perturbation interne. Ces constatations démontrent une adaptabilité remarquable dans la production et le contrôle des mouvements coordonnés. Les conséquences physiologiques sont en effet les mêmes qu'il s'agisse d'une augmentation de la charge ou de la présence de fatigue musculaire : la quantité d'activation du groupe musculaire agoniste doit nécessairement être augmentée. Le Système Nerveux Central est cependant capable de différencier les modifications externes des conditions de réalisation de la tâche des changements internes affectant le système musculo-squelettique.

Les résultats de ce travail peuvent trouver des applications aussi bien dans le domaine clinique, que dans celui de la recherche fondamentale pour laquelle nous proposons un nouveau niveau d'analyse de la coordination motrice quelle que soit les conditions de réalisation du geste. Comme exemple d'application sur la base des conclusions ci-dessus, le développement d'un protocole de rééducation post-traumatique en deux étapes pourrait être envisagé en coopération avec des médecins et des kinésithérapeutes. Ce protocole consisterait à réaliser des exercices en chaîne fermée en variant la charge supportée, tout en modifiant l'état de fatigue du sujet. Cette série d'exercices permettrait de rééduquer autant l'aspect physiologique de la production motrice que l'aspect de gestion de la coordination musculaire au niveau du Système Nerveux Central.

Bibliographie

- Ageberg, E. (2002). Consequences of a ligament injury on neuromuscular function and relevance to rehabilitation - using the anterior cruciate ligament-injured knee as model. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12:205–212.
- Alkjaer, T., Simonsen, E. B., Magnusson, S. P. P., Aagaard, H. et Dyhre-Poulsen, P. (2002). Differences in the movement pattern of a forward lunge in two types of anterior cruciate ligament deficient patients : copers and non-copers. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 17:586–593.
- Amarantini, D. et Martin, L. (2004). A method to combine numerical optimization and emg data for the estimation of joint moments under dynamic conditions. *Journal of Biomechanics*, 37:1393–1404.
- An, K., Kwak, B., Chao, E. et Morrey, B. (1984). Determination of muscle and joint forces : a new technique to solve the indeterminate problem. *Journal of Biomechanical Engineering*, 106:364–367.
- Anderson, F. C. et Pandy, M. G. (2001a). Dynamic optimization of human walking. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123:381–390.
- Anderson, F. C. et Pandy, M. G. (2001b). Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. *Journal of Biomechanics*, 34:153–161.

- Andrews, J. G. et Mish, S. P. (1996). Methods for investigating the sensitivity of joint resultants to body segment parameter variations. *Journal of Biomechanics*, 29:651–654.
- Arsenault, A., Winter, D., Marteniuk, R. et Hayes., K. (1986). How many strides are required for the analysis of electromyographic data in gait? *Scandinavian Journal of Rehabilitation and Medicine*, 18:133–135.
- Basmajian, J. et DeLuca, C. *Muscles alive : their functions revealed by electromyography, 5th edition*. Williams and Wilkins, Baltimore, 1985.
- Bernstein, N. *The co-ordination and regulation of movements*. New York : Pergamon, 1967.
- Boggs, P. et Tolle, J. (1996). Sequential quadratic programming. *Acta Numerica*, 4:1–52.
- Bonato, P., Gagliati, G. et Knaflitz, M. (1996). Analysis of myoelectric signals recorded during dynamic contractions a time-frequency approach to assessing muscle fatigue. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 15:102–111.
- Bonato, P., Roy, S. H., Knaflitz, M. et De Luca, C. J. (2001). Time-frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 48:745–753.
- Breniere, Y. et Dietrich, G. (1992). Heel-off perturbation during gait initiation : biomechanical analysis using triaxial accelerometry and a force plate. *Journal of Biomechanics*, 25:121–127.
- Bresler, B. et Frankel, J. (1950). The forces and moments in the leg during level walking. *Journal of Applied Mechanics. Transaction of the American Society of Mechanical Engineering*.
- Brown, S. et Potvin, J. (2005). Constraining spine stability levels in an optimization model

- leads to the prediction of trunk muscle cocontraction and improved spine compression force estimates. *Journal of Biomechanics*, 38:745–754.
- Buchanan, T. S., Lloyd, D. G., Manal, K. et Besier, T. F. (2005). Estimation of muscle forces and joint moments using a forward-inverse dynamics model. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37:1911–1916.
- Cahouët, V., Martin, L. et Amarantini, D. (2002). Static optimal estimation of joint accelerations for inverse dynamics problem solution. *Journal of Biomechanics*, 35:1507–1513.
- Calvin, S., Milliex, L., Coyle, T. et Temprado, J.-J. (2004). Stabilization and destabilization of perception–action patterns influence the self-organized recruitment of degrees of freedom. *Journal of Experimental Psychology - Human Perception and Performance*, 30:1032–1042.
- Campanini, I., Merlo, A., Degola, P., Merletti, R., Vezzosi, G. et Farina, D. (2006). Effect of electrode location on emg signal envelope in leg muscles during gait. *Journal of Electromyography and Kinesiology*.
- Chabran, E., Maton, B. et Fourment, A. (2002). Effects of postural muscle fatigue on the relation between segmental posture and movement. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12:67–79.
- Challis, J. H. (1997). Producing physiologically realistic individual muscle force estimations by imposing constraints when using optimization techniques. *Medical Engineering and Physics*, 19:253–261.
- Challis, J. H. et Kerwin, D. G. (1996). Quantification of the uncertainties in resultant joint moments computed in a dynamic activity. *Journal of Sports Sciences*, 14:219–231.
- Chandler, R., Clauser, C., McConville, J., Reynolds, H. et Young, J. Investigation of

- inertial properties of the human body. Rapport technique, AMRL-TR-74-137, Ohio., 1975.
- Childs, J. D., Sparto, P. J., Fitzgerald, G. K., Bizzini, M. et Irrgang, J. J. (2004). Alterations in lower extremity movement and muscle activation patterns in individuals with knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 19:44–49.
- Choi, H. et Williams, W. (1989). Improved time-frequency representation of multicomponent signals using exponential kernels. *IEEE Transactions on Acoustics, Speech and Signal Processing*, 37.
- Cholewicki, J. et McGill, S. M. (1994). Emg assisted optimization : a hybrid approach for estimating muscle forces in an indeterminate biomechanical model. *Journal of Biomechanics*, 27:1287–1289.
- Cholewicki, J., McGill, S. M. et Norman, R. W. (1995). Comparison of muscle forces and joint load from an optimization and EMG assisted lumbar spine model : towards development of a hybrid approach. *Journal of Biomechanics*, 28:321–331.
- Cholewicki, J., Panjabi, M. M. et Khachatryan, A. (1997). Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine*, 22:2207–2212.
- Clancy, E. A. et Hogan, N. (1998). Influence of joint angle on the calibration and performance of emg amplitude estimators. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 45:664–668.
- Clancy, E. A., Morin, E. L. et Merletti, R. (2002). Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12:1–16.
- Cohen, L. (1989). Time-frequency distributions - A review. *Proceeding of the IEEE*, 77: 941–981.

- Coorevits, P. L., Danneels, L. A., Ramon, H., Audekercke, R. V., Cambier, D. C. et Vanderstraeten, G. G. (2005). Statistical modelling of fatigue-related electromyographic median frequency characteristics of back and hip muscles during a standardized isometric back extension test. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15:444–451.
- Crowninshield, R. et Brand, R. (1981). A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *Journal of Biomechanics*, 14:793–801.
- Côté, J. N., Mathieu, P. A., Levin, M. F. et Feldman, A. G. (2002). Movement reorganization to compensate for fatigue during sawing. *Experimental Brain Research*, 146:394–398.
- Daffertshofer, A., Lamoth, C. J., Meijer, O. G. et Beek, P. J. (2004). PCA in studying coordination and variability : a tutorial. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 19:415–428.
- Danion, F., Latash, M. L., Li, Z. M. et Zatsiorsky, V. M. (2001). The effect of a fatiguing exercise by the index finger on single- and multi-finger force production tasks. *Experimental Brain Research*, 138:322–329.
- D’Avella, A., Portone, A., Fernandez, L. et Lacquaniti, F. (2006). Control of fast-reaching movements by muscle synergy combinations. *Journal of Neuroscience*, 26:7791–7810.
- D’Avella, A., Saltiel, P. et Bizzi, E. (2003). Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior. *Nature Neuroscience*, 6:300–308.
- De Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov’s segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29:1223–1230.
- Dempster, W. Space requirements of the seated operator. Rapport technique, WADC-TR-55-159, Wright Air Development, Ohio., 1955.

- Doorenbosch, C. A., Harlaar, J., Roebroek, M. E. et Lankhorst, G. J. (1994). Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles. *Journal of Biomechanics*, 27:1299–1307.
- Doorenbosch, C. A. et Harlaar, J. (2003). A clinically applicable emg-force model to quantify active stabilization of the knee after a lesion of the anterior cruciate ligament. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 18:142–149.
- Doorenbosch, C. A. et Harlaar, J. (2004). Accuracy of a practicable emg to force model for knee muscles. *Neuroscience Letters*, 368:78–81.
- Doorenbosch, C. A., Joosten, A. et Harlaar, J. (2005). Calibration of EMG to force for knee muscles is applicable with submaximal voluntary contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15:429–435.
- Dul, J., Townsend, M. A., Shiavi, R. et Johnson, G. E. (1984). Muscular synergism—i. on criteria for load sharing between synergistic muscles. *Journal of Biomechanics*, 17: 663–673.
- Durkin, J. L. et Dowling, J. J. (2003). Analysis of body segment parameter differences between four human populations and the estimation errors of four popular mathematical models. *Journal of Biomechanical Engineering*, 125:515–522.
- Englehart, K., Hudgins, B., Parker, P. A. et Stevenson, M. (1999). Classification of the myoelectric signal using time-frequency based representations. *Medicine Engineering and Physics*, 21:431–438.
- Enoka, R. M. (1996). Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *Journal of Applied Physiology*, 81:2339–2346.
- Escamilla, R. F. (2001). Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33:127–141.

- Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Zheng, N., Barrentine, S. W., Wilk, K. E. et Andrews, J. R. (1998). Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30:556–569.
- Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Zheng, N., Lander, J. E., Barrentine, S. W., Andrews, J. R., Bergemann, B. W. et Moorman, C. T. (2001). Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33:1552–1566.
- Falconer, K. et Winter, D. (1985). Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint in walking. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 25:135–149.
- Farina, D., Merletti, R., Nazzaro, M. et Caruso, I. (2001). Effect of joint angle on emg variables in leg and thigh muscles. *IEEE Engineering Medicine and Biology Magazine*, 20:62–71.
- Farina, D. (2006). Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions. *Exercise and Sport Science Review*, 34:121–127.
- Farina, D., Merletti, R. et Enoka, R. M. (2004). The extraction of neural strategies from the surface emg. *Journal of Applied Physiology*, 96:1486–1495.
- Fitts, P. M. (1954). The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of Experimental Psychology*, 47:381–391.
- Flash, T. et Hogan, N. (1985). The co-ordination of arm movements : An experimentally confirmed mathematical model. *Journal of Neuroscience*, 5:1688–1703.
- Forestier, N. et Nougier, V. (1998). The effects of muscular fatigue on the coordination of a multijoint movement in human. *Neuroscience Letters*, 252:187–190.
- Forner Cordero, A., Levin, O., Li, Y. et Swinnen, S. P. (2005). Principal component

- analysis of complex multijoint coordinative movements. *Biological Cybernetics*, 93:63–78.
- Forster, E., Simon, U., Augat, P. et Claes, L. (2004). Extension of a state-of-the-art optimization criterion to predict co-contraction. *Journal of Biomechanics*, 37:577–581.
- Gabor, D. (1946). Theory of communication. *The Journal of the Institution of Electrical Engineers*, 93:429–457.
- Gagnon, D., Larivière, C. et Loisel, P. (2001). Comparative ability of emg, optimization, and hybrid modelling approaches to predict trunk muscle forces and lumbar spine loading during dynamic sagittal plane lifting. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 16:359–372.
- Ganley, K. J. et Powers, C. M. (2004). Anthropometric parameters in children : a comparison of values obtained from dual energy x-ray absorptiometry and cadaver-based estimates. *Gait and Posture*, 19:133–140.
- Gibson, J. *The ecological approach to visual perception*. Hillsdale, N.J. : Lawrence Erlbaum and Associates, 1986.
- Gorelick, M., Brown, J. M. M. et Groeller, H. (2003). Short-duration fatigue alters neuromuscular coordination of trunk musculature : implications for injury. *Applied Ergonomics*, 34:317–325.
- Granata, K. P. et Marras, W. S. (1995). The influence of trunk muscle coactivity on dynamic spinal loads. *Spine*, 20:913–919.
- Granata, K. P. et Marras, W. S. (2000). Cost-benefit of muscle cocontraction in protecting against spinal instability. *Spine*, 25:1398–1404.
- Grasso, R., Bianchi, L. et Lacquaniti, F. (1998). Motor patterns for human gait : backward versus forward locomotion. *Journal of Neurophysiology*, 80:1868–1885.

- Gribble, P. L. et Ostry, D. J. (1999). Compensation for interaction torques during single- and multijoint limb movement. *Journal of Neurophysiology*, 82:2310–2326.
- Guimaraes, A. C., Herzog, W., Allinger, T. L. et Zhang, Y. T. (1995). The emg-force relationship of the cat soleus muscle and its association with contractile conditions during locomotion. *Journal of Experimental Biology*, 198:975–987.
- Hanavan, E. P. A mathematical model of the human body. Rapport technique, AMRL TR, 1964.
- Harris, C. et Wolpert, D. (1998). Signal-dependent noise determines motor planning. *Nature*, 394:780–784.
- Hatze, H. (1980). A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. *Journal Biomechanics*, 13:833–843.
- Hatze, H. (2000). The inverse dynamics problem of neuromuscular control. *Biological Cybernetics*, 82:133–141.
- Hatze, H. (2002). The fundamental problem of myoskeletal inverse dynamics and its implications. *Journal of Biomechanics*, 35:109–115.
- Hautier, C., Arsac, L., Deghdegh, K., Souquet, J., Belli, A. et Lacour, J. (2000). Influence of fatigue on emg/force ratio and cocontraction in cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32:839–843.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. et Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10:361–374.
- Hodges, N. J., Hayes, S., Horn, R. R. et Williams, A. M. (2005). Changes in coordination, control and outcome as a result of extended practice on a novel motor skill. *Ergonomics*, 48:1672–1685.

- Hof, A. L., Elzinga, H., Grimmius, W. et Halbertsma, J. P. (2002). Speed dependence of averaged emg profiles in walking. *Gait and Posture*, 16:78–86.
- Holden et Stanhope (1998). The effect of variation in knee center location estimates on net knee joint moments. *Gait and Posture*, 7:1–6.
- Hu, X., zhong Wang, Z. et mei Ren, X. (2005). Classification of surface emg signal with fractal dimension. *Journal of Zhejiang University Science B*, 6:844–848.
- Huffenus, A.-F., Amarantini, D. et Forestier, N. (2006). Effects of distal and proximal arm muscles fatigue on multi-joint movement organization. *Experimental Brain Research*, 170:438–447.
- Isear, J. A., Erickson, J. C. et Worrell, T. W. (1997). Emg analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29:532–539.
- Karlsson, J. S., Gerdle, B. et Akay, M. (2001). Analyzing surface myoelectric signals recorded during isokinetic contractions. *IEEE Engineering Medicine and Biology Magazine*, 20:97–105.
- Karlsson, J. S., Ostlund, N., Larsson, B. et Gerdle, B. (2003). An estimation of the influence of force decrease on the mean power spectral frequency shift of the EMG during repetitive maximum dynamic knee extensions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13:461–468.
- Karlsson, S. et Gerdle, B. (2001). Mean frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque—a study using the continuous wavelet transform. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11:131–140.
- Karlsson, S., Yu, J. et Akay, M. (2000). Time-frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions : a comparative study. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 47:228–238.

- Kellis, E. (1998). Quantification of quadriceps and hamstring antagonist activity. *Sports Medicine*, 25:37–62.
- Kellis, E. (1999). The effects of fatigue on the resultant joint moment, agonist and antagonist electromyographic activity at different angles during dynamic knee extension efforts. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9:191–199.
- Kellis, E., Arabatzi, F. et Papadopoulos, C. (2003). Muscle co-activation around the knee in drop jumping using the co-contraction index. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13:229–238.
- Kellis, E. et Baltzopoulos, V. (1997). The effects of antagonist moment on the resultant knee joint moment during isokinetic testing of the knee extensors. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 76:253–259.
- Kellis, E. et Baltzopoulos, V. (1999). The effects of the antagonist muscle force on intersegmental loading during isokinetic efforts of the knee extensors. *Journal of Biomechanics*, 32:19–25.
- Kellis, E. (2003). Antagonist moment of force during maximal knee extension in pubertal boys : effects of quadriceps fatigue. *European Journal of Applied Physiology*, 89:271–280.
- Kellis, E., Arambatzi, F. et Papadopoulos, C. (2005a). Effects of load on ground reaction force and lower limb kinematics during concentric squats. *Journal of Sports Sciences*, 23:1045–1055.
- Kellis, E., Kouvelioti, V. et Ioakimidis, P. (2005b). Reliability of a practicable emg-moment model for antagonist moment prediction. *Neuroscience Letters*, 383:266–271.
- Kelso, J. (1984). Phase transitions and critical behavior in human bimanual coordination. *American Journal of Physiology : Regulatory, Integrative and Comparative Physiology.*, 246:1000–1004.

- Kennedy, J. C., Alexander, I. J. et Hayes, K. C. (1982). Nerve supply of the human knee and its functional importance. *American Journal of Sports Medicine*, 10:329–335.
- Kerrigan, D. C., Todd, M. K. et Riley, P. O. (1998). Knee osteoarthritis and high-heeled shoes. *The Lancet*, 351:1399–1401.
- Kingma, I., Toussaint, H., De Looze, M. et Van Dieen, J. (1996). Segment inertial parameter evaluation in two anthropometric models by application of a dynamic linked segment model. *Journal of Biomechanics*, 29:693–704.
- Kingma, I., Aalbersberg, S. et van Dieen, J. H. (2004). Are hamstrings activated to counteract shear forces during isometric knee extension efforts in healthy subjects? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14:307–315.
- Knaflitz, M. et Bonato, P. (1999). Time-frequency methods applied to muscle fatigue assessment during dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9:337–350.
- Kruk, S. et Wolkowicz, H. *SQ2P, Sequential Quadratic Constrained Quadratic Programming. Research Report*. University of Waterloo, Waterloo, Canada, 1998.
- Kyle, U. G., Genton, L., Hans, D., Karsegard, V. L., Michel, J. P., Slosman, D. O. et Pichard, C. (2001). Total body mass, fat mass, fat-free mass, and skeletal muscle in older people : cross-sectional differences in 60-year-old persons. *Journal of the American Geriatric Society*, 49:1633–1640.
- Lamoth, C. J., Daffertshofer, A., Meijer, O. G. et Beek, P. J. (2006a). How do persons with chronic low back pain speed up and slow down? Trunk-pelvis coordination and lumbar erector spinae activity during gait. *Gait and Posture*, 23:230–239.
- Lamoth, C. J., Meijer, O. G., Daffertshofer, A., Wuisman, P. I. et Beek, P. J. (2006b). Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking : changes in motor control. *European Spine Journal*, 15:23–40.

- Larivière, C., Gravel, D., Arsenault, A. B., Gagnon, D. et Loisel, P. (2003). Muscle recovery from a short fatigue test and consequence on the reliability of emg indices of fatigue. *European Journal of Applied Physiology*, 89:171–176.
- Linnamo, V., Strojnik, V. et Komi, P. V. (2001). Electromyogram power spectrum and features of the superimposed maximal M-wave during voluntary isometric actions in humans at different activation levels. *European Journal of Applied Physiology*, 86:28–33.
- Linnamo, V., Strojnik, V. et Komi, P. V. (2002). EMG power spectrum and features of the superimposed M-wave during voluntary eccentric and concentric actions at different activation levels. *European Journal of Applied Physiology*, 86:534–540.
- MacIntosh, B. R., Neptune, R. R. et Horton, J. F. (2000). Cadence, power, and muscle activation in cycle ergometry. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32:1281–1287.
- MacLellan, M. J. et Patla, A. E. (2006). Adaptations of walking pattern on a compliant surface to regulate dynamic stability. *Experimental Brain Research*, 173:521–530.
- McCaw, S. T. et DeVita, P. (1995). Errors in alignment of center of pressure and foot coordinates affect predicted lower extremity torques. *Journal of Biomechanics*, 28:985–988.
- McCaw, S. et Melrose, D. (1999). Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31:428–436.
- Menegaldo, L. L., de Toledo Fleury, A. et Weber, H. I. (2006). A 'cheap' optimal control approach to estimate muscle forces in musculoskeletal systems. *Journal of Biomechanics*, 39:1787–1795.
- Millieux, L., Calvin, S. et Temprado, J.-J. (2005). Limiting the recruitment of degrees of

- freedom reduces the stability of perception-action patterns. *Human Movement Science*, 24:218–233.
- Murray, M., Mollinger, L., Gardner, G. et Sepic, S. (1984). Kinematic and emg patterns during slow, free, and fast walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 2:272–280.
- Nardone, A., Grasso, M., Tarantola, J., Corna, S. et Schieppati, M. (2000). Postural coordination in elderly subjects standing on a periodically moving platform. *Archive of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81:1217–1223.
- Neptune, R. R. et Herzog, W. (2000). Adaptation of muscle coordination to altered task mechanics during steady-state cycling. *Journal of Biomechanics*, 33:165–172.
- Neptune, R. R., Kautz, S. A. et Hull, M. L. (1997). The effect of pedaling rate on coordination in cycling. *Journal of Biomechanics*, 30:1051–1058.
- Nyland, J. A., Caborn, D. N., Shapiro, R. et Johnson, D. L. (1997). Fatigue after eccentric quadriceps femoris work produces earlier gastrocnemius and delayed quadriceps femoris activation during crossover cutting among normal athletic women. *Knee Surgery, Sports Traumatology Arthroscopy*, 5:162–167.
- Olney, S. *Quantitative evaluation of cocontraction of knee and ankle muscles during walking*, chapitre Biomechanics IX-A, pages 431–436. Champaign : Human Kinetics Publishers, 1985.
- Olney, S. et Winter, D. (1985). Predictions of knee and ankle moments of force in walking from emg and kinematic data. *Journal of Biomechanics*, 18:9–20.
- Onishi, H., Yagi, R., Akasaka, K., Momose, K., Ihashi, K. et Handa, Y. (2000). Relationship between emg signals and force in human vastus lateralis muscle using multiple bipolar wire electrodes. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10:59–67.

- Osu, R., Franklin, D., Kato, H., Gomi, H., Domen, K., Yoshioka, T. et Kawato, M. (2002). Short- and long-term changes in joint co-contraction associated with motor learning as revealed from surface emg. *Journal of Neurophysiology*, 88:991–1004.
- Pearsall, D. et Costigan, P. (1999). The effect of segment parameter error on gait analysis results. *Gait and Posture*, 9:173–183.
- Pedotti, A. ; Krishnan, V. et Stark, L. (1978). Optimization of muscles-force sequencing in human locomotion. *Mathematical Biosciences*, 38:57–76.
- Pincivero, D. M., Campy, R. M., Salfetnikov, Y., Bright, A. et Coelho, A. J. (2001). Influence of contraction intensity, muscle, and gender on median frequency of the quadriceps femoris. *Journal of Applied Physiology*, 90:804–810.
- Pincivero, D. M., Gandhi, V., Timmons, M. K. et Coelho, A. J. (2006). Quadriceps femoris electromyogram during concentric, isometric and eccentric phases of fatiguing dynamic knee extensions. *Journal of Biomechanics*, 39:246–254.
- Piper, H. *Electrophysiologie muschliche muskeln*. Verlag von Julius, Basel, 1912.
- Pope, M. H., Aleksiev, A., Panagiotacopoulos, N. D., Lee, J. S., Wilder, D. G., Friesen, K., Stielau, W. et Goel, V. K. (2000). Evaluation of low back muscle surface EMG signals using wavelets. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 15:567–573.
- Potvin, J. R. et O'Brien, P. R. (1998). Trunk muscle co-contraction increases during fatiguing, isometric, lateral bend exertions. Possible implications for spine stability. *Spine*, 23:774–80.
- Prilutsky, B. et Zatsiorsky, V. (2002). Optimization-based models of muscle coordination. *Exercise and Sport Sciences Review*, 30:32–38.
- Rainoldi, A., Nazzaro, M., Merletti, R., Farina, D., Caruso, I. et Gaudenti, S. (2000).

- Geometrical factors in surface emg of the vastus medialis and lateralis muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10:327–336.
- Rao, G., Amarantini, D., Berton, E. et Favier, D. (2006). Influence of body segments' parameters estimation models on inverse dynamics solutions during gait. *Journal of Biomechanics*, 39:1531–1536.
- Rasmussen, J., Damsgaard, M. et Voigt, M. (2001). Muscle recruitment by the min/max criterion – a comparative numerical study. *Journal of Biomechanics*, 34:409–415.
- Ravier, P., Buttelli, O., Jennane, R. et Couratier, P. (2005). An emg fractal indicator having different sensitivities to changes in force and muscle fatigue during voluntary static muscle contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15:210–221.
- Rodacki, A. L., Fowler, N. E. et Bennett, S. J. (2001). Multi-segment coordination : fatigue effects. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33:1157–1167.
- Rodacki, A. L. F., Fowler, N. E. et Bennett, S. J. (2002). Vertical jump coordination : fatigue effects. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34:105–116.
- Schmid, M., Schieppati, M. et Pozzo, T. (2006). Effect of fatigue on the precision of a whole-body pointing task. *Neuroscience*, 139:909–920.
- Schmiedmayer, H. B. et Kastner, J. (1999). Parameters influencing the accuracy of the point of force application determined with piezoelectric force plates. *Journal of Biomechanics*, 32:1237–1242.
- Scolnik, H. et Gambini, M. (2002). A new method to compute second derivatives. *Journal of Computer Science and Technology*, 6.
- Seth, A. et Pandy, M. G. (2006). A neuromusculoskeletal tracking method for estimating individual muscle forces in human movement. *Journal of Biomechanics*.

- Shan, G. et Bohn, C. (2003). Anthropometrical data and coefficients of regression related to gender and race. *Applied Ergonomics*, 34:327–337.
- Shelburne, K. B., Torry, M. R. et Pandy, M. G. (2005). Effect of muscle compensation on knee instability during acl-deficient gait. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37:642–648.
- Silva, M. P. et Ambrosio, J. A. (2004). Sensitivity of the results produced by the inverse dynamic analysis of a human stride to perturbed input data. *Gait and Posture*, 19: 35–49.
- Sparto, P. J., Parnianpour, M., Reinsel, T. E. et Simon, S. (1997). The effect of fatigue on multijoint kinematics and load sharing during a repetitive lifting test. *Spine*, 22: 2647–2654.
- St-Onge, N., Duval, N., Yahia, L. et Feldman, A. G. (2004). Interjoint coordination in lower limbs in patients with a rupture of the anterior cruciate ligament of the knee joint. *Knee Surgery, Sports Traumatology Arthroscopy*, 12:203–216.
- St-Onge, N. et Feldman, A. G. (2003). Interjoint coordination in lower limbs during different movements in humans. *Experimental Brain Research*, 148:139–149.
- Stuelcken, M. C., Portus, M. R. et Mason, B. R. (2005). Off-side front foot drives in men's high performance cricket. *Sports Biomechanics*, 4:17–35.
- Teixeira da Fonseca, S., Silva, P., Ocarino, J., Guimarães, R., Oliveira, M. et Lage, C. (2004). Analyses of dynamic co-contraction level in individuals with anterior cruciate ligament injury. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14:239–247.
- Thelen, D. G. et Anderson, F. C. (2006). Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data. *Journal of Biomechanics*, 39:1107–1115.

- Thelen, D. G., Anderson, F. C. et Delp, S. L. (2003). Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control. *Journal of Biomechanics*, 36:321–328.
- Uno, Y., Kawato, M. et Suzuki, R. (1989). Formation and control of optimal trajectories in human multijoint arm movements : Minimum torque-change model. *Biological Cybernetics*, 61:89–101.
- Van den Bogert, T. *Practical guide to data smoothing and filtering*. Recherche effectuée le 22 avril 2004 sur <http://www.isb.org>, 1996.
- Van den Bogert A.J., De Koning, J. (1996). On optimal filtering for inverse dynamics analysis. *Proceedings of the IXth Biennial Conference of the Canadian Society for Biomechanics, Vancouver*, pages 214–215.
- van Dieen, J. H., Heijblom, P. et Bunkens, H. (1998). Extrapolation of time series of emg power spectrum parameters in isometric endurance tests of trunk extensor muscles. *Journal of Electromyography Kinesiology*, 8:35–44.
- van Dieen, J. H. et Visser, B. (1999). Estimating net lumbar sagittal plane moments from EMG data. The validity of calibration procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9:309–315.
- Van Emmerik, R. E., McDermott, W. J., Haddad, J. M. et Van Wegen, E. (2005). Age-related changes in upper body adaptation to walking speed in human locomotion. *Gait and Posture*, 22:233–239.
- Vaughan, C., Andrews, J. et Hay, J. (1982). Selection of body segment parameters by optimization methods. *Journal of Biomechanical Engineering*, 104:38–44.
- Vigouroux, L., Quaine, F., Labarre-Vila, A. et Moutet, F. (2005). Estimation of finger muscle tendon tensions and pulley forces during specific sport-climbing grip techniques. *Journal of Biomechanics*.

- Viviani, P. et Terzuolo, C. (1982). Trajectory determines movement dynamics. *Neuroscience*, pages 431–437.
- Westerblad, H. et Allen, D. G. (2002). Recent advances in the understanding of skeletal muscle fatigue. *Current Opinion in Rheumatology*, 14:648–652.
- Winter, D. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Wiley-Interscience, New York, USA, 1990.
- Woltring, H. (1986). A fortran package for generalized, cross-validatorspline smoothing and differentiation. *Advances in Engineering Software*, 8:104–113.
- Wretenberg, P., Feng, Y. et Arborelius, U. P. (1996). High- and low-bar squatting techniques during weight-training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 28:218–224.
- Zatsiorsky, V. et Seluyanov, V. *Biomechanics VIII-B.*, chapitre The mass and inertial characteristics of main segments of the human body., pages 1152–1159. Human Kinetics, Champaign, Illinois, USA, 1983.
- Zatsiorsky, V., Seluyanov, V. et Chugunova, L. *Biomechanics of Human Movement : Application in Rehabilitation, Sports and Ergonomics.*, chapitre In vivo body segment inertial parameters determination using a gamma scanner method., pages 86–202. Bertec, Worthington, 1990.
- Zettel, J. L., McIlroy, W. E. et Maki, B. E. (2002). Environmental constraints on foot trajectory reveal the capacity for modulation of anticipatory postural adjustments during rapid triggered stepping reactions. *Experimental Brain Research*, 146:38–47.

Annexe A

Calcul du moment musculaire net à l'articulation du genou

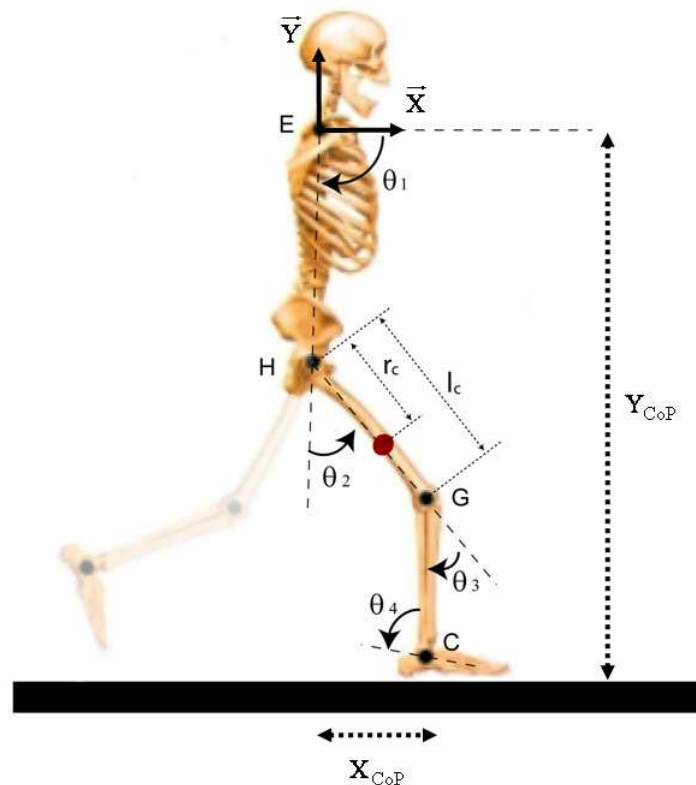


FIG. A.1: Représentation du modèle mécanique utilisé dans cette étude. Où E, H, G et C représentent respectivement l'épaule, la hanche, le genou et la cheville. θ_i ($i = \{1, \dots, 4\}$) correspondent aux angles articulaires, l_c à la longueur du segment cuisse et r_c à la distance séparant le centre articulaire de la hanche du centre de masse de la cuisse (figuré par un point rouge).

En utilisant les notations présentées à la figure A.1, les moments résultants à l'articulation du genou sont calculés à chaque instant à l'aide de l'équation suivante :

$$M_{Gen}(t) = A_{21}(\theta)\ddot{\theta}_1 + A_{22}(\theta)\ddot{\theta}_2 + A_{23}(\theta)\ddot{\theta}_3 + A_{24}(\theta)\ddot{\theta}_4 + B_{11}(\theta)\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 + B_{13}(\theta)\dot{\theta}_1\dot{\theta}_4 + B_{15}(\theta)\dot{\theta}_2\dot{\theta}_4 + B_{16}(\theta)\dot{\theta}_3\dot{\theta}_4 + C_{11}(\theta)\dot{\theta}_1^2 + C_{12}(\theta)\dot{\theta}_2^2 + C_{14}(\theta)\dot{\theta}_4^2 + Q(\theta) + D_{11}(\theta)R_x + D_{12}(\theta)R_y$$

avec :

$$\begin{aligned} A_{21} = & I_j + m_j r_j^2 + I_p + m_p r_p^2 + m_p l_j^2 \\ & + m_j r_j l_c \cos(\theta_3) + m_p l_j l_c \cos(\theta_3) + m_p r_p l_c \cos(\theta_3 + \theta_4) \\ & + 2m_p r_p l_j \cos(\theta_4) + m_j r_j l_t \cos(\theta_2 + \theta_3) + m_p r_p l_t \cos(\theta_2 + \theta_3 + \theta_4) \\ & + m_j l_j l_t \cos(\theta_2 + \theta_3) + m_j l_j l_c \cos(\theta_3) + m_j r_j l_j + m_p l_j l_t \cos(\theta_2 + \theta_3) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} A_{22} = & I_j + m_j r_j^2 + I_p + m_p r_p^2 + m_p l_j^2 + m_j r_j l_j \\ & + 2m_p r_p l_j \cos(\theta_4) + m_j r_j l_c \cos(\theta_3) + m_p r_p l_c \cos(\theta_3 + \theta_4) \\ & + m_j l_j l_c \cos(\theta_3) + m_p l_j l_c \cos(\theta_3) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} A_{23} = & I_j + m_j r_j^2 + I_p + m_p r_p^2 + m_j r_j l_j + m_p l_j^2 \\ & + 2m_p r_p l_j \cos(\theta_4) \end{aligned}$$

$$A_{24} = I_p + m_p r_p^2 + m_p r_p l_j \cos(\theta_4)$$

$$\begin{aligned} B_{11} = & 2m_j r_j l_c \sin(\theta_3) + 2m_p r_p l_c \sin(\theta_3 + \theta_4) + 2m_j l_j l_c \sin(\theta_3) \\ & 2m_p l_j l_c \sin(\theta_3) \end{aligned}$$

$$B_{13} = B_{15} = B_{16} = -2m_p r_p l_j \sin(\theta_4)$$

$$\begin{aligned} C_{11} = & m_j r_j l_c \sin(\theta_3) + m_p l_j l_c \sin(\theta_3) + m_p r_p l_c \sin(\theta_3 + \theta_4) \\ & + m_j r_j l_t \sin(\theta_2 + \theta_3) + m_p r_p l_t \sin(\theta_2 + \theta_3 + \theta_4) + m_j l_j l_t \sin(\theta_2 + \theta_3) \\ & + m_j l_j l_c \sin(\theta_3) + m_p l_j l_t \sin(\theta_2 + \theta_3) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} C_{12} = & m_j r_j l_c \sin(\theta_3) + m_p r_p l_c \sin(\theta_3 + \theta_4) + m_j l_j l_c \sin(\theta_3) \\ & m_p l_j l_c \sin(\theta_3) \end{aligned}$$

$$C_{14} = -m_p r_p l_j \sin(\theta_4)$$

$$\begin{aligned} Q = & g[m_j r_j \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) + m_p l_j \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ & + m_p r_p \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3 + \theta_4) + m_j l_j \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)] \end{aligned}$$

$$D_{11} = l_j \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) + (Y_{CoP} - Y_c)$$

$$D_{12} = -l_j \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) + (X_c - X_{CoP})$$

Titre : Biomécanique de la coordination motrice : Modélisations et analyses en réponse à une perturbation interne ou externe.

Ce travail doctoral poursuivait deux objectifs :

D'une part, proposer une triple contribution méthodologique à l'analyse de la coordination motrice. Cette contribution consiste premièrement à analyser la sensibilité des résultats d'une procédure de dynamique inverse à la qualité des données d'entrée anthropométriques et à proposer une recommandation quant à la méthode d'estimation des BSP à utiliser pour déterminer au mieux les moments musculaires nets. Deuxièmement, une évolution d'un modèle biomécanique associant des données périphériques de différente nature (cinématique, anthropométrie, torseur dynamique externe, EMG) dans une procédure d'optimisation numérique et permettant d'estimer les moments développés par les groupes musculaires agoniste et antagoniste de l'articulation du genou est présentée. Les évolutions apportées visent à prendre en compte la baisse de capacité de production de force du groupe musculaire due à la fatigue en se basant sur une analyse fréquentielle du signal EMG réalisée par une transformée en ondelettes. Troisièmement, une méthode d'estimation des tensions musculaires est développée avec pour objectif une prédiction optimale de l'activité musculaire antagoniste.

D'autre part, analyser la coordination musculaire lors d'une tâche de «squat» réalisée en présence d'une perturbation interne ou externe des conditions de réalisation de la tâche. L'ajout d'une charge supplémentaire modifiait les conditions externes de réalisation de la tâche tandis que la présence d'une fatigue musculaire représentait une perturbation interne. Les résultats de l'analyse de la coordination musculaire montrent une exploitation de la redondance musculaire orientée vers la stabilité de l'articulation et la production de mouvements coordonnés. De plus, la gestion de cette redondance en présence de fatigue diffère de celle observée lors de l'ajout d'une charge. Le Système Nerveux Central exploite donc différemment, mais toujours de manière optimale, la redondance musculaire pour faire face à une perturbation.

Mots-clés : Modélisation biomécanique, Optimisation numérique, Transformée en ondelettes, Fatigue musculaire, Coordination motrice.

Titre : Biomechanics of motor coordination : Modelling and analysis in response to internal or external perturbation.

The present work had two objectives :

On the one hand, to provide a triple methodological contribution to the analysis of motor coordination. Firstly, this contribution consists in analysing the sensibility of an inverse dynamics procedure to the quality of the anthropometric input data. A recommendation for the use of a BSP estimation method was provided to compute the net joint moments in a better way. Secondly, an evolution of a biomechanical model that includes the kinematics, BSP, ground reaction and EMG as input data into a numerical optimization process was proposed to estimate the moments developed by the knee flexor and extensor muscle groups under muscle fatigue condition. The loss of force production capacity due to fatigue was taken into account in the numerical procedure by means of a frequency analysis of the EMG signal. The spectral analysis was carried out using wavelet transform. Thirdly, a procedure was developed to estimate the individual muscle tension with an optimal prediction of the co-contraction.

On the other hand, an analysis of the muscular coordination was carried out during squat exercises when faced with either an internal or an external perturbation. The external perturbation results from supplementary loads added to the subjects while muscle fatigue of the agonist muscle group qualified the internal perturbation. Our results show an exploitation of the muscle redundancy both to stabilize the joint and to produce coordinated motions. Moreover, the exploitation of the muscle redundancy in presence of fatigue differs from that observed when adding load. Thus, the Central Nervous System exploits differently, but always in an optimal sense, the muscular redundancy when faced with a perturbation.

Keywords : Biomechanical modeling, Numerical optimization, Wavelets transform, Muscle fatigue, Motor coordination.