



HAL
open science

Estimation des efforts musculaires à partir de données périphériques : application à l'analyse de la coordination pluri-articulaire

David Amarantini

► **To cite this version:**

David Amarantini. Estimation des efforts musculaires à partir de données périphériques : application à l'analyse de la coordination pluri-articulaire. Sciences du Vivant [q-bio]. Université Joseph-Fourier - Grenoble I, 2003. Français. NNT : . tel-00557146

HAL Id: tel-00557146

<https://theses.hal.science/tel-00557146>

Submitted on 18 Jan 2011

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 Joseph Fourier – Grenoble 1

Sciences et Géographie

THESE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITE JOSEPH FOURIER

Discipline : **Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives**

Présentée et soutenue publiquement par :

David AMARANTINI

Le 07 Juillet 2003

ESTIMATION DES EFFORTS MUSCULAIRES

A PARTIR DE DONNEES PERIPHERIQUES :

Application à l'analyse de la coordination pluri – articulaire.

Sous la direction de **MARTIN Luc**

Jury

BARRAUD Alain	Professeur, ENSIEG / INPG, Grenoble	Examineur
GORCE Philippe	Professeur, Université de Toulon et du Var	Rapporteur
MARTIN Luc	MCF, Université Joseph Fourier, Grenoble	Directeur
PRINCE François	Professeur, Université de Montréal	Rapporteur
VAN HOECKE Jacques	Professeur, Université de Bourgogne, Dijon	Examineur

Université Joseph Fourier – Grenoble 1

Sciences et Géographie

THESE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITE JOSEPH FOURIER

Discipline : **Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives**

Présentée et soutenue publiquement par :

David AMARANTINI

Le 07 Juillet 2003

ESTIMATION DES EFFORTS MUSCULAIRES

A PARTIR DE DONNEES PERIPHERIQUES :

Application à l'analyse de la coordination pluri – articulaire.

Sous la direction de **MARTIN Luc**

Jury

BARRAUD Alain	Professeur, ENSIEG / INPG, Grenoble	Examineur
GORCE Philippe	Professeur, Université de Toulon et du Var	Rapporteur
MARTIN Luc	MCF, Université Joseph Fourier, Grenoble	Directeur
PRINCE François	Professeur, Université de Montréal	Rapporteur
VAN HOECKE Jacques	Professeur, Université de Bourgogne, Dijon	Examineur

Remerciements

Je tiens à adresser mes plus vifs remerciements à mon directeur de thèse, Luc MARTIN, pour la confiance et l'amitié qu'il m'a témoignées depuis le DEA et pendant ces années de thèse. Je lui suis reconnaissant pour la qualité de son encadrement, pour la pertinence de sa réflexion scientifique, mais également pour la curiosité et l'esprit de synthèse dont il a toujours fait preuve durant ces années. J'associe à ces remerciements Violaine CAHOUEZ dont les compétences, l'enthousiasme et la gentillesse m'ont beaucoup aidé dans ce travail. Je voudrais également exprimer toute ma gratitude et mon amitié à Jean-Pierre BLANCHI dont la présence nous a manqué sur de nombreux points.

Je tiens également à remercier chaleureusement les membres de mon jury : mes rapporteurs Philippe GORCE et François PRINCE et mes examinateurs Alain BARRAUD et Jacques VAN HOECHE qui ont manifesté un grand intérêt pour ce travail et qui m'ont fait des commentaires très enrichissants. En particulier, je voudrais remercier Alain BARRAUD d'avoir toujours répondu avec gentillesse et curiosité à nos nombreuses sollicitations ainsi que pour toutes les solutions qu'il nous a aidé à trouver. Merci également à François PRINCE pour l'accueil qu'il m'a réservé chez lui et dans son laboratoire lors d'un – trop court – séjour à Montréal.

Mes remerciements vont également à l'ensemble des membres des laboratoires SPM et SENS de l'UFR-APS de Grenoble, et en particulier à tous les « biomeca boys », pour tous les moments de bonne humeur, les fous rires mais également les moments plus difficiles que nous avons partagés. Merci également à Anestis ANTONIADIS et Jérémie BIGOT du Laboratoire de Modélisation et de Calcul de Grenoble pour les échanges enrichissants que nous avons eus.

Merci enfin à toute ma famille, mes parents et ma sœur, et en particulier à Anne-Laure pour avoir supporté mon enthousiasme, mes changements d'humeur, mes doutes et mes inquiétudes mais qui m'ont toujours soutenu malgré les « épreuves parfois douloureuses de la vie ».

Table des matières

I	Introduction generale	6
II	Chapitre 1 : Estimation des efforts inter – segmentaires et musculaires	7
II.1	Calcul des efforts inter – segmentaires.....	7
II.1.1	Introduction	7
II.1.2	Objectifs.....	11
II.1.3	Matériels et méthodes	12
II.1.3.1	Dispositif expérimental.....	12
II.1.3.2	Formulation du problème	17
II.1.3.3	Analyse des données.....	23
II.1.4	Résultats.....	24
II.1.4.1	Enregistrements expérimentaux	24
II.1.4.2	Profils d'accélération angulaire.....	25
II.1.4.3	Composantes de l'effort de réaction.....	27
II.1.4.4	Moments résultants.....	29
II.1.5	Discussion et conclusion	30
II.1.5.1	Accélérations angulaires.....	30
II.1.5.2	Composantes de l'effort de réaction.....	32
II.1.5.3	Moments résultants.....	33
II.2	Estimation des efforts musculaires agoniste et antagoniste.....	35
II.2.1	Introduction	35
II.2.2	Objectifs.....	40
II.2.3	Matériels et méthodes	40
II.2.3.1	Participants	42
II.2.3.2	Electromyographie.....	42
II.2.3.3	Relation moment(s) – Emg : conditions isométriques	43
II.2.3.4	Moments agoniste et antagoniste : conditions dynamiques.....	47
II.2.3.5	Analyse des données.....	56
II.2.3.6	Statistiques.....	56
II.2.4	Résultats.....	57
II.2.4.1	Conditions isométriques : calibration moment(s) – Emg.....	57
II.2.4.2	Conditions dynamiques : piétinement	60

II.2.5	Discussion et conclusion	66
II.2.5.1	Calibration isométrique	66
II.2.5.2	Piétinement (conditions dynamiques)	71
II.3	Conclusion	76
III	Chapitre 2 : Analyse de la coordination pluri – articulaire.....	78
III.1	Introduction.....	78
III.2	Objectifs et hypothèses	80
III.3	Matériels et méthodes	81
III.3.1	Participants	81
III.3.2	Dispositif expérimental.....	81
III.3.2.1	Enregistrements électromyographiques.....	83
III.3.2.2	Enregistrements cinématiques	84
III.3.2.3	Enregistrements dynamiques.....	85
III.3.2.4	Traitement des signaux.....	85
III.3.3	Analyse cinétique	86
III.3.3.1	Quantification de la perturbation.....	86
III.3.3.2	Moments résultants, puissance	89
III.3.3.3	Moments agoniste et antagoniste.....	90
III.3.4	Traitement statistique	93
III.4	Résultats.....	95
III.4.1	Action mécanique des ressorts R1, R2 et R3.....	95
III.4.2	Répartition des phases du piétinement	97
III.4.3	Résultats cinématiques	98
III.4.4	Moments résultants / puissance	100
III.4.5	Moments agoniste et antagoniste.....	105
III.5	Discussion et conclusion.....	109
III.5.1	Invariance cinématique.....	109
III.5.2	Efforts résultants	111
III.5.3	Moments musculaires agoniste et antagoniste.....	112
IV	Conclusion generale / Perspectives	116
V	Références Bibliographiques	119
VI	Annexes.....	129

I INTRODUCTION GENERALE

L'analyse du mouvement requiert la détermination de variables qui ne sont pas directement mesurables. Parmi celles-ci, les moments résultant, agoniste et antagoniste développés autour d'une articulation revêtent une importance particulière car ils fournissent des informations quantitatives relatives aux causes du mouvement. Ces efforts musculaires sont estimés à partir de la conception de modèles biomécaniques qui nécessitent de poser certaines hypothèses et qui utilisent des données expérimentales périphériques en entrée. Néanmoins, deux problèmes sont inhérents à cette démarche. D'une part, les variables mesurées contiennent l'information nécessaire au calcul des moments mais également le bruit de mesure qui se superpose au signal utile. Des procédures numériques – notamment de filtrage – permettent d'en diminuer l'importance sans pour autant l'extraire totalement. Or, la méthode d'estimation des moments résultants à partir de la cinématique du mouvement, communément appelée « dynamique inverse » est un problème mal posé, la quantité de bruit restante se propageant au cours des procédures de calcul numérique. Ceci aboutit à des solutions insatisfaisantes, soit d'un point de vue de la cohérence des différentes variables mécaniques, soit de celui de la physiologie musculaire. D'autre part, le système musculo-squelettique est redondant : chaque degré de liberté est contrôlé par différents actionneurs musculaires, aussi bien agonistes qu'antagonistes. La levée de cette sous-détermination nécessite la formulation d'hypothèses de fonctionnement notamment en terme de recrutement musculaire, et l'utilisation de mesures périphériques de natures différentes : cinématiques, dynamiques et électromyographiques.

Ce travail se décompose en deux parties : il propose dans un premier temps le développement de méthodes d'optimisation permettant l'estimation des moments musculaires résultant, agoniste et antagoniste. Dans un deuxième temps, ces techniques sont appliquées à l'analyse biomécanique de la coordination d'un mouvement de piétinement.

II CHAPITRE 1 : ESTIMATION DES EFFORTS INTER – SEGMENTAIRES ET MUSCULAIRES

Ce premier chapitre est consacré au développement de deux modèles biomécaniques d'estimation des efforts inter – segmentaires d'une part et des moments musculaires agoniste et antagoniste développés autour d'une articulation en conditions isométriques (les muscles sont activés sans changer de longueur) et en conditions dynamiques (les muscles sont recrutés pour produire ou contrôler le mouvement) d'autre part. Ces deux méthodes reposent sur l'utilisation de l'ensemble des données expérimentales périphériques disponibles (cinématique, dynamique et électromyographie), afin d'améliorer la définition des solutions obtenues par les procédures de calcul traditionnellement utilisées dans la littérature.

II.1 Calcul des efforts inter – segmentaires

II.1.1 Introduction

La connaissance des forces internes développées à chaque degré de liberté d'un système poly – articulé est d'une importance considérable dans les domaines de l'analyse biomécanique, du contrôle du mouvement, de l'expertise sportive ou encore du handicap. La mesure directe de ces efforts n'est généralement pas possible *in vivo* chez l'homme, mais les forces et les moments inter – segmentaires peuvent être estimés à partir d'informations périphériques associées au mouvement réalisé. En particulier, les forces internes peuvent être calculées sur la base des données cinématiques des différents segments corporels. Cette méthode renvoie au problème général de la dynamique inverse (An et al, 1995 ; Hatze, 2000, 2002 ; Winter, 1990). Les solutions à ce problème peuvent être obtenues en résolvant itérativement les équations du

mouvement écrites à l'aide du formalisme de Newton – Euler ou de Lagrange (Spagele et al., 1999 ; Zajac et Gordon, 1989). Les équations de Newton–Euler permettent de calculer le moment résultant développé à une articulation, ainsi que les forces de réaction articulaires qu'exerce le segment proximal sur le segment distal. Le formalisme de Lagrange simplifie l'expression mathématique des équations du mouvement mais il ne permet pas d'estimer les forces inter–articulaires.

La méthode classique de résolution du problème de la dynamique inverse (méthode « *top–down* ») consiste à résoudre itérativement le système des équations d'équilibre dynamique du mouvement, du segment libre vers le segment contraint. Cette méthode de résolution présente l'avantage d'être particulièrement simple car elle ne requiert que des mesures expérimentales de nature cinématique et des données anthropométriques comme données d'entrées. Par contre, elle peut fournir des solutions très irréalistes, notamment lorsque la vitesse de réalisation du mouvement est élevée et/ou que l'amplitude du mouvement n'est pas très largement supérieure à la précision du système de mesure des données cinématiques. L'explication de ce phénomène réside dans la sensibilité de l'estimation des forces et des moments inter–articulaires aux variables d'entrée du schéma de résolution : l'anthropométrie d'une part et la cinématique d'autre part. En particulier, Cappozzo et al. (1975) et Challis et Kerwin (1996) indiquent que la l'estimation des forces internes est particulièrement sensible aux accélérations. Celles–ci sont classiquement calculées par la méthode des différences finies à partir des positions mesurées, ce qui amplifie dramatiquement les erreurs de mesure qui leur sont associées. Pour améliorer la résolution de l'estimation des efforts inter–segmentaires obtenue avec la méthode « *top–down* », de nombreux auteurs ont proposé des méthodes numériques appliquées aux données d'entrée du schéma de résolution. Vaughan et al. (1982) ont ainsi préconisé une méthode d'optimisation pour ajuster les paramètres anthropométriques

obtenus à partir des tables (Winter, 1990). En 2002, Scolnik et Gambini ont développé une procédure de dérivation qui permet de réduire les erreurs de calcul, au même titre que la dérivation par spline (Vaughan, 1982 ; Wood et Jennings, 1979) ou l'utilisation des ondelettes (Ismail et Asfour, 1999). Van den Bogert et De Koning (1996) et Giakas et Baltzopoulos (1997 a-b) ont préféré adopter la procédure de filtrage des données cinématiques. Néanmoins, aucune de ces techniques n'offre de solution vraiment satisfaisante car la sensibilité de la méthode de résolution aux erreurs numériques liées à la discrétisation reste la même.

Pour palier à ce problème, Winter (1990) propose une approche mixte, dite méthode « *bottom – up* ». Elle consiste à intégrer les efforts appliqués au segment contraint comme données d'entrée au schéma de résolution, en plus des mesures cinématiques et des paramètres anthropométriques. Dans ce cas, la méthode de résolution s'applique du segment contraint vers le segment libre, en tenant compte des efforts inter-segmentaires (loi d'action-réaction). L'influence du manque de précision des valeurs d'accélération est réduite par rapport à la méthode « *top – down* » car elle est pondérée par l'introduction d'informations périphériques de nature dynamique. Ainsi, la méthode « *bottom – up* » fournit une meilleure estimation des efforts inter-segmentaires. Néanmoins, cette technique entraîne une redondance des informations périphériques et engendre un système d'équations sur-déterminé. Le nombre d'équations liant l'effort résultant aux données périphériques est supérieur au nombre d'inconnues du système. Par conséquent, cette méthode engendre des efforts résiduels à l'extrémité du segment libre, où les conditions d'équilibre ne sont plus vérifiées.

Pour améliorer la résolution de l'estimation des efforts inter-segmentaires, Kuo (1998) et Chao et Rim (1973) ont proposé des procédures alternatives aux méthodes « *top- down* » et « *bottom – up* » reposant sur l'utilisation de l'optimisation numérique. En 1973, Chao et Rim

ont proposé une méthode d'optimisation dynamique qui permet d'obtenir une distribution des moments articulaires résultants qui reproduit au mieux la cinématique effectivement produite par le système étudié. Néanmoins, cette méthode ne garantit pas l'existence d'une solution et, lorsqu'elle existe, le temps de convergence de la procédure d'optimisation peut être très long. De plus, la solution est très dépendante des conditions initiales des variables de la fonction à minimiser. En 1998, Kuo propose de résoudre le problème de la dynamique inverse en utilisant une procédure d'optimisation statique. Cette approche repose sur la formulation du problème de la dynamique inverse par un système sur-déterminé, qui fournit l'estimation des moments résultants correspondant au mieux aux profils d'accélération d'une part et aux profils des variables dynamiques d'autre part. L'efficacité de ces méthodes est démontrée d'un point de vue de la solution qu'elles fournissent, mais leur mise en œuvre requiert de connaître de manière précise la dynamique du système pluri-articulé. De plus, ces 2 approches imposent de modifier le schéma traditionnel de résolution de la dynamique inverse, excluant ainsi l'utilisation des routines de calcul déjà existantes dans les logiciels de simulation et de calcul biomécanique.

En considérant que le problème d'incertitude et d'imprécision du calcul des moments résultants est fortement lié à la précision des profils d'accélération (Cappozzo et al., 1975 ; Challis et Kerwin, 1996), une alternative simple et peu coûteuse consisterait à améliorer la procédure de résolution de la dynamique inverse en fournissant comme données d'entrée des valeurs d'accélération les plus précises possibles. Les procédures de filtrage ne permettent pas de satisfaire cet objectif (Van den Bogert et De Koning, 1996) et l'utilisation d'accéléromètres peut être délicate (Ladin et Wu, 1991). Dès lors, l'idée est d'utiliser la procédure d'optimisation statique (Kuo, 1998) pour estimer au mieux les accélérations avec toutes les mesures

cinématiques et dynamiques à notre disposition. Ceci afin d'obtenir une meilleure estimation des moments résultants en utilisant la méthode « *top-down* ».

II.1.2 Objectifs

L'objectif de cette étude est d'améliorer la procédure de calcul traditionnellement utilisée pour résoudre le problème de la dynamique inverse, en fournissant comme données d'entrée de meilleures estimations des profils d'accélération. Une procédure d'optimisation – au sens des moindres carrés – est utilisée pour fournir des valeurs « optimales » d'accélération le plus en accord possible avec les mesures cinématiques et dynamiques. La propagation des différentes erreurs de mesure est contrôlée en introduisant une matrice de pondération dans le processus de résolution, afin de relativiser l'influence de chaque mesure cinématique et dynamique. Les solutions fournies par la méthode proposée sont comparées à celles obtenues à partir des méthodes classiques présentées précédemment : « *top-down* » et « *bottom-up* ». La tâche étudiée est un mouvement de lever des bras en station bipédique, largement utilisé pour l'analyse des interactions entre posture et mouvement (cf. notamment : Eng et al., 1992 ; Hay et Redon, 2001 ; Patla et al., 2002 ; Pozzo et al., 2001) et mettant en jeu des segments corporels dont l'amplitude des déplacements angulaires est différente. Cette tâche permettra d'apprécier l'intérêt de la méthode proposée aussi bien lorsque le rapport signal-sur-bruit (Kunt, 1980) est élevé que lorsqu'il est faible. En d'autres termes, nos objectifs sont de permettre l'estimation des moments résultants en accord avec toutes les mesures cinématiques et dynamiques, sans qu'apparaisse de moment résiduel à l'extrémité du segment libre.

II.1.3 Matériels et méthodes

II.1.3.1 Dispositif expérimental

Tâche expérimentale

Les enregistrements expérimentaux ont été réalisés sur un sujet volontaire de sexe masculin (taille : 1,82 m, poids : 70 kg) ne présentant aucun déficit musculaire ni traumatisme articulaire. La longueur, la masse, l'inertie et la position du centre de gravité de chaque segment corporel ont été estimées à l'aide des tables anthropométriques de Winter (1990).

La tâche étudiée est un mouvement d'antépulsion/rétropulsion des bras réalisé en station bipédique. Dans la position de départ (position de référence), le sujet se tenait debout, les bras placés naturellement le long du tronc, les pieds parallèles et espacés de 20 cm environ. Avant d'effectuer le mouvement, le sujet a reçu pour consigne de maintenir les coudes et les genoux en extension maximale pendant l'ensemble de la session expérimentale. La tâche consistait à effectuer, en position debout, une élévation simultanée des bras jusqu'à hauteur des épaules, puis de revenir à la position initiale de référence. Aucune contrainte relative au déclenchement et/ou à la vitesse du mouvement n'a été formulée. Les raisons pour lesquelles cette tâche a été choisie sont les suivantes :

- D'une part, il s'agit d'un paradigme expérimental largement utilisé dans la littérature pour étudier les coordinations posturales et les interactions entre posture et mouvement. Par conséquent, la validation de notre modèle dans cette situation expérimentale offrira un outil adapté à l'analyse biomécanique des mécanismes de régulation de la posture.

- D'autre part, cette tâche combine des mouvements de bras de grande amplitude et des ajustements minimes aux articulations de la cheville et de la hanche. Ces derniers représentent les ajustements posturaux nécessaires au maintien de l'équilibre perturbé par le mouvement de bras (Kuo et Zajac, 1993). Ainsi, l'utilisation du « lever de bras » nous permettra de vérifier

que notre modèle est valide aussi bien lorsque le rapport signal–sur–bruit des variables cinématiques est élevé (articulation de l'épaule) que lorsque qu'il est faible (articulation de la cheville). De cette manière, l'application du modèle pourra être généralisée à l'analyse biomécanique d'une plus grande variété de mouvements.

Compte tenu de la nature du mouvement à réaliser, nous avons considéré i) que le mouvement était symétrique (gauche/droite) et ii) que les déplacements segmentaires s'effectuaient très majoritairement dans le plan sagittal.

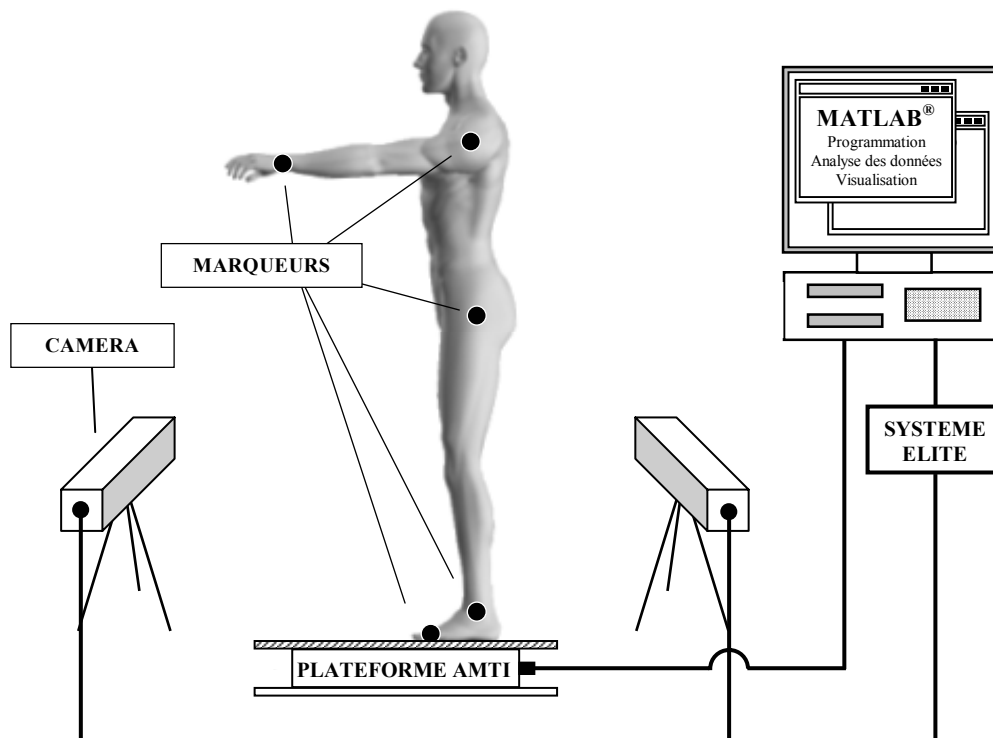


Figure 1 : représentation schématique du dispositif expérimental mis en place pour l'enregistrement des données cinématiques et dynamiques au cours de la tâche de lever de bras en station bipédique.

Enregistrements cinématiques

Le relevé des données cinématiques a été réalisé avec le système de mesure ELITE (BTS, Milan, Italie). La fréquence d'échantillonnage (f_E) était de 100 Hz. A chaque instant t , deux caméras ont enregistré les coordonnées sagittale et verticale de cinq marqueurs réfléchissants les

signaux infrarouges. Les marqueurs ont été placés du côté gauche du sujet (figure 1), sur la tête du cinquième métatarse, la malléole externe (articulation de la cheville), le grand trochanter (articulation de la hanche), l'acromion (articulation de l'épaule) et l'apophyse styloïde cubitale (articulation du poignet).

Enregistrements dynamiques

Les composantes antéropostérieure (Rx) et verticale (Ry) de la force de réaction au sol ainsi que le moment autour de l'axe transverse (Mz) ont été enregistrés à l'aide d'une plateforme de force (AMTI, Modèle Modèle OR6-7-1000, Watertown, USA) avec une fréquence d'échantillonnage de 100 Hz.

Traitement des signaux

Les signaux de la plateforme, recueillis en Volts, ont été convertis aux unités du système international en leur appliquant la matrice de calibration fournie par le constructeur. Les angles inter-segmentaires θ_C (cheville), θ_H (hanche) et θ_E (épaule) ont été calculés à partir des coordonnées planaires des marqueurs selon la convention de signes présentée figure 4. L'évolution des déplacements angulaires et des composantes de l'effort de réaction recueillis au cours du lever de bras sont présentés figure 2.

Les vitesses angulaires $\dot{\theta}_C$, $\dot{\theta}_H$ et $\dot{\theta}_E$ ont ensuite été déterminées à chaque instant t en utilisant la méthode des différences finies centrées (eq. a1). Nous avons choisi ce mode de calcul car Scolnik et Gambini (2002) démontrent qu'il est plus précis que les méthodes par différence avant (*forward difference*) ou arrière (*backward difference*). Ainsi, le calcul des vecteurs vitesse s'exprime à chaque instant t par la relation :

$$\dot{\theta}(t) = \langle \dot{\theta}_C, \dot{\theta}_H, \dot{\theta}_E \rangle^T = \frac{f_E}{2} \cdot [\theta(t + \Delta t) - \theta(t - \Delta t)] \quad (a1)$$

où θ est le vecteur des déplacements angulaires, f_E est la fréquence d'échantillonnage des données cinématiques et $\Delta t = f_E^{-1}$ est le pas de discrétisation.

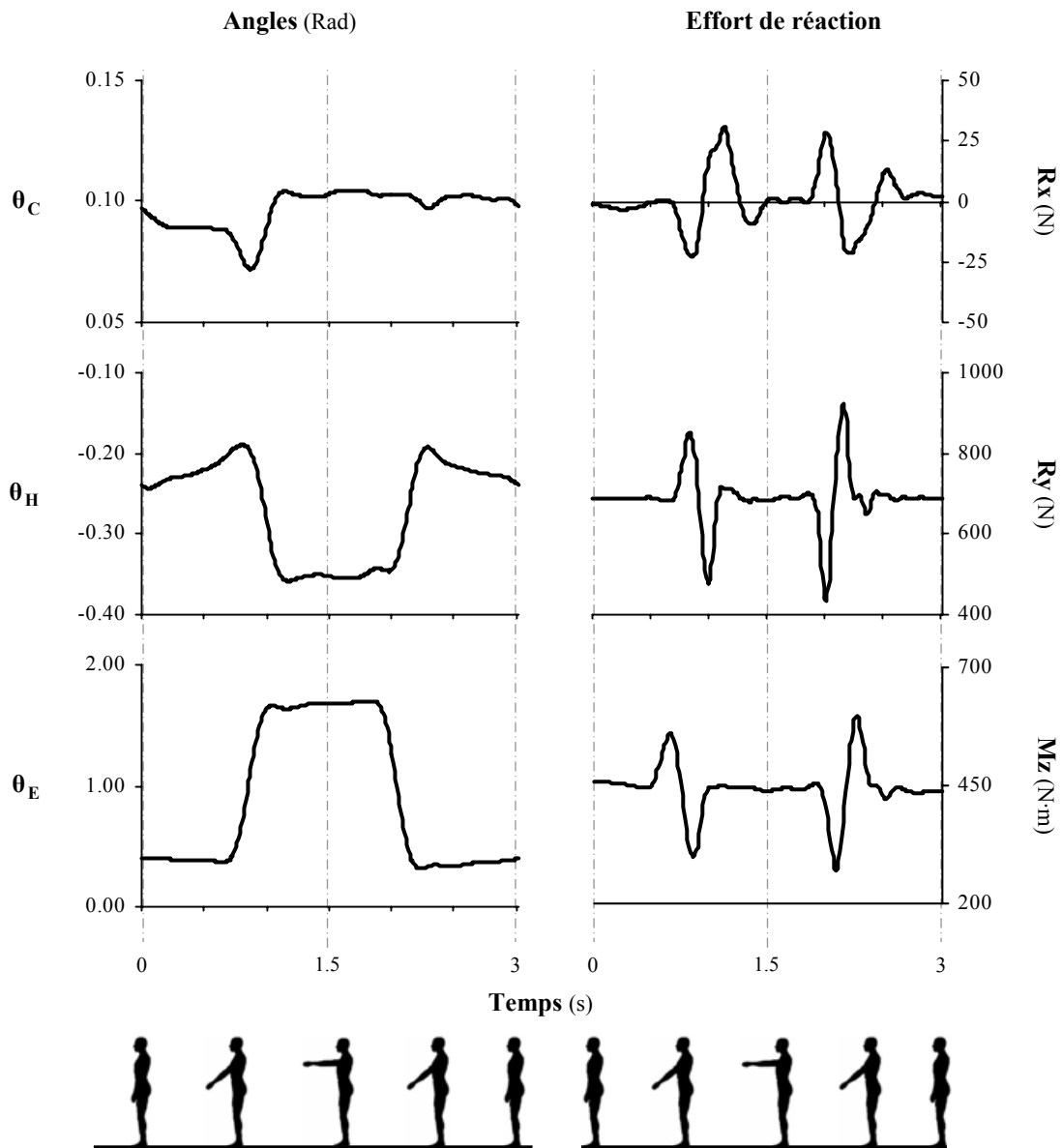


Figure 2 : Représentation graphique des composantes de l'effort de réaction (R_x , R_y et M_z) et des déplacements angulaires de la cheville (θ_C) de la hanche (θ_H) et de l'épaule (θ_E) recueillis au cours de la tâche expérimentale de lever des bras en station bipédique. Les différentes phases qui composent le mouvement sont illustrées schématiquement sur la partie inférieure de la figure.

Les profils cinématiques et dynamiques ont été filtrés à l'aide d'un filtre digital passe-bas de Butterworth d'ordre 4. La fréquence de coupure (f_c) était de 6 Hz pour les déplacements angulaires et de 9 Hz pour les composantes de l'effort de réaction. Ces valeurs ont été établies après décomposition des signaux bruts en séries de Fourier, de telle sorte, qu'au moins 90 % de la valeur efficace de la densité spectrale des signaux (Bouisset et Maton, 1995) soit conservée après filtrage (figure 3). Il est important de préciser ici que les procédures de filtrage sont appliquées dans les sens aller et retour afin qu'aucun hystérésis ni déphasage temporel n'apparaisse sur les signaux lissés (Winter, 1990). Cette méthode a été retenue pour toutes les analyses présentées dans ce document et les valeurs des paramètres (ordre, f_c) des filtres que nous avons utilisés font référence aux valeurs *nettes* (Winter, 1990, p. 35-39).

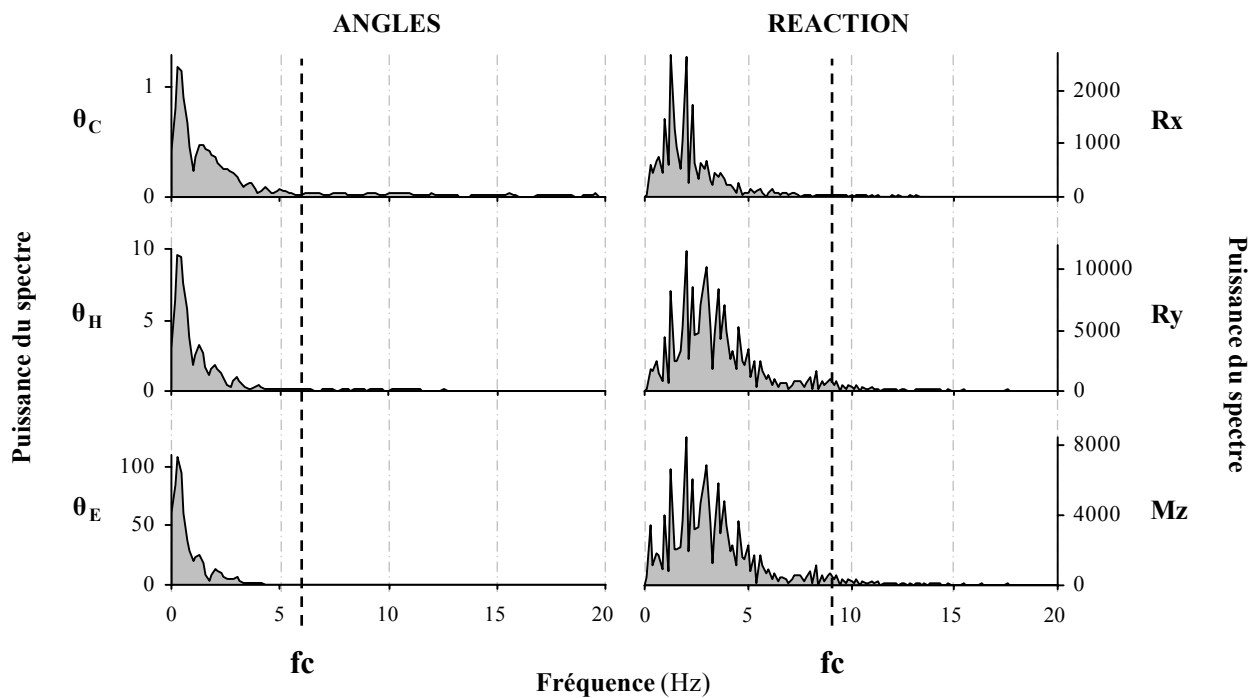


Figure 3 : représentation graphique des spectres de puissance à partir desquels nous avons déterminé les fréquences de coupure (f_c) des filtres de Butterworth appliqués aux déplacements angulaires et aux composantes de l'effort de réaction. Pour chaque type de signal, f_c a été choisie de telle sorte qu'au moins 90 % de la valeur efficace de la densité spectrale des signaux soit conservée à l'issue de la procédure de filtrage.

II.1.3.2 Formulation du problème

Modèle mécanique associé

L'analyse cinétique du mouvement d'élévation des bras dans une station bipédique repose sur la modélisation du corps humain en un système poly-articulé présenté figure 4. Les pieds, les membres inférieurs, l'ensemble tête + cou + tronc et les membres supérieurs y sont représentés par 4 structures indéformables. Les articulations de la cheville, de la hanche et de l'épaule ont été modélisées par des liaisons *pivot* ne possédant qu'un seul degré de liberté en rotation autour de l'axe transverse (\bar{z}). La complexité de l'anatomie fonctionnelle des articulations est ainsi logiquement réduite à un seul mouvement de rotation car le mouvement s'effectue très majoritairement dans le plan sagittal (2 dimensions). Le segment du pied est lié au sol par une liaison *fixe* car nous avons formulé l'hypothèse, en accord avec les consignes de réalisation de la tâche, qu'il restait immobile, en contact permanent avec la plate-forme de force. Les articulations du genou et du coude sont également représentées par des liaisons *fixe* car elles restent en extension complète tout au long de la tâche expérimentale.

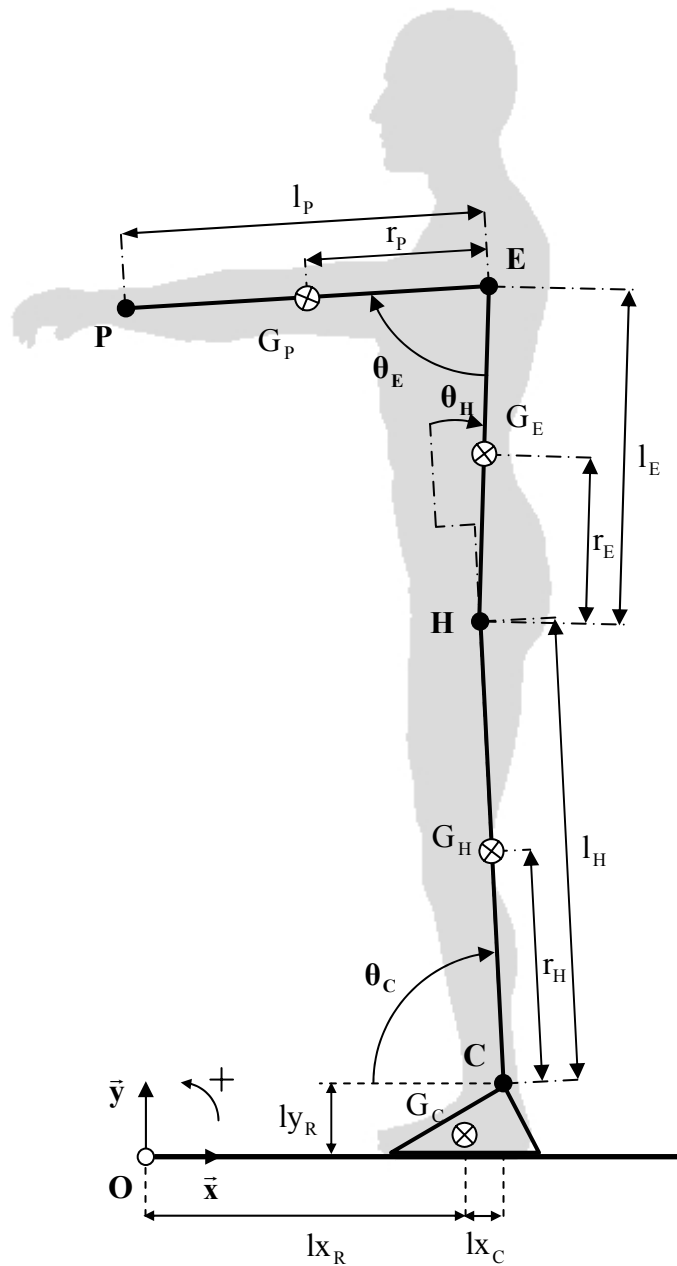


Figure 4 : modélisation pluri-articulée du corps humain pour l'analyse cinétique du mouvement d'élévation des bras. Pour chaque segment, l_i en est la longueur, G_i la position du centre de gravité, r_i la distance du centre de rotation de l'articulation i à G_i . Les points C, H, E et P représentent respectivement les centres de rotation articulaires de la cheville, de la hanche, de l'épaule et du poignet. Les indices C, H, E et P renvoient respectivement aux segments du pied, des membres inférieurs, du tronc et des membres supérieurs. l_{x_R} et l_{y_R} sont respectivement les distances horizontale et verticale séparant C du centre de la plateforme. l_{x_C} est la distance horizontale entre C et le centre de gravité du segment du pied (G_C).

Optimisation statique des accélérations

La méthode de calcul que nous proposons pour estimer le moment musculaire résultant à une articulation comprend deux étapes. La première consiste à appliquer une procédure d'optimisation statique (Anderson et Pandy, 2001 ; Chao et Rim, 1973 ; Kuo, 1998 ; Vaughan et al., 1982) au calcul des accélérations angulaires afin d'en obtenir une estimation qui s'accorde « au mieux » (au sens des moindres carrés) avec les différentes sources de mesure périphériques (données cinématiques et dynamiques). La seconde étape est celle de la résolution du problème de dynamique inverse en intégrant les accélérations angulaires obtenues à l'issue de l'optimisation statique comme variables d'entrées. En termes mathématiques, la procédure d'optimisation statique des accélérations comprend 3 étapes. La première consiste à exprimer, à partir de l'état d'équilibre mécanique du segment du pied, le torseur des efforts de réaction au sol exprimé à l'origine du repère O ($= \varphi_R$) comme une fonction du vecteur déplacement ($\theta = \langle \theta_C \ \theta_H \ \theta_E \rangle^T$) et de ses dérivées première ($\dot{\theta}$) et seconde ($\ddot{\theta}$).

Dans un premier temps, l'application du principe fondamental d'action – réaction au centre de rotation de l'articulation de la cheville (C) aboutit à un système de trois équations qui lient le torseur des efforts de réaction φ_R au torseur des efforts inter – segmentaires qui s'appliquent sur la jambe à l'articulation de la cheville ($= \varphi_C$) :

$$\varphi_R + \lambda_C = \varphi_C \quad (a2)$$

$$\Leftrightarrow \begin{Bmatrix} R_x \\ R_y \\ M_z \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} 0 \\ -m_C \cdot g \\ l_{y_R} \cdot R_x - l_{x_R} \cdot R_y - l_{x_C} \cdot m_C \cdot g \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} F_{x_C} \\ F_{y_C} \\ M_{z_C} \end{Bmatrix} \quad (a3)$$

où m_C est la masse du pied, l_{x_R} et l_{y_R} sont respectivement les distances horizontale et verticale séparant le centre de rotation de la cheville C du centre de la plateforme de force O, et l_{x_C} est la distance horizontale entre C et le centre de masse du pied (cf., figure 4). F_{x_C} et

Fy_C sont respectivement les forces inter-segmentaires de cisaillement et de compression du pied sur la jambe, et Mz_C le moment résultant à l'articulation de la cheville.

Dans un deuxième temps, l'écriture des équations d'Euler associées au modèle présenté figure 4 permet de relier les forces inter-segmentaires (Fx_C et Fy_C) et le moment résultant (Mz_C) estimés à l'articulation de la cheville à la cinématique du système pluri-articulé. En effet, il est ainsi possible d'exprimer φ_C à chaque instant t par la relation :

$$\varphi_C = \langle Fx_C \ Fy_C \ Mz_C \rangle^T = A(\boldsymbol{\theta}) \cdot \ddot{\boldsymbol{\theta}} + B(\boldsymbol{\theta}) \cdot \dot{\boldsymbol{\theta}}\dot{\boldsymbol{\theta}} + C(\boldsymbol{\theta}) \cdot \dot{\boldsymbol{\theta}}^2 + \mathbf{G}(\boldsymbol{\theta}) \quad (\text{a4})$$

où $\boldsymbol{\theta} = \langle \theta_C \ \theta_H \ \theta_E \rangle^T$ est le vecteur des positions angulaires, $\ddot{\boldsymbol{\theta}} = \langle \ddot{\theta}_C \ \ddot{\theta}_H \ \ddot{\theta}_E \rangle^T$ est le vecteur des accélérations angulaires, $\dot{\boldsymbol{\theta}}^2 = \langle \dot{\theta}_C^2 \ \dot{\theta}_H^2 \ \dot{\theta}_E^2 \rangle^T$ et $\dot{\boldsymbol{\theta}}\dot{\boldsymbol{\theta}} = \langle \dot{\theta}_C\dot{\theta}_H \ \dot{\theta}_C\dot{\theta}_E \ \dot{\theta}_H\dot{\theta}_E \rangle^T$ sont les vecteurs vitesses. A est la matrice d'inertie, B la matrice de Coriolis et C la matrice des termes centrifuges (cf. Annexe 1). $\mathbf{G}(\boldsymbol{\theta})$ est le vecteur des forces gravitaires exprimé à chaque instant t par la relation :

$$\mathbf{G}(\boldsymbol{\theta}) = \left\langle 0, g \cdot \sum_i m_i, f_g(\boldsymbol{\theta}) \right\rangle^T \quad (\text{a5})$$

où $i = \{H, E, P\}$ et f_g est une fonction des termes gravitaires détaillé en Annexe 1.

En combinant les équations (a2) et (a4), il est possible d'extraire une première expression du vecteur accélération $\ddot{\boldsymbol{\theta}}$ sous la forme d'un système de 3 équations exprimé par :

$$A(\boldsymbol{\theta}) \cdot \ddot{\boldsymbol{\theta}} = \varphi_R + \lambda_C + \boldsymbol{\kappa}(\boldsymbol{\theta}) \quad (\text{a6})$$

$$\text{où} \quad \boldsymbol{\kappa}(\boldsymbol{\theta}) = -(B(\boldsymbol{\theta}) \cdot \dot{\boldsymbol{\theta}}\dot{\boldsymbol{\theta}} + C(\boldsymbol{\theta}) \cdot \dot{\boldsymbol{\theta}}^2 + \mathbf{G}(\boldsymbol{\theta})) \quad (\text{a7})$$

La deuxième étape de la procédure d'optimisation statique des accélérations consiste à écrire le vecteur accélération $\ddot{\boldsymbol{\theta}}$ comme le résultat d'une procédure de double dérivation des déplacements angulaires :

$$\mathbf{I} \cdot \ddot{\boldsymbol{\theta}} = \boldsymbol{\delta}(\boldsymbol{\theta}) \quad (\text{a8})$$

où I est une matrice identité de dimension 3×3 . $\delta(\boldsymbol{\theta})$ est estimé à chaque instant t en dérivant les déplacements angulaires θ_C , θ_H et θ_E enregistrés à la fréquence f_E à l'aide de la méthode des différences finies centrées. En procédant de cette manière $\delta(\boldsymbol{\theta})$ s'exprime à chaque instant t par :

$$\delta(\boldsymbol{\theta}) = \frac{f_E^2}{4} \cdot [\theta(t + 2 \cdot \Delta t) - 2 \cdot \theta(t) + \theta(t - 2 \cdot \Delta t)] \quad (\text{a9})$$

En assemblant les équations (a6) et (a8) on forme un système d'équations surdéterminé linéaire en $\ddot{\boldsymbol{\theta}}$ que l'on peut écrire de la manière simplifiée suivante :

$$U \cdot \ddot{\boldsymbol{\theta}} = \mathbf{s} \quad (\text{a10})$$

$$\text{où : } U = \begin{bmatrix} A \\ I \end{bmatrix} \text{ et } \mathbf{s} = \begin{Bmatrix} \varphi_R + \lambda_C + \kappa(\boldsymbol{\theta}) \\ \delta(\boldsymbol{\theta}) \end{Bmatrix}.$$

Un système d'équations de cette forme n'admet généralement pas de solution, notamment lorsque les données d'entrée $\boldsymbol{\theta}$ et φ_R sont entachées de bruit. Néanmoins, on peut chercher à minimiser l'erreur $e = U \cdot \ddot{\boldsymbol{\theta}} - \mathbf{s}$ par la méthode des moindres carrés. La solution optimale $\hat{\boldsymbol{\theta}}$ qui en résulte est celle qui s'accorde « au mieux » avec les données cinématiques ($\boldsymbol{\theta}$) d'une part et les mesures dynamiques (φ_R) d'autre part. Cette solution peut être obtenue directement :

$$U^T U \cdot \hat{\boldsymbol{\theta}} = U^T \cdot \mathbf{s} \quad (\text{a11})$$

$$\Leftrightarrow \hat{\boldsymbol{\theta}} = (U^T U)^{-1} \cdot U^T \cdot \mathbf{s} \quad (\text{a12})$$

Toutefois, l'erreur associée aux deux sources de mesure est différente. La résolution du système de mesure des données cinématiques ELITE est établie par le constructeur à $1 / 2500^{\text{ème}}$ du champ d'acquisition dans lequel la tâche est effectuée. A partir de cette tolérance standard, nous avons estimé l'erreur de mesure associée aux déplacements angulaires à $E_\theta = 1^\circ$. Les incertitudes de mesure de la plateforme de force AMTI sont différentes pour chacune des composantes de l'effort de réaction et sont fonction du gain utilisé d'une part et de

la définition des capteurs d'autre part. Elles ont été estimées expérimentalement à $E_{Rx} = 1 \text{ N}$, $E_{Ry} = 1 \text{ N}$ et $E_{Mz} = 3 \text{ N} \cdot \text{m}$ pour respectivement Rx , Ry et Mz . Afin de prendre en compte l'effet de la propagation des différentes erreurs de mesure, nous proposons d'adjoindre une matrice de pondération W au schéma de résolution pour que l'incidence des erreurs de mesure sur la solution optimale $\hat{\theta}$ soit inversement proportionnelle aux erreurs elles-mêmes. Considérant que toutes les mesures expérimentales sont indépendantes, nous avons écrit W sous la forme d'une matrice diagonale de dimension 3×3 dont les coefficients sont donnés par la relation (Woltring, 1990) :

$$w_i = \frac{1}{\Delta s_i^2} \quad (\text{a13})$$

où w_i est le terme de la diagonale de W de la ligne i , $i = \{1, 2, 3\}$. Δs_i^2 est la variance de chaque composant s_i du membre droit de (a10). Elle représente l'incertitude qui entache chaque composante de s du fait de la propagation des erreurs de mesure de Rx , Ry , Mz , θ_C , θ_H , θ_E . En se reportant au guide ISO (1993), cette variance peut être estimée par chaque composante s_i à l'aide de la relation (cf. Annexe 1) :

$$\Delta s_i^2 = \frac{1}{2\sqrt{3}} \cdot \sum_k \left(\frac{\partial s_i}{\partial x_k} \right)^2 \cdot E_{x_k} \quad (\text{a14})$$

En multipliant les deux termes du système (a10) par W , la recherche de la solution optimale $\hat{\theta}$ consiste à minimiser l'erreur $e_w = WU \cdot \ddot{\theta} - W \cdot s$, c'est à dire résoudre à chaque instant t l'équation :

$$WU \cdot \hat{\theta} - W \cdot s = \underset{\theta}{\text{Min}} (WU \cdot \ddot{\theta} - W \cdot s) \quad (\text{a15})$$

où Min renvoie à la valeur de $\ddot{\theta}$ qui minimise l'erreur e_w au sens des moindres carrés.

La solution peut être obtenue directement (Ciarlet, 1994) :

$$U^T WU \cdot \hat{\theta} = U^T W \cdot s \quad (\text{a16})$$

$$\Leftrightarrow \hat{\theta} = (U^T W U)^{-1} \cdot U^T W \cdot s \quad (a17)$$

Résolution du problème de dynamique inverse

A l'issue de la procédure d'optimisation statique des accélérations, le problème de la dynamique inverse a été résolu en s'appuyant sur le formalisme de Lagrange et le modèle mécanique présenté figure 4. Les moments résultants développés aux articulations de la cheville, de la hanche et de l'épaule ont été déterminés en incorporant le vecteur des accélérations « optimales » comme variable d'entrée dans la procédure de calcul.

II.1.3.3 Analyse des données

L'écart moyen entre les solutions produites par notre méthode et celles obtenues avec les méthodes les plus couramment utilisées dans la littérature (méthodes « *top-down* » et « *bottom-up* ») a été quantifié en calculant l'écart type de l'erreur (*root mean square error*, erreur RMS). L'expression générale utilisée pour calculer l'erreur RMS entre deux signaux $S_1(t)$ et $S_2(t)$ est établie par la relation :

$$\text{erreur RMS} = \left(\frac{1}{n} \cdot \sum_{j=1}^{j=n} (S_1(t_i) - S_2(t_i))^2 \right)^{1/2} \quad (a18)$$

où n est le nombre de points de discrétisation de l'intervalle de temps T sur lequel l'erreur RMS est calculée.

Les différences observées entre les moments résultants obtenus avec les méthodes *top-down*, *bottom-up* et notre méthode ont été quantifiées avec l'erreur RMS absolue (exprimée dans l'unité du signal considéré). Pour comparer (mesures expérimentales vs. optimisation statique) les profils d'accélération angulaire et les composantes de la force de réaction au sol, l'erreur RMS a été normalisée par rapport à la moyenne des amplitudes pic à pic des 2 signaux :

$$\text{erreur RMS relative} = \frac{\text{erreur RMS}}{\frac{1}{2} \cdot \sum_{i=1}^{i=2} (\text{Max}_T(\mathbf{S}_i) - \text{Min}_T(\mathbf{S}_i))} \times 100 \% \quad (\text{a19})$$

où \mathbf{S}_i est le vecteur signal i et $\text{Max}_T(\mathbf{S}_i)$ et $\text{Min}_T(\mathbf{S}_i)$ sont respectivement les valeurs maximale et minimale atteintes par \mathbf{S}_i sur l'intervalle de temps T .

II.1.4 Résultats

II.1.4.1 Enregistrements expérimentaux

Les profils angulaires (θ_C , θ_H et θ_E) et les efforts de réaction la composante verticale de l'effort de réaction (R_x , R_y et M_z) recueillis au cours de la tâche expérimentale sont présentés figure 2 (page 15). Le profil du déplacement angulaire de l'articulation de l'épaule (θ_E) permet de distinguer clairement les différentes phases du mouvement : d'une part l'antépropulsion (extension) du bras au cours de laquelle l'angle θ_E augmente de 1,39 Rad ; d'autre part la répropulsion (flexion) du bras, phase pendant laquelle le sujet ramène son bras de l'horizontale à la position initiale de référence ($0,37 \pm 0,02$ Rad). Ces 2 phases dynamiques sont précédées et suivies de périodes stables où la position angulaire de θ_E ne varie pas. L'amplitude maximale du déplacement angulaire de θ_E est logiquement très largement supérieure à celles des angles θ_C et θ_H (1,39 Rad pour θ_E contre respectivement 0,03 et 0,17 Rad pour θ_C et θ_H). Les déplacements angulaires de la cheville et de la hanche correspondent aux ajustements posturaux mis en place pour conserver l'équilibre global du corps face à la perturbation interne créée par le mouvement des bras (Kuo et Zajac, 1993). La composante verticale de l'effort de réaction (R_y) est constante et égale au poids du sujet lors des phases stables du mouvement. Par contre, le déplacement des bras engendre un phénomène

d'allègement / augmentation du poids du corps au cours des phases dynamiques de la tâche. L'amplitude maximale des oscillations de Ry atteint 71 % du poids du corps.

II.1.4.2 Profils d'accélération angulaire

Les profils d'accélération angulaire calculés par la méthode des différences finies centrées ($\ddot{\theta}_C, \ddot{\theta}_H, \ddot{\theta}_E$) et ceux obtenus avec la méthode d'optimisation statique ($\hat{\theta}_C, \hat{\theta}_H, \hat{\theta}_E$) sont présentés figure 5. A l'articulation de l'épaule, $\ddot{\theta}_E$ et $\hat{\theta}_E$ se caractérisent par un profil antisymétrique dont les deux parties distinctes correspondent respectivement au mouvement d'antépulsion et de rétropulsion des bras. L'erreur RMS relative qui les sépare est de 6,2 % et leur degré de correspondance de forme (quantifié par leur coefficient de détermination r^2) est de 0,89. Les différences observées entre les deux profils sont essentiellement locales, notamment à la fin des phases dynamiques (freinage) des mouvements du bras. Aux articulations de la cheville et de la hanche les différences entre $\ddot{\theta}_C$ et $\hat{\theta}_C$ d'une part et $\ddot{\theta}_H$ et $\hat{\theta}_H$ d'autre part sont plus marquées qu'à l'articulation de l'épaule. L'erreur RMS relative qui les différencie atteint respectivement 12,2 % et 13 %. Cet écart est lié à la fois aux différences d'amplitude observées entre les signaux « optimaux » et ceux obtenus par la méthode des différences finies, mais également à la diminution de la correspondance de forme constatée respectivement entre $\ddot{\theta}_C$ et $\hat{\theta}_C$ ($r^2 = 0,61$) et $\ddot{\theta}_H$ et $\hat{\theta}_H$ ($r^2 = 0,45$). D'une part, les profils d'accélération $\ddot{\theta}_C$ et $\ddot{\theta}_H$ sont entachés de nombreuses oscillations. D'autre part, les différences entre les résultats des deux méthodes de calcul ne sont plus seulement locales : les profils obtenus par la méthode des différences finies sont parfois en opposition de phase avec les profils « optimaux », particulièrement à l'articulation de la cheville pendant la phase de rétropulsion (figure 5).

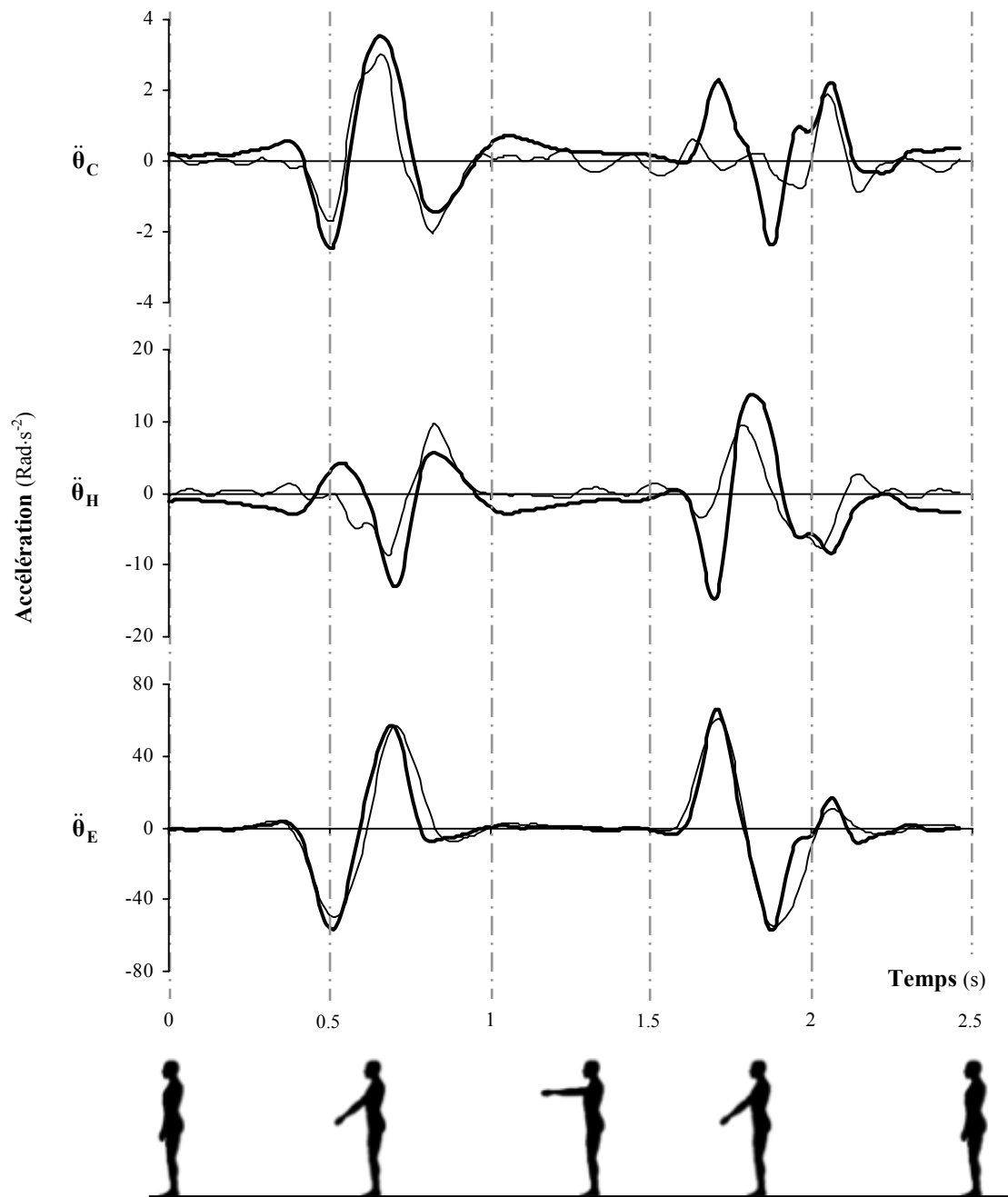


Figure 5 : représentation graphique des profils d'accélération angulaire calculés aux articulations de la cheville ($\ddot{\theta}_C$), de la hanche ($\ddot{\theta}_H$) et de l'épaule ($\ddot{\theta}_E$) par la méthode des différences finies centrées (trait fin) et la méthode d'optimisation statique des accélérations (trait gras). Les différentes phases qui composent le mouvement sont illustrées schématiquement sur la partie inférieure de la figure.

Il est important de noter que la différence entre les profils d'accélération $\ddot{\theta}_i$ (différences finies centrées) et $\hat{\ddot{\theta}}_i$ (optimisation statique) est d'autant plus grande que l'amplitude du déplacement θ_i ($i = \{C, H, E\}$) est faible. Autrement dit, les résultats des deux méthodes sont comparables lorsque le déplacement dépasse largement la résolution du système d'acquisition cinématique, c'est à dire pour les enregistrements où le rapport entre le signal utile et le bruit est élevé.

II.1.4.3 Composantes de l'effort de réaction

Les profils d'accélération $\ddot{\theta}$ et $\hat{\ddot{\theta}}$ ont été intégrés séparément à l'équation a6 avec les déplacements θ et les vitesses $\dot{\theta}$ pour estimer les 3 composantes R_x , R_y et M_z de l'effort de réaction. Les solutions ainsi obtenues sont comparées entre elles et avec les enregistrements expérimentaux recueillis à l'aide de la plateforme de force (figure 6). L'erreur RMS relative entre les composantes de l'effort de réaction estimées en utilisant $\ddot{\theta}$ puis $\hat{\ddot{\theta}}$ comme données d'entrée dans l'équation (a6) est respectivement de 21,6 %, 4,7 % et 10,1 % pour R_x , R_y et M_z . L'écart entre les mesures de la plateforme et l'approximation des composantes R_x , R_y et M_z est respectivement de 38,8 %, 4,5 % et 9,2 % lorsque les accélérations sont calculées par la méthode des différences finies. Ces différences se réduisent très sensiblement en utilisant les profils d'accélération issus de la procédure d'optimisation statique : l'erreur RMS relative diminue respectivement jusqu'à 1,5 %, 0,05 % et 0,1 % pour R_x , R_y et M_z . Ainsi, l'influence des problèmes numériques liés à la discrétisation est particulièrement prégnante sur l'estimation de R_x , dont l'estimation à partir des accélérations $\ddot{\theta}$ n'est pas satisfaisante (figure 6). Elle est plus faible sur R_y et M_z pour lesquels la forme des profils est conservée malgré la présence d'oscillations. A l'inverse, la méthode d'optimisation statique des accélérations

permet d'estimer R_x , R_y et M_z avec une très grande précision : l'écart avec les données de la plateforme reste toujours inférieur à l'erreur de mesure associée à chaque composante de l'effort de réaction.

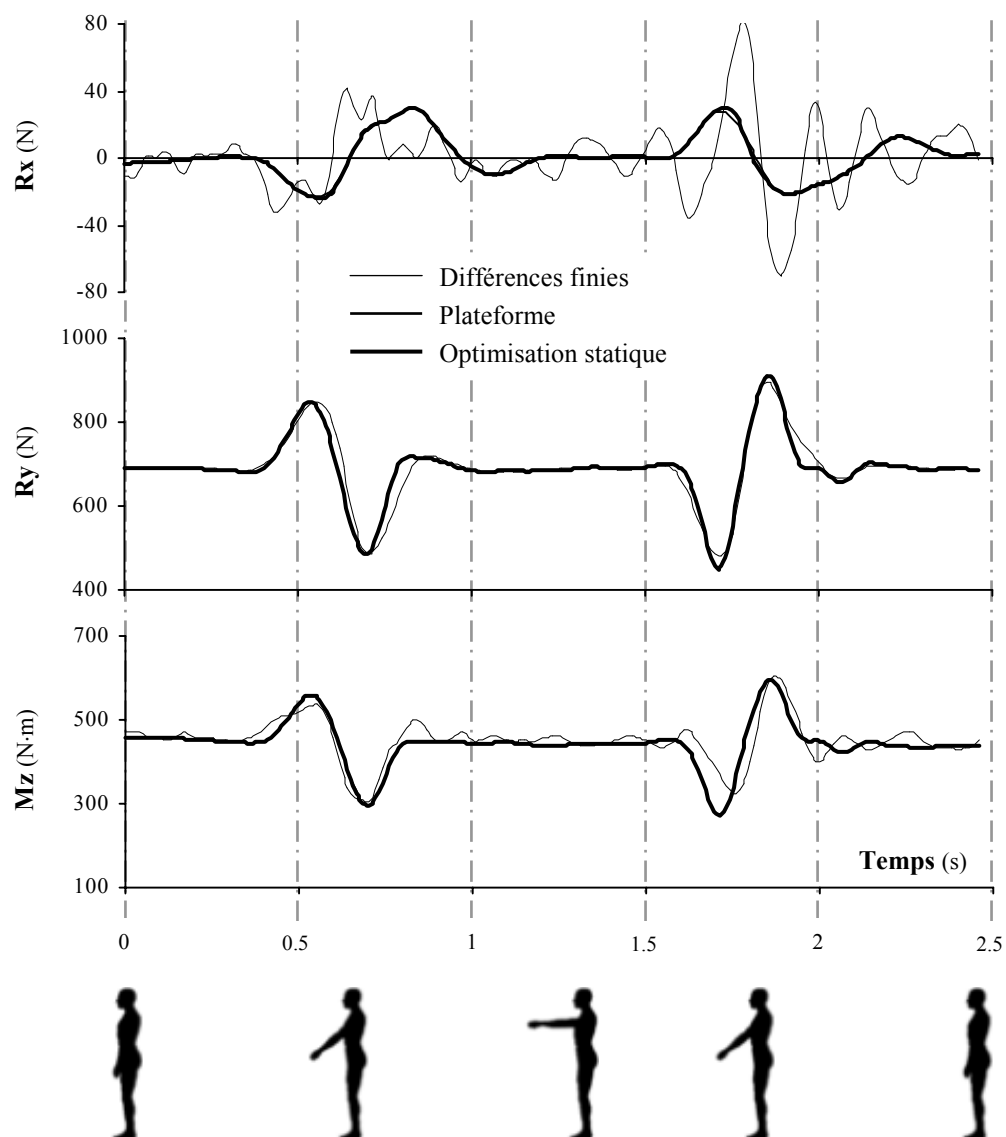


Figure 6 : représentation graphique du profil des composantes R_x , R_y et M_z de l'effort de réaction enregistrées avec la plateforme de force (Plateforme), estimées en intégrant dans l'équation (a6) les accélérations optimales (Optimisation statique) et les accélérations obtenues par la méthode des différences finies centrées (Différences finies). Les différentes phases qui composent le mouvement sont illustrées schématiquement sur la partie inférieure de la figure.

II.1.4.4 Moments résultants

Le moment résultant a été estimé aux articulations de la cheville, de la hanche et de l'épaule selon trois méthodes différentes (figure 7) : les méthodes « top-down » et « bottom-up » traditionnellement utilisées dans la littérature ainsi que la nouvelle méthode que nous avons proposé. L'erreur RMS entre les solutions « optimales » et celles obtenues avec les autres méthodes de calcul aux articulations de la cheville de la hanche et de l'épaule est respectivement de 34,0 N·m, 19,9 N·m et 12,9 N·m (vs méthode « top-down ») et 0,04 N·m, 2,6 N·m et 14,0 N·m (vs méthode « bottom-up »).

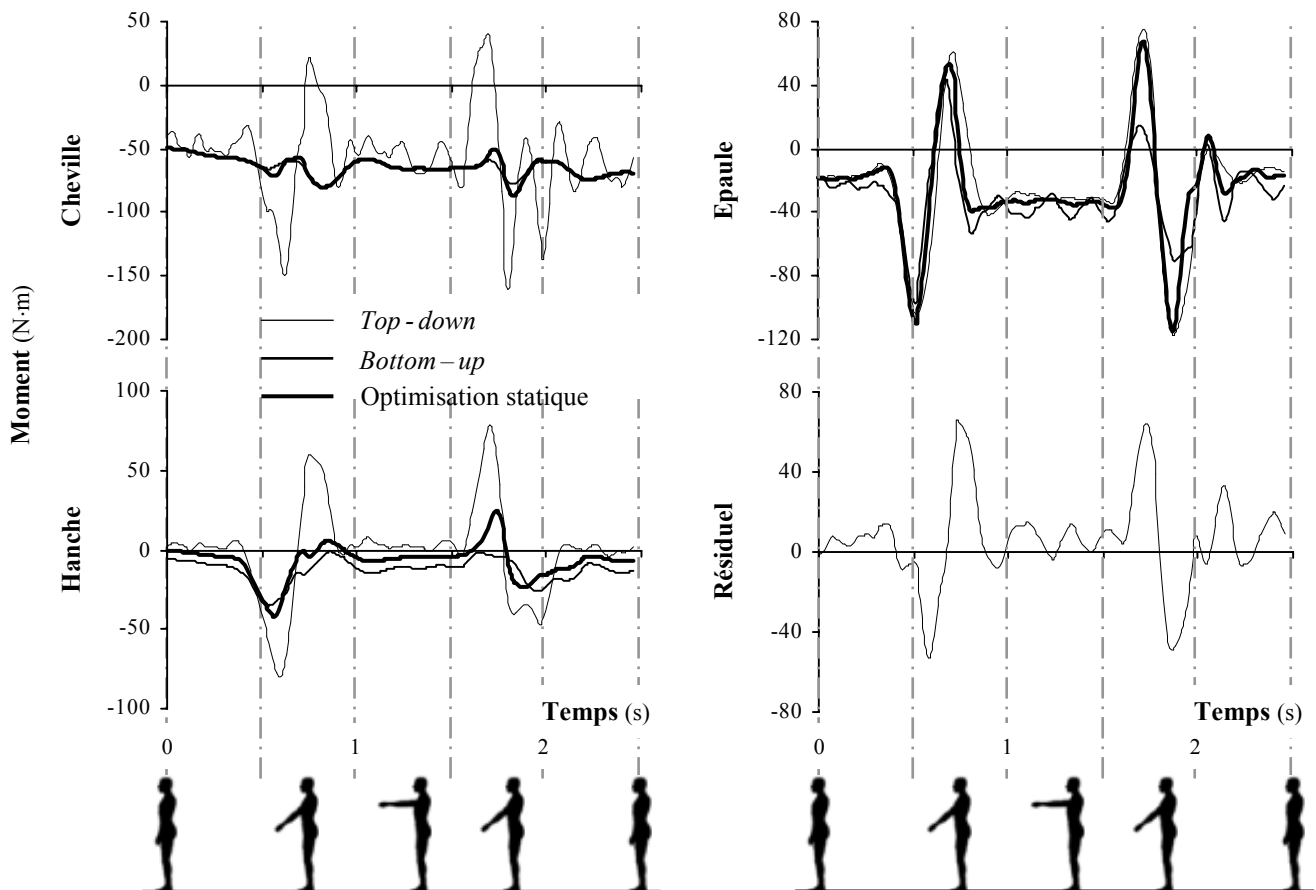


Figure 7 : représentation graphique des moments résultants estimés aux articulations de la cheville, de la hanche et de l'épaule en résolvant le problème de la dynamique inverse selon 3 méthodes différentes : les méthodes « top-down » et « bottom-up » et la méthode d'optimisation statique des accélérations que nous avons présentée. Le profil du moment résiduel créé à l'articulation la plus distale en utilisant la méthode « bottom-up » est présenté sur la partie inférieure droite de la figure.

En ce qui concerne plus spécifiquement la méthode « *bottom-up* », l'écart avec la solution optimale est d'autant plus important que l'on s'éloigne du segment contraint (ici le pied). L'estimation des moments résultants par cette méthode est satisfaisante aux articulations de la cheville et de la hanche. Par contre, la violation des équations d'équilibre dynamique engendre un moment résiduel dont la valeur maximale atteint ici 65,85 N à l'articulation du segment libre (figure 7) alors qu'il devrait être strictement nul. La méthode « *top-down* » est celle qui fournit la moins bonne estimation des moments résultants du fait de sa sensibilité aux bruits de mesure. A l'inverse de la méthode « *bottom-up* », l'écart entre la solution optimale et celle obtenue par la méthode « *top-down* » augmente lorsque l'on se rapproche du segment contraint.

II.1.5 Discussion et conclusion

L'objectif de cette étude était de développer une procédure de résolution du problème de dynamique inverse représentant une alternative aux méthodes « *top-down* » et « *bottom-up* ». Ces deux dernières approches sont couramment utilisées dans la littérature pour estimer les efforts articulaires, alors que les solutions qu'elles fournissent peuvent être très irréalistes.

II.1.5.1 Accélérations angulaires

L'écart moyen entre les profils d'accélération « optimale » et ceux obtenus en utilisant la méthode des différences finies centrées est d'approximativement 10 %. Les deux approches fournissent à chaque articulation des profils dont la correspondance de forme est assez satisfaisante : le coefficient de détermination moyen de la régression linéaire entre les profils d'accélération $\ddot{\theta}$ et $\hat{\ddot{\theta}}$ est de $0,65 \pm 0,22$. Ce résultat indique que l'allure générale des profils d'accélération n'est pas largement différente d'une méthode de calcul à l'autre. Ceci peut se

traduire en termes fréquentiels par le fait que la composante principale des profils d'accélération est sensiblement inchangée. Par contre, les solutions de la méthode d'optimisation statique sont plus lisses que celles obtenues par différences finies. Autrement dit, les amplitudes des harmoniques de hautes fréquences des profils d'accélération « optimale » sont plus faibles que celles des profils obtenus par différences finies centrées. Ce résultat est particulièrement notable à l'articulation de la cheville pendant la phase stable de la tâche expérimentale. Les différences sont moins marquées à l'articulation de la hanche et surtout à l'articulation de l'épaule où l'écart entre les solutions des 2 procédures de calcul est le plus faible (erreur RMS relative=6,2 %). Ce résultat peut s'expliquer par l'importance du mouvement des bras, dont l'amplitude atteint 1,39 Rad. Le déplacement articulaire au niveau de l'épaule est très largement supérieur à la précision du système d'analyse cinématique, et l'erreur de mesure est suffisamment faible pour ne pas produire d'artefacts significatifs sur les profils des dérivées première et seconde de l'angle θ_E . A l'inverse, les déplacements aux articulations de la cheville et de la hanche sont du même ordre de grandeur que la précision du système de mesure. Pour cette raison, l'écart entre les accélérations obtenues par les 2 méthodes de calcul atteint respectivement 12,2 et 13,3 %. Pour ces deux articulations, la méthode des différences finies centrées engendre des artefacts qui introduisent une distorsion des profils d'accélération : les profils ne sont pas antisymétriques pendant les phases d'antépulsion et de rétropulsion des bras alors qu'ils le sont en utilisant la procédure d'optimisation statique. Les résultats montrent finalement que l'écart entre les deux méthodes d'estimation des accélérations est d'autant plus élevé que le rapport signal-sur-bruit est faible. En effet, plus l'amplitude du déplacement est proche de la précision du système de mesure, plus il est difficile de discriminer le signal utile du bruit. Au regard de ces résultats, nous pouvons suggérer d'utiliser la méthode d'optimisation statique des accélérations indépendamment du calcul des efforts articulaires. Notre méthode permet d'obtenir des profils

d'accélération « débruités » qui fourniraient des éléments de discussion plus fiables notamment pour l'analyse du contrôle du mouvement (Barral et Debu, 2002).

II.1.5.2 Composantes de l'effort de réaction

Même si l'écart moyen qui sépare les accélérations « optimales » de celles obtenues par différences finies centrées ne dépasse pas 10 %, l'estimation de l'effort de réaction aboutit à des différences importantes. Les résultats montrent clairement que les accélérations issues de la méthode d'optimisation statique fournissent une estimation plus précise de l'effort de réaction que les accélérations obtenues par différences finies. L'avantage de la méthode d'optimisation est particulièrement marqué pour la force antéropostérieure R_x : l'estimation de cette composante à partir des accélérations obtenues par différences finies n'est pas satisfaisante (figure 6). D'une part, l'écart avec les données recueillies par la plateforme de force atteint presque 40 % alors qu'il n'est que de 1,5 % en utilisant les accélérations « optimales ». D'autre part, l'estimation de R_x est entachée de nombreuses oscillations de grandes amplitudes qui apparaissent à cause de la propagation de l'erreur liée au calcul des accélérations par la méthode des différences finies. L'erreur d'estimation est moins importante pour la force R_y et le moment M_z , mais l'erreur RMS relative moyenne sur les 3 composantes de l'effort de réaction atteint 12 %. A l'inverse, l'utilisation des accélérations « optimales » permet d'estimer R_x , R_y et M_z avec une excellente précision. L'erreur RMS relative moyenne avec les signaux de la plateforme de force est réduite à 0,5 % et les coefficients de détermination entre les valeurs mesurées et l'estimation de R_x , R_y et M_z sont compris entre 0,996 et 0,999. L'ensemble de ces résultats confirme que la méthode d'optimisation statique des accélérations satisfait le premier objectif fixé : minimiser l'écart entre les valeurs de l'effort de réaction mesurées au niveau du segment contraint et l'estimation de ce même effort à partir de la cinématique (θ , $\dot{\theta}$ et $\hat{\ddot{\theta}}$).

II.1.5.3 Moments résultants

L'analyse comparative des moments résultants porte sur les résultats obtenus avec les méthodes « *top-down* » et « *bottom-up* », ainsi que sur les solutions « optimales » produites par la méthode que nous proposons. Pour cette dernière, les accélérations issues de la procédure d'optimisation statique ont été intégrées au schéma classique de résolution de la dynamique inverse (« *top-down* »), construit en utilisant le formalisme de Lagrange.

Les résultats mettent en évidence d'importants écarts entre les moments résultants estimés par la méthode d'optimisation statique et ceux obtenus en utilisant la méthode « *top-down* ». L'erreur RMS moyenne est de 22,6 N·m et atteint 34,0 N·m à l'articulation contrainte (ici la cheville). La différence entre les moments résultants obtenus par les 2 méthodes (« *top-down* » vs optimisation statique) augmente au fur et à mesure que l'on s'éloigne du segment libre. Le moment résultant n'est sensiblement identique pour les deux méthodes qu'à l'articulation de l'épaule où le rapport signal-sur-bruit du déplacement angulaire est élevé. Ces résultats montrent que la méthode d'optimisation statique des accélérations améliore la définition des moments musculaires. En effet, cette approche supprime en grande partie l'incidence des erreurs de mesure qui s'accumulent au cours de la résolution lorsque les accélérations sont calculées par la méthode des différences finies.

Les moments résultants « optimaux » sont plus proches de ceux fournis par la méthode « *bottom-up* » avec une erreur RMS moyenne de 5,6 N·m. Cette fois, l'écart entre les moments résultants fournis par les deux méthodes (« *bottom-up* » vs optimisation statique) est d'autant plus important que l'on s'éloigne du segment contraint. L'erreur RMS atteint au maximum 14 N·m à l'articulation de l'épaule. A l'articulation de la cheville, les valeurs du moment résultant sont équivalentes pour les 2 méthodes (erreur RMS de 0,04 N·m). Ce résultat indique que la méthode d'optimisation statique améliore la résolution des solutions du

problème de dynamique inverse par rapport à la méthode « *bottom-up* ». En effet, il montre qu'à l'articulation de la cheville, le moment résultant « optimal » est équivalent à l'effort résultant déterminé à partir des seules données de la plateforme de force.

Enfin, l'utilisation de la méthode « *bottom-up* » fait apparaître un moment résiduel important à l'extrémité du bras (cf. figure 7). Cet effort reste strictement nul lorsque la méthode d'optimisation statique des accélérations est utilisée pour résoudre le problème de la dynamique inverse. La démarche que nous proposons permet donc de satisfaire le second objectif fixé car les conditions d'équilibre dynamique sont satisfaites à chaque articulation. Les résultats indiquent néanmoins que l'avantage procuré par la méthode d'optimisation est d'autant plus important que le rapport signal-sur-bruit des données cinématiques est faible. En effet, les erreurs numériques liées au calcul des accélérations par différences finies n'altèrent plus autant l'estimation des moments résultants lorsque le signal utile et le bruit peuvent être aisément discriminés. Par conséquent, si l'amplitude du déplacement dépasse largement la résolution du système d'acquisition et/ou que la vitesse n'est pas excessive, alors l'utilisation de la méthode d'optimisation statique des accélérations ne s'impose pas. L'un de nos prochains objectifs sera de formuler un critère de choix pour déterminer dans quelles conditions expérimentales il est nécessaire d'exploiter la redondance des informations périphériques pour estimer les efforts articulaires de manière fiable. Nous proposerons de formuler ce critère sur la base de la quantification du rapport signal-sur-bruit des données cinématiques en utilisant une procédure de débruitage par seuillage des coefficients d'ondelettes. La démarche générale sur laquelle repose cette technique est présentée dans la partie *II.2.3.4* de ce document et elle est illustrée pour un enregistrement expérimental type (figure 12).

D'un point de vue méthodologique, l'optimisation statique que nous proposons repose sur la surdétermination du système mathématique qui lie les accélérations angulaires aux

différentes sources de mesures périphériques. Cette démarche – présentée ici pour un système mécanique à 3 degrés de liberté – est généralisable à un nombre illimité de degrés de liberté en 2 comme en 3 dimensions. Cette méthode peut également être intégrée aux logiciels de calcul des efforts résultants en amont des routines de résolution de la dynamique inverse, sans qu'il soit nécessaire de modifier ces dernières. Enfin, la méthode d'optimisation statique peut être appliquée sans recueillir autant d'informations périphériques redondantes que nous l'avons fait. En effet, le système à résoudre est surdéterminé à partir du moment où au moins une équation supplémentaire peut être écrite. Il suffit d'enregistrer une composante de l'effort de réaction en plus des données cinématiques pour satisfaire cette contrainte. Le système à résoudre peut également être rendu surdéterminé en utilisant les données enregistrées à l'aide d'accéléromètres plutôt que celles recueillies avec la plateforme de force.

II.2 Estimation des efforts musculaires agoniste et antagoniste

II.2.1 Introduction

La résolution du problème de la dynamique inverse permet d'accéder indirectement à l'effort musculaire résultant (moment résultant et forces inter-segmentaires) développé à une articulation. Ce dernier représente la somme vectorielle des efforts développés par les muscles qui agissent autour d'une articulation. Même si l'utilisation d'une méthode comme l'*optimisation statique des accélérations* (cf. II.1) permet d'améliorer les procédures traditionnelles de calcul de l'effort résultant, il est impossible de discriminer la contribution relative de chaque muscle (ou de chaque groupe musculaire) à la production de l'effort résultant en appliquant le schéma de résolution de la dynamique inverse. Au mieux, l'analyse

de la puissance permet de distinguer le type d'action mise en oeuvre à une articulation pour réaliser le mouvement. La puissance musculaire produite à une articulation est déterminée par le produit scalaire des vecteurs du moment musculaire résultant et de la vitesse angulaire (Winter, 1990) : elle est positive lorsque l'action musculaire est concentrique, c'est-à-dire lorsque les muscles activés se raccourcissent pour produire le mouvement. A l'inverse, elle est négative lorsque l'action musculaire est excentrique, c'est à dire lorsque les muscles activés s'allongent pour contrôler le mouvement. L'utilisation de ces deux variables biomécaniques permet de décrire et d'analyser un grand nombre de comportements relatifs au contrôle du mouvement et de la posture. Toutefois, la puissance musculaire reste une variable macroscopique au même titre que le moment résultant. Pour cette raison, elle ne fournit pas suffisamment d'informations pour comprendre les mécanismes de recrutement musculaire qui aboutissent à la production de l'effort résultant. Pour essayer de palier à ce problème, il est possible d'associer des mesures électromyographiques (Emg) à l'analyse de la puissance musculaire et/ou du moment résultant afin de prendre en compte un paramètre représentatif de l'activité musculaire. Néanmoins, il existe de nombreuses limites à l'interprétation du signal Emg (Clancy et coll., 2002 a-b ; Kamen et Caldwell, 1996 ; Kellis, 1998 ; Turker, 1993), en particulier en conditions dynamiques ou il peut être entaché de nombreux artefacts de grande amplitude (Rainoldi, 2000). De plus, l'analyse du signal Emg ne permet pas de distinguer les phases du mouvement au cours desquelles l'action musculaire est concentrique ou excentrique.

Par contre, il est possible de déduire les efforts développés par chaque muscle ou chaque groupe musculaire à partir du moment résultant et des mesures Emg. Cette démarche requiert l'utilisation d'une méthode alternative à la dynamique inverse, car d'un point de vue mathématique, la redondance du système musculo-squelettique amène à formuler un système d'équations sous-déterminé (An et al, 1995 ; Dul et al., 1984 a-b ; Kaufman et al., 1991 ;

Raikova, 2000). En effet, le corps humain dispose de beaucoup plus d'actionneurs musculaires qu'il n'en a réellement besoin : en moyenne, chaque degré de liberté est contrôlé par 2,6 muscles et il existe une infinité de combinaisons de forces musculaires pour produire un même effort résultant (Bernstein, 1967 ; Challis, 1997 ; Prilutsky et Zatsiorsky, 2002 ; Stokes et Gardner-Morse, 1999, 2001). Parmi les méthodes disponibles dans la littérature pour résoudre le problème de la redondance musculaire, celle qui consiste à utiliser les réseaux de neurones (Wang et Buchanan, 2002) n'a pas fait l'objet de notre attention car nous n'avons pas disposé d'assez de temps pour en maîtriser les principes.

La première méthode alternative à la dynamique inverse utilise l'optimisation numérique. Les modèles construits en utilisant cette technique reposent sur l'hypothèse que les muscles sont recrutés de telle sorte qu'ils minimisent une fonction mathématique, construite pour refléter la manière dont se comporterait réellement le système qui réalise le mouvement (An et al., 1984 ; Challis, 1997 ; Crowninshield et Brand, 1981 ; Dul et al, 1984 b ; Hughes, 1995 ; Seireg et Arvikar, 1973 ; Stokes et Gardner-Morse, 2001). Sur ce principe général, de nombreux problèmes d'optimisation ont été formulés pour estimer les efforts musculaires en conditions isométriques et en conditions dynamiques. En particulier, Crowninshield et Brand (1981) ont proposé de minimiser la somme des tensions musculaires élevées au cube pour estimer les forces développées par chaque muscle. Leur méthode sert de référence à de nombreuses études car les solutions qu'elle fournit semblent correspondre assez justement aux profils Emg des muscles considérés. A l'inverse, de nombreuses critiques sont formulées à l'encontre de ces méthodes car l'estimation des efforts musculaires qu'elles produisent ne seraient pas réalistes d'un point de vue physiologique (Brand et al, 1986 ; Buchanan et Shreeve, 1996 ; Challis et coll., 1993, 1997 ; Cholewicki et al., 1995 ; Herzog et Binding, 1992, 1993 ; Raikova et Prilutsky, 2001). En particulier, la solution privilégierait souvent un muscle au détriment d'un

autre, si bien qu'un muscle peut être inactif alors qu'il participe activement à la production du mouvement. En 1997, Challis indique néanmoins que l'utilisation de l'optimisation peut être judicieuse si le critère à minimiser n'est pas linéaire et que des contraintes adaptées sont incorporées au problème. Ainsi, les auteurs ne remettent pas en question l'intérêt d'utiliser l'optimisation numérique, mais soulignent que l'estimation des efforts musculaires ne semble pouvoir être correcte que si un paramètre représentatif de l'action musculaire est intégré au modèle comme donnée d'entrée (Cholewicki et al., 1995 ; Gagnon et al., 2001).

Pour cette raison, de nombreux auteurs ont développé des procédures d'estimation des moments musculaires à partir des signaux Emg. En conditions isométriques il n'est pas nécessaire d'utiliser des méthodes d'optimisation numérique car la forme de la relation moment–Emg est monotone. Des méthodes simples de calibration des signaux Emg fournissent des solutions satisfaisantes à partir d'une relation force–Emg linéaire ou quasi–linéaire (Buchanan et al., 1993 ; Laursen et al., 1998 ; van Dieen et Visser, 1999). Par contre, l'utilisation des signaux Emg est plus délicate à mettre en oeuvre dans des conditions dynamiques (Clancy et al., 2001 ; Kellis, 1998 ; Rainoldi, 2000). Dans ce cas, il devient notamment nécessaire de tenir compte de l'influence des relations force–vitesse et force–longueur mises en évidence par l'étude de la mécanique musculaire (Hof et Van den Berg, 1981 b ; Hill, 1938 ; Olney et Winter, 1985 ; Winter, 1990).

Pour satisfaire ces exigences, des méthodes mixtes ont été développées afin d'estimer les moments musculaires de la manière la plus réaliste possible. Cette démarche consiste à associer l'optimisation numérique et les données Emg pour calculer les efforts développés par chaque muscle ou chaque groupe musculaire agoniste et antagoniste. Notons ici qu'on désigne par agonistes les muscles qui créent le mouvement. En 1985, Olney et Winter ont proposé une démarche qui comporte 2 étapes. La première consiste à calibrer les signaux Emg en conditions

isométriques, afin de déterminer quel traitement doit leur être appliqué pour leur faire correspondre le moment musculaire résultant effectivement développé. La seconde étape permet d'estimer les efforts musculaires en conditions dynamiques : les signaux Emg recueillis dans ces conditions sont traités avec les coefficients issus de la procédure de calibration, puis incorporés dans une procédure de minimisation sans contrainte qui tient compte des lois de la mécanique musculaire. En particulier, l'expression mathématique des moments musculaires comprend 2 termes qui intègrent l'influence de la relation force–vitesse et celle de la relation force–longueur. La forme donnée aux expressions mathématiques qui lient les signaux Emg aux moments musculaires repose sur les travaux réalisés *in-vivo* par Hof et Van den Berg (1981 a-d). Par contre, la formulation du problème d'optimisation ne permet pas d'imposer de contraintes sur les inconnues du problème alors qu'elles sont nécessaires (mais pas toujours suffisantes) pour obtenir des résultats physiologiquement réalistes (Challis, 1997). Comme Olney et Winter (1985), Cholewicki et McGill (1994) et Zheng et al. (1998) proposent une méthode mixte qui associe l'optimisation numérique et l'utilisation des signaux Emg. Leurs démarches consistent dans un premier temps à estimer les moments musculaires avec un modèle utilisant les signaux Emg comme données d'entrée, puis à les pondérer à l'aide d'une procédure d'optimisation de telle sorte que l'ensemble des conditions d'équilibre soit satisfait. Plusieurs études (Cholewicki et al., 1995 ; Gagnon et al., 2001) montrent que la méthode proposée par Cholewicki et McGill (1994) fournit des solutions plus satisfaisantes que celle obtenues en utilisant les méthodes d'optimisation ou les méthodes de calibration des signaux Emg. Néanmoins, l'estimation des moments musculaires par cette méthode est sensible à l'amplitude des signaux Emg et peut engendrer des résultats irréalistes car elle ne permet qu'un ajustement minime des résultats. De plus, cette approche, comme celle d'Olney et Winter (1985), n'exploite pas l'un des principaux intérêts des méthodes d'optimisation numérique : le critère de minimisation est formulé pour obtenir la meilleure correspondance avec l'effort

résultant calculé par la dynamique inverse, mais il n'intègre pas de composante qui pourrait refléter le principe selon lequel les muscles sont recrutés.

II.2.2 Objectifs

L'objectif de cette étude est de développer un modèle biomécanique associant l'utilisation de l'optimisation numérique et des données Emg dans une même procédure de calcul, afin d'estimer les moments musculaires agoniste et antagoniste dans des conditions dynamiques. Pour répondre à cet objectif, nous avons développé une approche qui comprend deux étapes : une étape de calibration isométrique des signaux Emg et une étape d'optimisation numérique. La calibration isométrique prend en compte le fait que la relation Emg-force (ou Emg-moment) n'est pas forcément linéaire. La fonction coût à minimiser prend en compte le comportement mécanique des muscles, un principe de « recrutement musculaire » et la bi-articularité de certains muscles d'un même groupe musculaire. Notre modèle est testé pour une tâche de piétinement et les solutions qu'il fournit sont comparées à celles obtenues en appliquant les algorithmes d'Olney et Winter (1985).

II.2.3 Matériels et méthodes

La méthode proposée (figure 8) comporte deux étapes distinctes adaptées du schéma expérimental mis en oeuvre par Olney et Winter (1985). Cette méthodologie a été reprise récemment par Potvin et al. (1996) et Doorenbosch et Harlaar (2003). La première étape consiste à établir la relation moment(s) – Emg dans des conditions isométriques (calibration des signaux Emg). Ici, la procédure ne requiert qu'une seule posture de calibration, mais comprend différents niveaux de contraction musculaire. D'un point de vue mathématique, l'expression

qui relie les efforts musculaires aux signaux Emg a été développée en gardant une certaine liberté vis-à-vis de la nature de la relation moment(s)–Emg. Dans une seconde étape, les moments musculaires à l’articulation du genou sont estimés dans des conditions dynamiques à partir des données Emg traitées avec les coefficients issus de la procédure de calibration. Le problème est formulé comme un problème général d’optimisation (Boggs et Tolle, 1996) avec une fonctionnelle à minimiser et des contraintes d’égalité et d’inégalité non linéaires.

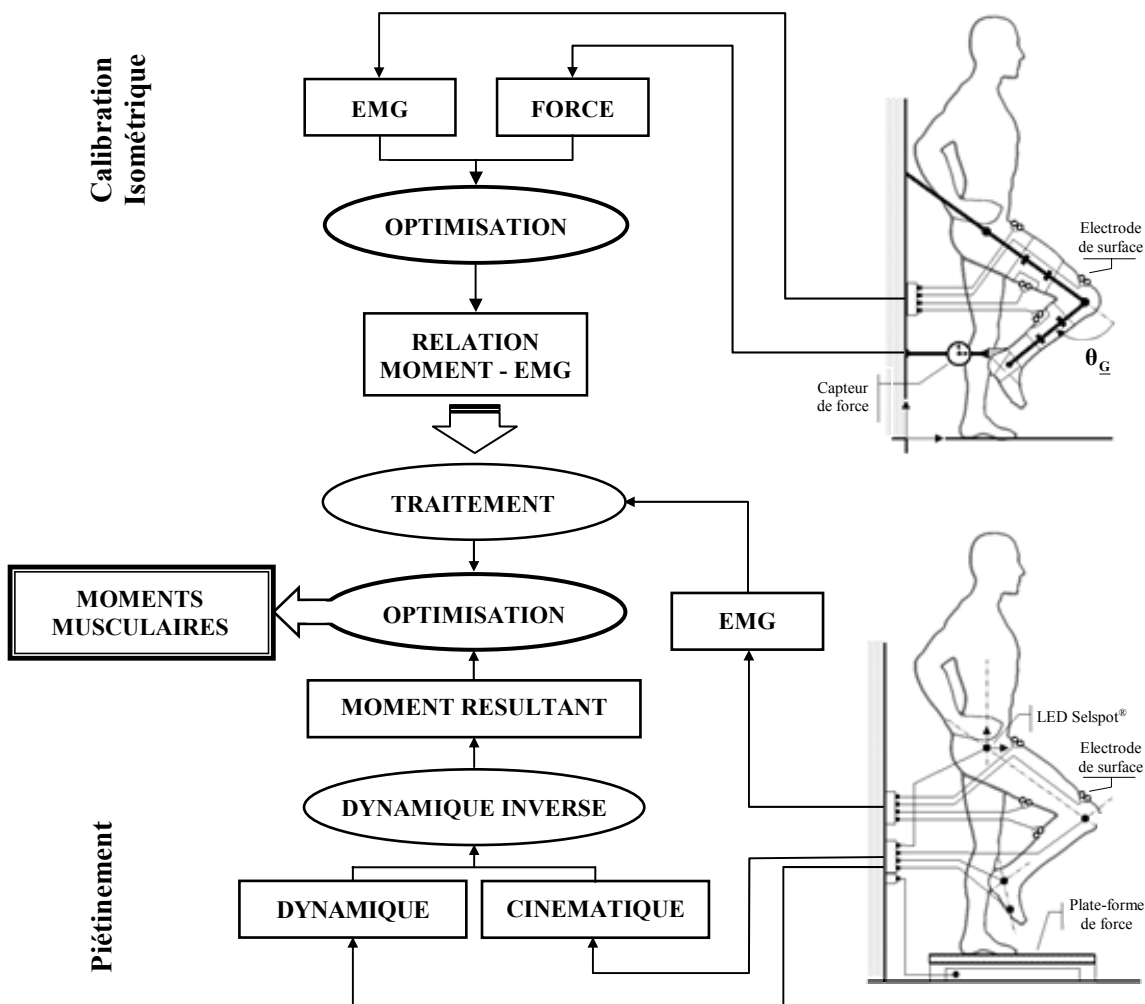


Figure 8 : synopsis de la procédure expérimentale et du traitement appliqué aux données cinématiques, dynamiques et électromyographiques pour estimer les moments musculaires à l’articulation du genou dans des conditions dynamiques (étape 1 : calibration isométrique ; étape 2 : piétinement).

Le système Myodata a été utilisé pour enregistrer les données Emg. Les données cinématiques et dynamiques ont été enregistrées par le logiciel Datac. Myodata et Datac ont été synchronisés en générant manuellement un train d'impulsions électriques (0 / +5 V) recueilli simultanément par les deux systèmes d'acquisition. Le logiciel de calcul scientifique Matlab (The MathWorks, Inc., MA, USA) a été utilisé pour développer et exécuter l'ensemble des routines de calcul.

II.2.3.1 Participants

Neuf sujets volontaires de sexe masculin ont participé à cette étude (âge : $23,2 \pm 4,3$ ans, taille : $1,80 \pm 0,05$ m, poids : $74,2 \pm 6,1$ kg ; valeurs moyennes \pm écart-type). Les données anthropométriques des segments du membre inférieur droit (respectivement de la cuisse, de la jambe et du pied) ont été estimées pour chaque sujet à partir des tables anthropométriques de Winter (1990).

II.2.3.2 Electromyographie

Pour l'ensemble des sessions expérimentales, les signaux Emg ont été recueillis en utilisant l'électromyographie de surface. Les enregistrements ont été réalisés à l'aide d'électrodes actives (Meditrace, Graphic Controls, Gananoque, Canada) d'un diamètre de 2 cm (distance inter-électrode : 2 cm), selon un mode de réception bipolaire. Les électrodes ont été fixées à la surface de la peau (rasée, desquamée et nettoyée avec de l'alcool) au niveau de la partie charnue des muscles Biceps Femoris (BF), Gastrocnemius (GA), Rectus Femoris (RF) et Vastus Medialis (VM) du membre inférieur droit. La prise en compte de ces quatre muscles est nécessaire pour représenter adéquatement l'activité des groupes musculaires fléchisseur et extenseur du genou (Olney et Winter, 1985). L'électrode de référence (masse) a été placée sur l'apophyse styloïde droite. La fréquence d'échantillonnage des signaux Emg a été fixée à

1024 Hz, conformément aux recommandations relevées dans la littérature (Bouisset et Maton, 1995 ; Merletti, 1999 ; Stegeman et Hermens, 2001). Ce choix satisfait également les conditions du théorème de Nyquist-Shannon, qui établit que la fréquence d'échantillonnage (f_e) doit être au moins deux fois supérieure à la fréquence maximale contenue dans le signal. En effet, la bande de fréquence dans laquelle se répartit le contenu du signal Emg « *ne dépasse pas quelques centaines d'Hertz* » (Bouisset et Maton, 1995, p. 194 ; Kampas, 2001 ; Merletti, 1999). Il semble que Clancy et Hogan (1994) soient les seuls à suggérer d'utiliser une f_e supérieure (2048 Hz) pour retenir l'ensemble des fréquences contenues dans l'électromyogramme. A l'inverse, Lamontagne et Coulombe (1992) indiquent qu'il est possible d'abaisser f_e à 500 Hz pour recueillir des signaux Emg fiables dans certaines situations expérimentales. Les signaux Emg ont été amplifiés (gain 1 – 600) puis redressés en prenant la valeur absolue du signal à chaque instant t (Winter, 1990).

II.2.3.3 Relation moment(s) – Emg : conditions isométriques

Dispositif expérimental

Les sujets ont été installés dans un dispositif expérimental rigide construit pour minimiser les déplacements de chaque segment corporel (figure 9). Les sujets ont été maintenus dans une posture verticale, le pied gauche à plat sur le sol. Leur membre inférieur droit a été attaché à la structure du dispositif expérimental grâce à des sangles placées autour de la cuisse, de la jambe et de l'articulation de la cheville. Les segments corporels ont été stabilisés dans une posture similaire à celle adoptée dans la position médiane du mouvement réalisé. Van Dieen et Visser (1999) conseillent d'opter pour cette configuration segmentaire afin d'estimer plus précisément le moment résultant à partir des signaux Emg. Ce choix permet de minimiser l'influence des erreurs systématique(s) et aléatoire(s) associées aux données Emg.

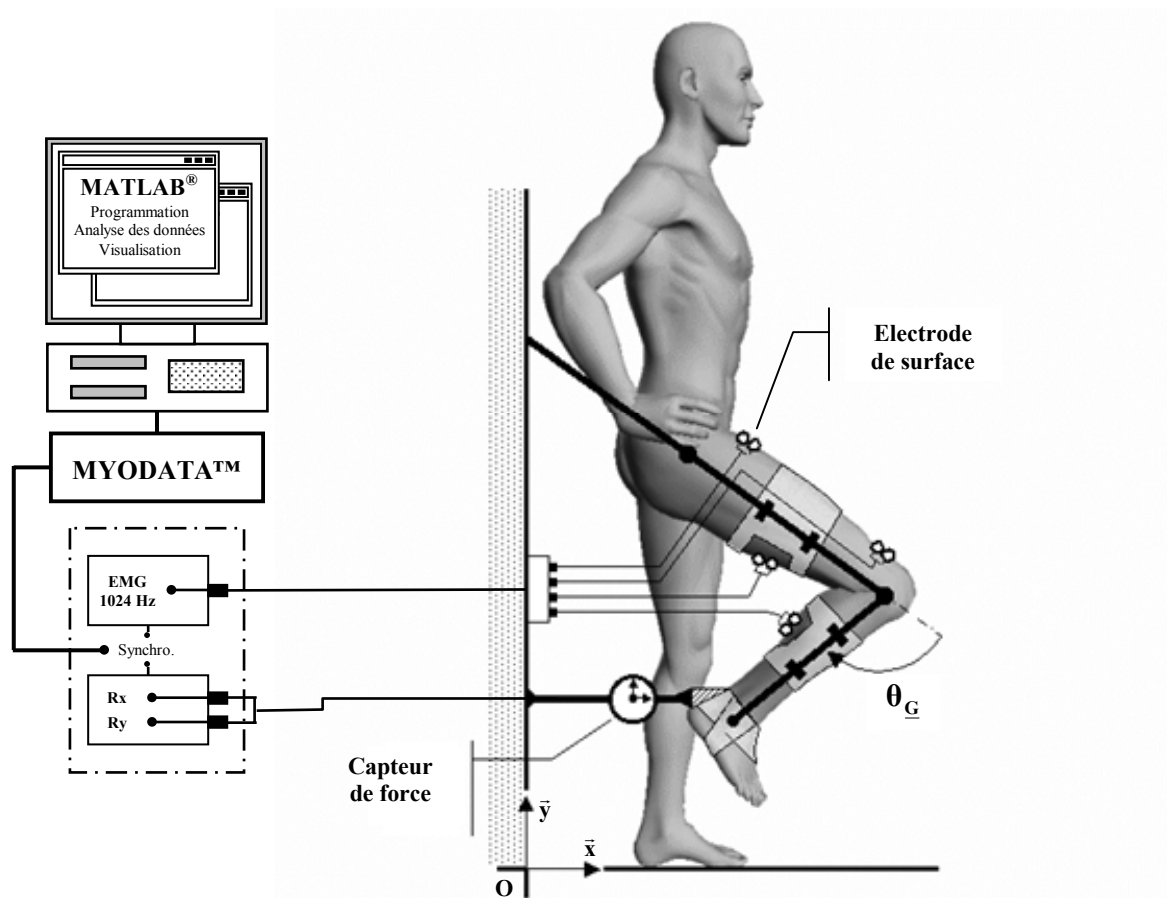


Figure 9 : représentation schématique du dispositif expérimental mis en place pour la procédure de calibration. Rx et Ry représentent les composantes antéropostérieure et verticale de la force développée par chaque sujet. θ_G est l'angle de calibration dans lequel le genou est stabilisé.

Enregistrements cinématiques

Tous les sujets ont été installés dans une posture telle que l'articulation de la hanche soit fléchie à 45° (θ_H) avec la cheville maintenue stable en position neutre ($\theta_C = 90^\circ$). Des photographies numériques (Sony Cyber-shot DSC-S70) du membre inférieur droit ont été prises pour déterminer l'angle articulaire du genou (θ_G) selon la convention de signes présentée figure 9. Le calcul trigonométrique de θ_G a été réalisé à partir des coordonnées cartésiennes de trois marqueurs placés sur la malléole externe, l'épicondyle latéral et le grand trochanter. L'interface qui a permis d'importer les images, de relever la position des marqueurs

puis de sauvegarder les coordonnées a été développée par nos soins à l'aide du logiciel Matlab. La valeur moyenne de $\theta_{\underline{G}}$ était de $69,12 \pm 4,37$ degrés.

Enregistrements dynamiques

Les composantes antérieure (Rx) et verticale (Ry) de la force développée dans des conditions isométriques ont été mesurées à l'aide d'un capteur de force (Schlumberger, model CD7501, Vélizy-Villacoubay, France) fixé à l'articulation de la cheville par un harnais et des sangles velcro. La fréquence d'échantillonnage était de 100 Hz.

Tâche expérimentale

La procédure de calibration moment(s)–Emg comprenait deux sessions expérimentales de 5 essais au cours desquels les sujets ont réalisé une série de contractions isométriques contre résistance par paliers. La première session (S1) a été consacrée aux contractions isométriques des muscles extenseurs, la seconde (S2) aux contractions isométriques des muscles fléchisseurs. Avant chaque session, les sujets ont réalisé trois contractions maximales volontaires d'une durée de 2 s séparées d'une récupération de 5 s. Le maximum de ces trois essais a été conservé pour établir le niveau de force maximale volontaire (FMV). Pendant S1 et S2, les sujets devaient développer un effort variant de 20 % à 80 % du niveau de FMV avec un incrément de 20 %. La durée de maintien de l'effort au niveau de FMV requis était de 5 s avec une durée de repos de 5 s entre chaque contraction. Les sujets pouvaient directement visualiser le niveau de force atteint à chaque instant t sur l'écran d'un oscilloscope disposé face à eux. La durée de récupération entre les deux sessions S1 et S2 a été fixée à 5min pour prévenir l'apparition des phénomènes de fatigue.

Analyse cinétique

Les inconnues qui permettent d'estimer le moment résultant à partir des signaux Emg ont été déterminées à l'aide d'une procédure de minimisation (au sens des moindres carrés) non linéaire avec contraintes de bornes. D'un point de vue mathématique, le problème d'optimisation a été formulé de la manière suivante :

$$\text{on cherche : } \begin{cases} \alpha = \{\alpha_{GA}, \alpha_{BF}, \alpha_{RF}, \alpha_{VM}\} \\ fc = \{fc_{GA}, fc_{BF}, fc_{RF}, fc_{VM}\} \\ p = \{p_{GA}, p_{BF}, p_{RF}, p_{VM}\} \end{cases}$$

$$\text{qui minimisent : } C_{iso} = \frac{1}{2} \cdot \sum_t (M_{G,iso}(t) - \hat{M}_{G,iso}(t))^2 \quad (b1)$$

où $M_{G,iso}$ est le moment résultant calculé à l'aide des équations d'équilibre et $\hat{M}_{G,iso}$ celui estimé en traitant les signaux Emg. Ils sont exprimés par les relations suivantes :

$$\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ M_{G,iso}(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_H + \theta_G) \\ \sin(\theta_H + \theta_G) \\ 0 \end{bmatrix} \wedge \begin{bmatrix} -l_G \cdot Rx(t) \\ l_G \cdot ((m_H + m_G + m_C) \cdot g - Ry(t)) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (b2)$$

$$\hat{M}_{G,iso}(t) = \hat{M}_{G,iso}(t)_{\text{Extenseurs}} - \hat{M}_{G,iso}(t)_{\text{Fléchisseurs}} \quad (b3)$$

$$\text{où : } \hat{M}_{G,iso}(t)_{\text{Extenseurs}} = \alpha_{RF} \cdot rEMG_{RF}(t)_{fc_{RF}}^{p_{RF}} + \alpha_{VM} \cdot rEMG_{VM}(t)_{fc_{VM}}^{p_{VM}} \quad (b4)$$

$$\hat{M}_{G,iso}(t)_{\text{Fléchisseurs}} = \alpha_{GA} \cdot rEMG_{GA}(t)_{fc_{GA}}^{p_{GA}} + \alpha_{BF} \cdot rEMG_{BF}(t)_{fc_{BF}}^{p_{BF}} \quad (b5)$$

$$\text{avec les contraintes : } \begin{cases} \alpha > 0.0 \\ 3.0 > fc > 1.0 \\ 2.0 > p > 1.0 \end{cases} \quad (b6)$$

où α , fc et p sont respectivement les gains, fréquences de coupure et exposants appliqués aux signaux Emg redressés ($rEMG$). l_G est la longueur de la jambe ; m_H , m_G et m_C représentent respectivement les masses de la cuisse, de la jambe et du pied.

Les contraintes de bornes imposées aux fréquences de coupure (fc) ont été choisies au regard des fc déjà utilisées dans la littérature pour déterminer les efforts musculaires à partir

des données Emg (Buchanan et al., 1993 ; Cholewicki et al., 1995 ; Doorenbosch et Harlaar, 2003 ; Gagnon et al., 2001 ; Hof et van den Berg, 1977 ; Olney et Winter, 1985 ; Potvin et al., 1996 ; van Dieën et Visser, 1999). L'ordre du filtre passe-bas de Butterworth a été fixé à 4 pour l'ensemble des signaux Emg.

Les exposants p ont été estimés entre les bornes 1,0 et 2,0 car la nature de la relation qui relie les moments musculaires aux signaux Emg fait toujours l'objet d'un débat dans la littérature. Certains auteurs (Buchanan et al., 1993 ; Laursen et al., 1998 ; Marras et Granata, 1997 ; Olney et Winter, 1985 ; Van Dieën et Visser, 1999) considèrent qu'une relation strictement linéaire permet de prédire précisément le moment résultant à partir des données Emg. A l'inverse, Clancy et Hogan (1997) et Cholewicki et al. (1995) ont démontré qu'élever les signaux Emg à une puissance différente de 1,0 améliore la prédiction du moment résultant. En procédant ainsi, le modèle ne néglige pas les différents facteurs (Caldwell et Li, 2000 ; Kellis et Baltzopoulos, 1997) qui peuvent influencer la nature de la relation moment(s) – Emg (linéaire : $p = 1$; quasi-linéaire : $1 < p < 2$; quadratique : $p = 2$).

Les valeurs initiales des coefficients α ont été fixées à 10,0, celles de f_c et p étaient égales à la moyenne de leurs bornes inférieure et supérieure respectives.

II.2.3.4 Moments agoniste et antagoniste : conditions dynamiques

Les données nécessaires à l'estimation des moments à l'articulation du genou dans des conditions dynamiques ont été collectées au cours d'une tâche de piétinement. La figure 10 illustre le protocole expérimental qui a été mis en place.

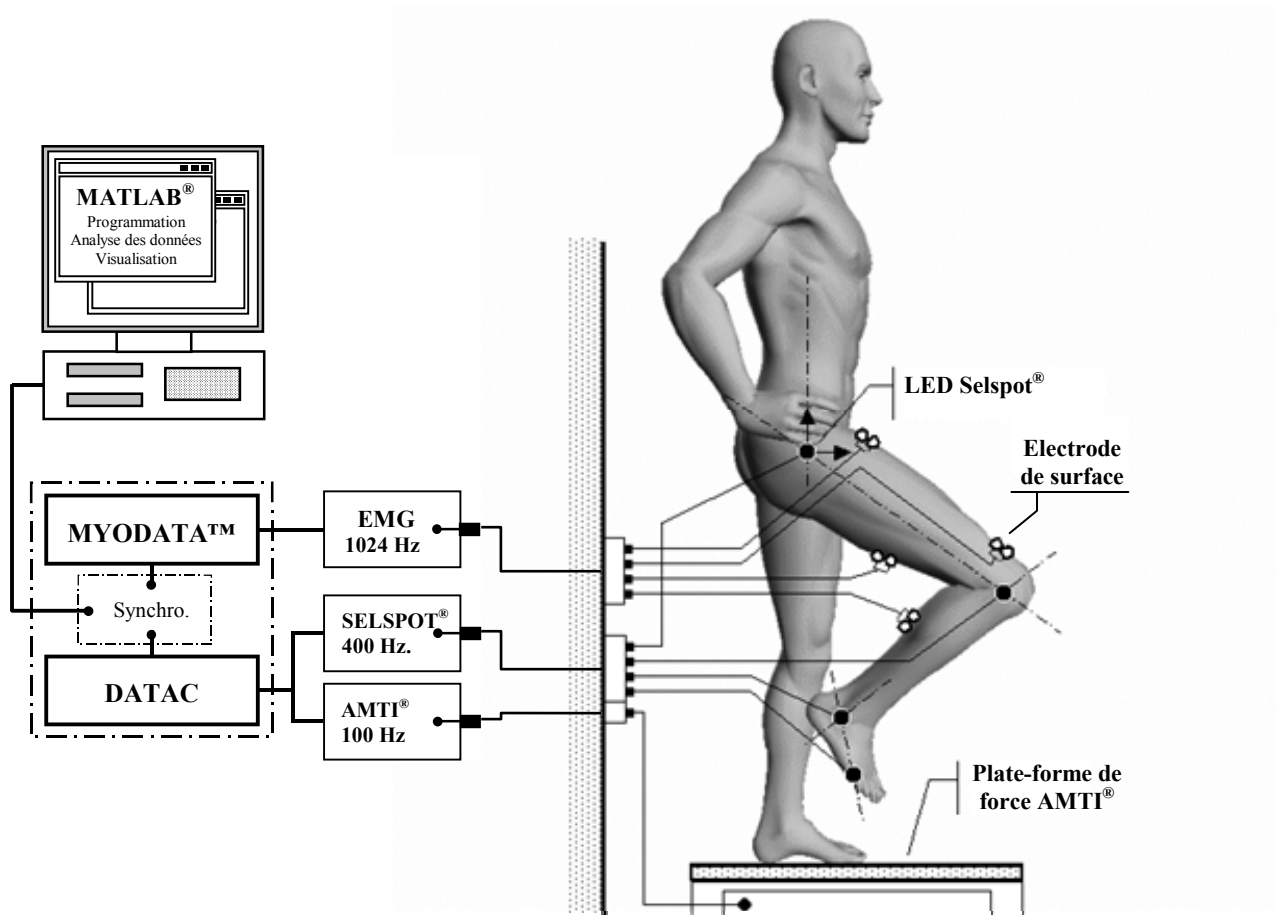


Figure 10 : représentation schématique du dispositif expérimental qui a permis l'enregistrement des données cinématiques, dynamiques et électromyographiques au cours du piétinement.

Enregistrements cinématiques

Quatre diodes électroluminescentes infrarouges (LED) ont été fixées sur les protubérances osseuses de la tête du cinquième métatarse, de la malléole externe, de l'épicondyle latéral et du grand trochanter du membre inférieur droit. Leurs déplacements sur les axes antéropostérieur et vertical ont été enregistrés à la fréquence de 400 Hz à l'aide du système optoélectronique SELSPOT (Selspot I, Mölndal, Suède). Le recueil de ces coordonnées a permis le calcul trigonométrique des profils angulaires aux articulations de la hanche (θ_H), du genou (θ_G) et de la cheville (θ_C). Les profils de vitesse et d'accélération ont été obtenus en dérivant successivement les profils de déplacement et de vitesse avec la méthode

des différences centrales. Une fois chaque profil dérivé, les données ont été lissées à l'aide d'un filtre de Butterworth de 2^{ème} ordre avec une fréquence de coupure de 10 Hz.

Enregistrements dynamiques

Seules trois composantes des efforts de réaction au sol sont nécessaires au calcul du moment résultant aux articulations de la cheville, du genou et de la hanche : la force antéropostérieure (Rx), la force verticale (Ry) et le moment autour de l'axe transverse (Mz). En effet, au cours du piétinement, les déplacements angulaires se font très majoritairement dans le plan sagittal. L'invariance des longueurs segmentaires dans ce plan (variation moyenne des distances diode / diode < 2 %) justifie que les mouvements dans les plans frontal et horizontal soient négligés. Rx, Ry et Mz ont été enregistrés à la fréquence de 200 Hz avec une plate-forme de force (AMTI, Modèle OR6-7-1000, Watertown, USA) fixée au sol. Les données de la plate-forme ont été converties aux unités du système international en leur appliquant la matrice de calibration fournie par le constructeur. Les profils bruts de Rx, Ry et Mz ont été lissés à l'aide d'un filtre passe-bas de Butterworth d'ordre 2 avec une fréquence de coupure de 25 Hz.

Tâche expérimentale

La session expérimentale « dynamique » comprenait 5 essais d'une durée de 20 s au cours desquels les sujets devaient piétiner aussi naturellement que possible sur la plate-forme de force. Dans la position de départ, les sujets se tenaient debout, les pieds parallèles et espacés d'environ 20 cm, les mains posées sur les hanches. La seule consigne donnée aux sujets a été de minimiser les mouvements de flexion et de torsion du tronc au cours du piétinement. La fréquence du mouvement et la hauteur d'élévation des genoux ont été librement choisies par chaque sujet après avoir bénéficié d'une quinzaine de pas pour stabiliser ces deux paramètres.

Pour chaque essai, l'enregistrement des données débutait 5 s après le début du piétinement et durait 10 s. Ainsi, les phénomènes anticipatoires et les mouvements segmentaires associés à l'initiation du mouvement (Brenière et Dietrich, 1992) n'ont pas été enregistrés. Pour chaque sujet, la procédure d'optimisation a été appliquée aux données moyennes de 10 cycles sélectionnés aléatoirement. De cette manière, le nombre de pas est suffisant pour obtenir des données fiables, à la fois en terme de variabilité et de représentativité des signaux Emg (Arsenault et al., 1986 ; Shiavi et al., 1998).

Analyse cinétique

Pour estimer les moments résultants, le membre inférieur droit a été modélisé sous la forme d'un système mécanique poly-articulé (figure 11) composé de trois segments (cuisse, jambe, pied) considérés comme indéformables. La réduction du mouvement de piétinement au plan sagittal autorise à simplifier chacune des articulations en les représentant par des liaisons pivot (1 ddl en rotation). Notons que le modèle ne tient pas compte du déplacement des centres anatomiques de rotation articulaire. Ainsi, seule la mobilité principale des articulations est retenue parmi l'ensemble des mouvements que leurs structures anatomiques rendent possibles (cf. Kahle et al., 1991).

Le moment résultant à l'articulation du genou ($M_{G,dyn}$) a été calculé au cours du piétinement en résolvant le problème de la dynamique inverse à l'aide du formalisme de Lagrange. Le vecteur des moments résultants ($\mathbf{M} = \langle M_{H,dyn}, M_{G,dyn}, M_{C,dyn} \rangle^T$) était défini à chaque instant t par la relation :

$$\mathbf{M} = \mathbf{A}(\boldsymbol{\theta}) \cdot \ddot{\boldsymbol{\theta}} + \mathbf{B}(\boldsymbol{\theta}) \cdot \dot{\boldsymbol{\theta}}\dot{\boldsymbol{\theta}} + \mathbf{C}(\boldsymbol{\theta}) \cdot \dot{\boldsymbol{\theta}}^2 + \mathbf{G}(\boldsymbol{\theta}) \quad (\text{b7})$$

où $\boldsymbol{\theta} = \langle \theta_H, \theta_G, \theta_C \rangle^T$ est le vecteur des positions angulaires, $\ddot{\boldsymbol{\theta}} = \langle \ddot{\theta}_H, \ddot{\theta}_G, \ddot{\theta}_C \rangle^T$ est le vecteur des accélérations angulaires, $\dot{\boldsymbol{\theta}}^2 = \langle \dot{\theta}_H^2, \dot{\theta}_G^2, \dot{\theta}_C^2 \rangle^T$ et $\dot{\boldsymbol{\theta}}\dot{\boldsymbol{\theta}} = \langle \dot{\theta}_H\dot{\theta}_G, \dot{\theta}_H\dot{\theta}_C, \dot{\theta}_G\dot{\theta}_C \rangle^T$

sont les vecteurs vitesses. \mathbf{G} est le vecteur des forces externes (forces de gravité, forces de réaction au sol). \mathbf{A} est la matrice d'inertie, \mathbf{B} la matrice des termes de Coriolis et \mathbf{C} la matrice des termes centrifuges (cf. Annexe 2).

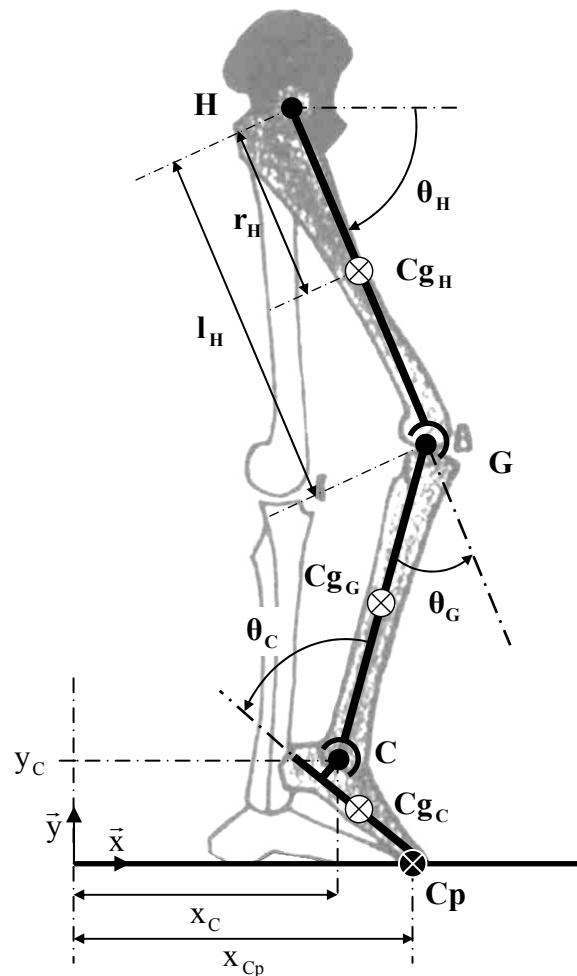


Figure 11 : modèle mécanique du membre inférieur droit. Chaque segment est modélisé par une structure indéformable ; chaque articulation par une liaison *pivot*. H, G et C représentent respectivement les centres articulaires de la hanche, du genou et de la cheville. Les indices H, G et C renvoient respectivement aux segments de la cuisse, de la jambe et du pied. Pour chaque segment i ($i=\{H, G, C\}$) : l_i en est la longueur, m_i la masse, Cg_i le centre de gravité, r_i la distance entre G_i et le centre articulaire i , et I_i le moment d'inertie. Cp est la position du centre de pression sous le pied droit.

Les résultats de l'étude présentée dans la partie II.1 ont démontré que cette méthode de calcul est valide lorsque l'amplitude et / ou la vitesse des déplacements dépassent largement la résolution du système d'acquisition. Autrement dit, l'estimation des moments est d'autant plus correcte que le rapport signal / bruit (SNR) des données cinématiques est élevé (Cappozzo et al., 1975 ; Challis et Kerwin, 1996 ; Hatze, 2000, 2002 ; Manal et al., 2002). Le SNR des déplacements angulaires a donc été calculé pour s'assurer que cette méthode de résolution était adaptée à l'analyse cinétique du mouvement de piétinement. Le niveau de bruit de θ_H , θ_G et θ_C a été estimé à l'aide d'une procédure de débruitage par ondelettes (Antoniadis et al., 2001 ; Ismail et Asfour, 1999). Les routines de calcul ont été développées sous Matlab par l'équipe Statistique et Modélisation Stochastique (Laboratoire Modélisation et Calcul, Grenoble, France). La transformation par ondelettes permet de décomposer le signal en différents morceaux (décomposition temps – échelle) selon un ensemble de fonctions translatées et dilatées déduites d'une ondelette de référence. Antoniadis et al. (2001) présentent de manière détaillée l'ensemble des algorithmes associés à cette méthode. L'estimation du signal utile s'effectue en appliquant une procédure de seuillage des coefficients d'ondelettes pour ne conserver que les plus significatifs. Le rapport signal / bruit, exprimé en décibels (dB), a été calculé pour chaque déplacement articulaire à l'aide de la relation suivante (Kunt, 1980) :

$$\text{SNR} = \frac{\sigma_S^2}{\sigma_B^2} \quad (\text{b8})$$

où σ_S^2 est la variance du signal $S(t)$ et σ_B^2 la variance du bruit $B(t)$.

Au cours du piétinement, l'amplitude du déplacement angulaire à la cheville (θ_C) est plus faible qu'aux articulations du genou (θ_G) et de la hanche (θ_H), et le profil de θ_C est moins régulier que ceux de θ_G et θ_H . L'incertitude sur les variables cinématiques est ainsi plus importante à l'articulation de la cheville. Toutefois, le niveau de bruit y est suffisamment faible (SNR=20 dB) pour en extraire le signal utile à l'aide d'un filtre de Butterworth (ordre 4,

$f_c = 6$ Hz). Le SNR de θ_H et θ_G est également très satisfaisant ($> 10^3$ dB). Les conditions sont donc réunies pour que la résolution « classique » du problème de dynamique inverse permette d'estimer convenablement les efforts résultants.

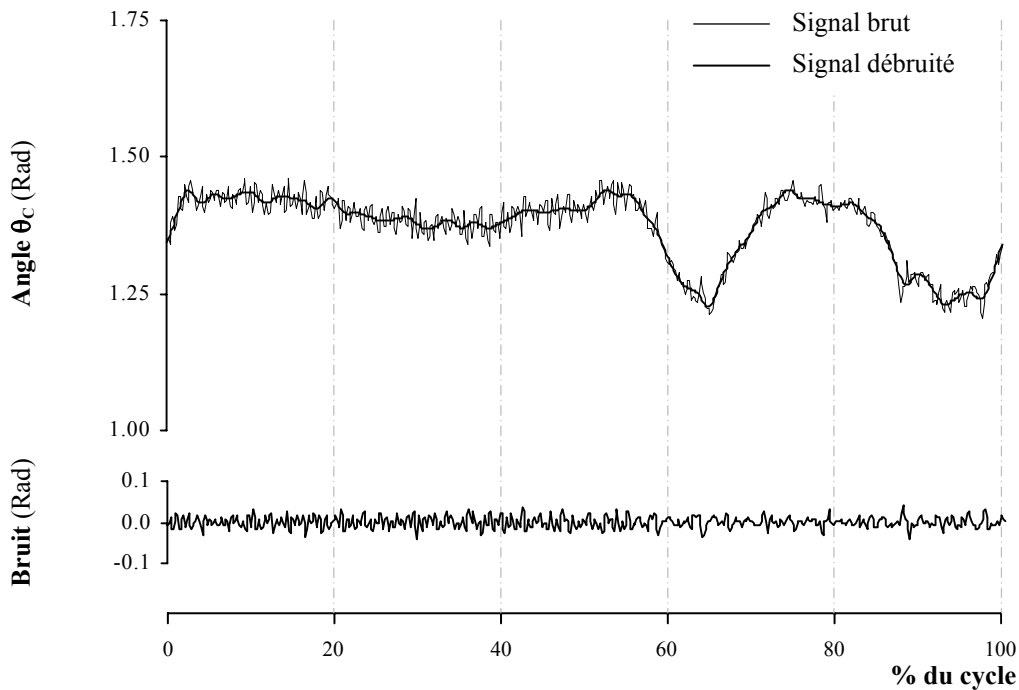


Figure 12 : profils types du déplacement angulaire de la cheville au cours d'un cycle de piétinement. Le signal utile (débruité) et le bruit sont extraits du signal brut à l'aide d'une procédure de décomposition par ondelettes.

L'estimation des moments musculaires agoniste et antagoniste repose sur la formulation d'un problème d'optimisation non linéaire avec contraintes. Comme l'ont déjà formulé Seireg et Arvikar (1973) et Stokes et Gardner-Morse (2001), le critère de minimisation (C_{dyn}) qui lui est associé consiste à minimiser la somme pondérée de plusieurs composantes. Ici, les objectifs à satisfaire sont les suivants :

- Faire correspondre « au mieux » le moment résultant estimé à partir des données Emg ($\hat{M}_{G,dyn}$) et celui calculé à l'aide de la dynamique inverse ($M_{G,dyn}$). Ainsi, la première

composante du critère à été exprimée par la somme du carré de l'écart calculé à chaque instant t entre $M_{G,dyn}$ et $\hat{M}_{G,dyn}$.

- Obtenir une estimation réaliste des moments musculaires compte tenu des capacités de production de force des muscles considérés. Pour cela, le critère de minimisation comprend une seconde composante qui représente le « principe de recrutement musculaire » et qui est définie par la somme des moments musculaires élevés au carré.

En plus des contraintes de bornes sur les inconnues du problème, la polarité des moments a été imposée en formulant une contrainte d'inégalité pour chaque moment musculaire à l'instant t . Les bornes imposées à w , β , δ ont été choisies en cohérence avec les résultats de Olney et Winter (1985) et Cholewicki et McGill (1994). La convention de signes a été définie telle que les moments des muscles extenseurs soient positifs et les moments des muscles fléchisseurs négatifs. Finalement, le problème d'optimisation est défini de la manière suivante :

on cherche la solution optimale : w , β , δ

$$\text{qui minimise : } C_{dyn} = \frac{1}{2} \cdot \left(\sum_t (M_{G,dyn}(t) - \hat{M}_{G,dyn}(t))^2 + \sum_{i=1}^{i=4} \left(\frac{\hat{M}_{Gi}(t)}{w_i(t)} \right)^2 \right) \quad (b9)$$

où \hat{M}_{Gi} représente le moment développé par chaque muscle i ; $M_{G,dyn}$ est le moment résultant calculé à l'articulation du genou à l'aide de la dynamique inverse et $\hat{M}_{G,dyn}$ celui estimé à partir des données Emg. $\hat{M}_{G,dyn}$ a été exprimé à l'aide des relations :

$$\hat{M}_{G,dyn}(t) = \sum_{i=1}^{i=4} w_i(t) \cdot \hat{M}_{Gi}(t) = \hat{M}_{G,dyn}(t)_{\text{Fléchisseurs}} + \hat{M}_{G,dyn}(t)_{\text{Extenseurs}} \quad (b10)$$

$$= (w(t) \cdot S(t))^T \cdot [\mathbf{1} + E \cdot (\beta \cdot \Delta \theta) - E \cdot (\delta \cdot \dot{\theta})] \quad (b11)$$

où S est le vecteur contenant les valeurs des signaux Emg traités avec les coefficients obtenus à l'issue de la procédure de calibration isométrique et $\mathbf{1}$ est un vecteur unité (4×1).

$\Delta\theta$ est le vecteur de la différence entre la position angulaire instantanée et l'angle de calibration à chaque articulation. β et δ sont les matrices composées des coefficients de raideur et de viscosité incorporés au modèle pour prendre en compte l'influence des relations force–longueur et force–vitesse. w est la matrice qui contient les coefficients de pondération appliqués aux moments musculaires à chaque instant t et E est la matrice incluse dans le modèle pour tenir compte de la biarticularité des muscles BF, GA et VM (cf. Annexe 2 b).

Les conditions initiales attribuées aux variables w , β , δ ont été fixées à 0,5, 0,1 et 0,1, et les moments et les variables w , β , δ ont été soumis aux contraintes suivantes :

$$\begin{cases} \beta > 0 \text{ et } \delta > 0 \\ 1 > w > 0 \\ \hat{M}_{\text{Fléchisseurs}, G, \text{dyn}} < 0 \text{ et } \hat{M}_{\text{Extenseurs}, G, \text{dyn}} > 0 \end{cases} \quad (\text{b12})$$

La programmation séquentielle quadratique (*sequential quadratic programming*, SQP) a été utilisée pour déterminer les variables dépendantes du problème. Cette méthode est l'une des techniques de résolution numérique les plus performantes, et sans doute la mieux adaptée pour résoudre les problèmes d'optimisation non linéaire avec contraintes (Boggs et Tolle, 1996 ; Kruk et Wolkowicz, 1998). Elle permet de calculer une solution optimale (x^*) en ramenant le problème d'optimisation à un problème quadratique soumis à de strictes contraintes d'égalités (cf. Boggs et Tolle (1996) pour préciser les aspects théoriques et la mise en œuvre de la SQP, les conditions de convergence vers x^* , ainsi que l'adéquation de la méthode au problème posé). Néanmoins, la SQP s'avère coûteuse car elle n'est pas formée d'un unique algorithme, mais d'une succession de routines de calcul complexes ayant pour objectif d'obtenir la convergence vers x^* . C'est pourquoi le problème d'optimisation a été résolu en ne considérant que les instants particuliers (t_{opt}) auxquels les dérivées première, seconde et troisième du moment résultant ($M_{G, \text{dyn}}$) s'annulent.

Mathématiquement, l'ensemble des points t_{opt} est défini par :

$$t_{opt} = \langle t_{opt,1}, t_{opt,2}, \dots, t_{opt,i}, \dots, t_{opt,n} \rangle^T \text{ avec } 1 < i < n, i \in \mathbb{N}^*$$

$$\text{tel que } \forall i \in [1, n] \text{ on ait : } \dot{M}_{G,dyn}(t_{opt,i}) = 0 \text{ ou } \ddot{M}_{G,dyn}(t_{opt,i}) = 0 \text{ ou } \dddot{M}_{G,dyn}(t_{opt,i}) = 0 \quad (b13)$$

Cette procédure permet d'alléger considérablement le temps de calcul sans affecter x^* ni le niveau d'ajustement entre $M_{G,dyn}$ et $\hat{M}_{G,dyn}$. Finalement, les valeurs des moments aux abscisses intermédiaires situées dans chaque intervalle $[t_{opt,i}, t_{opt,i+1}]$ ont été estimées à l'aide d'une procédure d'interpolation par spline cubiques (de Boor, 1978, 2001).

II.2.3.5 Analyse des données

En isométrique ($k = iso$) comme en dynamique ($k = dyn$), les profils de $M_{G,k}$ et de $\hat{M}_{G,k}$ ont été comparés en utilisant l'erreur RMS relative (eq. (a19), p. 24). L'indice de co-contraction (IC) entre les groupes musculaires agoniste et antagoniste du genou, exprimé en pourcentage, a été estimé à chaque instant t à l'aide de la relation proposée par Falconer et Winter (1985) et Winter (1990) :

$$IC = 2 \cdot \frac{|M_{Antago}|}{|M_{Ago}| + |M_{Antago}|} \quad (b14)$$

où M_{Ago} et M_{Antago} sont respectivement les valeurs des moments agoniste et antagonistes par rapport au moment résultant à l'instant t .

II.2.3.6 Statistiques

Les valeurs moyennes de l'erreur RMS relative obtenues dans les conditions isométriques ou dynamiques ont été soumises à des tests de Student appariés (t-test).

Les valeurs moyennes des variables obtenues dans des conditions isométriques (α, fc, p) ont été comparées à l'aide d'une analyse de la variance (ANOVA) selon le plan

statistique 2 *Modèles* (Incréments / Optimisation) par 4 *Muscles* (BF / GA / RF / VM) avec des mesures répétées sur les deux facteurs. La même procédure statistique a été appliquée pour comparer les valeurs moyennes des variables estimées au cours du piétinement (w , β , δ). L'analyse a été réalisée selon le plan suivant : 2 *Modèles* (Moindres Carrés / Optimisation) par 4 *Muscles* (BF / GA / RF / VM) avec des mesures répétées sur les deux facteurs. Pour l'ensemble des analyses, le seuil de significativité a été fixé à 0,05.

II.2.4 Résultats

II.2.4.1 Conditions isométriques : calibration moment(s) – Emg

Les valeurs moyennes des coefficients (α , fc , p) estimés à l'aide de la procédure de minimisation avec contraintes sont précisées dans le tableau 1.

Tableau 1 : valeurs moyennes et écarts-types des gains (α), fréquences de coupure (fc) et exposants (p) estimés à l'aide de la procédure de minimisation non linéaire avec contraintes pour établir la relation moment(s) – Emg dans des conditions isométriques. Les valeurs moyennes présentées entre parenthèses sont les résultats obtenus en utilisant la procédure incrémentale proposée par Olney et Winter (1985). BF : Biceps Femoris, GA : Gastrocnemius, RF : Rectus Femoris, VM : Vastus Medialis.

Muscle	coefficients		
	α	fc	p
BF	13,17 ± 5,59 (14,41)	2,18 ± 0,76 (2,34)	1,04 ± 0,06 (1,00)
GA	16,08 ± 11,80 (21,47)	1,94 ± 0,87 (2,04)	1,16 ± 0,15 (1,00)
RF	27,95 ± 22,24 (34,31)	1,87 ± 0,75 (1,80)	1,20 ± 0,20 (1,00)
VM	8,38 ± 8,01 (7,80)	2,14 ± 0,80 (2,18)	1,02 ± 0,03 (1,00)

En dehors des exposants (p), l'analyse statistique ne révèle pas d'effet *Modèles*, ni pour les fréquences de coupure optimales (fc) appliquées aux signaux Emg ($t_8 = 0,40$, $p > 0,05$), ni pour les gains (α) attribués aux signaux Emg filtrés ($t_8 = 3,74$, $p > 0,05$). Les résultats

indiquent également que la fréquence de coupure optimale est identique pour les quatre muscles considérés dans cette étude ($F_{3,24} = 0,98$, $p > 0,05$). Ainsi, la fréquence de coupure requise pour estimer les efforts musculaires à partir des signaux Emg est de $2,03 \pm 0,47$ Hz. A l'inverse de f_c , l'analyse de contraste révèle un effet significatif du facteur *Muscles* sur les gains α ($F_{3,24} = 12,37$, $p < 0,05$), sans que l'interaction *Modèles* \times *Muscles* soit significative ($F_{3,24} = 1,47$, $p > 0,05$). Cette analyse montre que la contribution de chaque muscle au moment résultant ne diffère pas entre les deux modèles, mais que les gains (α) sont différents pour chaque muscle quel que soit le modèle considéré. Les valeurs optimales des gains appliqués aux signaux Emg varient de $8,38 \pm 8,01$ pour VM à $27,95 \pm 22,24$ pour RF. Il est important de noter ici que la variabilité inter-individuelle des gains est élevée à cause de la forte variabilité inter-individuelle de l'amplitude des signaux Emg. Les valeurs moyennes des exposants (p) obtenus avec la procédure de minimisation avec contraintes sont différentes entre les muscles ($F_{3,24} = 4,40$, $p < 0,05$). Elles varient de $1,02 \pm 0,03$ pour VM à $1,20 \pm 0,20$ pour RF. L'analyse statistique révèle également un effet significatif du facteur *Modèles* sur p ($t_8 = 3,74$, $p < 0,05$).

La figure 13 présente les signaux Emg bruts et les profils des moments musculaires estimés en appliquant la procédure de calibration isométrique proposée dans cette étude. La méthode incrémentale proposée par Olney et Winter (1985) et la procédure de minimisation avec contraintes permettent de prédire le moment résultant ($M_{G,iso}$) avec le même degré de précision. En effet, l'erreur RMS relative quantifiant l'écart entre $M_{G,iso}$ et $\hat{M}_{G,iso}$ n'est pas différente entre les deux modèles ($t_8 = 0,42$, $p > 0,05$).

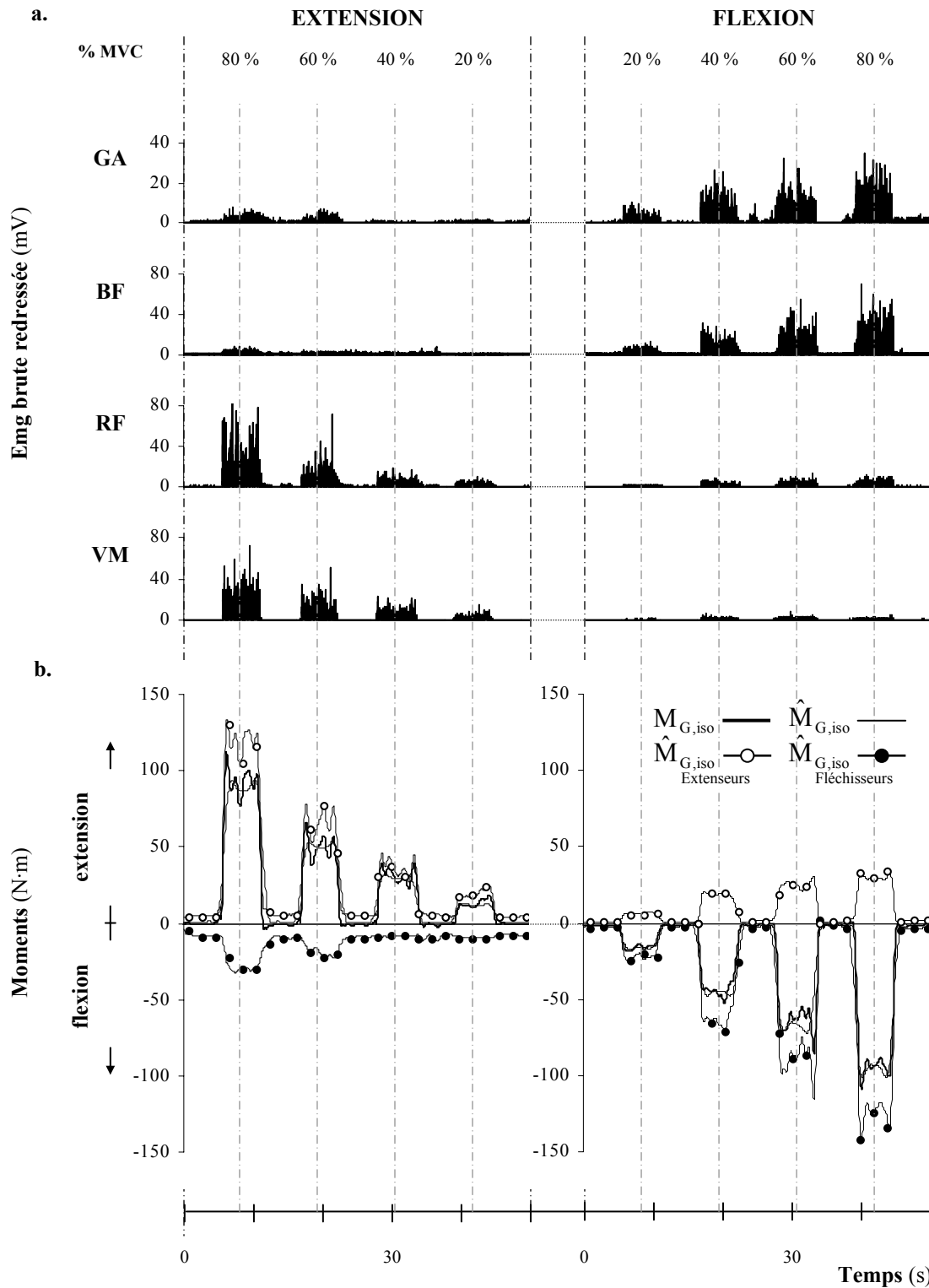


Figure 13 : a.) représentation graphique des profils Emg bruts enregistrés au cours des deux sessions expérimentales de la calibration isométrique, puis redressés. BF : Biceps Femoris, GA : Gastrocnemius, RF : Rectus Femoris, VM : Vastus Medialis. b.) profils des moments musculaires estimés à l'articulation du genou à partir des données Emg en résolvant le problème d'optimisation formulé pour établir la relation moment(s) – Emg dans des conditions isométriques.

Les deux méthodes fournissent une estimation très satisfaisante du moment résultant. En particulier, l'erreur RMS relative obtenue en utilisant la procédure de minimisation est de $4,16 \pm 0,64$ % et le coefficient de détermination moyen de la régression linéaire entre $M_{G,iso}$ et $\hat{M}_{G,iso}$ atteint $0,98 \pm 0,01$. Malgré l'effet significatif du facteur *Modèles* sur les exposants p , les deux méthodes fournissent une estimation identique des moments agoniste et antagoniste.

Même si les deux modèles produisent finalement les mêmes résultats, la méthode incrémentale proposée par Olney et Winter (1985) a fourni des résultats parfois aberrants. Pour ces quelques essais, la convention de signes établie pour les coefficients α et les moments agoniste et antagoniste n'est pas respectée.

II.2.4.2 Conditions dynamiques : piétinement

Tableau 2 : valeurs optimales (moyennes \pm écarts - types) des coefficients incorporés au problème d'optimisation non linéaire pour établir la relation effort(s) musculaire(s) – Emg au cours du piétinement (conditions dynamiques). Le signe * indique que la valeur moyenne de la solution optimale est égale à la borne inférieure fixée pour la résolution (10^{-3}). Les solutions obtenues en appliquant les algorithmes de minimisation proposés par Olney et Winter (1985) sont présentées en italique. BF : Biceps Femoris, GA : Gastrocnemius, RF : Rectus Femoris, VM : Vastus Medialis.

Valeurs moyennes des gains w				
	BF	GA	RF	VM
\bar{w}	<i>0.57 ± 0.08</i>	<i>0.56 ± 0.07</i>	<i>0.38 ± 0.12</i>	<i>0.42 ± 0.08</i>
Valeurs moyennes optimales de β (rad^{-1}) et δ ($\text{s}\cdot\text{rad}^{-1}$)				
	Moindres carrés	Hanche	Genou	Cheville
β	<i>0.14 ± 0.75</i>	$10^{-3} \pm 0.00$ *	$10^{-3} \pm 0.00$ *	2.04 ± 1.06
δ	<i>0.03 ± 0.06</i>	0.17 ± 0.10	0.02 ± 0.04	0.04 ± 0.08

Les valeurs moyennes des variables w , β , δ estimées avec la procédure d'optimisation non linéaire avec contraintes sont présentées dans le tableau 2. Les valeurs moyennes de β et δ calculées en appliquant la méthode de résolution proposé par Olney et Winter (1985) y sont également précisées.

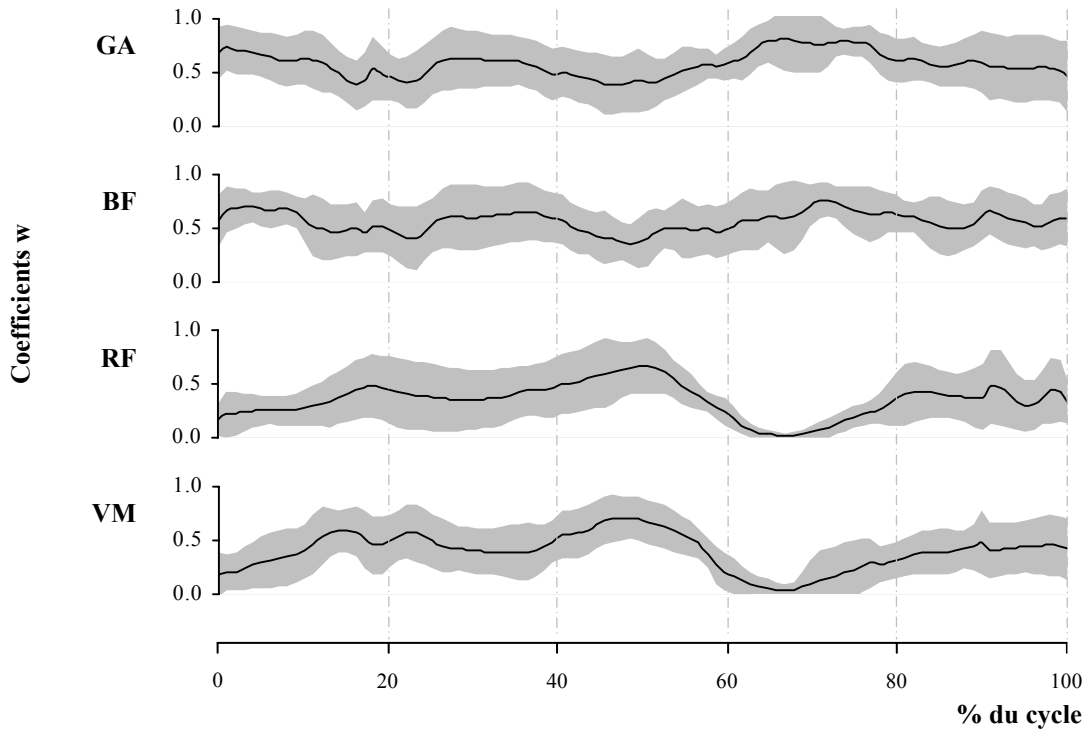


Figure 14 : représentation graphique des profils des gains w calculés à chaque instant t du piétinement à l'aide de la procédure d'optimisation. BF : Biceps Femoris, GA : Gastrocnemius, RF : Rectus Femoris, VM : Vastus Medialis. Ces gains permettent de pondérer l'estimation des moments musculaires afin que la solution optimale s'ajuste au mieux au moment résultant calculé à l'articulation du genou.

Les résultats ne révèlent pas d'effet significatif du facteur *Modèles*, ni sur β , ni sur δ . Par contre, la polarité de ces coefficients n'est pas toujours cohérente lorsque la solution optimale x^* est obtenue en utilisant la méthode des moindres carrés sans contrainte (Olney et Winter, 1985). Nous retrouvons ici un problème identique à celui mentionné lorsque la situation expérimentale était réalisée dans des conditions isométriques. La valeur moyenne des gains w qui ajustent l'estimation des moments musculaires est de $0,48 \pm 0,02$ (cf. tableau 2).

L'évolution de la valeur moyenne (\pm écart-type) de chacun d'eux au cours d'un cycle de piétinement est présentée figure 14. De manière intéressante, les résultats concernant w indiquent que les quatre muscles retenus pour représenter les groupes musculaires agoniste et antagoniste du genou sont simultanément actifs au cours du piétinement.

Les données Emg et les résultats obtenus dans des conditions dynamiques (piétinement) sont présentés à la figure 15 pour un cycle représentatif de l'ensemble des essais analysés dans cette étude. A l'inverse des résultats obtenus à l'issue de la calibration isométrique, la méthode faisant appel à l'optimisation numérique permet d'améliorer de manière notable la performance du modèle appliqué au piétinement ($t_8 = 8,73$, $p < 0,05$). En utilisant la procédure de minimisation (méthode des moindres carrés sans contrainte) proposée par Olney et Winter (1985), le moment résultant ($M_{G,dyn}$) n'est pas correctement estimé (figure 15 c.). L'erreur RMS relative moyenne atteint $44,62 \pm 12,27$ % et le coefficient de détermination moyen de la régression linéaire entre $M_{G,dyn}$ et $\hat{M}_{G,dyn}$ (r_{dyn}^2) n'est que de $0,22 \pm 0,21$. En conséquence, l'estimation des moments musculaires agoniste et antagoniste est entachée d'importantes erreurs. D'une part, les moments musculaires sont fréquemment surestimés : dans ce cas, ils excèdent les valeurs maximales atteintes en flexion et / ou en extension lors de la calibration isométrique. D'autre part, les résultats sont parfois incohérents d'un point de vue mécanique car la convention de signes des moments musculaires n'est pas toujours respectée. A l'inverse, la formulation mathématique proposée dans cette étude permet d'estimer le moment résultant ($M_{G,dyn}$) avec un excellent degré de précision (figure 15 d.). L'erreur RMS relative quantifiant l'écart moyen entre $M_{G,dyn}$ et $\hat{M}_{G,dyn}$ est réduite à $1,01 \pm 0,48$ % alors que la valeur moyenne de r_{dyn}^2 arrondie à deux décimales est égale à 1,00. De plus, la procédure d'optimisation non linéaire avec contraintes produit une estimation réaliste des moments musculaires, aussi bien

d'un point de vue physiologique que mathématique. Les valeurs maximales des moments agoniste et antagoniste estimés au cours du piétinement sont toujours inférieures aux valeurs maximales atteintes au cours de la calibration isométrique. La convergence de la procédure d'optimisation assure également que la convention de signes soit vérifiée à chaque instant t pour l'ensemble des cycles de piétinement.

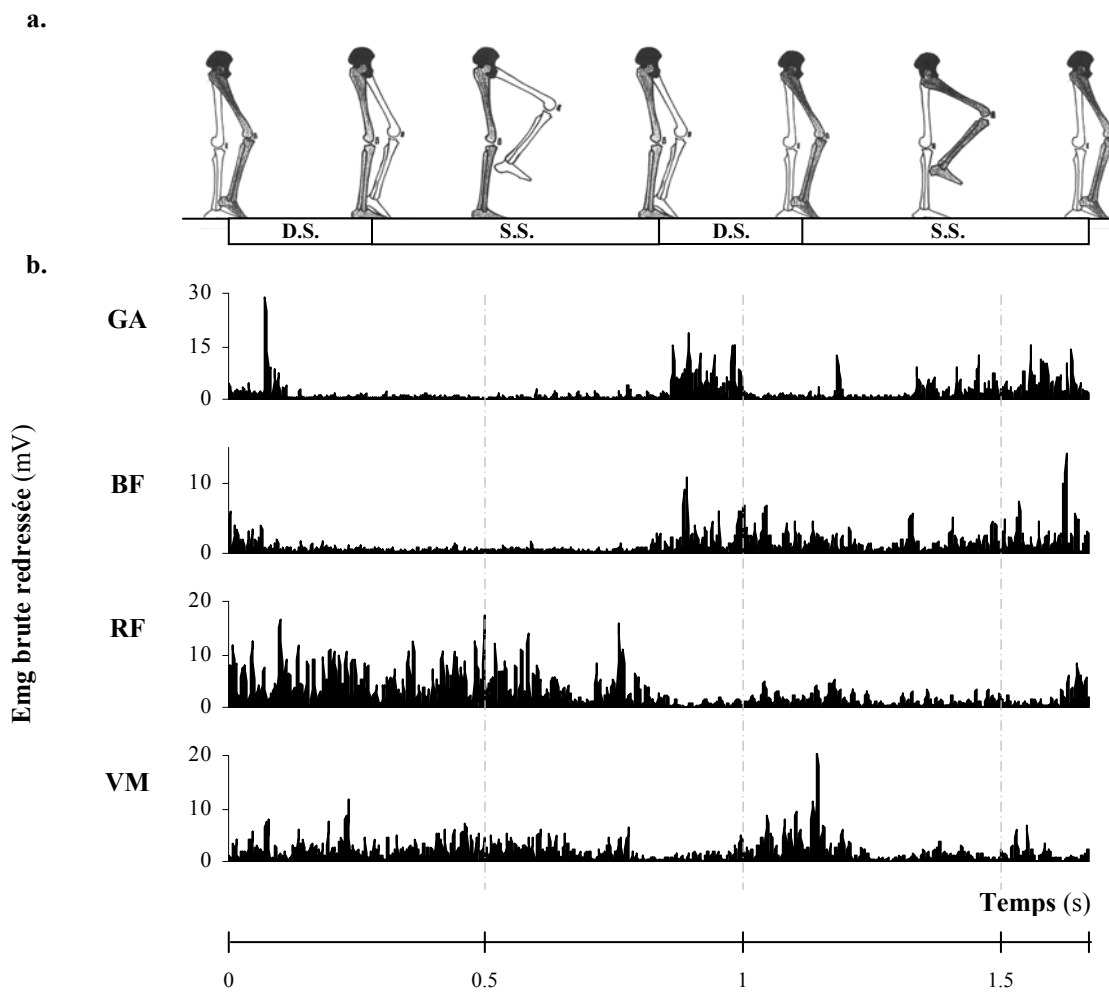


Figure 15 a-b : a.) représentation schématique des déplacements de la cuisse, de la jambe et du pied du membre inférieur droit enregistrés au cours des différentes phases du piétinement. SS : phase de simple appui (pied droit), DS : phase de double appui. b.) représentation graphique des signaux Emg bruts redressés des muscles GA (Gastrocnemius), BF (Biceps Femoris), RF (Rectus Femoris) et VM (Vastus Medialis) pour un cycle de piétinement représentatif (sujet n°6).

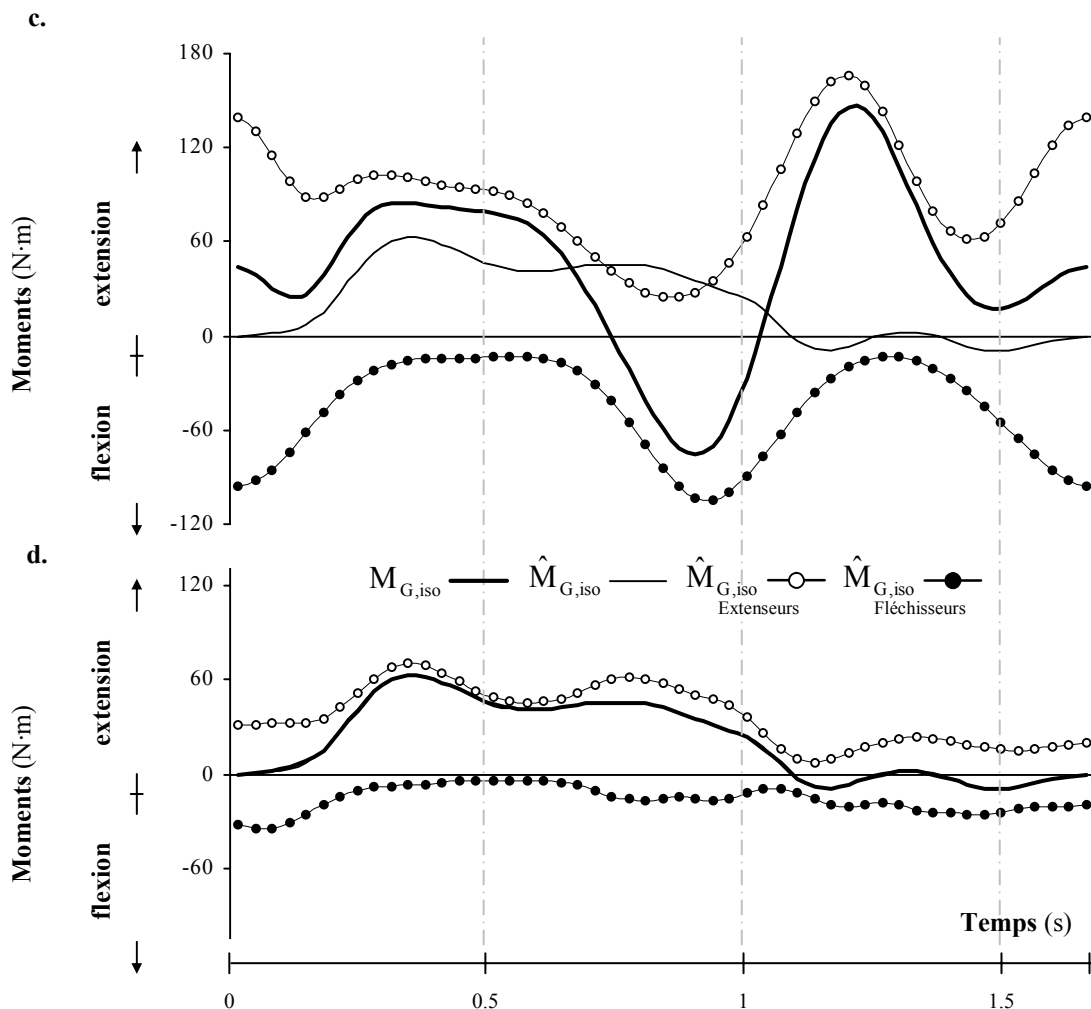


Figure 15 c-d : représentation graphique des moments musculaires résultants, extenseur et fléchisseur estimés à partir des données Emg en utilisant : c.) la méthode de minimisation sans contraintes (Olney et Winter, 1985) et d.) la procédure d'optimisation non linéaire avec contraintes proposée dans cette étude.

L'indice de co-contraction (IC) moyen calculé à partir de la solution optimale issue de notre approche est de $55,41 \pm 11,13 \%$. Même si IC peut varier de manière importante d'une tâche expérimentale à une autre (Kellis, 1998) et suivant la méthode de calcul utilisée (Kellis et al., 2003), ce résultat semble cohérent au regard de celui obtenu par Falconer et Winter (1985) au cours de la marche ($60,87 \pm 6,60 \%$). Le profil de l'évolution de IC au cours du piétinement est présenté figure 16 a. L'indice de co-contraction est le plus important lorsque l'articulation du genou doit être stabilisée et que le membre inférieur est en mouvement et contraint par l'effort de réaction (phases de double appui). Pendant la phase de simple appui, IC est plus

faible car les structures passives du genou permettent à elles – seules de stabiliser l’articulation lorsqu’il est en extension complète. Pendant la phase de vol, IC est le plus élevé à la fin de la phase de flexion pour stabiliser l’articulation et assurer la transition entre la phase de flexion et celle d’extension. La valeur moyenne de IC est plus élevée pendant la phase de vol que pendant la phase d’appui, alors que l’amplitude du moment résultant y est beaucoup plus faible.

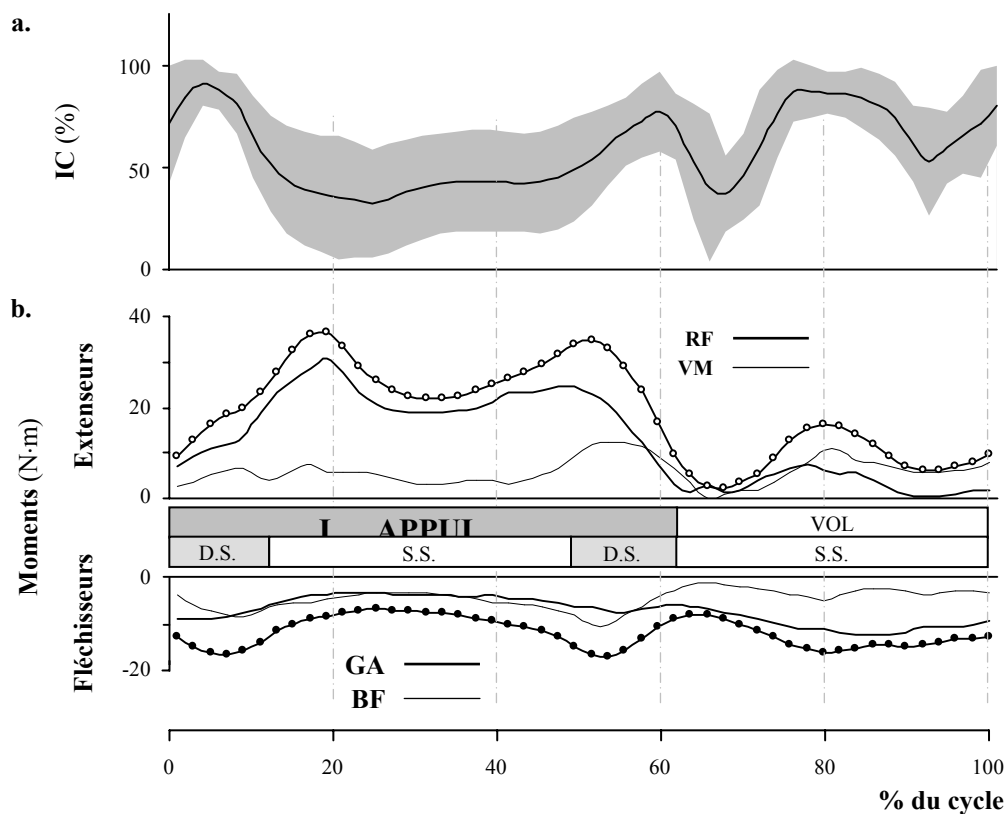


Figure 16 : a.) Représentation graphique de l’indice de co-contraction ($IC \pm$ écart-type) calculé à chaque instant t du piétinement à partir des moments extenseur et fléchisseur obtenus en appliquant la méthode d’optimisation proposée dans cette étude. b.) Profils des moments musculaires développés à l’articulation du genou par les muscles RF (Rectus Femoris), VM (Vastus Medialis), GA (Gastrocnemius) et BF (Biceps Femoris) pour un cycle représentatif (sujet n°9). SS : phase de simple appui (pied droit), DS : phase de double appui.

L’estimation des moments musculaires résultant, agoniste et antagoniste à l’aide de la méthode proposée est satisfaisante mais ne peut être validée en la comparant à des mesures réalisées *in vivo*. Néanmoins, l’évolution de moments musculaires développés par chacun des muscles GA, BF, RF et VM (figure 16 b) est cohérente vis-à-vis de l’anatomie fonctionnelle

des muscles étudiés. En particulier, les résultats révèlent que le support du poids du corps au cours de la phase d'appui est principalement assuré par l'activité de RF. Ce muscle assure ainsi la stabilité de l'articulation de la hanche et le verrouillage de l'articulation du genou. La part du moment extenseur développé par VM dépasse celle produit par RF dès que le membre inférieur commence à fléchir. Puis, pendant la phase de vol, le moment développé par VM permet de contrôler (phase de flexion) puis d'assurer (phase d'extension) le déplacement de la jambe par rapport à la cuisse. Lorsque le moment résultant est fléchisseur, le contrôle du déplacement de la jambe est principalement assuré par la mise en action de BF.

II.2.5 Discussion et conclusion

L'objectif de cette étude était de développer une procédure d'estimation des moments agoniste et antagoniste à partir d'informations périphériques recueillies dans des conditions dynamiques. La méthode que nous avons proposée utilise les données Emg et le moment résultant comme données d'entrée. Les moments musculaires développés à l'articulation du genou ont été estimés à l'aide d'une procédure d'optimisation appliquée aux données expérimentales enregistrées au cours d'une tâche de piétinement. Le dispositif expérimental que nous avons employé comprend deux sessions (S1 : calibration isométrique, S2 : piétinement) dont la mise en œuvre est inspirée du protocole de Olney et Winter (1985).

II.2.5.1 Calibration isométrique

Pour la procédure de calibration isométrique, la méthode incrémentale (Olney et Winter, 1985) et la procédure d'optimisation que nous avons proposée prédisent le moment résultant avec le même degré élevé de précision (erreur RMS relative $< 5\%$ et $r^2 > 0,98$). Ce résultat est valable quelle que soit l'intensité de l'effort, en flexion comme en extension. Les solutions optimales fournies par les 2 méthodes sont également identiques en ce qui concerne

les moments musculaires agoniste et antagoniste, contrairement aux hypothèses que nous avons émises en formulant le problème d'optimisation. Ceci peut s'expliquer par le fait que les étapes de traitement des signaux Emg restent sensiblement identiques pour les 2 modèles : 1) filtrage des signaux Emg bruts, 2) élévation des signaux filtrés à la puissance p ($p = 1$ pour Olney et Winter, 1985) et 3) multiplication des données par un coefficient constant. Par contre, l'avantage de notre méthode réside dans le fait que la convention de signes est strictement respectée. A tout instant t , les moments développés par les groupes musculaires extenseur et fléchisseur du genou sont respectivement positif et négatif, conformément aux fonctions anatomiques qui leur sont conférées. Cet élément est primordial pour valider l'estimation des moments musculaires d'un point de vue physiologique. Or, ce résultat oppose notre méthode à celle d'Olney et Winter (1985) de laquelle émergent plusieurs incohérences de signes, sans toutefois influencer significativement les résultats moyens. L'utilisation de la méthode d'optimisation est donc judicieuse car elle permet de formuler des contraintes mathématiques adaptées aux lois mécaniques qui régissent le fonctionnement du système musculo-squelettique. Les erreurs qui peuvent apparaître en utilisant la procédure de minimisation (Olney et Winter, 1985) confirment qu'il est nécessaire d'imposer des contraintes pour obtenir des résultats réalistes (Challis, 1997).

Nos résultats suggèrent que les signaux Emg doivent être filtrés avec une fréquence de coupure moyenne de $2,03 \pm 0,13$ Hz lorsqu'ils sont utilisés comme données d'entrée pour estimer les efforts musculaires. Notons que ce résultat est en accord avec ceux présentés notamment par Gagnon et al. (2001) et Olney et Winter (1985), mais que son application n'est valable qu'en utilisant un filtre Butterworth d'ordre 2 appliqué dans les sens aller et retour. Cette valeur optimale semble être appropriée pour filtrer tous les enregistrements Emg puisqu'elle est statistiquement identique pour les muscles BF, RF, GA et VM. D'un point de vue méthodologique, ce résultat indique que l'estimation optimale de f_c n'est pas strictement

nécessaire. Au contraire, il est possible de simplifier le problème d'optimisation en attribuant à f_c une valeur identique pour l'ensemble des muscles. Les seules inconnues restantes du problème seraient les constantes (α) et les exposants (p) appliqués à chaque signal Emg filtré. Compte tenu des travaux déjà réalisés pour estimer les efforts musculaires à partir de l'Emg (Buchanan et al., 1993 ; Cholewicki et al., 1995 ; Gagnon et al., 2001 ; Hof et van den Berg, 1977 ; Olney et Winter, 1985 ; Potvin et al., 1996 ; van Dieën et Visser, 1999), nous proposons de fixer f_c à 2,5 Hz et d'utiliser un filtre digital passe - bas de type Butterworth de 4^{ème} ordre.

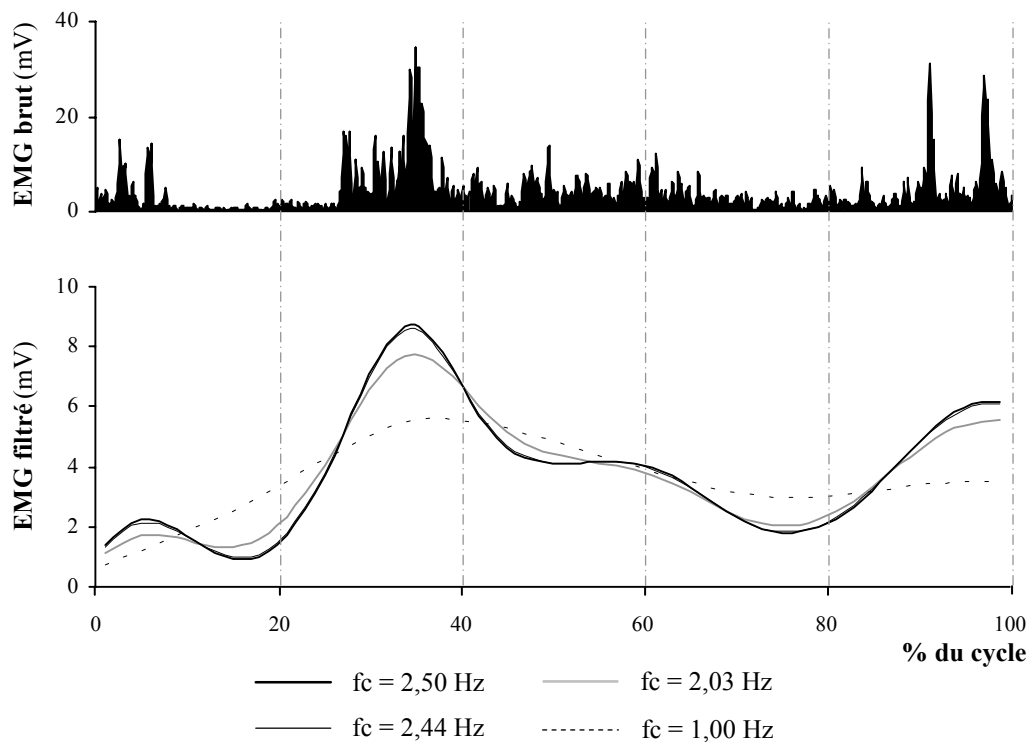


Figure 17 : représentation graphique d'un profil Emg type du muscle Rectus Femoris recueilli au cours d'un cycle de piétinement (en haut). Le même profil, filtré avec un filtre digital de Butterworth d'ordre 4 et 4 fréquences de coupure (f_c) différentes est représenté dans la partie inférieure de la figure. Détail des f_c choisies : fréquence proposée = 2,50 Hz ; fréquence « optimale » = 2,03 Hz ; moyenne des fréquences relevées dans la littérature = 2,44 Hz ; fréquence recommandée par Van Dieën et Visser (1999) = 1 Hz.

En procédant de cette manière, l'estimation des moments musculaires pourrait être aussi précise que la solution obtenue en filtrant les signaux à 2,03 Hz car le profil Emg filtré

conserve les mêmes caractéristiques de forme ($r^2=0,97$, erreur RMS relative = 5,56 % ; cf. figure 17). Les écarts d'amplitude observés entre les deux courbes peuvent être aisément compensés en ajustant différemment les valeurs optimales des inconnues restantes (α et p). Remarquons finalement qu'utiliser une f_c de 1 Hz (Van Dieën et Visser, 1999) peut paraître inapproprié pour estimer les efforts musculaires car les caractéristiques de forme du profil Emg ne sont plus conservées (figure 17).

En ce qui concerne les exposants affectés aux signaux Emg filtrés, les résultats que nous avons obtenus avec les deux méthodes (incrément vs optimisation) sont plus contradictoires. Les valeurs optimales de p fournies par la méthode d'optimisation sont différentes de 1 d'une part et différentes entre les muscles d'autre part. Ce résultat va à l'encontre des hypothèses souvent formulées pour estimer les efforts musculaires à partir des signaux Emg dans des conditions isométriques (Doorenbosch et Harlaar, 2003 ; Olney et Winter, 1985 ; Laursen et al., 1998). Il suggère en effet qu'il est pertinent d'exprimer la relation entre l'activité électrique d'un muscle et l'effort qu'il produit sous forme non-linéaire (Clancy et Hogan, 1997 ; Cholewicki et al., 1995), notamment pour tenir compte de l'influence de sa fonction anatomique (Caldwell et Li, 2000). De nombreux résultats expérimentaux justifient cette démarche car l'augmentation de l'activité Emg n'est pas toujours proportionnelle à celle de l'effort musculaire, même en conditions isométriques (Cheng et al., 1994 ; Komi et Viitasalo, 1976 ; Kumar et Narayan, 2001 ; Metral et Cassar, 1981 ; Stokes et al., 1989). Néanmoins, les solutions moyennes du problème d'optimisation ne diffèrent pas significativement de celles obtenues en appliquant les algorithmes d'Olney et Winter (1985). La formulation mathématique de leur modèle établit pourtant la relation moment(s)-Emg sous forme linéaire, comme dans la majorité des travaux réalisés sur ce thème (e.g. Laursen et al., 1998 ; Tate et Damiano, 2002). Ce résultat indique, à l'inverse du premier, qu'il est suffisant d'exprimer les

efforts musculaires comme une fonction linéaire de l'Emg pour les estimer de manière satisfaisante. La similitude des solutions peut également suggérer que l'influence des exposants n'est pas importante en conditions isométriques, mais elle peut le devenir en conditions dynamiques. Cette apparente contradiction entre nos résultats reflète l'absence de consensus dans la littérature sur la meilleure forme à donner à la relation Emg–effort(s) musculaire(s). Onishi et al. (2000) et Hof (1997) montrent qu'elle est linéaire quand l'analyse de correspondance porte sur des profils moyens, alors qu'elle peut prendre une forme différente sous l'effet de facteurs « locaux ». En particulier, la position des électrodes (Onishi et al., 2000 ; Rainoldi et al., 2000), l'échantillon de population (Onishi et al., 2000) ou la contribution relative des muscles à l'effort résultant (Caldwell et Li, 2000 ; Hof, 1997) peuvent affecter la linéarité des relations Emg–force et Emg–moment. Pour ces raisons, nous proposons de modéliser la relation Emg–effort(s) musculaire(s) en conditions isométriques en adoptant la démarche suivante :

- La relation Emg–moment (ou Emg–force) peut être exprimée sous forme linéaire lorsque les algorithmes de résolution sont appliqués à la moyenne d'essais de plusieurs sujets. Le principal désavantage de cette méthode réside dans le fait qu'elle ne fournit pas la variance de chaque coefficient. A l'inverse, elle permet d'accélérer la convergence du problème d'optimisation car le nombre d'inconnues est plus faible (p fixés à 1).

- Un coefficient de non–linéarité doit être intégré à l'expression mathématique qui relie les signaux Emg aux efforts musculaires si les algorithmes de calcul sont appliqués aux données expérimentales traitées essai par essai. Ce coefficient peut être – comme nous le proposons – un exposant estimé de manière optimale, ou fixé à priori sur la base des résultats expérimentaux (Cholewicki et al., 1995). D'autres démarches comme l'utilisation de polynômes (Clancy et Hogan, 1997) peuvent également s'appliquer.

Finalement, la procédure de calibration isométrique peut être utilisée seule pour estimer les moments musculaires dans des conditions isométriques. Elle présente l'avantage, par rapport à d'autres méthodes, de fournir des solutions toujours réalistes quel que soit le niveau de force en flexion et en extension. En plus des propositions que nous avons faites pour alléger la procédure d'optimisation numérique, la tâche expérimentale peut également être simplifiée. Si l'analyse des données ne nécessite pas de connaître précisément le niveau de force (% FMV) atteint par les sujets, alors les signaux dynamiques et Emg peuvent être recueillis au cours d'un test en rampe plutôt que par paliers. Cette méthode a déjà été utilisée avec succès par Potvin et al. (1996) et nous avons remarqué qu'elle permet de réduire largement le coût de traitement (pour une tâche de posture dont les résultats ne sont pas présentés ici). Néanmoins, certaines précautions devront être prises car les caractéristiques du contenu fréquentiel des signaux Emg diffèrent d'un type de contraction à l'autre (Bilodeau et coll., 1991, 1994 ; Larivière et al., 2001 ; Kasai et Yahagi, 1999). Toujours d'un point de vue méthodologique, il serait intéressant d'étendre le protocole de calibration à différentes positions angulaires en utilisant un ergomètre de type BIODÉX. Van Dieën et Visser (1999) ont déjà souscrit à cette démarche car elle permet de prendre en compte le fait qu'il existe un angle optimal pour la production de force et que l'amplitude des signaux Emg peut varier suivant la position articulaire (Farina et al., 2001 ; Onishi et al., 2002).

II.2.5.2 Piétinement (conditions dynamiques)

Les moments agoniste et antagoniste développés à l'articulation du genou dans des conditions dynamiques ont été estimés en deux temps. D'abord, les signaux Emg bruts recueillis au cours du piétinement ont été traités avec les valeurs moyennes des coefficients obtenus à l'issue de la procédure de calibration. Ensuite, ces données ont été introduites avec le moment résultant dans une procédure d'optimisation numérique non – linéaire avec contraintes.

Les solutions fournies par cette méthode ont été comparées à celles obtenues en appliquant la méthode proposée par Olney et Winter (1985).

Contrairement aux résultats que nous avons obtenus en conditions isométriques, les 2 méthodes fournissent une estimation très différente du moment résultant dans des conditions dynamiques. La procédure de minimisation sans contrainte (Olney et Winter, 1985) ne permet pas d'estimer précisément le moment résultant : l'écart avec la solution de la dynamique inverse dépasse 40 % ($r^2 < 0,25$). Pour cette raison, les valeurs des moments agoniste et antagoniste ne sont pas satisfaisantes. D'une part les moments fléchisseur et extenseur dépassent souvent la valeur maximale de l'effort qu'ils produisent en conditions isométriques. D'autre part, la convention de signes n'est pas respectée à tout instant t du cycle de piétinement. Le signe de la somme algébrique des moments agoniste et antagoniste peut ne pas correspondre à celui du moment résultant calculé par la dynamique inverse (figure 15 c). De plus, le sens des moments agoniste et antagoniste n'est pas toujours correct vis-à-vis de leur fonction anatomique. Ces résultats confirment que l'estimation des moments musculaires ne peut être réaliste vis à vis des propriétés mécaniques des groupes musculaires que si des contraintes adaptées (notamment de signe) sont intégrées à la procédure de résolution (Challis, 1997). Néanmoins, la performance du modèle d'Olney et Winter (1985) est largement moins bonne ici qu'elle ne l'est pour les résultats qu'ils ont présentés dans la phase d'appui de la marche. Plusieurs arguments peuvent être avancés pour expliquer ce résultat. Le premier d'entre eux est relatif aux éventuels artefacts qui pourraient entacher les mesures Emg que nous avons faites au cours du piétinement. Toutefois, nous avons pris toutes les précautions méthodologiques (Bouisset et Maton, 1995 ; Kampas, 2001 ; Merletti, 1999) pour enregistrer des données de qualité. De plus, si cet argument était retenu, il pourrait suggérer que la méthode d'Olney et Winter (1985) n'est pas adéquate pour estimer les efforts musculaires dans des conditions dynamiques. En effet, la distorsion des signaux Emg est inhérente à l'utilisation

de ce type d'information dans des tâches comme le piétinement (Clancy et al., 2001 ; Kellis, 1998; Rainoldi et al., 2000). La seconde raison qui peut être invoquée est l'influence que peut avoir a posteriori la différence de protocole de calibration isométrique. Nous avons en effet allégé le dispositif expérimental proposé par Olney et Winter (1985) en ne retenant qu'une seule position de calibration des signaux Emg. Toutefois, nous avons choisi la posture dans laquelle l'estimation du moment résultant est la plus précise (Van Dieen et Visser, 1999) et le protocole a été étendu à différents niveaux de force en flexion comme en extension. Finalement, l'argument qui semble avoir le plus de poids est le fait qu'Olney et Winter (1985) ont testé leur modèle au cours d'une phase quasi – statique de la marche. Dans ces conditions, l'amplitude et la vitesse de déplacement sont faibles, le segment est toujours contraint par l'effort de réaction et la forme du moment résultant est quasi – sinusoïdale. Ces remarques suggèrent que les algorithmes proposés par Olney et Winter (1985) doivent être améliorés pour estimer les efforts musculaires dans des conditions moins particulières, notamment dans des phases de mouvement réellement dynamiques où le segment étudié peut être libre.

L'estimation du moment résultant est beaucoup plus satisfaisante en utilisant la méthode d'optimisation que nous avons proposée. L'erreur RMS relative qui différencie le moment résultant calculé par la dynamique inverse de celui estimé à partir des données Emg n'est plus que de $1,01 \pm 0,48$ %. Ces différences locales s'expliquent par le fait que la procédure d'optimisation a été appliquée sur un nombre restreint de points caractéristiques du moment résultant afin de réduire le coût de traitement. Néanmoins, la correspondance de forme entre les 2 moments (calculé vs estimé) est particulièrement précise ($r^2 \cong 1$). De plus, aucune erreur de signe n'apparaît sur le profil des moments développés à l'articulation du genou par les muscles extenseurs et les muscles fléchisseurs. L'ajout de contraintes sur le sens du moment produit par chacun des muscles retenus permet ainsi d'obtenir des résultats cohérents. Contrairement aux résultats obtenus par la méthode de minimisation sans contrainte, les moments agoniste et

antagoniste ne dépassent pas les valeurs maximales atteintes par les moments en conditions isométriques. Ce résultat constitue lui – aussi un élément de validité des résultats en terme physiologique, car les moments restent inférieurs à l’effort maximal isométrique qu’ils sont capables de produire. Challis (1997) montre que l’estimation des moments musculaires obtenue par les méthodes d’optimisation déjà existantes dépasse souvent les capacités de production de force maximale des muscles. Pour palier à ce problème, il propose d’ajouter des bornes supérieures sur les moments musculaires afin que la valeur des efforts ne dépasse pas la tension maximale que chaque muscle est capable de produire. Néanmoins, les solutions produites par cette approche ne sont pas totalement satisfaisantes car la part relative de chaque muscle à la production du moment résultant n’est pas homogène. Nos résultats suggèrent que l’ajout d’une composante reflétant le « principe de recrutement musculaire » au critère de minimisation est plus judicieux pour satisfaire cet objectif, même si la manière dont nous l’avons formulée peut être discutée. L’adéquation de nos résultats avec l’anatomie fonctionnelle des muscles que nous avons retenus peut également s’expliquer par la forme des expressions qui lient les efforts musculaires aux données Emg. En particulier, la prise en compte de la bi-articularité des muscles BF, RF et GA est importante. En effet, de nombreux auteurs ont démontré que le rôle de ce type de muscle est essentiel dans les mécanismes de production de force (Basmajian et De Luca, 1985 ; Hof, 2001) et pour le contrôle du mouvement (Bobbert et al., 2000). L’importance de la valeur du coefficient β_c montre qu’il était pertinent de tenir compte de la bi-articularité de GA pour estimer précisément le moment résultant à l’articulation du genou. Les coefficients w améliorent aussi la performance du modèle : ils permettent d’ajuster l’estimation des moments musculaires à chaque instant t , de telle sorte que leur somme algébrique corresponde au mieux au moment résultant calculé par la dynamique inverse. Cholewicki et McGill (1994) ont démontré qu’il est également nécessaire d’ajouter ces coefficients (bornés entre 0 et 1) pour satisfaire les équations d’équilibre mécanique,

notamment en conditions dynamiques. Les résultats obtenus pour les coefficients β et δ confirment l'influence des facteurs *vitesse angulaire* et *position angulaire* (variation de la longueur musculaire) sur la production de force en conditions dynamiques. Ces effets doivent être intégrés au modèle pour obtenir des données physiologiquement réalistes (Marras et Granata, 1997 ; Olney et Winter, 1985). Ainsi, l'expression mathématique que nous avons construite pour estimer les moments musculaires intègre les propriétés mécaniques qui aboutissent à la production de force d'un muscle en conditions dynamiques. Dans un premier temps, le modèle tient compte du fait qu'un muscle peut développer une force sans que sa longueur change (conditions isométriques). L'application des coefficients issus de la procédure de calibration aux données Emg du piétinement permet d'obtenir la force isométrique qui correspond à l'amplitude des signaux Emg recueillis en conditions dynamiques. Le modèle permet ensuite de prendre en compte deux facteurs déterminants de la production de force d'un muscle en conditions dynamiques. D'une part la relation force-longueur (ou moment-angle) qui établit pour chaque muscle une longueur pour laquelle la production de force est maximale. Cet effet est pris en compte dans le modèle que nous avons développé en terme de position angulaire, en incorporant le terme composé du coefficient de raideur β et de la variation de position angulaire par rapport à l'angle de calibration. D'autre part l'influence de la relation force-vitesse, qui peut être considérée comme linéaire pour de faibles vitesses en concentrique comme en excentrique (cf. Olney et Winter, 1985), est intégrée au modèle par le produit du coefficient de viscosité δ et de la vitesse angulaire. Dans le domaine de la physiologie musculaire, Martin et al. (1994, 1995) ont montré que la relation moment-vitesse angulaire obtenue sur ergomètre isocinétique pouvait être modélisée par un générateur de tension et un coefficient de viscosité équivalente qui peut correspondre à celui que nous avons intégré au modèle. Dans le même temps, les poids w permettent de prendre en compte de manière globale d'autres facteurs qui influencent l'amplitude du signal Emg : les erreurs de mesure, la

contribution de chaque muscle à l'effort résultant, l'architecture des muscles (Kaufman et al., 1998), le type d'action musculaire (McHugh et al., 2002) et/ou l'effet de la vitesse angulaire. Finalement, l'ensemble des facteurs que nous avons intégrés au modèle permet de répondre à un objectif majeur : tous les muscles sont actifs pendant la totalité du cycle de piétinement. Ce résultat témoigne de l'un des intérêts principaux de notre approche par rapport aux autres méthodes d'optimisation.

Les solutions de la méthode d'optimisation permettent de quantifier l'indice de co-contraction (IC) entre les groupes agoniste et antagoniste à chaque instant t . La validité des valeurs de co-contraction peut évidemment être contestée car les résultats obtenus avec notre méthode ne peuvent pas être comparés avec des valeurs de moment musculaire mesurées *in vivo*. Néanmoins, la valeur moyenne de IC calculée au cours du piétinement est tout à fait dans l'ordre de grandeur des données déjà rapportées dans la littérature pour d'autres tâches expérimentales (e.g. Falconer et Winter, 1985).

II.3 Conclusion

Les 2 études de ce premier chapitre avaient chacune pour objectif de développer un modèle biomécanique, respectivement pour l'estimation des efforts inter-segmentaires et des efforts musculaires agoniste et antagoniste.

Nous avons développé une méthode d'optimisation statique des accélérations qui permet d'améliorer la procédure traditionnelle (méthode « *top-down* ») de résolution de la dynamique inverse. Nos résultats montrent que les accélérations « optimales » permettent d'estimer précisément les différentes composantes de l'effort de réaction et d'améliorer la définition de l'estimation des moments résultants, tout en satisfaisant les contraintes d'équilibre mécanique à chaque degré de liberté du système mécanique étudié. L'utilisation de cette méthode est

d'autant plus recommandée que le rapport signal-sur-bruit des données cinématiques associées au mouvement étudié est faible. Cette méthode fournit des solutions très satisfaisantes, mais elle comporte une limite importante par rapport à la méthode d'optimisation dynamique proposée par Chao et Rim (1973) car elle ne conserve pas le lien mathématique qui lie les profils des déplacements angulaires aux profils de leurs dérivées premières et secondes.

La seconde méthode que nous avons développée permet d'estimer les moments musculaires agoniste et antagoniste à l'aide d'une procédure qui associe l'utilisation des données Emg et l'optimisation numérique. Les expressions mathématiques que nous avons formulées prennent en compte l'influence des relations force-longueur et force-vitesse mises en évidence dans le domaine de la physiologie musculaire, et intègrent un paramètre pour tenir compte de la bi-articularité de certains des muscles recrutés au cours du mouvement. En conditions dynamiques, une composante représentative d'un « principe de recrutement musculaire » est également incorporée à la fonction coût à minimiser. Notre démarche peut être appliquée en conditions isométriques et en conditions dynamiques. Dans les deux cas, elle fournit une excellente estimation du moment résultant déterminé par la dynamique inverse et l'estimation des moments musculaires est tout à fait réaliste d'un point de vue physiologique. Grâce à ce modèle, l'indice de co-contraction peut être quantifié précisément à partir de l'estimation des moments musculaires agoniste et antagoniste (Falconer et Winter, 1985 ; Winter, 1990). Néanmoins, cette méthode peut être améliorée en utilisant comme référence non pas le moment résultant, mais la cinématique effectivement produite au cours du mouvement.

Finalement, les 2 méthodes peuvent être combinées pour disposer d'une méthode complète d'estimation des efforts musculaires (résultant, agoniste et antagoniste) les plus en accord avec l'ensemble des données cinématiques, dynamiques et électromyographiques.

III CHAPITRE 2 : ANALYSE DE LA COORDINATION PLURI – ARTICULAIRE

III.1 Introduction

La production du résultat observable des mouvements pluri – articulés nécessite la gestion d'un double problème de redondance (Bernstein, 1967 ; Prilutsky et Zatsiorsky, 2002) qui renvoie au problème général de la coordination. D'une part le système musculo – squelettique dispose de 244 degrés de liberté cinématiques (en terme de mobilité articulaire), soit 238 de plus que nécessaire pour positionner l'extrémité d'un segment corporel à un point particulier de l'espace avec l'orientation souhaitée. Par conséquent, il existe une infinité de combinaisons des trajectoires articulaires pour réaliser le mouvement désiré. D'autre part, comme nous l'avons déjà souligné dans le premier chapitre, chaque degré de liberté est contrôlé en moyenne par 2,6 actionneurs musculaires. Ceci implique qu'il existe une infinité de combinaisons de production de force pour produire l'effort résultant à chaque degré de liberté.

D'une manière générale, l'étude des mécanismes qui aboutissent à la production du mouvement effectivement réalisé repose sur des paradigmes expérimentaux de modification des conditions de réalisation du mouvement. Cette démarche consiste à étudier la manière dont le système pluri – articulé se réorganise face à la perturbation, pour en déduire la nature des mécanismes qui contribuent à l'exécution du mouvement. De nombreux auteurs ont adopté cette méthodologie en utilisant des perturbations d'origines diverses. La modification des conditions de réalisation du mouvement peut être interne, notamment liée à la fatigue (Chabran et al., 2002 ; Forestier et Nougier, 1998 ; Sparto et al., 1997 ; Spendiff et al., 2002) ou à l'altération des informations sensorielles (Ivanenko et al., 2000 ; Kasai et coll., 1994, 2002 ; Verschueren et al., 2003) dans le cadre de mouvements discrets, de tâches posturales ou locomotrices. Pour les mêmes situations expérimentales, la perturbation peut aussi être externe.

Dans ce cas, elle se traduit par une modification des contraintes mécaniques appliquées au système étudié (Bonnard et Pailhous, 1991 ; Cordo, 1990 ; Grey et al. 2002 ; Huang et al., 2001 ; Scholz et al., 1995 ; Stephens et Yang, 1999).

L'analyse des mécanismes d'adaptation à ces perturbations repose traditionnellement sur les données cinématiques, c'est à dire sur la partie observable du mouvement réalisé. Ainsi, la coordination a été étudiée dans une grande variété de mouvements à partir de l'invariance cinématique (Carter et Shapiro, 1984), sur la base de la durée, des courbures et des directions des trajectoires articulaires ou encore en corrélant entre elles les courbes des déplacements ou des vitesses articulaires (Levin, 1996 ; Cordo, 1990). D'autres méthodes d'analyse ont été proposées, notamment la relation de phase entre les angles articulaires (Burgess-Limerick et al., 1993 ; Cheron et al., 1998 ; Meulenbroek et al., 1998 ; Oullier et al., 2002). Même si ces méthodes d'analyse amènent des résultats intéressants notamment en terme de contrôle, elles ne s'intéressent pas directement aux causes du mouvement. Or, Schneider et al. (1989) soulignent le fait que l'analyse des données cinématiques ne suffit pas pour rendre compte de manière adéquate des mécanismes qui aboutissent à la production du mouvement. Cette critique est liée au fait que la mise en action coordonnée des différentes articulations est le résultat de la combinaison de la contraction des muscles recrutés au cours du mouvement (Zajac, 1993 ; Bobbert et al., 1988). L'utilisation d'informations autres que cinématiques est donc nécessaire pour évaluer l'effet des perturbations qui affectent le système musculo-squelettique. Même si l'utilisation des signaux Emg permet d'obtenir des informations qualitatives sur l'activité des muscles recrutés (Winter, 1990), nous avons montré dans le premier chapitre de ce document que ces signaux peuvent être largement affectés par des bruits de mesure, et qu'ils ne permettent pas de quantifier directement l'effort créé par chacun des groupes musculaires agoniste et antagoniste. Cette réflexion indique que l'utilisation du modèle que nous avons

développé précédemment (cf. II.2) pourrait être particulièrement adaptée à l'analyse de la coordination sur la base des moments musculaires agoniste et antagoniste et de l'indice de co-contraction.

Dans le cas particulier des mouvements qui associent une contrainte de maintien de l'équilibre à la réalisation d'une trajectoire segmentaire, l'analyse de la coordination est souvent associée à une modification de l'objectif à atteindre (Austin et al., 1999 ; Carter et Shapiro, 1984 ; Cipriani et al., 1995 ; Grasso et al., 1998). Dans ces conditions, la majorité des auteurs mettent en évidence la stabilité de la sortie motrice alors que les profils Emg des muscles recrutés sont largement modifiés pour s'adapter aux différentes contraintes environnementales. Ces résultats montrent que la redondance du système musculo-squelettique peut être exploitée de manière adaptée pour répondre à l'évolution des contraintes mécaniques liées à la transformation globale du mouvement. Pour analyser clairement ces mécanismes d'adaptation à la perturbation, il est nécessaire – en plus de déterminer les moments musculaires agoniste et antagoniste – de quantifier l'effet créé par la perturbation par rapport à chacun des degrés de liberté du système mobilisé. Ni la modification globale du mouvement, ni les dispositifs proposés par Bonnard et Pailhous (1991) ou Stephens et Yang (1999) ne permettent de satisfaire cet objectif. A l'inverse, le port d'un système élastique au niveau d'une articulation (Allard et al., 1981) remplit ces conditions.

III.2 Objectifs et hypothèses

L'objectif de cette étude est double. D'une part, il s'agit de tester l'application du modèle d'estimation des efforts musculaires à un paradigme expérimental où les conditions de réalisation de la tâche sont modifiées par l'application d'une perturbation externe à un degré de

liberté. D'autre part, l'objectif de l'étude est d'identifier les mécanismes d'adaptation de la coordination pluri-articulaire sur la base de l'estimation des efforts articulaires et musculaires résultants, ainsi qu'à partir des moments musculaires agoniste et antagoniste et de l'indice de co-contraction. Un système de perturbation élastique n'affectant qu'un seul degré de liberté a été développé pour modifier les conditions de réalisation d'un mouvement de piétinement. L'adaptation de la coordination est étudiée pour différentes intensités de perturbation en adaptant le modèle développé précédemment (cf. II.2) aux contraintes méthodologiques liées au port du système élastique. Dans ces conditions, nous formulons l'hypothèse que la redondance du système musculo-squelettique permet de s'adapter localement à la perturbation pour préserver l'équilibre dynamique global du corps.

III.3 Matériels et méthodes

III.3.1 Participants

Six sujets volontaires de sexe masculin ont participé à cette étude (âge : $24,9 \pm 3,0$ ans, taille : $1,76 \pm 0,08$ m, poids : $74,6 \pm 8,32$ kg ; valeurs moyennes \pm écart-type). Les sujets ne présentaient aucune pathologie articulaire et / ou musculaire. Le poids, la longueur, la position du centre de masse et l'inertie des segments de la cuisse, de la jambe et du pied ont été estimés pour chaque sujet à l'aide des tables de Winter (1990).

III.3.2 Dispositif expérimental

Les données expérimentales ont été recueillies au cours d'une tâche de piétinement avec le même dispositif expérimental que pour l'étude présentée dans la partie II.2. Néanmoins, la tâche a été standardisée pour stabiliser le contrôle postural du système mécanique *bras + tronc + tête* (Breniere et Ribreau, 1998) d'une part et obtenir des résultats comparables

entre les sujets d'autre part. Pour satisfaire ces deux objectifs, la fréquence de piétinement a été fixée à 0,67 Hz à l'aide d'un métronome et l'altitude maximale d'élévation du genou a été limitée à 70 % de la hauteur du grand trochanter de chaque sujet. Ces valeurs correspondent aux moyennes obtenues lorsque les sujets piétinaient sans contrainte d'amplitude et/ou de fréquence (Chapitre 1, II.2). Les sujets devaient néanmoins piétiner aussi spontanément que possible. Les contraintes n'ont pas été strictement imposées, mais devaient servir de guide pour réaliser le geste.

Les effets de la perturbation externe sur les profils biomécaniques du mouvement de piétinement ont été analysés à partir des données enregistrées dans 5 conditions expérimentales :

- La condition *Contrôle* au cours de laquelle le piétinement a été réalisé sans qu'aucune perturbation n'affecte les conditions de réalisation de la tâche. Les résultats de cette condition expérimentale ont servi de référence pour l'ensemble de l'analyse comparative des résultats.
- La condition *Orthèse* au cours de laquelle le piétinement a été exécuté en ne portant que l'orthèse à l'articulation du genou droit. Cette condition expérimentale a été incluse pour vérifier que l'ajout de l'orthèse seule ne modifie pas significativement les paramètres du mouvement par rapport à la condition *Contrôle*.
- Les conditions expérimentales *Ressort 1*, *Ressort 2* et *Ressort 3* au cours desquelles un ressort favorisant le flexion de la jambe sur la cuisse a été rajouté à l'orthèse. Les caractéristiques mécaniques des ressorts utilisés sont présentées dans le tableau 3 avec les distances qui séparent les points d'insertion des ressorts du centre de rotation de l'orthèse. La condition *Ressort 3* n'a été testée que sur 2 sujets.

L'enregistrement des données a été réalisé sur 6 essais de 10 s. pour chaque condition expérimentale. Comme pour l'étude précédente (cf. II.2.3.4), la durée de piétinement était au moins deux fois supérieure à la durée d'acquisition, afin que les phénomènes anticipatoires et les mouvements segmentaires associés à l'initiation du mouvement (e.g. Breniere et Dietrich, 1992) ne soient pas enregistrés. De cette manière, l'acquisition débute lorsque les paramètres cinématiques du mouvement sont stabilisés. Finalement, 10 cycles ont été retenus aléatoirement dans chaque condition expérimentale pour l'analyse des données.

III.3.2.1 Enregistrements électromyographiques

Le mode de réception des signaux et les matériels utilisés pour l'enregistrement des données Emg sont identiques à ceux décrits dans la partie *matériels et méthodes* de l'étude précédente (cf. II.2.3.3). La même attention a été portée à la préparation de la peau afin de réduire au minimum la résistance électrodes – tissu. Les électrodes de surface ont été fixées sur la partie charnue des muscles Biceps Femoris et Vastus Medialis du membre inférieur droit des sujets. Pour des raisons méthodologiques, seuls ces deux muscles ont été retenus pour représenter respectivement les groupes musculaires extenseur et fléchisseur de l'articulation du genou. L'activité Emg des muscles Gastrocnemius et Rectus Femoris n'a pas été enregistrée car le système de perturbation mécanique génère des artefacts trop importants pour que les données soient exploitables. Ces distorsions sont causées par la pression qu'exerce l'orthèse sur les électrodes tout au long du mouvement. Par conséquent dans cette étude, l'estimation des efforts musculaires sera réalisée en ne considérant qu'un muscle représentatif par groupe musculaire extenseur et fléchisseur. La fréquence d'échantillonnage (f_E) a été fixée à 800 Hz pour ne pas saturer le système et pour que toutes les fréquences d'acquisition soient multiples les unes des autres. Cette dernière contrainte est requise pour utiliser le système Datac. En procédant de la sorte, f_E est inférieure aux recommandations généralement formulées dans la littérature.

Néanmoins, l'analyse fréquentielle des signaux Emg enregistrés dans des conditions similaires (cf. étude précédente, II.2.3.2) montre que f_E est toujours suffisante pour satisfaire le théorème de Nyquist-Shannon. En moyenne, 99 % de la valeur efficace de la densité spectrale des signaux se situe dans une plage de fréquence allant de 0 à $288,43 \pm 81,66$ Hz. Ce résultat est illustré pour le muscle Vastus Medialis figure 18.

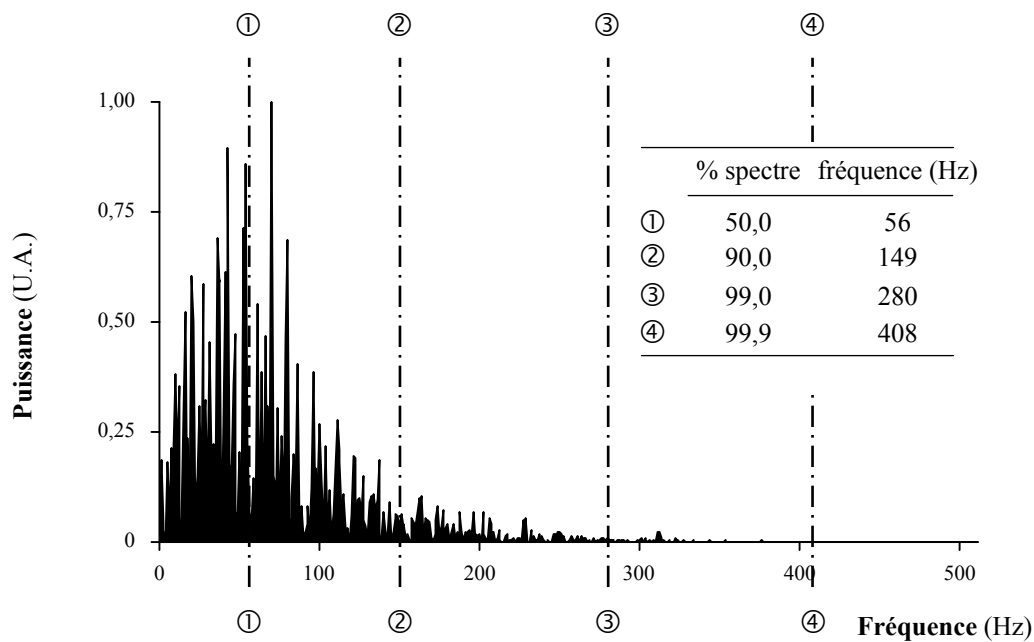


Figure 18 : représentation graphique du spectre de puissance normalisé d'un profil Emg type du muscle Vastus Medialis enregistré au cours du piétinement. Les caractères ①, ②, ③ et ④ renvoient aux fréquences pour lesquelles respectivement 50 %, 90 %, 99 % et 99,9 % de la valeur efficace de la densité spectrale du signal sont conservés après filtrage.

III.3.2.2 Enregistrements cinématiques

Les déplacements des segments du membre inférieur ont été recueillis à l'aide du système SELSPOT. Quatre LED ont été placées sur le membre inférieur droit des sujets, au niveau des repères anatomiques suivants : la face latérale du tubercule externe du premier métatarse, la malléole externe, le centre géométrique de l'articulation du genou et le grand trochanter. Après calibration de l'espace d'acquisition, les coordonnées des 4 marqueurs ont été filmées dans le plan sagittal à la fréquence de 400 Hz.

III.3.2.3 Enregistrements dynamiques

Afin de calculer le déplacement antéropostérieur du centre de pression (Cp) sous le pied droit, l'effort de réaction a été enregistré à l'aide d'une plateforme de force (AMTI, Modèle OR6-7-1000, Watertown, USA) fixée au sol. Sous l'hypothèse réaliste que le mouvement de piétinement se déroule quasi exclusivement dans le plan sagittal, seules les forces antéropostérieure (Rx) et verticale (Ry) et le moment transverse (Mz) ont été recueillis. La fréquence d'échantillonnage a été fixée à 200 Hz.

III.3.2.4 Traitement des signaux

Les données cinématiques et dynamiques brutes ont été filtrées à l'aide d'un filtre digital de Butterworth d'ordre 4, dont la fréquence de coupure a été fixée respectivement à 6 et 20 Hz. Les angles θ_H , θ_G et θ_C ont été déterminés trigonométriquement à partir des coordonnées des marqueurs selon la convention de signes présentée figure 11 (p. 52) et figure 20 (p. 90). Les composantes de l'effort de réaction (Rx, Ry et Mz) ont été converties aux unités du système international en leur appliquant la matrice de calibration interne de la plateforme. La position du centre de pression s'exprime alors à chaque instant t à l'aide de la relation :

$$x_{Cp}(t) = -\frac{Mz(t)}{Ry(t)} \quad (c1)$$

Dans cette étude, le mode de calcul des dérivées première et seconde du vecteur des déplacements angulaires (θ) est différent de celui présenté dans les études précédentes. Les vecteurs $\dot{\theta}$ et $\ddot{\theta}$ ont été calculés en utilisant la méthode de dérivation par spline (Vaughan, 1982 ; Wood and Jennings, 1979) afin de soustraire les résultats aux problèmes numériques liés à la discrétisation. En 1982, Vaughan indiquait déjà que cette méthode semblait supérieure pour lisser puis dériver les profils cinématiques, mais son utilisation reste marginale dans les

domaines de la biomécanique et du contrôle moteur du mouvement humain. La méthode que nous avons adoptée consiste à interpoler chaque profil $\theta_i(t)$ connu aux points $t_i = \{t_0, \dots, t_i, \dots, t_n\}$ par une fonction spline notée $Y_i = y_i(t)$, puis à calculer les dérivées $\dot{\theta}_i$ et $\ddot{\theta}_i$ à chaque instant t à partir de l'expression analytique de \dot{Y}_i et \ddot{Y}_i . Chaque fonction Y_i fournit une expression mathématique du profil lissé du déplacement angulaire $\theta_i(t)$ telle que :

- Y_i est deux fois continûment dérivable sur l'intervalle $T = [t_0 ; \dots t_j ; \dots t_n]$;
- Y_i coïncide sur chaque intervalle $[t_j ; t_{j+1}]$ avec un polynôme de degré ≤ 3 ;
- $Y_i(t_j) = \theta_i(t_j)$ pour $j = \{0, \dots, n\}$.

III.3.3 Analyse cinétique

III.3.3.1 Quantification de la perturbation

Le système élastique utilisé pour perturber le mouvement dans les différentes conditions expérimentales est un ressort de traction fixé à une orthèse (Proteor, Dijon, France) portée à l'articulation du genou droit. Le ressort y a été installé par nos soins (figure 19) de telle sorte que la ligne d'action de la force qu'il développe soit colinéaire avec l'axe du mouvement de la jambe par rapport à la cuisse.

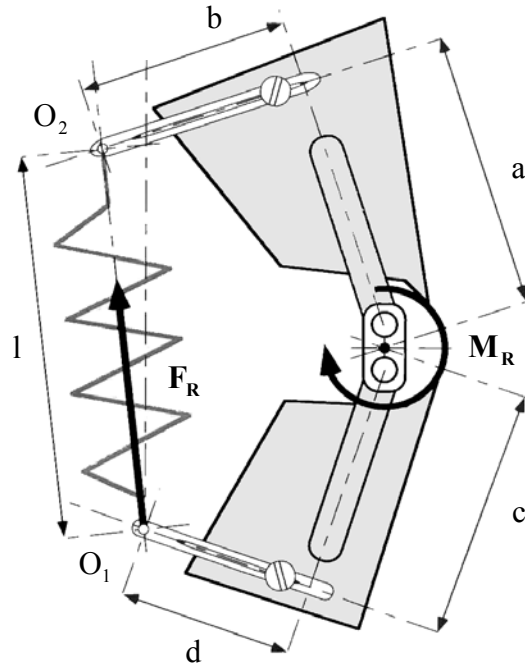


Figure 19 : modèle mécanique du système de perturbation mécanique porté par les sujets à l'articulation du genou dans les conditions expérimentales *Orthèse, Ressort 1, Ressort 2* et *Ressort 3*. l est la longueur du ressort déterminée géométriquement à chaque instant t en fonction des longueurs a , b , c et d qui séparent les points de fixation des ressorts du centre de rotation de l'orthèse. F_R et M_R représentent respectivement la force et le moment créés par le ressort.

Les caractéristiques mécaniques et la position des points de fixation des ressorts ont été déterminées à partir de la modélisation d'un prototype mécanique du membre inférieur réalisé au sein de l'INRIA Rhône-Alpes (Espiau et al., 1998 ; Guigues, 1998). Guigues (1998) indique que la raideur (k) et la longueur de repos (l_0) des ressorts doivent être respectivement comprises entre $0 < k < 3000$ N/m et $0,01 < l_0 < 0,2$ m pour être adaptés *in vivo*. Parmi l'ensemble des combinaisons ainsi offertes, nous avons choisi deux ressorts pour créer la perturbation mécanique dans les conditions expérimentales *Ressort 1* (R1) et *Ressort 2* (R2). Pour la condition expérimentale *Ressort 3* (R3), l'intensité de la perturbation est augmentée en éloignant les points d'insertion du ressort R2 du centre de rotation de l'orthèse. Les caractéristiques mécaniques des ressorts et les distances séparant le centre de rotation de l'orthèse des points d'insertion des ressorts sont présentés dans le tableau 3.

Tableau 3 : valeurs moyennes(\pm écart type) i) des caractéristiques mécaniques des ressorts de traction utilisés pour générer une perturbation mécanique au cours du mouvement et ii) des longueurs qui séparent les points d'insertion haut et bas des ressorts du centre de rotation de l'orthèse (cf. figure 19). * indique que la position des points d'insertion des ressorts a été modifiée d'un sujet à l'autre pour être ajustée à leur anthropométrie.

	Raideur (N/m)	Longueur (m)	Position des points d'insertion (m)			
			a	b	c	d
R1	400	0,12	0,12 \pm 0,00	0,09 \pm 0,01 *	0,19 \pm 0,03 *	0,09 \pm 0,01 *
R2	600	0,14	0,12 \pm 0,00	0,10 \pm 0,01 *	0,20 \pm 0,00	0,09 \pm 0,00
R3	600	0,14	0,17 \pm 0,00	0,10 \pm 0,01 *	0,20 \pm 0,00	0,09 \pm 0,01 *

L'action du ressort de traction a été déterminée à partir du modèle mécanique du système Orthèse + Ressort présenté figure 19. La force développée par chaque ressort est fonction de sa raideur et de son allongement par rapport à sa longueur l_0 . Elle s'exprime sous forme vectorielle par la relation :

$$\mathbf{F}_R = -k \cdot \Delta \mathbf{l} \quad (c2)$$

où \mathbf{F}_R est la force développée par le ressort et $\Delta \mathbf{l}$ est le vecteur de l'allongement du ressort. A chaque instant t , $\Delta \mathbf{l}$ s'exprime par $\Delta l(t) = l(t) - l_0$ où $l(t)$ est la longueur O_1O_2 (cf. figure 19) à l'instant t .

Le moment de force correspondant, créé par rapport au centre géométrique de rotation de l'articulation du genou, est calculé à l'aide de l'expression suivante :

$$\mathbf{M}_R = \mathbf{GO}_1 \wedge \mathbf{F}_R \quad (c3)$$

qui peut s'écrire à chaque instant t sous la forme algébrique suivante :

$$M_R(t) = -\frac{k \cdot \Delta l(t)}{l(t)} \cdot [\sin(\theta_G(t)) \cdot (b \cdot d - a \cdot c) + \cos(\theta_G(t)) \cdot (b \cdot c - a \cdot d)] \quad (c4)$$

III.3.3.2 Moments résultants, puissance

Les moments résultants aux articulations de la hanche (M_H), du genou (M_G) et de la cheville (M_C) ont été calculés en résolvant le problème de la dynamique inverse de la même manière que pour l'étude précédente (cf. II.2.3.4, *Analyse cinétique*).

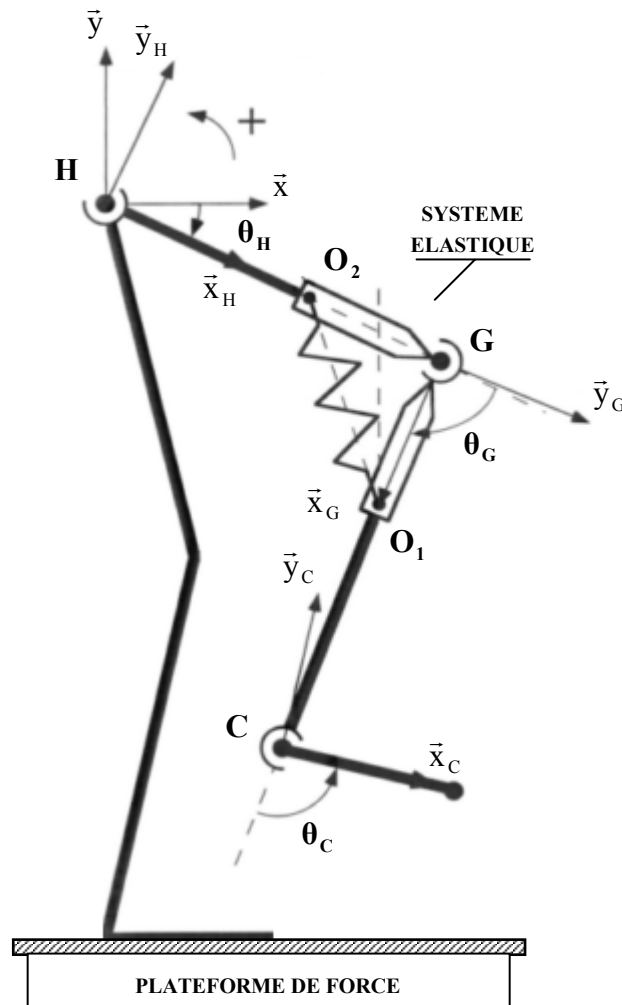


Figure 20 : modèle mécanique du membre inférieur droit avec le système de perturbation *orthèse+ressort* porté à l'articulation du genou. Chaque segment est modélisé par une structure indéformable ; chaque articulation par une liaison *pivot*. H, G et C représentent respectivement les centres articulaires de la hanche, du genou et de la cheville. Les indices H, G et C renvoient respectivement aux segments de la cuisse, de la jambe et du pied. Pour chaque segment i ($i=\{H, G, C\}$) : l_i en est la longueur, m_i la masse, Cg_i le centre de gravité, r_i la distance entre G_i et le centre articulaire i , et I_i le moment d'inertie. Cp est la position du centre de pression sous le pied droit. Le modèle mécanique du système de perturbation est présenté figure 19.

Nous avons utilisé le formalisme de Lagrange associé au modèle mécanique présenté figure 20 pour calculer le vecteur des moments résultants $\mathbf{M} = \langle M_H, M_G, M_C \rangle^T$ au cours des phases de vol et d'appui du piétinement. La perturbation mécanique \mathbf{M}_R a été intégrée au vecteur des forces externes $\mathbf{G}(\boldsymbol{\theta})$. Une fois les moments musculaires résultants estimés, la puissance P_i a été calculée à l'articulation i ($i = \{H, G, C\}$) par le produit scalaire du moment musculaire \mathbf{M}_i et de la vitesse angulaire $\dot{\boldsymbol{\theta}}_i$ (Winter, 1990) :

$$P_i = \mathbf{M}_i \cdot \dot{\boldsymbol{\theta}}_i \quad (c5)$$

III.3.3.3 Moments agoniste et antagoniste

Les moments développés par les groupes musculaires agoniste et antagoniste du genou ont été estimés en utilisant une version « évoluée » du modèle d'optimisation présenté dans l'étude précédente. D'une part, la procédure expérimentale a été allégée en supprimant la procédure de calibration isométrique : l'estimation des gains α qui relient les signaux Emg aux moments musculaires dans des conditions isométriques a été directement intégrée au calcul des moments musculaires développés au cours du piétinement. Compte tenu des résultats que nous avons obtenus précédemment, la fréquence de coupure du filtre digital de Butterworth d'ordre 4 appliqué aux signaux Emg a été fixée à 2,50 Hz. De la même manière, nous avons attribué respectivement les valeurs 1,02 et 1,04 aux exposants appliqués aux signaux Emg filtrés des muscles Biceps Femoris et Vastus Medialis. D'autre part, la formulation mathématique du problème d'optimisation a été modifiée pour s'adapter aux contraintes méthodologiques liées à l'utilisation du système de perturbation. Le modèle original avait été développé en retenant 2 muscles représentatifs par groupe musculaire agoniste et antagoniste. Ici, pour des raisons expérimentales (cf. III.3.2.1., *Enregistrements électromyographiques*), nous avons recueilli l'activité Emg d'un seul muscle pour chacun des groupes musculaires extenseur et fléchisseur

du genou. Dans ces conditions, les solutions obtenues en appliquant le modèle que nous avons formulé ne sont pas toujours satisfaisantes car les profils des moments musculaires révèlent d'importantes discontinuités. Nous avons raisonnablement considéré que ces résultats n'étaient pas cohérents d'un point de vue physiologique. L'alternative que nous proposons consiste à exprimer les coefficients w_i attribués à chaque muscle i comme une fonction mathématique de t continue. Compte tenu de la forme des moments musculaires que nous nous attendons à obtenir comme solutions (figure 15 d, p. 65), les coefficients $w_i(t)$ ont été modélisés par des fonctions spline d'ordre 3, notées respectivement W_{BF} et W_{VM} pour les muscles Biceps Femoris et Vastus Medialis. Afin d'améliorer la performance du modèle, la distribution des points de raccordement (appelés *nœuds*) de chaque fonction spline W_i ($i = \{BF, VM\}$) n'a pas été fixée a priori. Au contraire, nous avons utilisé un algorithme de choix des nœuds (routine MATLAB) de telle sorte que le profil du moment résultant estimé à partir des données Emg (\hat{M}_G) corresponde aussi finement que possible à celui déterminé en résolvant le problème de la dynamique inverse (M_G). Les positions initiales données aux nœuds de raccordement correspondent aux instants où les dérivées première, seconde et troisième du moment résultant s'annulent. Les résultats de l'étude précédente ont démontré que ce choix est suffisant pour obtenir un excellent degré de correspondance entre \hat{M}_G et M_G . En intégrant l'ensemble des ces évolutions, les moments agoniste et antagoniste sont équivalents à ceux calculés en utilisant le modèle développé précédemment, sans qu'il soit nécessaire de modifier le critère de minimisation proposé par Olney et Winter (1985). La figure 20 illustre le fait que les 2 modèles (original vs évolution) fournissent des solutions très semblables pour 2 essais dont la forme du moment résultant est très similaire.

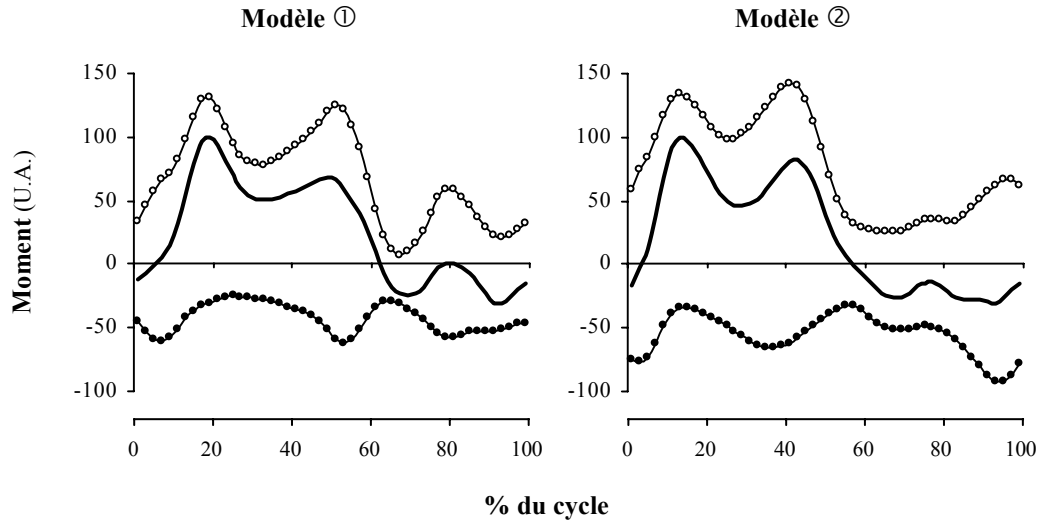


Figure 21 : représentation graphique des moments musculaires résultant (—), extenseur (—○) et fléchisseur (—●) normalisés par rapport à la valeur maximale du moment résultant. Les résultats du modèle ① ont été obtenus avec le modèle original pour un cycle de piétinement recueilli dans l'étude précédente (II.2). Les résultats du modèle ② ont été obtenus avec les évolutions apportées au modèle original pour un cycle de piétinement recueilli dans cette étude (condition *Contrôle*).

Par conséquent, le problème d'optimisation formulé ici pour calculer les moments agoniste et antagoniste s'exprime de la manière suivante :

on cherche : α , β , δ et les valeurs des fonctions W_{BF} et W_{VM} notées W

qui minimise :
$$C = \frac{1}{2} \cdot \sum_t (M_G(t) - \hat{M}_G(t))^2 \quad (c6)$$

α, β, δ, W

où M_G est le moment résultant calculé à l'articulation du genou à l'aide de la dynamique inverse et \hat{M}_G celui estimé à partir des données Emg. \hat{M}_G a été exprimé à l'aide des relations :

$$\hat{M}_G(t) = \sum_i W_i(t) \cdot \hat{M}_i(t), \quad i = \{BF, VM\} \quad (c7)$$

$$= (W(t) \cdot S(t))^T \cdot [\mathbf{1} + E \cdot (\beta \cdot \Delta\theta) - E \cdot (\delta \cdot \dot{\theta})] \quad (c8)$$

sous les contraintes :

$$\begin{cases} \alpha_{BF} < 0, \alpha_{VM} > 0, \beta > 0 \text{ et } \delta > 0 \\ \hat{M}_{BF} < 0 \text{ et } \hat{M}_{VM} > 0 \\ 0 < W(t) < 1 \end{cases} \quad (c9)$$

où \mathbf{S} est le vecteur contenant les valeurs des signaux Emg des muscles Biceps Femoris et Vastus Medialis traités avec les coefficients dont les valeurs ont été fixées avant de lancer la procédure de calcul. $\mathbf{1}$ est un vecteur unité (2×1), β et δ sont les matrices composées des coefficients de raideur et de viscosité, W est la matrice qui contient les valeurs des fonctions W_{BF} et W_{VM} à l'instant t et E est la matrice de « biarticularité ». Les conditions initiales des inconnues W , α , β et δ ont été fixées respectivement à 0,5, -20 et 20, 0,1 et 0,1.

Comme pour l'étude précédente, le problème d'optimisation a été résolu en utilisant la méthode SQP (Boggs et Tolle, 1996 ; Kruk et Wolkowicz, 1998). Pour chaque sujet, la matrice des données moyennes \bar{d}_i de la condition expérimentale i ($i = \{CO, R1, R2, R3\}$) a été calculée et normalisée par rapport au temps sur 100 points. La procédure d'optimisation a été appliquée à la matrice des données moyennes \bar{D} construite en concaténant les matrices \bar{d}_i de telle sorte que :

$$[\bar{D}] = [d_{CO} \quad d_{R1} \quad d_{R2} \quad d_{R3}]^T \quad (c10)$$

III.3.4 Traitement statistique

La condition expérimentale *Orthèse* a été exclue du traitement statistique après avoir vérifié que la cinématique du mouvement et les profils Emg ne diffèrent pas de la condition *Contrôle*. Compte tenu du fait que la condition expérimentale *Ressort 3* n'a été testée que sur 2 sujets parmi les 6 participants à cette étude, et que la force développée par un même ressort ne représente pas forcément la même quantité de perturbation pour tous les sujets, la variable catégorielle *Perturbation* qui comprend les modalités *Contrôle*, *Ressort 1*, *Ressort 2*, *Ressort 3*

est rendue continue en normalisant la valeur du moment M_R par rapport au moment du poids des segments de la jambe et du pied :

$$IP_{[t_1, t_2]} = \text{abs} \left(\frac{\sum_{t=t_1}^{t=t_2} M_R(t)}{\sum_{t=t_1}^{t=t_2} M_{P_G}(t)} \right) \quad (c11)$$

où $IP_{[t_1, t_2]}$ est l'indice de perturbation moyen sur l'intervalle de temps $[t_1, t_2]$ et $\text{abs}(n)$ renvoie la valeur absolue du nombre n . $M_R(t)$ est la valeur du moment produit par le ressort R par rapport au genou (G) à l'instant t . $M_{P_G}(t)$ est la valeur du moment créé par le poids des segments de la jambe et du pied par rapport à G . M_{P_G} est déterminé à l'aide de la relation :

$$M_{P_G} = g \cdot [m_G \cdot r_G \cdot \cos(\theta_G) + m_C \cdot (l_G \cdot \cos(\theta_G) + r_C \cdot \cos(\theta_G + \theta_C))] \quad (c12)$$

où les indices G et C renvoient respectivement aux segments de la jambe et du pied. m_i , l_i et r_i sont respectivement la masse, la longueur et la position proximale du centre de gravité du segment i .

L'effet de la variable indépendante continue *Perturbation* a été évalué sur l'instant d'apparition et l'amplitude des extremums des profils biomécaniques, ainsi que sur les valeurs moyennes de ces profils pour chaque phase du mouvement. La méthode statistique que nous avons utilisée est une procédure de régression en deux temps qui permet de travailler sur la variable dépendante « épurée » de l'effet *Sujet*. Cette technique, surtout utilisée dans le domaine des sciences sociales (e.g. Trouilloud et al., 2002), consiste dans un premier temps à régresser la variable dépendante sur des variables muettes créées pour chaque sujet puis à utiliser les résidus de cette régression comme données de base pour évaluer l'effet *Perturbation*.

III.4 Résultats

III.4.1 Action mécanique des ressorts R1, R2 et R3

L'adjonction d'un système élastique à l'orthèse portée par chaque sujet à l'articulation du genou modifie les conditions externes d'exécution du mouvement par rapport à la situation contrôle. Le ressort crée en effet une perturbation mécanique dont l'importance à chaque instant t dépend à la fois de sa longueur initiale l_0 et de sa raideur. L'amplitude de la force développée par le ressort (F_R) varie de la même manière que l'allongement de ce dernier. Pour cette raison, le profil de F_R est très similaire à celui de la valeur absolue de l'angle du genou θ_G . Quel que soit le ressort considéré (R1, R2 ou R3), F_R est maximale à partir du moment où le membre inférieur est en extension complète. Elle reste ensuite stable autour de cette valeur pendant toute la phase de simple appui du pied droit. La valeur maximale moyenne de F_R atteint respectivement $63,41 \pm 5,58$ N, $83,81 \pm 2,56$ N et $105,53 \pm 10,61$ N pour les ressorts R1, R2 et R3. Dès le début de la flexion du membre inférieur F_R diminue progressivement, jusqu'à ce que la position verticale de l'articulation du genou soit maximale. A cet instant ($75,45 \pm 1,76$ % du cycle), l'allongement du ressort est le plus faible car l'angle formé par la cuisse et la jambe est le plus fermé. F_R augmente ensuite jusqu'à la fin du cycle où le pied entre à nouveau en contact avec le sol.

Le moment de force créé par le système élastique par rapport au centre articulaire du genou a tendance à favoriser le mouvement de flexion de la jambe. En effet, le sens de l'effort que développent les ressorts R1, R2 et R3 (M_R est toujours négatif) est identique à celui d'un muscle fléchisseur de la jambe sur la cuisse (figure 22). Les instants d'apparition des valeurs minimales et maximales du moment M_R sont identiques à ceux de F_R car la variation de longueur du bras de levier de la force est très faible. Lorsque le membre inférieur est en

extension complète, M_R atteint respectivement $-7,12 \pm 1,25 \text{ N}\cdot\text{m}$, $-10,06 \pm 0,50 \text{ N}\cdot\text{m}$ et $-13,94 \pm 0,82 \text{ N}\cdot\text{m}$ pour les ressorts R1, R2 et R3. A l'opposé, M_R diminue respectivement jusqu'à $-0,37 \pm 0,61 \text{ N}\cdot\text{m}$, $-0,07 \pm 0,12 \text{ N}\cdot\text{m}$ et $-1,52 \pm 2,14 \text{ N}\cdot\text{m}$ à l'instant où la phase de flexion du membre inférieur est terminée.

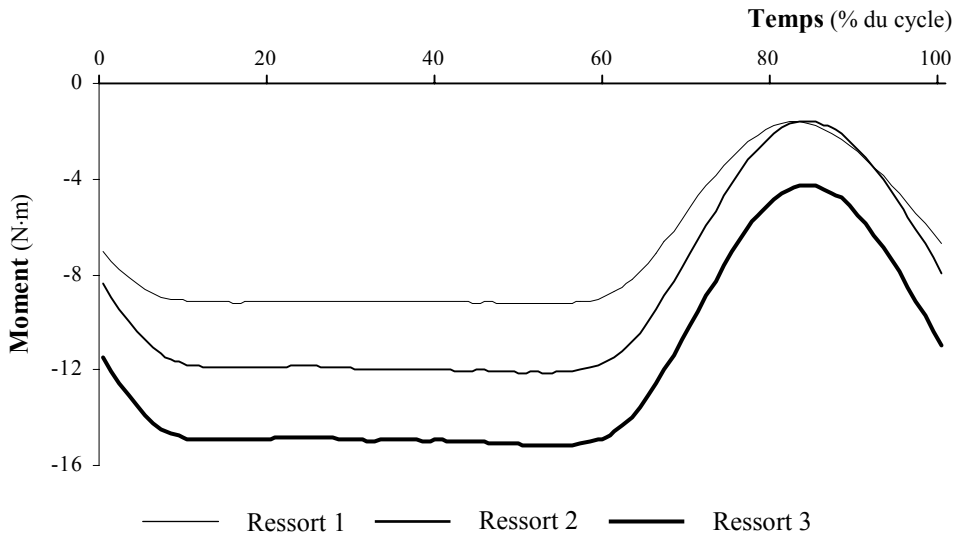


Figure 22 : représentation graphique des profils des moments de force créés par le système de perturbation mécanique dans les conditions expérimentales *Ressort 1*, *Ressort 2* et *Ressort 3* pour un sujet représentatif.

L'indice de perturbation (IP) que nous avons calculé à chaque instant t du cycle de piétinement permet de déterminer quel impact réel a le moment de force créé par le ressort pour chaque sujet. Par exemple, un IP de 5 indique que la perturbation est 5 fois supérieure au moment des poids des segments auxquels elle doit s'opposer. La démarche qui a consisté à transformer la variable indépendante catégorielle *Condition expérimentale* (*Contrôle*, *Ressort 1*, *Ressort 2*, *Ressort 3*) en une variable indépendante continue *Indice de perturbation* (*Perturbation*) paraît justifiée car la valeur de IP peut être plus élevée dans la condition *Ressort 1* (sujet 4) que dans la condition *Ressort 3* (sujet 5). Pour tous les sujets IP atteint sa valeur maximale au cours de la phase d'appui et sa valeur minimale au cours de la phase de

vol. Toutes conditions expérimentales perturbées confondues, l'indice de perturbation moyen au cours de la phase d'appui est de $5,79 \pm 2,04$ (valeur maximale : 11,12 ; valeur minimale : 3,10). Il diminue en moyenne à $1,11 \pm 0,47$ pendant la phase de vol (valeur maximale : 2,06 ; valeur minimale : 0,21).

III.4.2 Répartition des phases du piétinement

La durée moyenne du cycle de piétinement, tous sujets et toutes conditions expérimentales (CO, R1, R2 et R3) confondus est de $1,50 \pm 0,04$ s. L'analyse statistique ne révèle aucun effet *Perturbation* ($F_{1,18} = 2,56, p > 0,05$).

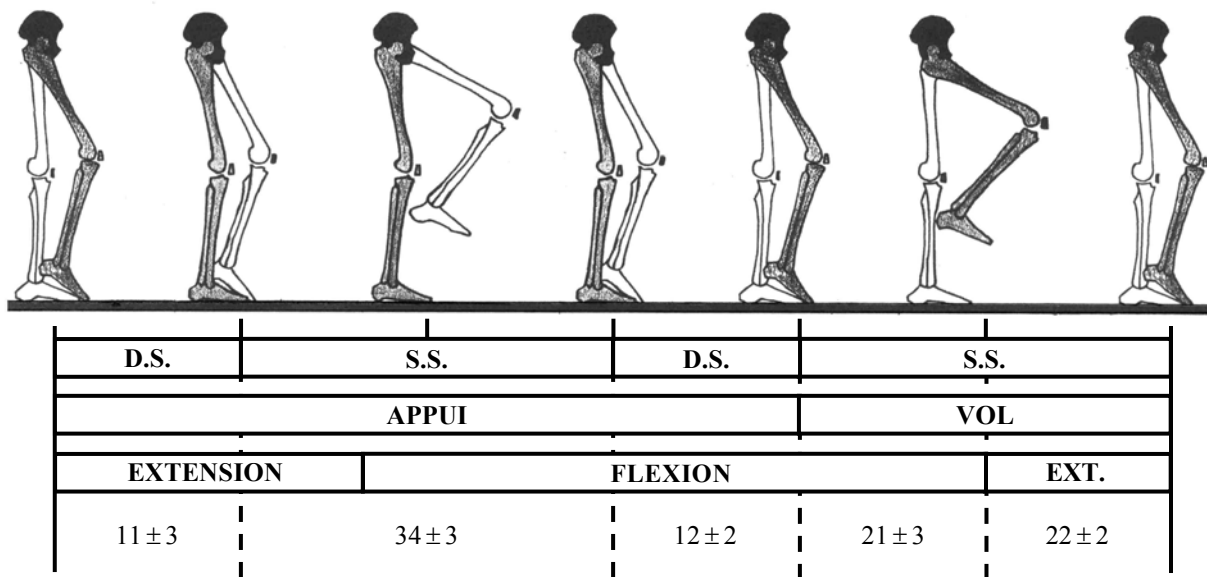


Figure 23 : représentation schématique de la répartition des phases du cycle de piétinement. La durée respective des phases d'appui, de vol, d'extension et de flexion du membre inférieur droit (en gris), exprimée en pourcentage de la durée totale du cycle et arrondie à l'entier le plus proche, est présentée sur la partie inférieure de la figure. S.S. et D.S. renvoient respectivement aux phases de simple et double appui.

Le profil de la composante verticale de l'effort de réaction permet de distinguer les phases d'appui et de vol du membre inférieur droit. Leur durée moyenne est respectivement de $57,32 \pm 2,79$ % et $43,68 \pm 2,79$ % de la durée totale du cycle quelle que soit l'intensité de la

perturbation ($F_{1,18}=0,00$, $p > 0,05$; $F_{1,18}=0,67$, $p > 0,05$). De la même manière, les durées relatives de flexion ($40,82 \pm 5,33$ %) et d'extension ($59,18 \pm 5,33$ %) du membre inférieur sont également stables ($F_{1,18}=0,09$, $p > 0,05$; $F_{1,18}=1,00$, $p > 0,05$). Finalement, la durée respective des temps de simple et de double appui n'est pas significativement modifiée par le port de l'orthèse, si bien que la perturbation mécanique n'engendre aucune modification de la répartition des phases du cycle de piétinement observée dans la condition *Contrôle* (figure 23).

III.4.3 Résultats cinématiques

Comme pour la marche, l'initiation du mouvement de piétinement est caractérisée par un déplacement du centre des pressions vers l'arrière suivie d'une chute en avant autour de la cheville. Après cette perturbation dynamique, le piétinement devient périodique, il peut alors être analysé au travers de l'évolution des profils angulaires (θ). Les profils types des déplacements angulaires de la cheville, de la hanche et du genou recueillis dans la condition *Contrôle* sont présentés figure 24.

L'analyse statistique révèle que le comportement des sujets reste singulièrement stable face à la perturbation mécanique, quelle que soit l'amplitude de cette dernière. En ce qui concerne les déplacements angulaires (cf. tableau 4), seuls l'instant d'apparition du minimum de θ_H et de la valeur maximale de θ_C sont significativement modifiés par l'effet de la perturbation. Plus particulièrement, le port du système élastique n'affecte pas le déplacement à l'articulation du genou alors que la perturbation qu'il génère est suffisante pour réaliser le mouvement de flexion de la jambe sur la cuisse.

De la même manière, les caractéristiques de forme des profils de vitesse ne sont pas modifiées alors que le mouvement de piétinement est exécuté face à la perturbation. Ce résultat indique que les sujets s'adaptent sans délai aux effets du système mécanique, de telle sorte que le profil de phase entre les angles et la mise en action des articulations les unes par rapport aux

autres restent inchangés. En particulier, pendant la phase la plus dynamique du mouvement l'analyse statistique ne révèle pas d'effet *Perturbation*, ni sur l'instant d'apparition, ni sur la valeur du maximum de $\dot{\theta}_H$ ($F_{1,18}=0,83, p > 0,05$; $F_{1,18}=0,38, p > 0,05$) et du minimum de $\dot{\theta}_G$ ($F_{1,18}=0,34, p > 0,05$; $F_{1,18}=0,00, p > 0,05$). Ainsi, le résultat observable du mouvement reste identique, quelle que soit l'amplitude de la perturbation.

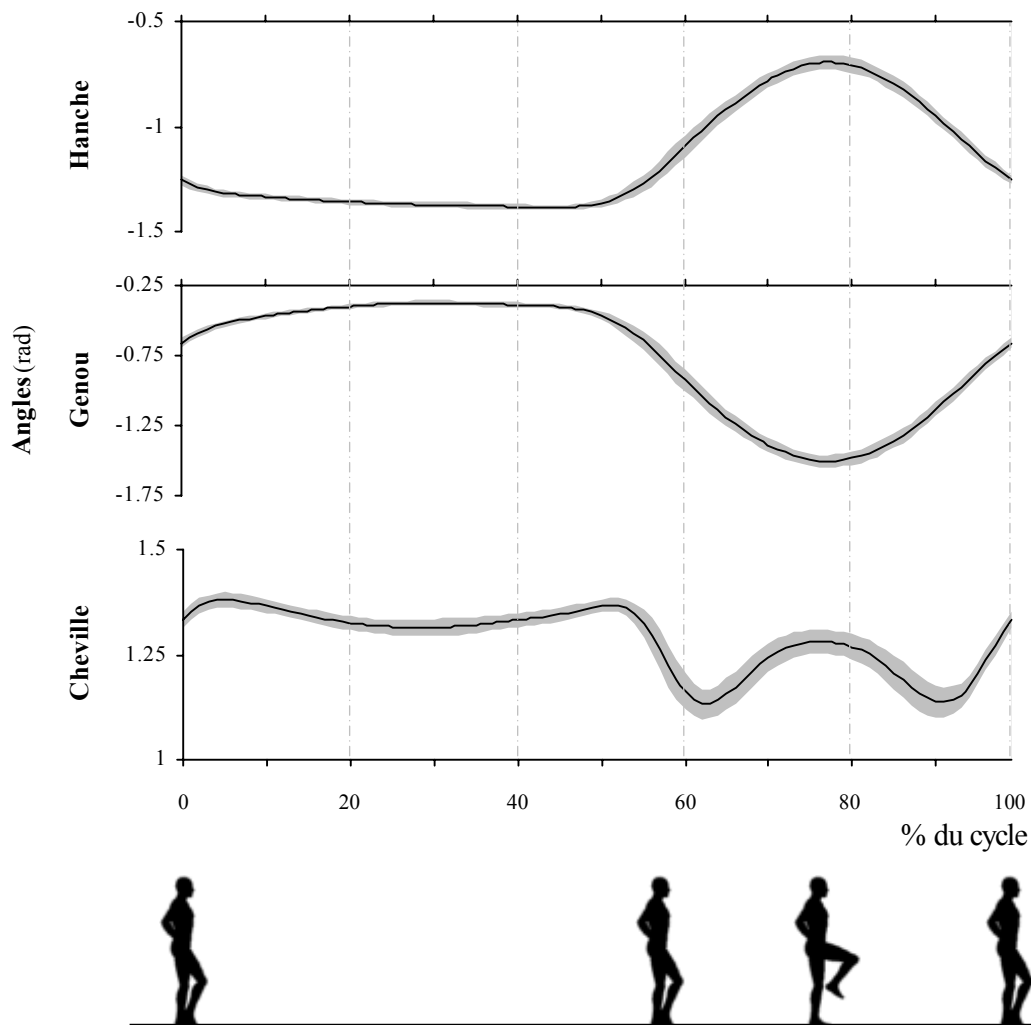


Figure 24 : représentation graphique des déplacements angulaires de la hanche, du genou et de la cheville au cours du piétinement. Pour chaque profil, l'étendue grisée représente la variabilité (± 1 écart-type) autour de la valeur moyenne à chaque instant t . L'analyse statistique révèle que ces profils restent stables face à la perturbation. Le degré de flexion du membre inférieur droit est illustré pour différents instants particuliers du cycle sur la partie inférieure de la figure.

Tableau 4 : valeurs moyennes (\pm écart–type) de l’instant d’apparition et de l’amplitude des extremums des déplacements angulaires aux articulations de la hanche, du genou et de la cheville. Les valeurs indiquées en gras et en italique indiquent que l’effet *Perturbation* est significatif ($p < 0,05$).

Angle	Instant d’apparition (% du cycle)		Amplitude angulaire (Rad)	
	Maximum	Minimum	Maximum	Minimum
θ_H (hanche)	$76,6 \pm 0,99$	<i>$39,99 \pm 5,33$</i>	$-0,71 \pm 0,12$	$-1,45 \pm 0,08$
θ_G (genou)	$35,55 \pm 5,65$	$75,45 \pm 1,76$	$-0,34 \pm 0,09$	$-1,48 \pm 0,11$
θ_C (cheville)	$14,35 \pm 16,46$	$75,55 \pm 14,72$	<i>$1,37 \pm 0,05$</i>	$1,11 \pm 0,03$

III.4.4 Moments résultants / puissance

Les profils des moments résultants, des vitesses angulaires et de la puissance calculés aux articulations de la hanche, du genou et de la cheville dans la condition Contrôle (sans perturbation) sont présentés figure 25 (p. 103).

Dans la condition *Contrôle*, le moment résultant à l’articulation de la cheville est négatif pendant l’ensemble de la phase d’appui du pied droit. Les muscles de la cheville produisent un moment de flexion plantaire qui assure le contrôle du mouvement du pied alors qu’il se « déroule » sur la plateforme. Ainsi, pendant la première phase de double support, l’action musculaire à l’articulation de la cheville est excentrique pour freiner le mouvement de flexion dorsale. Une fois que le pied droit est stabilisé à plat sur la plateforme, l’activité de la cheville est mise en œuvre pour contrôler les oscillations du corps d’une part et assurer l’équilibre face à la perturbation interne créée par le déplacement du membre inférieur gauche d’autre part. L’amplitude de l’action musculaire qui en résulte pendant la phase de simple support du pied droit est importante bien que la vitesse angulaire $\dot{\theta}_C$ soit faible (cf. figure 25). Pendant la seconde phase de double support, l’activité des muscles de la cheville produit un moment résultant de flexion plantaire qui augmente pour initier la flexion du membre inférieur droit ;

l'action musculaire est concentrique. Pendant la phase de vol, la flexion du membre inférieur est très majoritairement réalisée en fléchissant la cuisse sur le tronc et la jambe sur la cuisse. Le moment résultant développé à l'articulation de la cheville permet de stabiliser le segment du pied et oscille autour de 0. Par conséquent, l'action musculaire est proche de 0 jusqu'à ce que le pied soit à nouveau soumis à l'effort de réaction en entrant en contact avec le sol. L'analyse statistique ne révèle pas d'effet *Perturbation*, ni sur le minimum ($F_{1,18} = 1,82, p > 0,05$) ni sur le maximum ($F_{1,18} = 0,56, p > 0,05$) du moment résultant. Compte tenu de la stabilité des paramètres cinématiques, l'action musculaire à la cheville – exprimée par la valeur moyenne de la puissance P_C – n'est pas modifiée par le port du système mécanique ($F_{1,18} = 0,65, p > 0,05$; $F_{1,18} = 1,04, p > 0,05$, respectivement pour les phases d'extension et de flexion du pied).

A l'articulation de la hanche, le moment musculaire résultant est négatif pendant toute la phase de simple appui du pied droit et positif pendant le reste du cycle de piétinement dans la condition *Contrôle*. Il atteint sa valeur maximale au moment où le pied entre en contact avec le sol et reste positif durant toute la première phase de double appui. Pendant cette période, l'activité de flexion que produisent les muscles de la hanche permet de contrôler la fin de l'extension de la cuisse par une action excentrique. Ensuite, les muscles de la hanche produisent un moment extenseur qui permet de verrouiller les articulations de la hanche et du genou droits pendant la phase de vol du membre inférieur gauche. Pendant toute la phase de flexion du membre inférieur qui suit la phase de simple appui du pied droit, les muscles de la hanche produisent une activité de flexion. Par conséquent, le mouvement de la cuisse est réalisé par une action concentrique qui atteint sa valeur maximale à la fin de la phase d'appui du membre inférieur droit (55,33 % du cycle). Finalement, le mouvement d'extension de la cuisse est intégralement contrôlé par une action excentrique des muscles de la hanche jusqu'à la fin du cycle. L'analyse statistique révèle un effet significatif du facteur *Perturbation* sur la valeur moyenne du moment résultant développé pendant la phase d'appui ($F_{1,18} = 16,45, p < 0,05$) mais

pas pendant la phase de vol ($F_{1,18}=0,13$, $p>0,05$). Néanmoins, l'action musculaire reste identique quelle que soit l'intensité de la perturbation, aussi bien pendant la phase d'appui ($F_{1,18}=2,72$, $p>0,05$) que pendant la phase de vol ($F_{1,18}=0,71$, $p>0,05$). Sur les phases d'extension et de flexion de la cuisse, les valeurs moyennes de la puissance musculaire restent également stables face à la perturbation mécanique ($F_{1,18}=0,07$, $p>0,05$; $F_{1,18}=0,86$, $p>0,05$, respectivement).

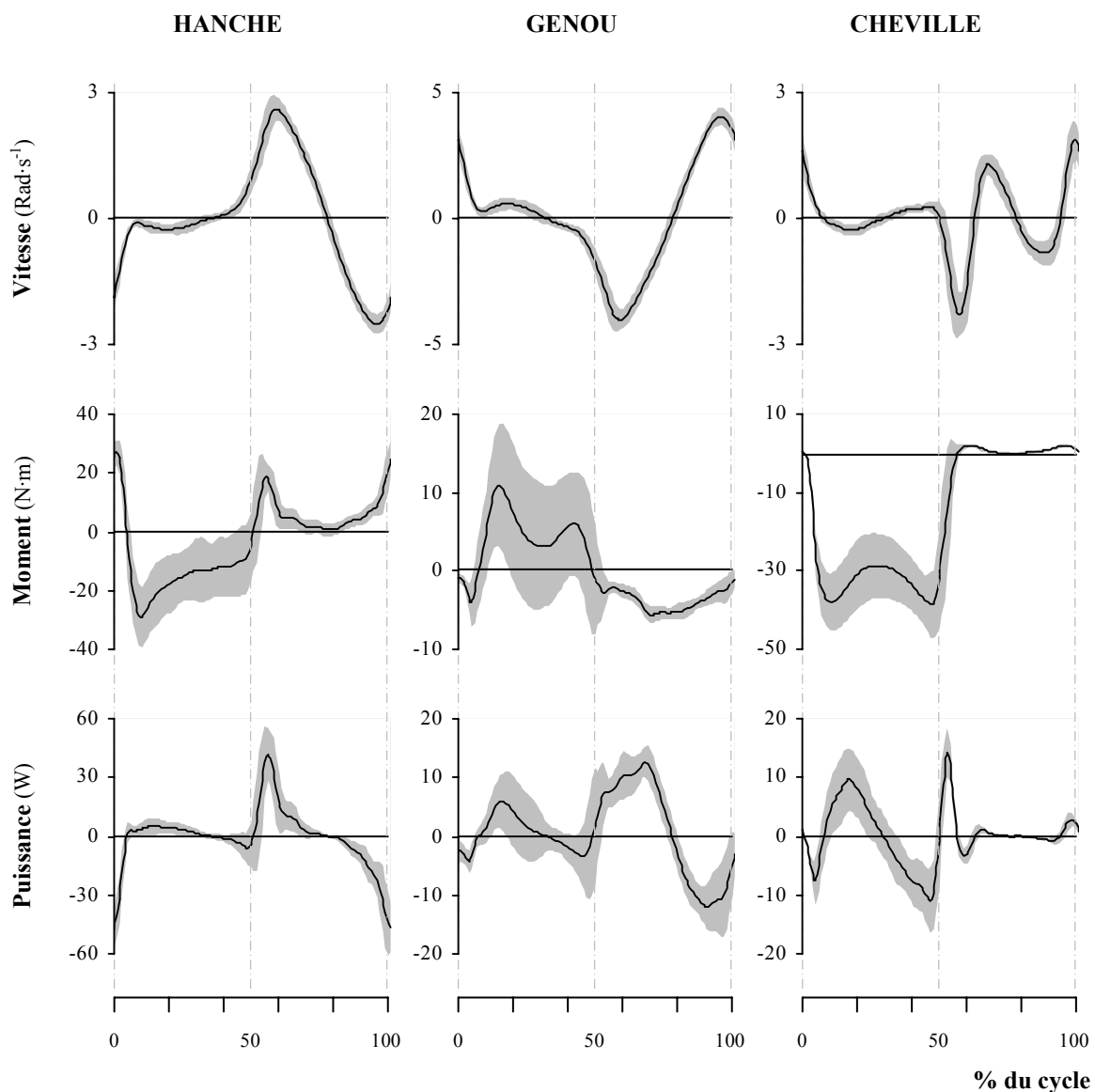


Figure 25 : représentation graphique des profils moyens de vitesse angulaire, du moment résultant et de la puissance obtenus aux articulations de la hanche, du genou et de la cheville dans la condition *Contrôle* pour l'ensemble des sujets. Pour chaque profil, l'étendue grisée représente la variabilité (± 1 écart-type) autour de la valeur moyenne à chaque instant t .

A l'articulation du genou (figure 26), le profil du moment résultant calculé dans la condition *Contrôle* est composé de 3 phases distinctes. Du début du cycle à la moitié de la première phase de double support, les muscles du genou produisent un moment de flexion qui freine le mouvement de la jambe par une action excentrique. Ensuite, le moment résultant devient positif jusqu'à la fin de la phase d'appui du membre inférieur droit. Le moment est extenseur pour assurer la stabilité du genou lorsque le membre inférieur droit supporte la totalité du poids du corps. Le verrouillage de l'articulation du genou est assuré par une action musculaire concentrique jusqu'à la moitié de la phase de simple appui puis excentrique jusqu'au moment où débute la flexion du membre inférieur droit. Comparativement aux deux autres articulations, la variabilité du profil du moment résultant est plus élevée à l'articulation du genou du fait de la variation de la position relative du pied droit par rapport au pied gauche entre les cycles. Pendant toute la phase de vol, les muscles du genou créent un moment fléchisseur. Cette activité permet de créer le mouvement de flexion de la jambe sur la cuisse par une action concentrique jusqu'à la fin de la phase de flexion ($75,45 \pm 1,76$ % du cycle). L'action musculaire s'inverse alors pour contrôler le mouvement d'extension de la jambe par une action excentrique jusqu'à l'instant de la pose du pied droit sur le sol. Contrairement aux articulations de la cheville et de la hanche, l'analyse statistique révèle d'importantes différences liées à l'effet *Perturbation*. En ce qui concerne la valeur minimale du moment résultant, il n'y a pas d'effet *Perturbation*, ni sur l'amplitude du pic ($F_{1,18} = 0,87$, $p > 0,05$) ni sur l'instant auquel il apparaît pendant la phase de vol ($F_{1,18} = 0,40$, $p > 0,05$). Par contre, la modification de la valeur moyenne du moment musculaire résultant développé pendant la phase de vol ($F_{1,18} = 46,05$, $p < 0,05$) indique que les muscles du genou produisent un moment d'autant moins fléchisseur que l'intensité de la perturbation est importante.

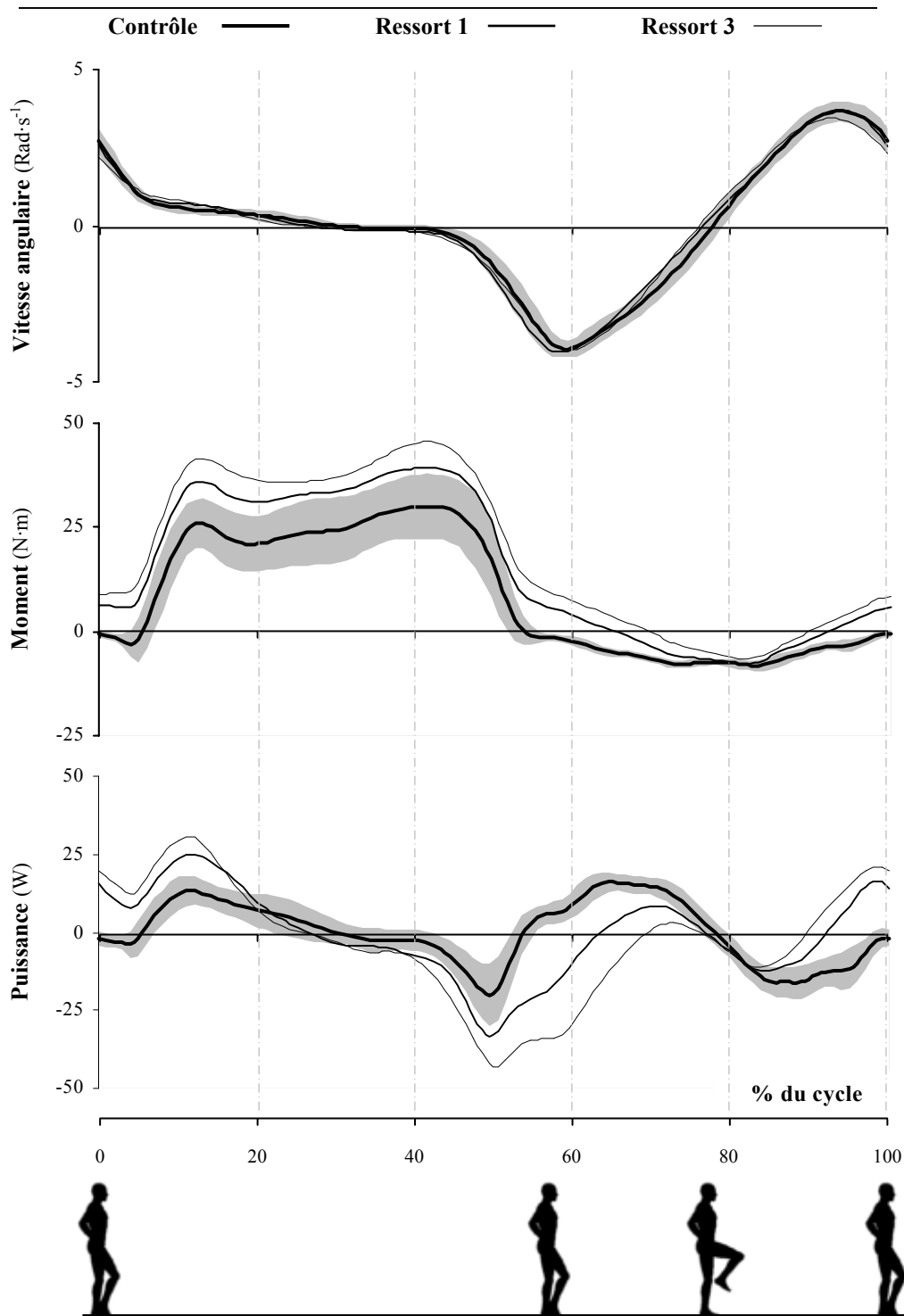


Figure 26 : représentation graphique des profils moyens de vitesse angulaire, du moment résultant et de la puissance obtenus pour un sujet représentatif à l'articulation du genou dans les conditions expérimentales *Contrôle*, *Ressort 1* et *Ressort 3*. Les résultats de la condition *Ressort 2* sont intermédiaires à ceux obtenus dans les conditions *Ressort 1* et *Ressort 3*. Ils n'ont pas été représentés pour ne pas surcharger la figure. Pour chaque profil obtenu dans la condition *Contrôle*, l'étendue grisée représente la variabilité (± 1 écart-type) autour de la valeur moyenne à chaque instant t .

Pendant la phase d'appui, la valeur maximale atteinte par le moment résultant augmente avec l'intensité de la perturbation ($F_{1,18} = 11,75$, $p < 0,05$) mais l'instant auquel il apparaît n'est pas modifié ($F_{1,18} = 0,51$, $p > 0,05$). Face à la perturbation, l'adaptation de l'activité des muscles du genou se caractérise par une augmentation significative de la valeur moyenne du moment d'extension ($F_{1,18} = 19,41$, $p < 0,05$). Ces modifications entraînent d'autres au niveau du profil d'action des muscles du genou. Pendant la phase d'appui, l'action qui produit l'extension de la jambe devient strictement concentrique ($F_{1,18} = 54,83$, $p < 0,05$). À l'inverse, le mouvement de flexion de la jambe sur la cuisse est contrôlé par une action excentrique dont la valeur moyenne augmente avec la perturbation ($F_{1,18} = 23,86$, $p < 0,05$). L'analyse statistique révèle également un effet significatif du facteur *Perturbation* sur la valeur moyenne de la puissance musculaire développée pour fléchir puis étendre la jambe pendant la phase de vol ($F_{1,18} = 32,76$, $p < 0,05$; $F_{1,18} = 33,21$, $p < 0,05$, respectivement). À titre d'exemple, l'action excentrique qui contrôle le mouvement d'extension de la jambe jusqu'à la fin du cycle dans la condition *Contrôle* s'inverse progressivement avec l'augmentation de l'intensité de la perturbation.

III.4.5 Moments agoniste et antagoniste

Dans les conditions *Ressort 1*, *Ressort 2* et *Ressort 3*, les profils Emg des muscles Biceps Femoris et Vastus Medialis sont différents par rapport à la condition *Contrôle* (figure 27). Néanmoins, nous avons montré dans les études précédentes que la lecture de ces résultats peut être difficile, notamment parce que les signaux Emg peuvent être entachés de nombreuses erreurs dans des conditions dynamiques. De plus, l'amplitude du signal Emg peut être différente pour un même niveau de force produit en concentrique ou en excentrique, ou inversement. Enfin, la variation d'amplitude des signaux Emg des muscles agoniste et antagoniste ne peut pas apporter directement d'informations quantitatives sur l'évolution de la

co-contraction. D'une part la variation de l'effort développé par un muscle n'est pas toujours directement proportionnelle à la variation d'amplitude du signal Emg qui y est capté. D'autre part, le facteur de correspondance entre l'amplitude du signal Emg et l'effort mécanique est différent pour chaque muscle.

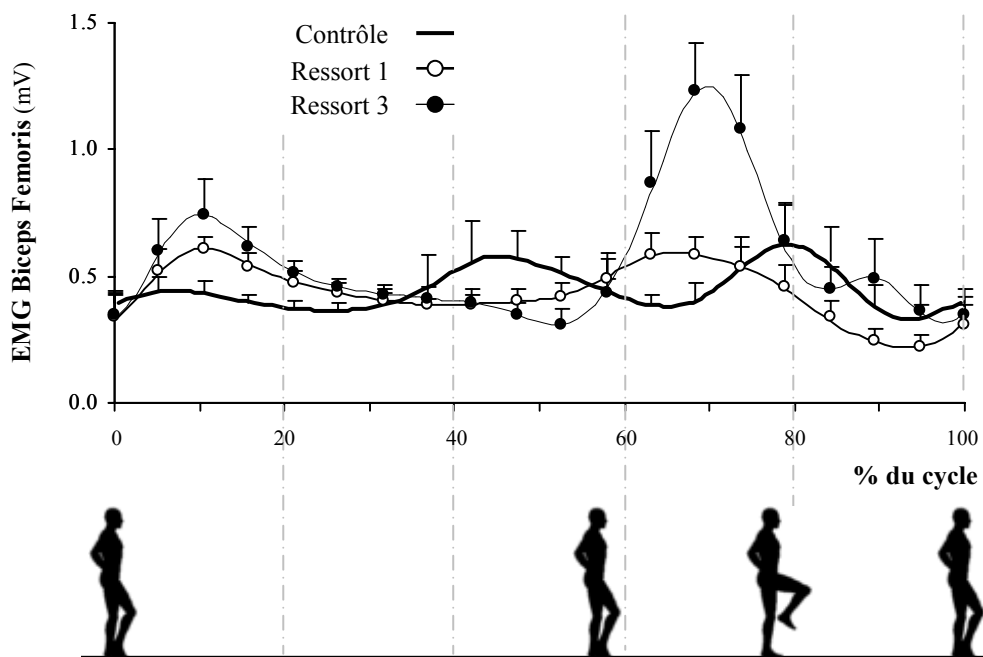


Figure 27 : illustration graphique des différences observées sur l'enveloppe moyenne du signal Emg du muscle Biceps Femoris (fléchisseur du genou) recueilli sur un sujet représentatif dans les conditions expérimentales *Contrôle*, *Ressort 1* et *Ressort 3*. Les traits verticaux correspondent à l'erreur standard (+ 1 écart-type).

Pour l'ensemble de ces raisons, nous avons focalisé notre attention sur les résultats des moments musculaires agoniste et antagoniste. Les profils des moments musculaires obtenus dans les conditions *Contrôle*, *Ressort 1* et *Ressort 3* pour un sujet représentatif sont présentés figure 28.

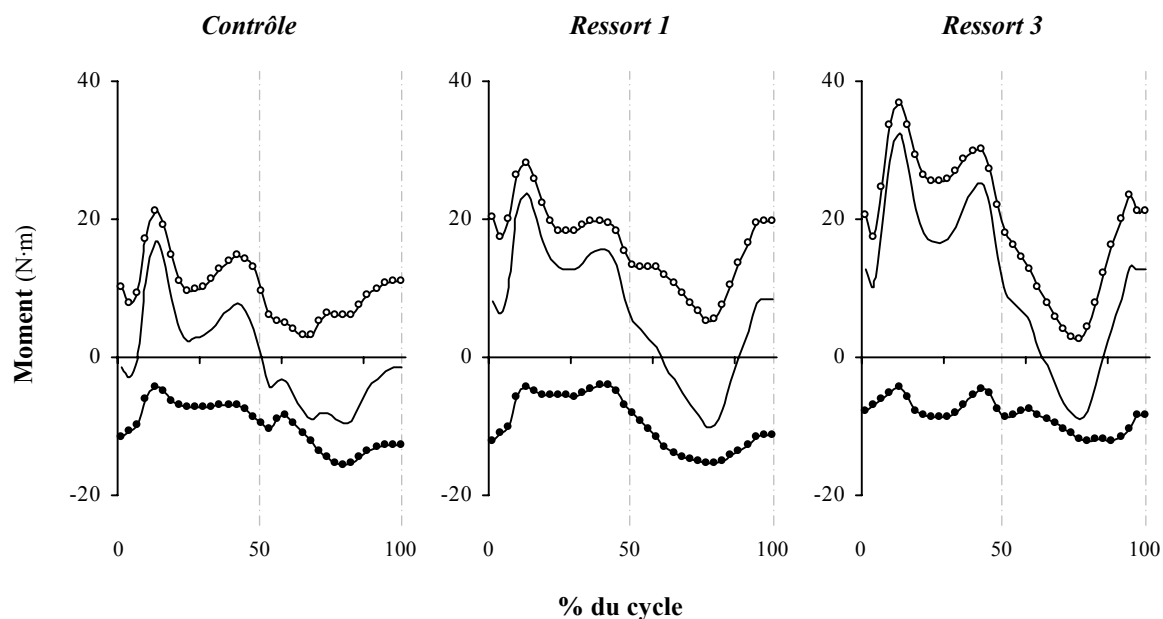


Figure 28 : représentation graphique des moments musculaires résultant (—), extenseur (—○) et fléchisseur (—●) estimés à partir des données Emg à l’articulation du genou dans les conditions expérimentales *Contrôle*, *Ressort 1* et *Ressort 3*.

Pendant la phase d’appui, les muscles extenseurs de l’articulation du genou sont agonistes jusqu’à ce que la jambe soit étendue au maximum, puis antagonistes jusqu’à la fin de la phase d’appui. Face à la perturbation, la valeur moyenne du moment développé par les muscles extenseurs augmente significativement ($F_{1,18} = 13,53$, $p < 0,05$). L’analyse statistique ne révèle pas d’effet *Perturbation* sur la valeur moyenne du moment produit par les muscles fléchisseurs ($F_{1,18} = 0,01$, $p > 0,05$). Pour l’ensemble des sujets, il est en moyenne de $-7,71 \pm 4,93$ N·m. Par conséquent, l’indice de co-contraction diminue significativement avec l’augmentation de l’indice de perturbation ($F_{1,18} = 17,16$, $p < 0,05$). Dans la condition *Contrôle* (IP = 0), la co-contraction est en moyenne de $60,32 \pm 11,73$. Avec l’augmentation de la perturbation, la valeur moyenne de IC atteint respectivement 48,45 % et 33,27 % pour un IP de 5 et 10.

Pendant la phase de vol, l’analyse statistique ne révèle pas d’effet *Perturbation* sur les valeurs moyennes des moments musculaires extenseur et fléchisseur si on ne distingue pas les phases d’extension et de flexion du membre inférieur ($F_{1,18} = 2,14$, $p > 0,05$; $F_{1,18} = 0,89$, $p > 0,05$, respectivement).

Pendant la période de flexion de la phase de vol, les muscles fléchisseurs du genou sont agonistes pendant $97,56 \pm 2,45$ % dans la condition *Contrôle*. L'analyse statistique révèle un effet *Perturbation* sur cette durée relative ($F_{1,18} = 18,69$, $p < 0,05$). Plus IP augmente, plus la flexion de la jambe sur la cuisse est contrôlée par une action excentrique des muscles extenseurs. Ces derniers deviennent agonistes du début de la période de flexion de la phase de vol jusqu'à respectivement 37,63 % et 41,91 % de cette période pour des IP de 0,5 et 1. Ce mécanisme d'adaptation à l'effort externe résulte d'une augmentation significative du moment musculaire extenseur ($F_{1,18} = 5,75$, $p < 0,05$) sans que l'amplitude du moment fléchisseur ne soit modifiée ($F_{1,18} = 0,01$, $p > 0,05$). Face à la perturbation, l'augmentation du moment musculaire extenseur par rapport à la condition *Contrôle* est équivalente à celle du moment musculaire résultant ($t_{13} = 0,74$, $p > 0,05$). L'indice de co-contraction augmente également pendant la période de flexion de la phase de vol car le groupe musculaire qui est antagoniste dans la condition *Contrôle* devient progressivement agoniste sous l'effet *Perturbation*.

Pendant la période d'extension de la phase de vol, le mouvement de la jambe par rapport à la cuisse est contrôlé dans la condition *Contrôle* à $98,58 \pm 2,02$ % par une action excentrique des muscles fléchisseurs. Face à la perturbation, la durée de la période d'extension pendant laquelle les muscles extenseurs sont agonistes augmente significativement ($F_{1,18} = 51,86$, $p < 0,05$). Cette durée relative atteint 60,93 % de la durée d'extension de la phase de vol pour un IP maximal de 1,54. L'analyse statistique ne révèle pas d'effet *Perturbation* sur la valeur moyenne du moment musculaire extenseur, alors que l'amplitude du moment fléchisseur diminue significativement. L'indice de co-contraction diminue également significativement avec l'augmentation de la perturbation ($F_{1,18} = 6,18$, $p < 0,05$). Il est en moyenne de $0,74 \pm 0,04$ % dans la condition *Contrôle*, et diminue respectivement à 69,73 % et 62,36 % pour un IP de 0,57 et 1,54.

III.5 Discussion et conclusion

L'objectif de cette étude était d'appliquer le modèle d'estimation des efforts agoniste et antagoniste à l'analyse de la coordination pluri-articulaire d'un mouvement de piétinement perturbé par l'adjonction d'un système élastique à l'articulation du genou. Nous avons fait l'hypothèse que la redondance du système musculo-squelettique permettrait de gérer la perturbation à un niveau local, sans affecter les degrés de liberté non perturbés afin de préserver le contrôle de l'équilibre global du corps.

III.5.1 Invariance cinématique

Nos résultats ont mis en évidence que le moment de force créé par le système de perturbation n'engendre pas de modification significative du résultat observable du mouvement. L'ensemble des variables temporelles du cycle de piétinement reste inchangé quelle que soit l'intensité de la perturbation. Les sujets parviennent sans difficulté à satisfaire la contrainte de fréquence que nous leur avons assignée pour réaliser la tâche de piétinement. De cette manière, le contrôle postural du système mécanique composé des segments des bras, du tronc, du cou et de la tête reste identique quel que soit le niveau de perturbation (Breniere et Ribreau, 1998). Néanmoins, le fait que la durée moyenne du cycle demeure inchangée malgré la perturbation n'est pas seulement une conséquence des consignes données pour l'exécution de la tâche. En effet, les résultats des pré-tests que nous avons menés ont révélé que les sujets conservaient spontanément la même fréquence de piétinement. Stephens et Yang (1999) ont rapporté un résultat identique lorsqu'une perturbation externe (permanente ou transitoire) est appliquée chez l'adulte au cours de la marche. Leur dispositif expérimental permettait de surcharger ou d'alléger le poids des sujets de 30 % à l'aide d'un harnais dont l'action résultante s'appliquait au niveau du centre de gravité global du corps. Malgré la perturbation, la répartition de phase du piétinement obtenue dans la condition *Contrôle* est préservée dans les

conditions expérimentales *Ressort 1*, *Ressort 2* et *Ressort 3*. La durée relative des phases d'appui et de vol, ainsi que les durées des périodes d'extension et de flexion qui composent chacune d'elles demeurent identiques, quel que soit la valeur de l'indice de perturbation. Ces résultats s'opposent à ceux de Stephens et Yang (1999) qui montrent, qu'au cours de la marche, la durée relative de la phase d'appui augmente ou diminue dans le même sens que la variation de poids du corps. A l'inverse, nos résultats suggèrent que la répartition de phase est un invariant du cycle de piétinement. Cette différence peut s'expliquer par le fait que la perturbation du système élastique n'affecte qu'un seul degré de liberté, alors que les dispositifs utilisés pour perturber les tâches locomotrices sont généralement appliqués au centre de gravité global du corps (Bonnard et Pailhous, 1991 ; Stephens et Yang, 1999). D'autre part, les profils des déplacements angulaires et de leurs dérivées respectives sont identiques, que le mouvement de piétinement soit perturbé ou non. En effet, l'analyse statistique ne révèle pas d'effet *Perturbation*, ni sur l'amplitude, ni sur l'instant d'apparition des extremums de chaque profil. Pourtant, l'amplitude de la perturbation est suffisamment forte pour produire à elle seule une partie (*Ressort 1*) ou l'intégralité (*Ressort 3*) du mouvement de flexion de la jambe sur la cuisse (Guigess, 1998). Dans ces conditions, les déplacements angulaires auraient pu être modifiés à l'ensemble des degrés de liberté qui composent le système pluri-articulé. Ce mécanisme d'adaptation est observé par de nombreux auteurs, que la perturbation soit externe ou interne (e.g. Cordo, 1990 ; Forestier et Nougier, 1998). Quelle que soit la tâche expérimentale, la redondance du système pluri-articulé permet aux sujets de satisfaire l'objectif qui leur est assigné en combinant différemment les déplacements articulaires. Néanmoins, ces stratégies de compensation sont observées pour des mouvements discrets alors que le piétinement requiert que les segments des membres inférieurs soient mobilisés en satisfaisant simultanément deux objectifs :

- Produire un mouvement coordonné, continu et périodique des membres inférieurs ;

- Assurer l'équilibre global du corps dans les plans sagittal et frontal à chaque instant t du cycle de piétinement, que l'appui soit uni ou bipodal.

Par conséquent, la stabilité des variables cinématiques pourrait témoigner d'une stratégie particulière d'adaptation à la perturbation, donnant la priorité au maintien de l'équilibre. En effet, toute modification des déplacements angulaires engendrerait une perturbation interne de la posture (Winter, 1983 ; McKinnon et Winter, 1993) qui s'ajouterait à la perturbation externe déjà créée par le ressort. En maintenant stable le résultat observable du mouvement (répartition de phase + profils cinématiques), les sujets s'affranchissent d'une éventuelle modification des mécanismes impliqués dans la régulation de la posture au cours du piétinement.

III.5.2 Efforts résultants

Du fait de l'invariance cinématique, le moment articulaire résultant reste identique aux articulations de la hanche, du genou et de la cheville, quelle que soit l'intensité de la perturbation. L'adaptation au moment de force créé par le ressort se fait uniquement à l'articulation du genou en terme d'activité musculaire résultante : elle évolue comme une fonction linéaire de l'intensité de la perturbation à tout instant t du cycle du piétinement. A l'articulation du genou, le moment musculaire résultant augmente pendant la phase d'appui pour verrouiller l'articulation face à la perturbation, et ainsi éviter toute flexion intempestive. Le même phénomène d'adaptation à la perturbation est observé pendant la phase de vol. Si le moment musculaire résultant est fléchisseur dans la condition *Contrôle*, alors il devient d'autant plus extenseur que l'indice de perturbation augmente. S'il est extenseur dans la condition *Contrôle*, alors l'augmentation du moment est équivalente à celle de la perturbation mécanique externe.

L'invariance de la cinématique du mouvement et les modifications du moment musculaire résultant entraîne une modification de l'amplitude de la puissance musculaire

développée à l'articulation du genou. Pendant la phase d'appui, l'effort créé par le ressort s'oppose au moment musculaire résultant. Par conséquent, l'effet *Perturbation* entraîne une augmentation de l'amplitude de la puissance musculaire en excentrique et en concentrique. Pendant la période de flexion de la phase de vol, le sens de l'effort créé par la perturbation est identique à celui du moment musculaire résultant dans la condition *Contrôle* : le mouvement est réalisé par une action concentrique des muscles fléchisseurs. Face à l'action du ressort qui favorise la flexion de la jambe, le mouvement est freiné par une action excentrique des muscles extenseurs dont l'activité augmente avec l'intensité de la perturbation (IP). Pendant la période d'extension de la phase de vol, le sens de l'action développée par le ressort est opposé à celui de l'effort résultant. Dans la condition *Contrôle*, l'extension de la jambe est freinée par une action excentrique des muscles fléchisseurs. Dans les conditions perturbées, l'action concentrique des muscles extenseurs augmente avec l'indice de perturbation afin de produire le mouvement d'extension de la jambe. Ces résultats montrent que les sujets réalisent les mêmes profils cinématiques quelle que soit la perturbation mécanique en modifiant l'action des muscles agonistes. Néanmoins, l'analyse du moment musculaire résultant et/ou de la puissance musculaire ne permet pas de préciser comment la redondance du système musculo-squelettique est exploitée pour s'adapter à la perturbation. En effet, une même valeur de l'effort résultant peut être obtenue par une infinité de combinaisons des valeurs des moments musculaires extenseur et fléchisseur.

III.5.3 Moments musculaires agoniste et antagoniste

Le modèle mécanique que nous avons développé permet de quantifier l'effort généré par chaque groupe musculaire agoniste et antagoniste à chaque instant t du cycle de piétinement. Les évolutions que nous avons apportées au modèle original (cf. II.2.3.4) nous ont permis d'obtenir des solutions équivalentes à celles de l'étude précédente (II.2), alors que pour des

raisons méthodologiques, les signaux Emg n'ont été recueillis que sur un muscle représentatif de chaque groupe musculaire.

Suivant la phase du mouvement de piétinement, l'effet *Perturbation* entraîne l'augmentation de l'un ou l'autre des 2 moments, en fonction de l'activité résultante et selon que le membre inférieur appareillé (côté droit) est contraint par les efforts de réaction ou non.

Pendant la phase d'appui, l'augmentation du moment extenseur s'oppose à l'effort mécanique produit par le ressort afin de maintenir l'articulation du genou en extension. L'augmentation du moment musculaire extenseur est toujours équivalente à celle du moment musculaire résultant. A l'inverse, le moment développé par les muscles fléchisseurs – qui sont antagonistes pendant cette phase du mouvement – n'est pas affecté par la perturbation. Par conséquent, l'indice de co-contraction diminue d'autant plus que l'intensité de la perturbation augmente. Ces résultats suggèrent que la conservation du même effort fléchisseur est nécessaire pour stabiliser l'articulation du genou et pour y contrôler les pressions internes (Buchanan et Lloyd, 1997 ; Kellis et coll., 1998, 1999 a-b ; Yanagawa et al, 2002). Des études réalisées dans le domaine de la physiologie musculaire ont mis en évidence que l'activité antagoniste était nécessaire pour distribuer harmonieusement les pressions sur la surface articulaire et ainsi prévenir les dommages (Minetti, 1994 ; Solomonow et al., 1987). Nous pouvons faire l'hypothèse que l'augmentation de l'activité des muscles agonistes (muscles extenseurs) n'engendre pas d'importantes modifications de la stabilité articulaire. Des résultats similaires ont été obtenus par Amiridis et al. (1996) sur ergomètre isocinétique : ces auteurs montrent que l'amplitude de l'activité Emg des muscles antagonistes n'est pas modifiée, quelle que soit l'intensité de l'effort.

Pendant la phase de vol, l'adaptation à la perturbation diffère suivant l'activité résultante à l'articulation d'une part et le sens de l'action du ressort d'autre part. Pendant la période de

flexion de la phase de vol, l'adaptation à la perturbation se fait par une augmentation de l'activité des muscles extenseurs. Pendant la période d'extension de la phase de vol, l'effort développé par le ressort est exploité par le système musculo-squelettique afin de conserver la même cinématique. En effet, le moment musculaire fléchisseur diminue sans que le moment extenseur soit modifié, alors que l'action musculaire s'inverse : elle passe d'une action excentrique des muscles fléchisseurs à une action concentrique des muscles extenseurs destinée à produire le mouvement. La stratégie adoptée par les sujets permet de conserver le même niveau de force au niveau des extenseurs et d'utiliser le ressort comme un producteur de force « interne ».

Pendant la phase d'appui l'action du ressort est antagoniste à l'extension du genou, et l'indice de co-contraction diminue par le fait d'une augmentation significative du moment musculaire agoniste (extenseur). Pour la période de flexion du genou pendant la phase de vol, l'action du ressort et celle des muscles fléchisseurs sont agonistes, et l'augmentation du moment des muscles extenseurs engendre une diminution de l'indice de co-contraction. De cette manière, la flexion du segment de la jambe sur celui de la cuisse est contrôlée par une action excentrique des muscles extenseurs. Ces derniers contrôlent la cinématique du genou pendant cette phase. Enfin, l'action du ressort est exploitée par le système musculo-squelettique lorsque la perturbation est opposée à l'activité musculaire résultante et que le membre inférieur perturbé n'est pas contraint par les efforts de réaction.

Pour le piétinement, l'adjonction d'une orthèse équipée d'un ressort à l'articulation du genou ne modifie pas la cinématique du mouvement. Cette stratégie pourrait être mise en place pour préserver – ou ne pas perturber – l'équilibre dynamique du mouvement. Néanmoins, les activités musculaires agoniste et antagoniste sont largement modifiées autour du degré de

liberté affecté par la perturbation. Les muscles extenseurs tendent à participer de façon plus importante au contrôle de la cinématique du genou lorsque la perturbation augmente. Lorsqu'ils sont agonistes – par rapport au moment résultant – ils s'opposent à la perturbation en augmentant la valeur du moment qu'ils développent. Lorsqu'ils sont antagonistes, le moment musculaire qu'ils génèrent n'est pas modifié, mais il est plus important que celui des muscles fléchisseurs. Ces derniers diminuent leur activité et profitent du ressort lorsqu'ils sont antagonistes. Le fait que l'activité qu'ils développent ne devienne pas nulle est sûrement lié à la nécessité de maintenir la stabilité articulaire du genou. Ces résultats montrent que la redondance du système musculo-squelettique permet une adaptation locale à la perturbation sans affecter les degrés de liberté non perturbés.

Finalement, nos résultats tendent à montrer qu'il est possible de palier un déficit musculaire en utilisant le même type d'orthèse que celui que nous avons développé pour générer une perturbation mécanique par rapport à l'articulation du genou. Un tel dispositif pourrait trouver de nombreuses applications dans le domaine de la rééducation fonctionnelle (Richard et al., 1988) ou de l'appareillage pour handicapés (Allard et al., 1981). D'un point de vue méthodologique, nos résultats mettent en évidence l'intérêt du modèle que nous avons développé, car il semble plus judicieux d'interpréter les moments musculaires que les signaux Emg pour analyser correctement la coordination. En effet, les conclusions que nous avons tirées de l'analyse des moments musculaires sont très différentes de celles que nous aurions formulées à partir des signaux Emg présentés figure 27.

IV CONCLUSION GENERALE / PERSPECTIVES

Ce travail de thèse poursuivait deux objectifs. Le premier était de développer des méthodes numériques permettant d'une part de résoudre le problème de la dynamique inverse de manière satisfaisante, et d'autre part d'estimer les moments musculaires agoniste et antagoniste, en particulier en conditions dynamiques. Le second était d'appliquer ces méthodes à l'étude de la coordination pluri-articulaire d'un mouvement de piétinement exécuté dans des conditions environnementales différentes d'un point de vue mécanique.

La méthode d'optimisation statique des accélérations angulaires que nous proposons de mettre en œuvre à partir des mesures cinématiques et dynamiques du mouvement permet d'améliorer la définition de l'estimation des moments résultants par rapport aux méthodes classiques, tout en respectant les conditions d'équilibre de chaque segment. L'application de cette technique au paradigme expérimental de lever des bras démontre que son utilisation est particulièrement pertinente dans le cas de déplacements articulaires de faible amplitude, c'est-à-dire lorsque le rapport signal-sur-bruit est faible. Cette méthode est généralisable à l'analyse tridimensionnelle du mouvement, et possède l'avantage de pouvoir être intégrée en amont des procédures de résolution du problème inverse déjà existantes dans les logiciels de simulation biomécanique (Solid Dynamic System (SDS), 3D vision, ...).

La seconde méthode que nous avons développée utilise l'optimisation dynamique pour estimer les moments musculaires agoniste et antagoniste à partir de mesures cinématiques, dynamiques et électromyographiques. Elle comprend une première étape de calibration des signaux Emg en conditions isométriques, pour laquelle l'expression donnée aux moments musculaires permet d'éviter les hypothèses restrictives habituellement formulées vis-à-vis de la relation force-Emg. Dans une seconde étape, ces résultats sont introduits dans une

procédure d'optimisation numérique permettant l'estimation des moments agoniste et antagoniste dans des conditions dynamiques. La formulation mathématique du problème permet de prendre en compte le comportement viscoélastique des muscles, de gérer leur contribution relative à l'effort résultant et, de façon originale, de respecter la biarticularité de certains muscles. Les résultats obtenus sur une tâche de piétinement sont physiologiquement réalistes et l'indice de co-contraction peut être évalué de manière fiable à chaque instant du mouvement.

Cette approche est ensuite utilisée pour étudier l'évolution de la coordination inter-articulaire adoptée au cours du piétinement, avec ou sans l'adjonction d'un système élastique à l'articulation du genou. D'une manière générale, on observe une invariance de la répartition des phases d'appui et de vol, ainsi que de la cinématique angulaire des articulations impliquées dans le mouvement, ceci quelle que soit l'intensité de la perturbation. Les moments musculaires résultants calculés aux articulations de la cheville et de la hanche restent également inchangés. Par contre, le moment musculaire résultant à l'articulation du genou est modifié de façon proportionnelle à l'intensité de la perturbation. L'activité des muscles fléchisseurs du genou est inchangée lorsque ce groupe musculaire et le ressort sont antagonistes, alors qu'elle diminue lorsqu'ils sont agonistes. Dans ce cas, le ressort est utilisé comme producteur d'effort et l'activité des muscles fléchisseurs sert à assurer la stabilité articulaire. Pour les muscles extenseurs du genou, leur activité augmente quand ils sont agonistes, alors qu'elle reste inchangée – mais toujours largement supérieure à celle des muscles fléchisseurs – quand ils sont antagonistes. L'augmentation de la perturbation entraîne un accroissement de la participation des muscles extenseurs au contrôle de la cinématique angulaire du genou. La redondance musculo-squelettique permet ainsi une adaptation locale à la perturbation, en conservant la cinématique du genou observée dans la *Contrôle*. Cette stratégie permet de préserver l'équilibre dynamique du mouvement de piétinement.

L'ensemble de ce travail permet d'envisager de nombreuses perspectives : il semblerait utile de développer un critère fonction du rapport signal-sur-bruit pour justifier de l'utilisation des différentes méthodes de résolution du problème de dynamique inverse. Une comparaison de l'optimisation statique des accélérations avec l'optimisation dynamique devrait également être envisagée. Le développement de cette méthode permettrait aussi de modifier l'expression de la fonctionnelle dans le calcul des efforts agoniste et antagoniste, en utilisant non plus le moment résultant comme référence mais plutôt la cinématique mesurée. Enfin la calibration des activités électromyographiques pourrait s'enrichir de mesures réalisées en dynamique à l'aide d'un ergomètre isocinétique.

V REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Allard, P., Duhaime, M., Thiry, P.S., & Drouin, G. (1981). Use of gait stimulation in the evaluation of a spring-loaded knee joint orthosis for Duchenne muscular dystrophy patients. *Med Biol Eng Comput*, **19**, 165-70.
- Amiridis, I.G., Martin, A., Morlon, B., Martin, L., Cometti, G., Pousson, M., & van Hoecke, J. (1996). Co-activation and tension-regulating phenomena during isokinetic knee extension in sedentary and highly skilled humans. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, **73**, 149-56.
- An, K.N., Kwak, B.M., Chao, E.Y., & Morrey, B.F. (1984). Determination of muscle and joint forces: a new technique to solve the indeterminate problem. *J Biomech Eng*, **106**, 364-7.
- An, K.-N., Kaufman, K.R., & Chao, E.Y.-S. (1995). Estimation of muscle and joint forces. In: Allard, P., Stokes, I.A.F., & Blanchi, J.P. (Eds.), *Three-dimensional analysis of human movement*, Human Kinetics, Champaign, 201-214.
- Anderson, F.C. & Pandy, M.G. (2001). Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. *J Biomech*, **34**, 153-61.
- Antoniadis, A., Bigot, J., & Sapatinas, T. (2001). Wavelet Estimators in Nonparametric Regression: A Comparative Simulation Study. *Journal of Statistical Software*, **6**, 1-83.
- Arsenault, A.B., Winter, D.A., Marteniuk, R.G., & Hayes, K.C. (1986). How many strides are required for the analysis of electromyographic data in gait? *Scand J Rehabil Med*, **18**, 133-5.
- Austin, G.P., Garrett, G.E., & Bohannon, R.W. (1999). Kinematic analysis of obstacle clearance during locomotion. *Gait Posture*, **10**, 109-20.
- Barral, J. & Debu, B. (2002). Hand and gender differences in the organization of aiming in 5-year-old children. *Neuropsychologia*, **40**, 152-61.
- Basmajian J.V., & De Luca, C.J. (1985). *Muscles alive, their functions revealed by electromyography* (Fifth edition). Williams & Wilkins, Baltimore.
- Bernstein, N. (1967). *The coordination and Regulation of Movements*. Oxford, Pergamon.
- Bilodeau, M., Arsenault, A.B., Gravel, D., & Bourbonnais, D. (1991). EMG power spectra of elbow extensors during ramp and step isometric contractions. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, **63**, 24-8.
- Bilodeau, M., Goulet, C., Nadeau, S., Arsenault, A.B., & Gravel, D. (1994). Comparison of the EMG power spectrum of the human soleus and gastrocnemius muscles. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, **68**, 395-401.
- Bobbert, M.F. & van Ingen Schenau, G.J. (1988). Coordination in vertical jumping. *J Biomech*, **21**, 249-62.
- Bobbert, M.F. & van Soest, A.J. (2000). Two-joint muscles offer the solution, but what was the problem? *Motor Control*, **4**, 48-52; discussion 97-116.

- Boggs, P.T., & Tolle, J.W. (1996). *Sequential quadratic programming*. *Acta Numerica*, **4**, 1-52.
- Bonnard, M., & Pailhous, J. (1991). Intentional compensation for selective loading affecting human gait phases. *J Mot Behav*, **23**, 4-12.
- Bouisset, S., & Maton, B. (1995). *Muscles, posture et mouvement. Bases et applications de la méthode électromyographique*. Hermann Eds., Paris.
- Brand, R.A., Pedersen, D.R., & Friedrich, J.A. (1986). The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic cross-sectional area. *J Biomech*, **8**, 589-596.
- Breniere, Y. & Dietrich, G. (1992). Heel-off perturbation during gait initiation: biomechanical analysis using triaxial accelerometry and a force plate. *J Biomech*, **25**, 121-7.
- Breniere, Y. & Ribreau, C. (1998). A double-inverted pendulum model for studying the adaptability of postural control to frequency during human stepping in place. *Biol Cybern*, **79**, 337-45.
- Buchanan, T.S., Moniz, M.J., Dewald, J.P., & Zev Rymer, W. (1993). Estimation of muscle forces about the wrist joint during isometric tasks using an EMG coefficient method. *J Biomech*, **26**, 547-60.
- Buchanan, T.S. & Shreeve, D.A. (1996). An evaluation of optimization techniques for the prediction of muscle activation patterns during isometric tasks. *J Biomech Eng*, **118**, 565-74.
- Buchanan, T.S. & Lloyd, D.G. (1997). Muscle activation at the human knee during isometric flexion-extension and varus-valgus loads. *J Orthop Res*, **15**, 11-7.
- Burgess-Limerick, R., Abernethy, B., & Neal, R.J. (1993). Relative phase quantifies interjoint coordination. *J Biomech*, **26**, 91-4.
- Caldwell, G.E. & Li, L. (2000). How strongly is muscle activity associated with joint moments? *Motor Control*, **4**, 53-9; discussion 97-116.
- Cappozzo, A., Leo, T., & Pedotti, A. (1975). A general computing method for the analysis of human locomotion. *J Biomech*, **8**, 307-20.
- Carter, M.C. & Shapiro, D.C. (1984). Control of sequential movements: evidence for generalized motor programs. *J Neurophysiol*, **52**, 787-96.
- Chabran, E., Maton, B., & Fourment, A. (2002). Effects of postural muscle fatigue on the relation between segmental posture and movement. *J Electromyogr Kinesiol*, **12**, 67-79.
- Challis, J.H. & Kerwin, D.G. (1993). An analytical examination of muscle force estimations using optimization techniques. *Proc Inst Mech Eng [H]*, **207**, 139-48.
- Challis, J.H. & Kerwin, D.G. (1996). Quantification of the uncertainties in resultant joint moments computed in a dynamic activity. *J Sports Sci*, **14**, 219-31.
- Challis, J.H. (1997). Producing physiologically realistic individual muscle force estimations by imposing constraints when using optimization techniques. *Med Eng Phys*, **19**, 253-61.

- Chao, E.Y. & Rim, K. (1973). Application of optimization principles in determining the applied moments in human leg joints during gait. *J Biomech*, **6**, 497-510.
- Cheng, C.K., Hsiung, H.S., & Lai, J.S. (1994). The use of surface EMG in knee extensor moment prediction. *Proc Natl Sci Counc Repub China B*, **18**, 179-86.
- Cheron, G., Bengoetxea, A., Dan, B., & Draye, J.P. (1998). Multi-joint coordination strategies for straightening up movement in humans. *Neurosci Lett*, **242**, 135-8.
- Cholewicki, J. & McGill, S.M. (1994). EMG assisted optimization: a hybrid approach for estimating muscle forces in an indeterminate biomechanical model. *J Biomech*, **27**, 1287-9.
- Cholewicki, J., McGill, S.M., & 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. *J Biomech*, **28**, 321-31.
- Ciarlet, P.G. (1994) Généralités sur l'optimisation. In: Introduction à l'analyse numérique matricielle et à l'optimisation, Masson, Paris, 167-206.
- Cipriani, D.J., Armstrong, C.W., & Gaul, S. (1995). Backward walking at three levels of treadmill inclination: an electromyographic and kinematic analysis. *J Orthop Sports Phys Ther*, **22**, 95-102.
- Clancy, E.A. & Hogan, N. (1994). Single site electromyograph amplitude estimation. *IEEE Trans Biomed Eng*, **41**, 159-67.
- Clancy, E.A. & Hogan, N. (1997). Relating agonist-antagonist electromyograms to joint torque during isometric, quasi-isotonic, nonfatiguing contractions. *IEEE Trans Biomed Eng*, **44**, 1024-8.
- Clancy, E.A., Bouchard, S., & Rancourt, D. (2001). Estimation and application of EMG amplitude during dynamic contractions. *IEEE Eng Med Biol Mag*, **20**, 47-54.
- Clancy, E.A., Morin, E.L., & Merletti, R. (2002). Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. *J Electromyogr Kinesiol*, **12**, 1-16.
- Cordo, P.J. (1990). Kinesthetic control of a multijoint movement sequence. *J Neurophysiol*, **63**, 161-72.
- Crowninshield R.D., & Brand, R.A. (1981). A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *J Biomech*, **14**, 793-801.
- De Boor, C. (1978). *A practical guide to splines Applied Mathematics Sciences*, Springer Verlag, New York.
- De Boor, C. (2001). *Spline toolbox for use with MATLAB. User's Guide*. South Natick, MathWorks Inc..
- Doorenbosch, C.A. & Harlaar, J. (2003). A clinically applicable EMG-force model to quantify active stabilization of the knee after a lesion of the anterior cruciate ligament. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, **18**, 142-9.

- Dul, J., Townsend, M.A., Shiavi, R., & Johnson, G.E. (1984). Muscular synergism--I. On criteria for load sharing between synergistic muscles. *J Biomech*, **17**, 663-73.
- Dul, J., Johnson, G.E., Shiavi, R., & Townsend, M.A. (1984). Muscular synergism--II. A minimum-fatigue criterion for load sharing between synergistic muscles. *J Biomech*, **17**, 675-84.
- Eng, J.J., Winter, D.A., MacKinnon, C.D., & Patla, A.E. (1992). Interaction of the reactive moments and centre of mass displacement for postural control during voluntary arm movements. *Neurosci Res Commun*, **11**, 73-80.
- Espiau, B., Guigues, I., & Pissard-Gibollet, R. (1998). Can an underactuated leg with a passive spring at the knee achieve a ballistic step?. *Rapport de recherche N°3544*, INRIA, France.
- Falconer, K. & Winter, D.A. (1985). Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint in walking. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, **25**, 135-49.
- Farina, D., Merletti, R., Nazzaro, M., & Caruso, I. (2001). Effect of joint angle on EMG variables in leg and thigh muscles. *IEEE Eng Med Biol Mag*, **20**, 62-71.
- Forestier, N. & Nougier, V. (1998). The effects of muscular fatigue on the coordination of a multijoint movement in human. *Neurosci Lett*, **252**, 187-90.
- Gagnon, D., Lariviere, C., & 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. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, **16**, 359-72.
- Giakas, G. & Baltzopoulos, V. (1997). A comparison of automatic filtering techniques applied to biomechanical walking data. *J Biomech*, **30**, 847-50.
- Giakas, G. & Baltzopoulos, V. (1997). Optimal digital filtering requires a different cut-off frequency strategy for the determination of the higher derivatives. *J Biomech*, **30**, 851-5.
- Grasso, R., Bianchi, L., & Lacquaniti, F. (1998). Motor patterns for human gait: backward versus forward locomotion. *J Neurophysiol*, **80**, 1868-85.
- Grey, M.J., van Doornik, J., & Sinkjaer, T. (2002). Plantar flexor stretch reflex responses to whole body loading/unloading during human walking. *Eur J Neurosci*, **16**, 2001-7.
- Guigess, I. (1998). *Biomechanical evaluation of a device for assistance in knee flexion*. DEA STAPS, Université Joseph Fourier. Grenoble. France.
- Hatze, H. (2000). The inverse dynamics problem of neuromuscular control. *Biol Cybern*, **82**, 133-41.
- Hatze, H. (2002). The fundamental problem of myoskeletal inverse dynamics and its implications. *J Biomech*, **35**, 109-15.
- Hay, L. & Redon, C. (2001). Development of postural adaptation to arm raising. *Exp Brain Res*, **139**, 224-32.

- Herzog, W., & Binding, P. (1992). Predictions of Antagonistic Muscular Activity Using Nonlinear Optimization. *Math Biosci*, **111**, 217-229.
- Herzog, W., & Binding, P. (1993). Cocontraction of Pairs of Antagonistic Muscles: Analytical Solution for Planar Static Optimization Approaches. *Math Biosci*, **118**, 83-95.
- Hill, A.V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society*, **126**, 136-195.
- Hof, A.L. & van den Berg, J. (1977). Linearity between the weighted sum of the EMGs of the human triceps surae and the total torque. *J Biomech*, **10**, 529-39.
- Hof, A.L. & Van den Berg, J. (1981). EMG to force processing I: An electrical analogue of the Hill muscle model. *J Biomech*, **14**, 747-58.
- Hof, A.L. & Van den Berg, J. (1981). EMG to force processing II: Estimation of parameters of the Hill muscle model for the human triceps surae by means of a calfergometer. *J Biomech*, **14**, 759-70.
- Hof, A.L. & Van den Berg, J. (1981). EMG to force processing III: Estimation of model parameters for the human triceps surae muscle and assessment of the accuracy by means of a torque plate. *J Biomech*, **14**, 771-85.
- Hof, A.L. & Van den Berg, J. (1981). EMG to force processing IV: Eccentric-concentric contractions on a spring-flywheel set up. *J Biomech*, **14**, 787-92.
- Hof, A.L. (1997). The relationship between electromyogram and muscle force. *Sportverletz Sportschaden*, **11**, 79-86.
- Hof, A.L. (2001). The force resulting from the action of mono- and biarticular muscles in a limb. *J Biomech*, **34**, 1085-9.
- Huang, Q.M., Hodges, P.W., & Thorstensson, A. (2001). Postural control of the trunk in response to lateral support surface translations during trunk movement and loading. *Exp Brain Res*, **141**, 552-9.
- Hughes, R.E. (1995). Choice of optimization models for predicting spinal forces in a three-dimensionnal analysis of heavy work. *Ergonomics*, **38**, 2476-2484.
- Ismail, A.R. & Asfour, S.S. (1999). Discrete wavelet transform: a tool in smoothing kinematic data. *J Biomech*, **32**, 317-21.
- ISO Guide to the expression of uncertainty in measurement. (1993). Geneva.
- Ivanenko, Y.P., Grasso, R., & Lacquaniti, F. (2000). Influence of leg muscle vibration on human walking. *J Neurophysiol*, **84**, 1737-47.
- Kahle, W., Leonhardt, H., & Platzer, W. (1991). *Anatomie. Tome I: appareil locomoteur*. Médecine-Sciences, Flammarion, Paris.
- Kamen, G. & Caldwell, G.E. (1996). Physiology and interpretation of the electromyogram. *J Clin Neurophysiol*, **13**, 366-84.

- Kampas, P. (2001). The optimal use of myoelectrodes. *Med Orth Tech*, **121**, 21-27.
- Kasai, T. & Yahagi, S. (1999). Motor evoked potentials of the first dorsal interosseous muscle in step and ramp index finger abduction. *Muscle Nerve*, **22**, 1419-25.
- Kasai, T., Kawanishi, M., & Yahagi, S. (1994). Effects of upper limb muscle vibration on human voluntary wrist flexion-extension movements. *Percept Mot Skills*, **78**, 43-7.
- Kasai, T., Yahagi, S., & Shimura, K. (2002). Effect of vibration-induced postural illusion on anticipatory postural adjustment of voluntary arm movement in standing humans. *Gait Posture*, **15**, 94-100.
- Kaufman, K.R., An, K.N., & Chao, E.Y. (1989). Incorporation of muscle architecture into the muscle length-tension relationship. *J Biomech*, **22**, 943-8.
- Kaufman, K.R., An, K.N., Litchy, W.J., & Chao, E.Y. (1991). Physiological prediction of muscle forces--II. Application to isokinetic exercise. *Neuroscience*, **40**, 793-804.
- Kellis, E. & Baltzopoulos, V. (1997). The effects of antagonist moment on the resultant knee joint moment during isokinetic testing of the knee extensors. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, **76**, 253-9.
- Kellis, E. (1998). Quantification of quadriceps and hamstring antagonist activity. *Sports Med*, **25**, 37-62.
- Kellis, E., Arabatzi, F., & Papadopoulos, C. (2003). Muscle co-activation around the knee in drop jumping using the co-contraction index. *J Electromyogr Kinesiol*, **13**, 229-38.
- Komi, P.V., & Viitasalo, J.H.T. (1976). Signal characteristic of EMG at different levels of muscle tension. *Acta Physiol Scand*, **96**, 267-276.
- Kruk, S., Wolkowicz H. (1998). SQ²P, Sequential Quadratic Constrained Quadratic Programming. *Research Report CORR 97-01*, University of Waterloo, Department of Combinatorics and Optimization, Waterloo, Canada.
- Kumar, S., & Narayan Y. (2001). Torque in isometric graded flexion-rotation and extension-rotation. *Ergonomics*, **44**, 795-813.
- Kunt, M. (1980). *Traitement numérique des signaux*. Editions Georgi, St-Saphorin, Switzerland.
- Kuo, A.D. & Zajac, F.E. (1993). Human standing posture: multi-joint movement strategies based on biomechanical constraints. *Prog Brain Res*, **97**, 349-58.
- Kuo, A.D. (1998). A least-squares estimation approach to improving the precision of inverse dynamics computations. *J Biomech Eng*, **120**, 148-59.
- Ladin, Z. & Wu, G. (1991). Combining position and acceleration measurements for joint force estimation. *J Biomech*, **24**, 1173-87.
- Lamontagne, M., & Coulombe, V. (1992). The effects of EMG sampling rate on the power spectral density under eccentric contractions of the Vastus Medialis, *2nd North American*

Conference of Biomechanics, Chicago, USA.

- Lariviere, C., Arsenault, A.B., Gravel, D., Gagnon, D., & Loisel, P. (2001). Effect of step and ramp static contractions on the median frequency of electromyograms of back muscles in humans. *Eur J Appl Physiol*, **85**, 552-9.
- Laursen, B., Jensen, B.R., Nemeth, G., & Sjogaard, G. (1998). A model predicting individual shoulder muscle forces based on relationship between electromyographic and 3D external forces in static position. *J Biomech*, **31**, 731-9.
- Levin, M.F. (1996). Interjoint coordination during pointing movements is disrupted in spastic hemiparesis. *Brain*, **119**, 281-93.
- Manal, K., McClay, I., Richards, J., Galinat, B., & Stanhope, S. (2002). Knee moment profiles during walking: errors due to soft tissue movement of the shank and the influence of the reference coordinate system. *Gait Posture*, **15**, 10-7.
- Marras, W.S. & Granata, K.P. (1997). The development of an EMG-assisted model to assess spine loading during whole-body free-dynamic lifting. *J Electromyogr Kinesiol*, **7**, 259-268.
- Martin, A., Martin, L., & Morlon, B. (1994). Theoretical and experimental behaviour of the muscle viscosity coefficient during maximal concentric actions. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, **69**, 539-44.
- Martin, A., Martin, L., & Morlon, B. (1995). Changes induced by eccentric training on force-velocity relationships of the elbow flexor muscles. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, **72**, 183-5.
- McHugh, M.P., Tyler, T.F., Greenberg, S.C., & Gleim, G.W. (2002). Differences in activation patterns between eccentric and concentric quadriceps contractions. *J Sports Sci*, **20**, 83-91.
- McKinnon, C.D., & Winter, D.A. (1993). Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *J Biomech*, **26**, 633-644.
- Merletti, R. (1999). Standards for Reporting EMG data. *J Electromyogr Kinesiol*, **9**, III-IV.
- Metral, S. & Cassar, G. (1981). Relationship between force and integrated EMG activity during voluntary isometric anisotonic contraction. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, **46**, 185-98.
- Meulenbroek, R.G., Thomassen, A.J., van Lieshout, P.H., & Swinnen, S.P. (1998). The stability of pen-joint and interjoint coordination in loop writing. *Acta Psychol (Amst)*, **100**, 55-70.
- Minetti, A.E. (1994). Contraction dynamics in antagonist muscles. *J Theor Biol*, **169**, 295-304.
- Olney, S.J. & Winter, D.A. (1985). Predictions of knee and ankle moments of force in walking from EMG and kinematic data. *J Biomech*, **18**, 9-20.
- Onishi, H., Yagi, R., Akasaka, K., Momose, K., Ihashi, K., & Handa, Y. (2000). Relationship

- between EMG signals and force in human vastus lateralis muscle using multiple bipolar wire electrodes. *J Electromyogr Kinesiol*, **10**, 59-67.
- Onishi, H., Yagi, R., Oyama, M., Akasaka, K., Ihashi, K., & Handa, Y. (2002). EMG-angle relationship of the hamstring muscles during maximum knee flexion. *J Electromyogr Kinesiol*, **12**, 399-406.
- Oullier, O., Bardy, B.G., Stoffregen, T.A., & Bootsma, R.J. (2002). Postural coordination in looking and tracking tasks. *Hum Mov Sci*, **21**, 147-67.
- Patla, A.E., Ishac, M.G., & Winter, D.A. (2002). Anticipatory control of center of mass and joint stability during voluntary arm movement from a standing posture: interplay between active and passive control. *Exp Brain Res*, **143**, 318-27.
- Potvin, J.R., Norman, R.W., & McGill, S.M. (1996). Mechanically corrected EMG for the continuous estimation of erector spinae muscle loading during repetitive lifting. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, **74**, 119-32.
- Pozzo, T., Ouamer, M., & Gentil, C. (2001). Simulating mechanical consequences of voluntary movement upon whole-body equilibrium: the arm-raising paradigm revisited. *Biol Cybern*, **85**, 39-49.
- Prilutsky, B.I. & Zatsiorsky, V.M. (2002). Optimization-based models of muscle coordination. *Exerc Sport Sci Rev*, **30**, 32-8.
- Raikova, R. (2000). Prediction of Individual Muscle Forces Using Lagrange Multipliers Method - A Model of the Upper Human Limb in the Sagittal Plane: I. Theoretical Considerations. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, **3**, 95-107.
- Raikova, R.T. & Prilutsky, B.I. (2001). Sensitivity of predicted muscle forces to parameters of the optimization-based human leg model revealed by analytical and numerical analyses. *J Biomech*, **34**, 1243-55.
- Rainoldi, A., Nazzaro, M., Merletti, R., Farina, D., Caruso, I., & Gaudenti, S. (2000). Geometrical factors in surface EMG of the vastus medialis and lateralis muscles. *J Electromyogr Kinesiol*, **10**, 327-36.
- Richard, R.L., Jones, L.M., Miller, S.F., & Finley, R.K. Jr (1988). Treatment of exposed bilateral Achilles tendons with use of the Dynasplint. A case report. *Phys Ther*, **68**, 989-91.
- Schneider, K., Zernicke, R.F., Schmidt, R.A., & Hart, T.J. (1989). Changes in limb dynamics during the practice of rapid arm movements. *J Biomech*, **22**, 805-17.
- Scholz, J.P., Millford, J.P., & McMillan, A.G. (1995). Neuromuscular coordination of squat lifting, I: Effect of load magnitude. *Phys Ther*, **75**, 119-32.
- Scolnik, H.D., & Gambini, M.J. (2002). A new method to compute second derivatives. *Journal of Computer Science and Technology*, **6**.
- Seireg, A. & Arvikar, R.J. (1973). A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculo-skeletal system. *J Biomech*, **6**, 313-26.

- Shiavi, R., Frigo, C., & Pedotti, A. (1998). Electromyographic signals during gait: criteria for envelope filtering and number of strides. *Med Biol Eng Comput*, **36**, 171-8.
- Solomonow, M., Baratta, R., Zhou, B.H., Shoji, H., Bose, W., Beck, C., & D'Ambrosia, R. (1987). The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *Am J Sports Med*, **15**, 207-13.
- Spagele, T., Kistner, A., & Gollhofer, A. (1999). Modelling, simulation and optimisation of a human vertical jump. *J Biomech*, **32**, 521-30.
- Sparto, P.J., Parnianpour, M., Reinsel, T.E., & Simon, S. (1997). The effect of fatigue on multijoint kinematics and load sharing during a repetitive lifting test. *Spine*, **22**, 2647-54.
- Spendiff, O., Longford, N.T., & Winter, E.M. (2002). Effects of fatigue on the torque-velocity relation in muscle. *Br J Sports Med*, **36**, 431-5.
- Stegeman, D.F., & Hermens, H.J. (2001). Standards for surface electromyography: the european project "Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)". *Proceedings 4th Arbeitstagung Motodiagnostik-Mototherapie*, Jena, Germany, 108-112.
- Stephens, M.J. & Yang, J.F. (1999). Loading during the stance phase of walking in humans increases the extensor EMG amplitude but does not change the duration of the step cycle. *Exp Brain Res*, **124**, 363-70.
- Stokes, I.A., Moffroid, M., Rush, S., & Haugh, L.D. (1989). EMG to torque relationship in rectus abdominis muscle. Results with repeated testing. *Spine*, **14**, 857-61.
- Stokes, I.A. & Gardner-Morse, M. (1999). Quantitative anatomy of the lumbar musculature. *J Biomech*, **32**, 311-6.
- Stokes, I.A. & Gardner-Morse, M. (2001). Lumbar spinal muscle activation synergies predicted by multi-criteria cost function. *J Biomech*, **34**, 733-40.
- Tate, O.J. & Damiano, D.L. (2002). Torque-EMG relationships in normal and spastic muscles. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, **42**, 347-57.
- Trouilloud, D.O., Sarrazin, P.G., Martinek, T.J., & Guillet, E. (2002). The influence of teacher expectations on student achievement in physical education classes: Pygmalion revisited. *Eur J Soc Psychol*, **32**, 591-607.
- Turker, K.S. (1993). Electromyography: some methodological problems and issues. *Phys Ther*, **73**, 698-710.
- Van den Bogert, A.J., & De Koning, J.J. (1996). On optimal filtering for inverse dynamics analysis. *Proceedings of the IXth Biennial Conference of the Canadian Society for Biomechanics*, 214-215.
- Van Dieen, J.H. & Visser, B. (1999). Estimating net lumbar sagittal plane moments from EMG data. The validity of calibration procedures. *J Electromyogr Kinesiol*, **9**, 309-15.
- Vaughan, C.L. (1982). Smoothing and differentiation of displacement-time data: an application of splines and digital filtering. *Int J Biomed Comput*, **13**, 375-86.

- Vaughan, C.L., Andrews, J.G., & Hay, J.G. (1982). Selection of body segment parameters by optimization methods. *J Biomech Eng*, **104**, 38-44.
- Verschueren, S.M., Swinnen, S.P., Desloovere, K., & Duysens, J. (2003). Vibration-induced changes in EMG during human locomotion. *J Neurophysiol*, **89**, 1299-307.
- Wang, L. & Buchanan, T.S. (2002). Prediction of joint moments using a neural network model of muscle activations from EMG signals. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, **10**, 30-7.
- Winter, D.A. (1983). Biomechanical motor patterns in normal walking. *J Mot Behav*, **15**, 302-330.
- Winter, D.A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*. Wiley-Interscience, New York.
- Woltring, H.J. (1990). Model and measurement error influences in data processing. In: Berme N. and Cappozzo A. (Eds.), *Biomechanics of human movement*, Bertec Corporation, USA, 203-237.
- Wood, G.A. & Jennings, L.S. (1979). On the use of spline functions for data smoothing. *J Biomech*, **12**, 477-9.
- Yanagawa, T., Shelburne, K., Serpas, F., & Pandy, M. (2002). Effect of hamstrings muscle action on stability of the ACL-deficient knee in isokinetic extension exercise. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, **17**, 705-12.
- Zajac, F.E. & Gordon, M.E. (1989). Determining muscle's force and action in multi-articular movement. *Exerc Sport Sci Rev*, **17**, 187-230.
- Zajac, F.E. (1993). Muscle coordination of movement: a perspective. *J Biomech*, **26 Suppl 1**, 109-24.
- Zheng, N., Fleisig, G.S., Escamilla, R.F., & Barrentine, S.W. (1998). An analytical model of the knee for estimation of internal forces during exercise. *J Biomech*, **31**, 963-7.

VI ANNEXES

Annexe 1 : optimisation statique des accélérations.

Annexe 1 a : En considérant le système mécanique composé de 4 segments (figure 4), le vecteur des efforts de réaction au niveau de la cheville $\varphi_C = \langle F_{x_C}, F_{y_C}, M_{z_C} \rangle^T$ peut être relié à la cinématique des segments supérieurs à l'aide de l'équation (a4). Les indices p, r, t désignent respectivement les éléments des matrices A, B et C. En définissant au préalable :

$$\begin{aligned} a_1 &= (m_C r_C + (m_H + m_E) l_C) & b_1 &= (m_H l_C r_H + m_E l_C l_H) \\ a_2 &= (m_H r_H + m_E l_H) & \text{et} & & b_2 &= (m_E l_C r_E) \\ a_3 &= (m_E r_E) & & & b_3 &= (m_E l_H r_E) \end{aligned}$$

on obtient :

$$\begin{aligned} p_{11} &= -(a_1 \cos \theta_C + a_2 \cos(\theta_C + \theta_H) + a_3 \cos(\theta_C + \theta_H + \theta_E)) \\ p_{12} &= -(a_2 \cos(\theta_C + \theta_H) + a_3 \cos(\theta_C + \theta_H + \theta_E)) \\ p_{13} &= -a_3 \cos(\theta_C + \theta_H + \theta_E) \\ p_{21} &= -(a_1 \sin \theta_C + a_2 \sin(\theta_C + \theta_H) + a_3 \sin(\theta_C + \theta_H + \theta_C)) \\ p_{22} &= -(a_2 \sin(\theta_C + \theta_H) + a_3 \sin(\theta_C + \theta_H + \theta_E)) \\ p_{23} &= -a_3 \sin(\theta_C + \theta_H + \theta_E) \\ p_{31} &= \left[(I_C + r_C^2 m_C) + (I_H + r_H^2 m_H) + (I_E + r_E^2 m_E) + (l_C^2 (m_H + m_H) + l_H^2 m_E) \right] \\ &\quad + 2[b_1 \cos \theta_H + b_2 \cos(\theta_H + \theta_E) + b_3 \cos \theta_E] \\ p_{32} &= \left[(I_H + r_H^2 m_H) + (I_E + r_E^2 m_E) + (l_H^2 m_E) \right] + [b_1 \cos \theta_H + b_2 \cos(\theta_H + \theta_E) + 2b_3 \cos \theta_E] \\ p_{33} &= \left[(I_E + r_E^2 m_E) \right] + [b_2 \cos(\theta_H + \theta_E) + b_3 \cos \theta_E] \\ \\ r_{11} &= -p_{21} & t_{11} &= -2p_{22} \\ r_{12} &= -p_{22} & t_{12} &= -2p_{23} \\ r_{13} &= -p_{23} & t_{13} &= -2p_{23} \\ r_{21} &= p_{11} & t_{21} &= 2p_{12} \\ r_{22} &= p_{12} & \text{et} & & t_{22} &= 2p_{13} \\ r_{23} &= p_{13} & & & t_{23} &= 2p_{13} \\ r_{31} &= 0 & & & t_{31} &= 2r_{32} \\ r_{32} &= -[b_1 \sin(\theta_H) + b_2 \sin(\theta_H + \theta_E)] & & & t_{32} &= 2r_{33} \\ r_{33} &= -[b_2 \sin(\theta_H + \theta_E) + b_3 \sin(\theta_E)] & & & t_{33} &= 2r_{33} \end{aligned}$$

La fonction gravitationnelle f_g est exprimée par la relation :

$$f_g(\theta) = -g[m_C(r_C \sin \theta_C) + m_H(l_C \sin \theta_C + r_H \sin(\theta_C + \theta_H)) + m_E(l_C \sin \theta_C + l_H \sin(\theta_C + \theta_H) + r_E \sin(\theta_C + \theta_H + \theta_E))]$$

Annexe 1 b : selon la loi de propagation (eq.(a14)), les différentes composantes de la variance de s peuvent être exprimées comme des fonctions des erreurs standards $\Delta R_x, \Delta R_y, \Delta M_z$ and $\Delta \theta$:

$$\begin{aligned} \Delta s_1^2 &= \frac{\partial s_1^2}{\partial R_{x_0}} \Delta R_x^2 + \sum_{i=1,n} \left(\frac{\partial s_1^2}{\partial \theta_i} + \frac{\partial s_1^2}{\partial \theta_{i-\Delta t}} + \frac{\partial s_1^2}{\partial \theta_{i+\Delta t}} \right) \Delta \theta^2 \\ \Delta s_2^2 &= \frac{\partial s_2^2}{\partial R_{y_0}} \Delta R_y^2 + \sum_{i=1,n} \left(\frac{\partial s_2^2}{\partial \theta_i} + \frac{\partial s_2^2}{\partial \theta_{i-\Delta t}} + \frac{\partial s_2^2}{\partial \theta_{i+\Delta t}} \right) \Delta \theta^2 \\ \Delta s_3^2 &= \frac{\partial s_3^2}{\partial R_{x_0}} \Delta R_x^2 + \frac{\partial s_3^2}{\partial R_{y_0}} \Delta R_y^2 + \frac{\partial s_3^2}{\partial M_{z_0}} \Delta M_z^2 + \sum_{i=1,n} \left(\frac{\partial s_3^2}{\partial \theta_i} + \frac{\partial s_3^2}{\partial \theta_{i-\Delta t}} + \frac{\partial s_3^2}{\partial \theta_{i+\Delta t}} \right) \Delta \theta^2 \\ \Delta s_k^2 &= \sum_{i=1,n} \left(\frac{\partial s_k^2}{\partial \theta_i} + \frac{\partial s_k^2}{\partial \theta_{i-2\Delta t}} + \frac{\partial s_k^2}{\partial \theta_{i+2\Delta t}} \right) \Delta \theta^2 \end{aligned}$$

Pour le modèle à 4 segments (figure 4), les Δs_i^2 sont définies respectivement par :

$$\begin{aligned} \Delta s_1^2 &= \Delta R_x^2 + \left(\sum_{i=1,3} \alpha_{i1}^2 + 2\Delta f e^2 \sum_{i=1,3} \beta_{1i}^2 \right) \Delta \theta^2 \\ \Delta s_2^2 &= \Delta R_y^2 + \left(\sum_{i=1,3} \alpha_{i2}^2 + 2\Delta f e^2 \sum_{i=1,3} \beta_{2i}^2 \right) \Delta \theta^2 \\ \Delta s_3^2 &= l_0^2 \Delta R_x^2 + d_0^2 \Delta R_y^2 + \Delta M_z^2 + \left(\sum_{i=1,3} \left(\alpha_{i3} + \frac{\partial f_g}{\partial \theta_i} \right)^2 + 2\Delta f e^2 \sum_{i=1,3} \beta_{3i}^2 \right) \Delta \theta^2 \\ \Delta s_k^2 &= \left(\frac{3\Delta f e^4}{8} \right) \Delta \theta^2 \end{aligned}$$

où α_k et β_k sont des vecteurs donnés par : $\alpha_k = \Delta R_k \dot{\theta}^2 + \Delta T_k \dot{\theta} \ddot{\theta}$ et $\beta_k = U_k \ddot{\theta}$

$$\text{avec : } \Delta R_k = \begin{bmatrix} \partial r_{ij} \\ \partial \theta_k \end{bmatrix}, \Delta T_k = \begin{bmatrix} \partial t_{ij} \\ \partial \theta_k \end{bmatrix} \text{ et } U_k = \begin{bmatrix} r_{k1} & t_{k1}/2 & t_{k2}/2 \\ r_{k2} & t_{k1}/2 & t_{k3}/2 \\ r_{k3} & t_{k2}/2 & t_{k3}/2 \end{bmatrix}$$

où r_{ij} et t_{ij} sont respectivement les composantes des matrices centrifuge et de Coriolis définies dans l'annexe 1 a.

Annexe 2 : piétinement, estimation des moments agoniste et antagoniste.

Annexe 2 a : en utilisant les notations présentées aux figures 11 et 20, les moments résultants aux articulations de la hanche, du genou et de la cheville sont calculés à partir des équations suivantes, où \mathbf{R} représente le vecteur des efforts de réaction :

$$\mathbf{M} = \mathbf{A}(\boldsymbol{\theta}) \cdot \ddot{\boldsymbol{\theta}} + \mathbf{B}(\boldsymbol{\theta}) \cdot \dot{\boldsymbol{\theta}}\dot{\boldsymbol{\theta}} + \mathbf{C}(\boldsymbol{\theta})\dot{\boldsymbol{\theta}}^2 + \mathbf{G}(\boldsymbol{\theta})$$

où : $\mathbf{G}(\boldsymbol{\theta}) = \mathbf{D}(\boldsymbol{\theta}) \cdot \mathbf{R} + \mathbf{Q}$ lorsque le piétinement est réalisé sans perturbation,

et : $\mathbf{G}(\boldsymbol{\theta}) = \mathbf{D}(\boldsymbol{\theta}) \cdot \mathbf{R} + k \cdot \mathbf{E}(\boldsymbol{\theta}) \cdot \Delta \mathbf{l} + \mathbf{Q}$ lorsque le piétinement est perturbé. k est la

raideur du système élastique, et $\Delta \mathbf{l}$ son élongation par rapport à sa longueur de repos l_0 .

Les composantes des matrices \mathbf{A} , \mathbf{B} , \mathbf{C} , \mathbf{D} et \mathbf{E} sont exprimées par :

$$\begin{aligned} A_{11} = & (I_H + m_H \cdot r_H^2) + (I_G + m_G \cdot r_G^2) + (I_C + m_C \cdot r_C^2) + m_G \cdot l_H^2 + m_C \cdot l_H^2 + m_C \cdot l_G^2 \\ & + 2 \cdot m_C \cdot r_C \cdot l_H \cdot \cos(\theta_G + \theta_C) + 2 \cdot m_C \cdot l_H \cdot l_G \cdot \cos\theta_G + 2 \cdot m_C \cdot r_C \cdot l_G \cdot \cos\theta_C + 2 \cdot m_G \cdot r_G \cdot l_H \cdot \cos\theta_G \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} A_{12} = A_{21} = & (I_G + m_G \cdot r_G^2) + (I_C + m_C \cdot r_C^2) + m_C \cdot l_G^2 + m_G \cdot r_G \cdot l_H \cdot \cos\theta_G \\ & + m_C \cdot l_H \cdot l_G \cdot \cos\theta_G + m_C \cdot r_C \cdot l_H \cdot \cos(\theta_G + \theta_C) + 2 \cdot m_C \cdot r_C \cdot l_G \cdot \cos\theta_C \end{aligned}$$

$$A_{13} = A_{31} = (I_C + m_C \cdot r_C^2) + m_C \cdot r_C \cdot l_G \cdot \cos\theta_C + m_C \cdot r_C \cdot l_H \cdot \cos(\theta_G + \theta_C)$$

$$A_{22} = (I_G + m_G \cdot r_G^2) + (I_C + m_C \cdot r_C^2) + m_C \cdot l_G^2 + 2 \cdot m_C \cdot r_C \cdot l_G \cdot \cos\theta_C$$

$$A_{23} = A_{32} = I_C + m_C \cdot r_C^2 + m_C \cdot r_C \cdot l_G \cdot \cos\theta_C$$

$$A_{33} = I_C + m_C \cdot r_C^2$$

$$B_{2,12} = B_{3,13} = B_{3,23} = 0$$

$$B_{1,12} = -2 \cdot m_G \cdot r_G \cdot l_H \cdot \sin\theta_G - 2 \cdot m_C \cdot l_H \cdot l_G \cdot \sin\theta_G - 2 \cdot m_C \cdot r_C \cdot l_H \cdot \sin(\theta_G + \theta_C)$$

$$B_{1,13} = -2 \cdot m_C \cdot r_C \cdot l_G \cdot \sin\theta_C - 2 \cdot m_C \cdot r_C \cdot l_H \cdot \sin(\theta_G + \theta_C)$$

$$B_{1,23} = -2 \cdot m_C \cdot r_C \cdot l_H \cdot \sin(\theta_G + \theta_C) - 2 \cdot m_C \cdot r_C \cdot l_G \cdot \sin\theta_C$$

$$B_{2,13} = -2 \cdot m_C \cdot r_C \cdot l_G \cdot \sin\theta_C$$

$$B_{2,23} = -2 \cdot m_C \cdot r_C \cdot l_G \cdot \sin\theta_C$$

$$B_{3,12} = 2 \cdot m_C \cdot r_C \cdot l_G \cdot \sin\theta_C$$

$$C_{11} = C_{22} = C_{33} = 0$$

$$C_{12} = -C_{21} = -m_G \cdot r_G \cdot l_H \cdot \sin\theta_G - m_C \cdot l_H \cdot l_G \cdot \sin\theta_G - m_C \cdot r_C \cdot l_H \cdot \sin(\theta_G + \theta_C)$$

$$C_{13} = -C_{31} = -m_C \cdot r_C \cdot l_G \cdot \sin\theta_C - m_C \cdot r_C \cdot l_H \cdot \sin(\theta_G + \theta_C)$$

$$C_{23} = -C_{32} = -m_C \cdot r_C \cdot l_G \cdot \sin\theta_C$$

$$\begin{aligned}
Q_1 &= m_H \cdot r_H \cdot g \cdot \cos \theta_H + m_G \cdot g \cdot (l_H \cdot \cos \theta_H + r_G \cdot \cos(\theta_H + \theta_G)) \\
&\quad + m_C \cdot g \cdot (l_H \cdot \cos \theta_H + l_G \cdot \cos(\theta_H + \theta_G) + r_C \cdot \cos(\theta_H + \theta_G + \theta_C)) \\
Q_2 &= m_G \cdot r_G \cdot g \cdot \cos(\theta_H + \theta_G) + m_C \cdot g \cdot (l_G \cdot \cos(\theta_H + \theta_G) + r_C \cdot \cos(\theta_H + \theta_G + \theta_C)) \\
Q_3 &= m_C \cdot r_C \cdot g \cdot \cos(\theta_H + \theta_G + \theta_C)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
D_{13} &= D_{23} = D_{33} = 0 \\
D_{11} &= l_H \cdot \sin \theta_H + l_G \cdot \sin(\theta_H + \theta_G) + (y_{Cp} - y_{O_3}) \\
D_{12} &= -l_H \cdot \cos \theta_H - l_G \cdot \cos(\theta_H + \theta_G) - (x_{Cp} - x_{O_3}) \\
D_{21} &= l_G \cdot \sin(\theta_H + \theta_G) + (y_{Cp} - y_{O_3}) \\
D_{22} &= -l_G \cdot \cos(\theta_H + \theta_G) - (x_{Cp} - x_{O_3}) \\
D_{31} &= y_{Cp} - y_{O_3} \\
D_{32} &= x_{O_3} - x_{Cp}
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
E_1 &= 0 \\
E_2 &= [\sin(\theta_G) \cdot (b \cdot d - a \cdot c) + \cos(\theta_G) \cdot (b \cdot c - a \cdot d)] \\
E_3 &= 0
\end{aligned}$$

Annexe 2 b : le détail des expressions utilisées pour estimer les moments agoniste et antagoniste en conditions dynamiques est présenté dans le cas où l'activité Emg est recueillie sur 2 muscles pour chacun des groupes musculaires fléchisseur et extenseur de l'articulation du genou. Ce modèle peut être aisément adapté si le nombre de muscles représentatifs est différent. Les composantes des vecteurs \mathbf{S} , $\Delta\boldsymbol{\theta}$ et $\dot{\boldsymbol{\theta}}$ et des matrices β , δ , w et E qui permettent d'estimer les moments résultant, agoniste et antagoniste sont exprimés à chaque instant t de la manière suivante :

$$\mathbf{S}(t) = \begin{bmatrix} \alpha_{GA} \cdot rEMG_{GA}(t)_{fcGA}^{PGA} \\ \alpha_{BF} \cdot rEMG_{BF}(t)_{fcBF}^{PBF} \\ \alpha_{RF} \cdot rEMG_{RF}(t)_{fcRF}^{PRF} \\ \alpha_{VM} \cdot rEMG_{VM}(t)_{fcVM}^{PVM} \end{bmatrix}$$

où $rEMG$ représente la valeur absolue du signal EMG brut enregistré en conditions dynamiques, $\Delta\boldsymbol{\theta}(t) = \langle \theta_H(t) - \theta_{Hc}, \theta_G(t) - \theta_{Gc}, \theta_C(t) - \theta_{Cc} \rangle^T$ et $\dot{\boldsymbol{\theta}}(t) = \langle \dot{\theta}_H, \dot{\theta}_G, \dot{\theta}_C \rangle^T$.

β and δ sont des matrices diagonales positives de dimension 3 telles que : $\beta_{11} = \beta_H$, $\beta_{22} = \beta_G$, $\beta_{33} = \beta_C$ et $\delta_{11} = \delta_H$, $\delta_{22} = \delta_G$, $\delta_{33} = \delta_C$. $w(t)$ est une matrice diagonale positive de dimension 4 telle que : $w_{11}(t) = w_{GA}(t)$, $w_{22}(t) = w_{BF}(t)$, $w_{33}(t) = w_{RF}(t)$ et $w_{44}(t) = w_{VM}(t)$.

Afin de tenir compte de la bi-articularité de certains des muscles qui croisent l'articulation du genou, la matrice E est introduite dans la formulation mathématique des moments musculaires. Compte tenu de la fonction anatomique des muscles dont l'activité Emg a été enregistrée, la matrice E est exprimée sous la forme :

$$E = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 1 \\ 1 & -1 & 0 \\ -1 & 1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}$$

Titre : Estimation des efforts musculaires à partir de données périphériques : application à l'analyse de la coordination pluri-articulaire.

Résumé : L'objectif de ce travail était d'une part de développer des méthodes numériques permettant d'estimer de manière satisfaisante les moments résultant, agoniste et antagoniste développés autour d'une articulation et, d'autre part, d'appliquer ces méthodes à l'analyse de la coordination pluri-articulaire d'un mouvement de piétinement. Le problème de la « dynamique inverse » est résolu à l'aide d'une méthode d'optimisation statique des accélérations qui permet d'estimer les moments résultants en accord avec toutes les mesures cinématiques et dynamiques, tout en respectant les conditions d'équilibre mécanique de chaque segment. Les moments musculaires agoniste et antagoniste sont estimés en conditions dynamiques à l'aide d'une méthode qui comprend une étape de calibration isométrique et une procédure d'optimisation numérique qui utilise les données cinématiques, dynamiques et électromyographiques en entrée. Le modèle tient compte du comportement mécanique des muscles et de leur fonction anatomique pour obtenir une estimation physiologiquement réaliste des moments et un indice de co-contraction fiable à chaque instant du mouvement. Ces modèles sont appliqués à l'étude de la coordination pluri-articulaire d'un mouvement de piétinement, perturbé par le port d'un système élastique à l'articulation du genou. La redondance du système musculo-squelettique permet de gérer localement la perturbation en accroissant la participation des muscles extenseurs au contrôle de la cinématique du genou. Cette stratégie permet de conserver la même cinématique du mouvement et ainsi préserver l'équilibre dynamique du piétinement.

Mots-clés : moments résultants, dynamique inverse, co-contraction, optimisation numérique, coordination pluri-articulaire.

Title : Estimation of muscular moments from measured peripheral data: application to the analysis of pluri-articular coordination.

Abstract : the aim of the present work was first to develop numerical methods in order to generate satisfactory estimates of the net, agonist and antagonist moments created by the muscles crossing a joint. Secondly, these methods were applied for the investigation of the pluri-articular coordination during "stepping-in-place". The inverse dynamics problem was solved by using static optimization of joint accelerations. This procedure provides estimations of the net moments that best agree with all kinematic and dynamic data, while respecting all equilibrium equations. The agonist and antagonist moments are calculated under dynamic contractions by using a method that includes firstly an isometric calibration test, and secondly an optimization procedure with kinematic, dynamic and electromyographic data as inputs. The model accounts for muscle dynamics and muscle functions in order to obtain physiologically realistic solutions of the moments as well as reliable estimates of the co-contraction index. These models are applied to study the coordination of "stepping-in-place" in the face of an externally applied perturbation at the knee joint. Because of redundancy, the musculoskeletal system can locally cope with the perturbation by increasing the participation of extensor muscles to control the kinematic at the knee joint. By implementing this strategy, the kinematic of the movement remains unchanged and the control of equilibrium is preserved.

Keywords : resultant moments, inverse dynamics, co-contraction, optimization, pluri-articular coordination.