

THÈSE

présentée

devant l'UNIVERSITÉ CLAUDE BERNARD – LYON 1

pour l'obtention

du **DIPLÔME DE DOCTORAT**

(arrêté du 30 mars 1992)

Spécialité :

Mécanique

sera présentée et soutenue publiquement le 3 octobre 2006

par

Alice BONNEFOY

Modèle cinématique et dynamique tridimensionnel du membre inférieur : Estimation des forces musculaires et des réactions articulaires au cours de la phase d'appui de la marche (Partie 2).

Directeurs de thèse : Laurence CHÈZE, Nathalie DORIoT

JURY :

M. LAVASTE F. : Professeur des Universités ENSAM, Paris	Rapporteur
M. PORTERO P. : Professeur des Universités Université d'Orsay, Paris	Rapporteur
M^{lle} CHÈZE L. : Professeur des Universités Université Claude Bernard, Lyon	Examineur
M. GENCE J.-N. : Professeur des Universités Université Claude Bernard, Lyon	Examineur
M. THOUMI. P. : Professeur des Universités Hôpital Rothschild, Paris	Examineur
M^{lle}. DORIoT N. : Phd-Ingénieur de recherche WOTAN Système, Lyon	Examineur
M. LEMIRE P. : Directeur MEDIMEX, Tassin la demi lune	Membre invité

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON I

Président de l'Université

Vice-Président du Conseil Scientifique

Vice-Président du Conseil d'Administration

Vice-Présidente du Conseil des Etudes et de la Vie Universitaire

Secrétaire Général

M. le Professeur L. COLLET

M. le Professeur J.F. MORNEX

M. le Professeur R. GARRONE

M. le Professeur G. ANNAT

M. M. GIRARD

SECTEUR SANTE

Composantes

UFR de Médecine Lyon R.T.H. Laënnec

UFR de Médecine Lyon Grange-Blanche

UFR de Médecine Lyon-Nord

UFR de Médecine Lyon-Sud

UFR d'Odontologie

Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques

Institut Techniques de Réadaptation

Département de Formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine

Directeur : M. le Professeur D. VITAL-DURAND

Directeur : M. le Professeur X. MARTIN

Directeur : M. le Professeur F. MAUGUIERE

Directeur : M. le Professeur F.N. GILLY

Directeur : M. O. ROBIN

Directeur : M. le Professeur F. LOCHER

Directeur : M. le Professeur L. COLLET

Directeur : M. le Professeur P. FARGE

SECTEUR SCIENCES

Composantes

UFR de Physique

UFR de Biologie

UFR de Mécanique

UFR de Génie Electrique et des Procédés

UFR Sciences de la Terre

UFR de Mathématiques

UFR d'Informatique

UFR de Chimie Biochimie

UFR STAPS

Observatoire de Lyon

Institut des Sciences et des Techniques de l'Ingénieur de Lyon

IUT A

IUT B

Institut de Science Financière et d'Assurances

Directeur : M. le Professeur A. HOAREAU

Directeur : M. le Professeur H. PINON

Directeur : M. le Professeur H. BEN HADID

Directeur : M. le Professeur A. BRIGUET

Directeur : M. le Professeur P. HANTZPERGUE

Directeur : M. le Professeur M. CHAMARIE

Directeur : M. le Professeur M. EGEE

Directeur : M. le Professeur J.P. SCHARFF

Directeur : M. le Professeur R. MASSARELLI

Directeur : M. le Professeur R. BACON

Directeur : M. le Professeur J. LIETO

Directeur : M. le Professeur M. C. COULET

Directeur : M. le Professeur R. LAMARTINE

Directeur : M. le Professeur J.C. AUGROS

SOMMAIRE

CHAPITRE 4	95
-------------------------	-----------

DÉTERMINATION DES FORCES MUSCULAIRES DE LA CHEVILLE ET DU GENOU AU COURS DE LA MARCHÉ	95
--	-----------

I. CADRE THÉORIQUE	95
II. MATÉRIEL ET MÉTHODE	95
II.1 POSITION DU PROBLÈME.....	95
II.2 LE MODÈLE MUSCULO-SQUELETTIQUE MIS EN PLACE AU LABORATOIRE.....	96
II.3 LE PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL.....	99
II.4 VALIDATION DU PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL.....	100
II.4.1 Etude statistique.....	100
II.4.2 Comparaison de nos données avec celles disponibles dans la bibliographie.....	101
III. CALCUL DES FORCES MUSCULAIRES PAR OPTIMISATION STATIQUE	108
III.1 DONNÉES DISPONIBLES ET DÉMARCHE SUIVIE.....	108
III.2 MISE EN ÉQUATION DU PROBLÈME.....	108
III.3 PROGRAMMATION QUADRATIQUE SÉQUENTIELLE QUASI NEWTONIENNE.....	110
III.3.1 Principes des versions quasi-Newtoniennes.....	111
III.3.2 PQS quasi-newtonienne.....	111
III.4 LA PRISE EN COMPTE DES LIGAMENTS DU GENOU DANS LE MODÈLE.....	112
III.5 LES RÉSULTATS.....	114
III.5.1 Les enregistrements électromyographiques.....	114
IV. PRISE EN COMPTE DES PROPRIÉTÉS PHYSIOLOGIQUES DES MUSCLES DANS LE MODÈLE D'OPTIMISATION STATIQUE	122
IV.1 PROPRIÉTÉS ÉLASTIQUES.....	122
IV.1.1 La raideur active du genou.....	122
IV.1.2 La raideur passive du genou.....	123
IV.2 LES DONNÉES GÉOMÉTRIQUES DES MUSCLES.....	124
IV.3 LE MODÈLE MUSCULAIRE MIS EN PLACE.....	125
IV.4 LA DYNAMIQUE DE CONTRACTION.....	126
IV.4.1 La relation force-longueur.....	126
IV.4.2 La relation force-vélocité.....	127
IV.4.3 La dynamique d'activation.....	129
IV.5 LES FORCES OBTENUES GRÂCE À NOTRE MODÈLE RHÉOLOGIQUE.....	130
IV.6 PRISE EN COMPTE DES FORCES « DE HILL » DANS LE CRITÈRE D'OPTIMISATION STATIQUE... ..	135
V. CALCUL DE LA RÉACTION ARTICULAIRE AU NIVEAU DE LA CHEVILLE ET DU GENOU	144
V.1 RÉACTION ARTICULAIRE AU NIVEAU DE LA CHEVILLE.....	144
V.2 RÉACTION ARTICULAIRE AU NIVEAU DU GENOU.....	145
VI. ANALYSE DES RÉSULTATS	146
VI.1 OPTIMISATION STATIQUE « CLASSIQUE ».....	146
VI.2 OPTIMISATION STATIQUE « MODIFIÉE ».....	148
VI.3 RÉACTIONS ARTICULAIRES.....	150
VI.3.1 Articulation de la cheville.....	150
VI.3.2 Articulation du genou.....	150
VII. CONCLUSION	151

CONCLUSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES	153
--	------------

ANNEXE 1	171
-----------------------	------------

<u>DE LA FIBRE MUSCULAIRE AU MUSCLE.....</u>	171
I. LA STRUCTURE DU MUSCLE SQUELETTIQUE.....	171
II. PHYSIOLOGIE DE L'ACTIVATION ET DE LA CONTRACTION MUSCULAIRE	174
III. LE RÔLE ET L'ARCHITECTURE DU MUSCLE.....	176
<u>ANNEXE 2</u>	180
<u>REPÈRE ASSOCIÉS AUX SEGMENTS</u>	180
<u>ANNEXE 3</u>	184
<u>ETUDE STATISTIQUE DE FIABILITÉ.....</u>	184
I. ANALYSE STATISTIQUE : EVALUATION DE LA FIABILITÉ DE LA MÉTHODE	184
I.1 COMMENT MESURER LA FIABILITÉ ?.....	184
I.2 CLASSIFICATION DE L'INDICE DE FIABILITÉ	185
II. APPLICATION ET CALCUL DE LA FIABILITÉ SUR NOS DONNÉES.....	186
<u>ANNEXE 4</u>	191
<u>INJECTION DE TOXINE BOTULIQUE AU NIVEAU DU COUPLE MUSCULAIRE</u>	
<u>ANTAGONISTE SEMITENDINOSUS - RECTUS FEMORIS CHEZ L'ENFANT INFIRME</u>	
<u>MOTEUR CÉRÉBRAL MARCHANT.....</u>	191
I. CADRE DE L'ÉTUDE.....	191
II. LA BIOMÉCANIQUE DE LA MARCHÉ.....	191
II.1 AXES, PLANS ASSOCIÉS AU CORPS HUMAIN ET MOUVEMENTS ARTICULAIRES.....	192
II.2 LES DIFFÉRENTES ÉTAPES DE LA MARCHÉ.....	194
II.2.1 Le cycle de la marche.....	194
II.2.2 Les pivots	197
III. QU'EST CE QUE L'INFIRMITÉ MOTRICE CÉRÉBRALE ?.....	198
III.1 COMMENT SE MANIFESTE T-ELLE ?.....	198
III.2 LE TABLEAU CLINIQUE.....	198
III.3 QUELLES SONT LES CAUSES DE L'IMC ?.....	200
III.3.1 Les causes anténatales.....	201
III.3.2 Les causes néonatales.....	201
III.3.3 Les causes postnatales.....	202
III.3.4 Lien entre tableau et cause	202
IV. LE PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL	202
IV.1 SÉLECTION DES PATIENTS POUR CETTE ÉTUDE	202
IV.2 LE TRAITEMENT TESTÉ.....	203
IV.2.1 Qu'est ce que la Toxine Botulique ?.....	203
IV.2.2 Intervention testée.....	206
IV.3 L'ANALYSE QUANTIFIÉE DU MOUVEMENT (AQM).....	207
IV.3.1 Position du problème	207
IV.3.2 Éléments permettant l'interprétation des résultats.....	208
V. RÉSULTATS.....	208
V.1 CAS 1	209
V.2 CAS 2	211
VI. CONCLUSION ET PERSPECTIVES	215

CHAPITRE 4

DÉTERMINATION DES FORCES MUSCULAIRES DE LA CHEVILLE ET DU GENOU AU COURS DE LA MARCHE

I. Cadre théorique

La modélisation numérique est devenue un outil incontournable pour comprendre les conditions de fonctionnement du système musculo-squelettique. L'un des challenges les plus importants est de parvenir à évaluer les actions mécaniques que les articulations humaines subissent lors de mouvements de la vie courante.

En effet, ce type de données est essentiel, par exemple, pour améliorer les implants prothétiques ou pour comprendre le mécanisme de dégradation des cartilages (arthrose).

Cependant, les moyens techniques actuels ne permettent pas la mesure des efforts musculaires, ligamentaires ou de contact en situation, d'où la nécessité de passer par une modélisation du système musculo-squelettique.

II. Matériel et méthode

II.1 Position du problème

Comme nous l'avons vu dans l'étude bibliographique, la mise en place du modèle musculo-squelettique est l'une des étapes les plus importantes dans le calcul des forces musculaires. De nombreuses études ont été menées afin d'obtenir une représentation précise du système musculo-squelettique du membre inférieur. Cependant, les modèles musculo-squelettiques décrits dans la bibliographie sont particulièrement sensibles aux changements de géométrie du système musculo-squelettique (Brand 1986; Winters et al. 1988; Hoy et al. 1990; Kepple et al. 1998; Menegaldo et al. 2004). La détermination des lignes d'action des muscles spécifiques à la morphologie des sujets est donc une étape essentielle dans la mise en place du modèle.

La méthode dite des lignes droites (Jensen et al. 1975; Lindgren et al. 1989; Pierrynowski 1995) ou la méthode dite des lignes centroïdes (Jensen et al. 1975) sont les deux méthodes les plus souvent utilisées par les chercheurs afin de définir la géométrie des muscles. Si, dans une position de référence, ces informations peuvent être obtenues à partir d'imagerie médicale, le problème majeur

est de connaître l'évolution de la géométrie du muscle au cours du mouvement et plus particulièrement au voisinage des articulations qu'il croise. Pour remédier à ce genre de problème, des points supplémentaires sont souvent ajoutés dans la modélisation du muscle au voisinage des points osseux: les « via points ».

De plus, il semble évident que pour respecter au mieux l'action et la géométrie des muscles croisant les articulations, le modèle musculo-squelettique doit être adapté à la morphologie du sujet étudiée. Pour cela, des tables de régression existent afin d'adapter les données disponibles dans la littérature sur la morphologie du sujet étudié. Cependant, plusieurs articles (Sommer et al. 1982; Kepple et al. 1998) ont montré que cette mise à l'échelle n'est pas toujours évidente, fiable et précise.

C'est pourquoi nous avons eu l'idée de définir notre modèle musculo-squelettique à partir de la mesure directe sur le sujet des via points qui définissent alors une portion locale de la ligne d'action du muscle. Pour cela nous nous sommes concentrés plus particulièrement sur l'action mécanique des muscles étudiés.

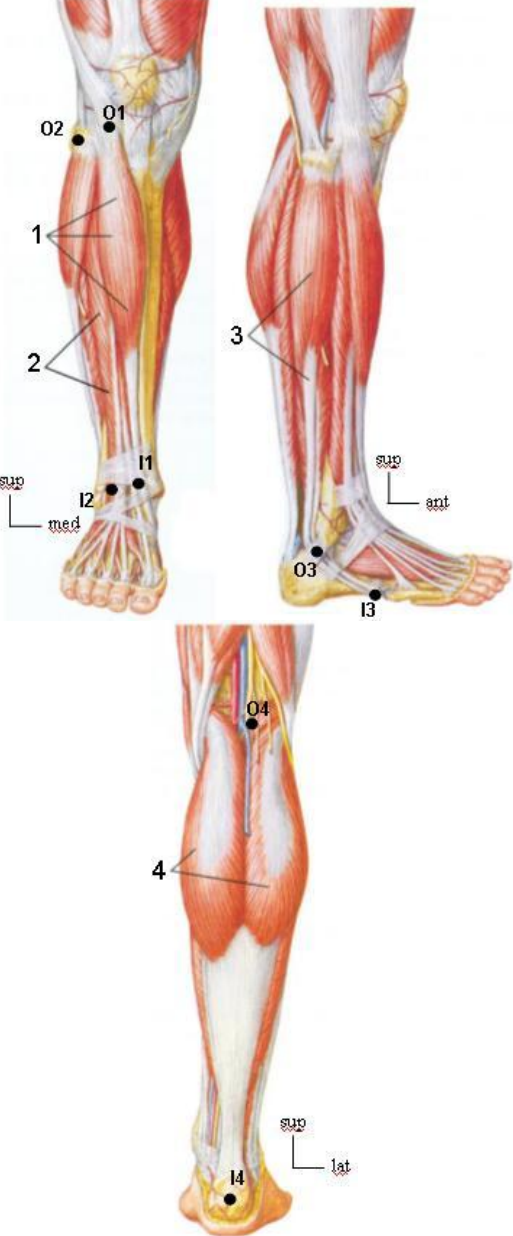
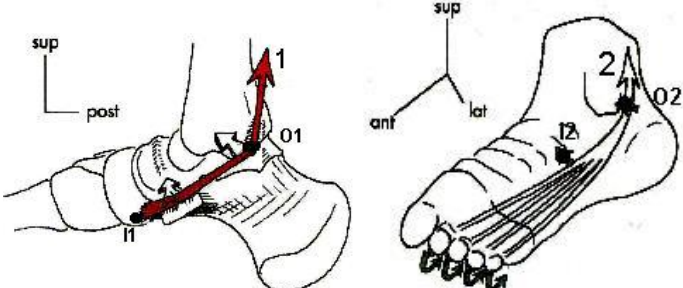
II.2 Le modèle musculo-squelettique mis en place au laboratoire

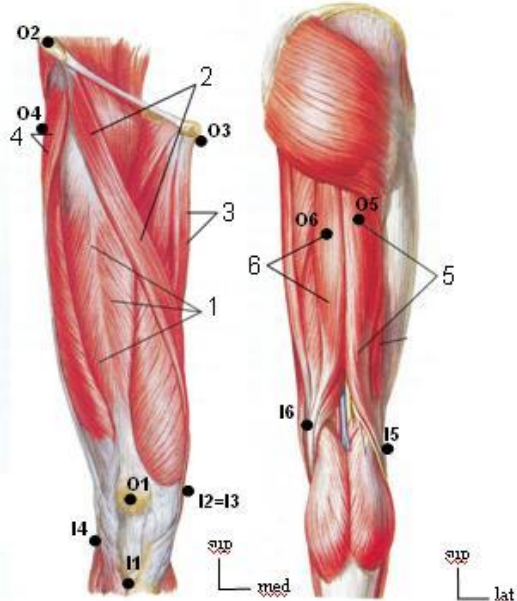
Les principaux muscles étudiés dans ce travail ont été sélectionnés à partir d'une étude bibliographique (Calais-Germain 1991; Bouisset et al. 1995; Kapandji 1999; Doriot 2001) et sur les conseils d'un spécialiste de l'anatomie du membre inférieur (voir tableau 4.1).

Ces muscles sont au nombre de douze : le tibialis anterior, le triceps surae, l'extensor digitorum longus, le flexor hallucis longus, le tibialis posterior, le peroneus longus, le quadriceps, le biceps femoris, le semitendinosus, le sartorius, le gracilis et le tensor du fasciae latae.

Le tableau suivant présente les via points (O et I) enregistrés pour chaque muscle croisant l'articulation de la cheville et du genou.

Table 4.1: Points spécifiques (O et I) choisis pour définir localement la ligne d'action de chaque muscle croisant l'articulation du genou et de la cheville.

Muscles	Insertions (I) Origines (O)	Articulations
<p>1 = Tibialis anterior (O1 et I1)</p> <p>2 = Extensor Digitorum (O2 et I2)</p> <p>3 = Peroneus longus (O3 et I3)</p> <p>4=Triceps surae: Gastrocnemius (O4 et I4)</p>		<p>Cheville Genou</p>
<p>1 = Tibialis posterior (O1 et I1)</p> <p>2 = Flexor hallucis longus (O2 et I2)</p>		<p>Cheville</p>

<p>1 = Quadriceps femoris : Rectus femoris (O1 et I1)</p> <p>2 = Sartorius (O2 et I2)</p> <p>3 = Gracilis (O3 et I3)</p> <p>4 = Tensor fasciae latae (O4 et I4)</p> <p>5 = Biceps Femoris (O5 et I5)</p> <p>6 = Semitendinosus (O6 et I6)</p>		<p>Genou</p>
---	--	--------------

II.3 Le protocole expérimental

L'objectif poursuivi lors de l'élaboration de cette expérimentation a été l'accès rapide, simple et fiable aux via points nécessaires à la détermination des portions locales des lignes d'action des muscles étudiés ainsi que la reproductibilité dans les données cinématiques et cinétiques.

Afin de déterminer les portions locales des lignes d'actions des muscles, un pointeur a été réalisé. Ce pointeur est une tige métallique de 26 cm, équipée de deux marqueurs rétro-réfléchissants (voir figure 4.1). Ces deux marqueurs définissent la direction de la tige dans l'espace, ainsi que les coordonnées tridimensionnelles de la pointe de la tige dont la distance est connue par rapport aux marqueurs. En pointant, à la surface de la peau du sujet l'extrémité de la tige sur chaque point spécifique (I et O), la position de l'extrémité est enregistrée par le système Motion Analysis (Santa Rosa, Californie) (voir figure 4.1). Chaque via point est enregistré dans le système de référence global. Durant toute cette étape, le sujet reste debout en position statique.

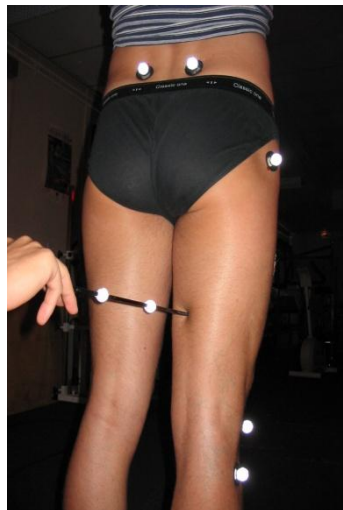


Fig. 4.1: Photo présentant l'enregistrement des points spécifiques pour le muscle Semitendinosus à l'aide du pointeur réalisé pour cette étude. Le pointeur est constitué d'une tige métallique équipée de deux marqueurs rétro-réfléchissants.

Les coordonnées des via points enregistrés sont ensuite calculées dans les référentiels liés au segment corporel auquel il se rattache, puis calculées à nouveau dans le repère global pour les différentes marches du même sujet. Puis, les bras de levier des muscles peuvent être déduits à partir de la formule ci dessous:

$$\vec{r}_{ij} = \vec{O}_j I \Delta I O$$

où \vec{r}_{ij} est le bras de levier du muscle i , par rapport au centre articulaire O_j et O_i / I_i sont les via points correspondant au muscle i mesurés directement sur notre sujet.

L'utilisation du pointeur permet donc de prendre en compte les déviations des muscles aux alentours des articulations. La figure 4.2 ci-dessous montre, à titre d'exemple, la différence sur le bras de levier

du quadriceps au niveau de l'articulation du genou estimé à partir des points origine et insertion classiques (O et I) d'une part, et à partir de nos via points (O' et I') d'autre part :

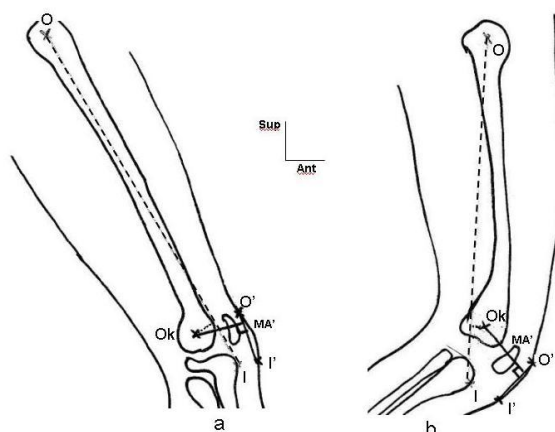


Fig. 4.2: Représentation dans le plan sagittal, de deux points spécifiques O' et I' mesurés grâce au pointeur et définissant la ligne d'action du quadriceps. Ok est le centre du genou et MA' représente le bras de levier du quadriceps.

Le protocole expérimental mis en place comporte donc deux parties bien distinctes. La première étape consiste en l'enregistrement des via points sur le sujet en position statique debout (voir figure 4.1). Il est important de préciser que les « pointages » des points spécifiques ont toujours été réalisés par le même spécialiste de l'anatomie du membre inférieur et ce pour l'ensemble des expériences. La seconde étape consiste en l'enregistrement des données cinématiques, cinétiques, et électromyographiques au cours d'une dizaine de marches effectuées par les sujets sains. Les données anthropométriques du sujet sont également mesurées. Cette seconde étape du protocole correspond en tout point au protocole spécifique établi pour les études des marches saines et pathologiques (décrit en annexe 4) et ne sera donc pas détaillé ici.

La mise en place d'un protocole spécifique pour enregistrer les via points le long des lignes d'action des muscles étudiés a donc été la première étape dans le calcul des forces musculaires de la cheville et du genou.

Avant l'utilisation de ces données expérimentales dans le calcul des forces musculaires, nous avons d'abord validé notre protocole. Pour cela, un test statistique de fiabilité a été utilisé ainsi qu'une comparaison avec des données bibliographiques disponibles dans la littérature.

II.4 Validation du protocole expérimental

II.4.1 Etude statistique

Les tests statistiques de fiabilité peuvent être appliqués dans de nombreux domaines tels que la médecine, la psychologie et la biomécanique. La fiabilité peut être utilisée pour évaluer des

instruments, des méthodes, pour comparer des résultats cliniques (Bennell et al. 1998), pour évaluer la reproductibilité de l'EMG (Hager 2003; Larrson et al. 2003).

Dans notre cas, le test de fiabilité a été utilisé afin d'évaluer la robustesse du nouveau protocole.

Nous ne présenterons pas ici cette étude statistique en détail, qui est développée en annexe 3. Cette étude de validation du protocole a été soumise au Journal of Biomechanics. Nous rappellerons donc seulement la démarche suivie ainsi que les principaux résultats obtenus.

Cette étude a été réalisée à partir des séries d'enregistrements effectués sur un même sujet. Les via points mesurés à l'aide du pointeur n'ont pas été enregistrés une fois mais cinq fois, et ce à des instants différents de la journée.

Dans notre cas, une ANOVA sur des mesures répétées a été choisie afin d'évaluer le niveau de « répétabilité » de la détermination des bras de levier personnalisés. Les paramètres analysés étaient les normes des bras de levier, calculées à partir des via points mesurés sur le sujet.

Le test de fiabilité retenu est celui du coefficient de corrélation intra-classe, ou CCI(1,1) basé sur une ANOVA simple (voir annexe 3). Un autre indice a également été utilisé : l'Erreur de Mesure Standard ou EMS. Nos données ont donc été analysées avec ces deux tests de fiabilité.

Les résultats obtenus prouvent que les données sont dans l'ensemble fiables. On notera que les résultats sont moins bons pour un muscle: le gracilis. En effet, le CCI est de 0.25 et le EMS est de 0.1. Nous pouvons conclure que dans le cas de ce muscle, les via points enregistrés ne sont pas fiables. Ceci peut s'expliquer par le fait que le via point origine du gracilis (voir tableau 1.2, Annexe 3) correspond au point anatomique pubis et que ce point reste difficile à palper avec le pointeur. Il est donc important lors de la mise en place du protocole de bien réfléchir au choix des via points à enregistrer le long de la ligne d'action des muscles. A cette exception près, la conclusion de cette étude statistique est que les bras de levier obtenus avec le pointeur sont fiables et reproductibles.

II.4.2 Comparaison de nos données avec celles disponibles dans la bibliographie

Afin de pouvoir évaluer l'intérêt de notre méthodologie, nous avons cherché à déterminer les bras de levier des muscles de notre modèle à partir de données tirées de la littérature. Comme nous l'avons vu dans l'étude bibliographique, certaines coordonnées tridimensionnelles des points insertions et origines des muscles du membre inférieur sont publiées. Nous avons donc décidé de recalculer certaines d'entre elles sur la morphologie du sujet étudié dans l'étude statistique afin de comparer les bras de levier obtenus à partir des via points enregistrés sur notre sujet avec ceux obtenus à partir des données de la littérature.

Les données retenues ont été celles publiées par White (White et al. 1989; Pierrynowski 1995), par Pierrynowski (1995) (Pierrynowski 1995) et par Kepple (Kepple et al. 1998). L'étude de White est l'une des plus utilisées à l'heure actuelle. Celle de Pierrynowski présente l'avantage de choisir des « via

points » similaires à ceux correspondant à notre raisonnement, et celle de Kepple est l'une des plus récentes et des plus complètes. Notre choix a aussi été guidé par la disponibilité et la lisibilité des données, à savoir, les repères dans lesquels elles ont été mesurées et les via points choisis.

Nous précisons que dans l'étude de Kepple, les coordonnées tridimensionnelles des points insertions et origines des muscles ont été collectées sur 52 spécimens de squelettes humains choisis dans la collection de Terry (Smithsonian Institution, Washington, DC). Dans l'étude de Pierrynowski, les points insertions et origines des muscles croisant l'articulation de la hanche, du genou et de la cheville correspondent à une compilation de différents articles.

Une représentation graphique sous Matlab de la ligne d'action des muscles étudiés, d'une part à partir de nos via points et d'autre part à partir des coordonnées tirées de la littérature et recalées sur notre sujet, a été réalisée pour se rendre compte visuellement des différences sur les bras de levier. Cette visualisation est présentée dans la figure 4.3 en ce qui concerne l'action du quadriceps au niveau du genou.

Dans le cas du quadriceps, plusieurs auteurs ont insisté sur l'importance de la prise en compte de la patella afin de calculer avec plus de précision le bras de levier correspondant (Brand et al. 1982; White et al. 1989; Delp et al. 1990; Pierrynowski 1995). La portion locale de la ligne d'action du quadriceps a donc été définie dans notre étude (tableau 4.1) comme la droite passant par la tubérosité tibiale antérieure et la rotule. Pierrynowski fournit dans son étude des via points similaires aux nôtres, contrairement aux données fournies par White et Kepple.

La représentation graphique de la figure 4.3 visualise donc dans le plan sagittal, à la première image de la phase d'appui (cas a) et à la dernière image de la phase d'appui (cas b), la ligne d'action obtenue grâce au pointeur (en rouge), celle obtenue avec les coordonnées de Pierrynowski (en vert), celle de Kepple (en rose) et enfin, celle de White (en bleu).

Les traits en pointillés correspondent aux bras de levier des lignes d'action du quadriceps obtenus pour chaque méthode. Dans le cas a, nous observons que les bras de levier basés sur les données de Kepple et de White sont parfaitement confondus. Dans le cas b, nous observons que les lignes d'action estimées à partir des données de Pierrynowski et du pointeur passent en avant du genou et sont très proches tandis que celles estimées à partir des données de White et Kepple passent en arrière du genou.

Cette différence met en avant l'un des points les plus importants à respecter lors de la définition de la ligne d'action du muscle: le rôle du muscle modélisé. En effet, le quadriceps est, tout au long de la marche, un extenseur du genou et donc la ligne d'action de ce dernier dans le plan sagittal, doit toujours passer en avant du genou. Ceci est vérifié pour les données du pointeur et de Pierrynowski mais pas pour celles de Kepple et White.

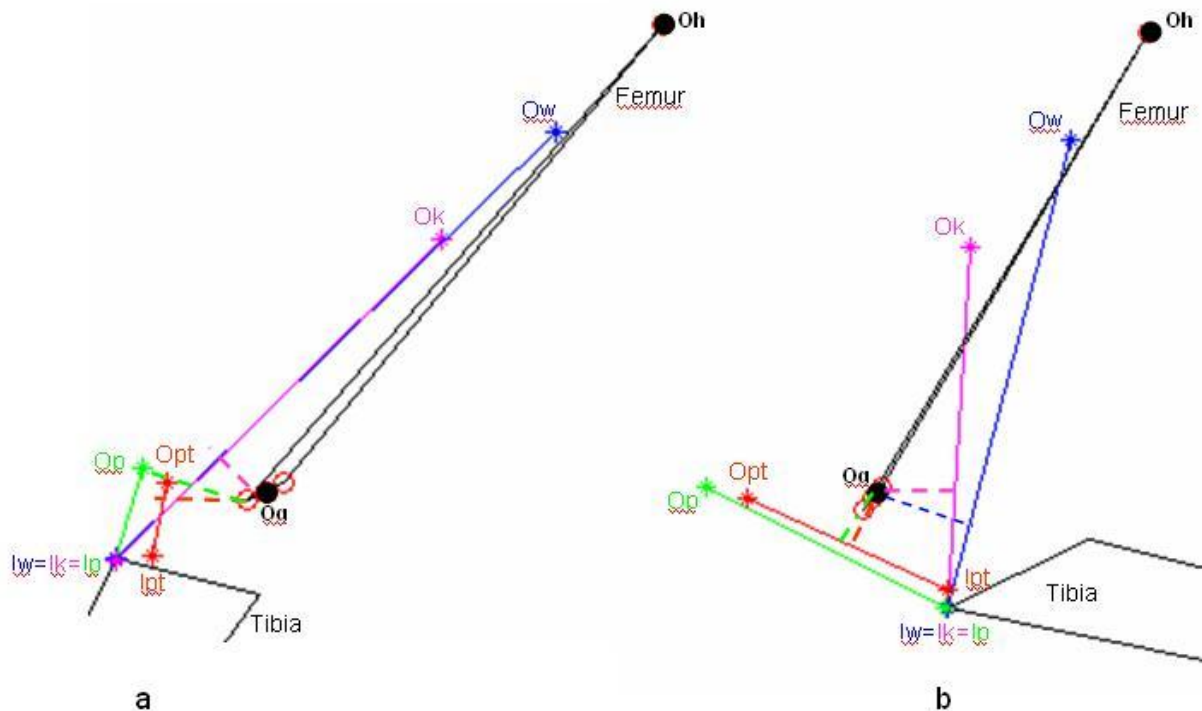


Figure 4.3: Représentation graphique dans le plan sagittal des bras de levier du quadriceps à partir des différentes données bibliographiques étudiées et celle obtenue grâce au pointeur. Les données ont toutes été recalées sur le même sujet et au cours de la même phase d'appui. Deux instants différents sont représentés. Le cas a correspond à la première image de la phase d'appui, tandis que le cas b représente la dernière image de la phase d'appui.

Oh et Og sont respectivement le centre articulaire de la hanche et du genou. I/Ow sont les points insertion et origine définis à partir des données de White et recalées sur le sujet (droite bleue). I/Ok sont les points insertion et origine définis à partir des données de Kepple et recalées sur le sujet (droite rose). I/Op sont les points insertion et origine définis à partir des données de Pierrynowski et recalées sur le sujet (droite verte). I/Opt sont les points insertion et origine mesurés directement sur le sujet à l'aide du pointeur (droite rouge). Les traits en pointillés bleu, rose, vert et rouge correspondent respectivement au bras de levier calculé à partir des données de White, Kepple, Pierrynowski et notre protocole.

Pour obtenir une comparaison quantitative, nous avons, sur l'ensemble de ces données, calculé les composantes moyennes X, Y et Z de chaque bras de levier musculaire, défini par le vecteur $\vec{r}_{ij} = \overrightarrow{O_j I \Lambda I O}$, ainsi que leur déviation standard et la norme moyenne (distance) (tableau 4.2). Nous avons également calculé la différence, sur cette distance de bras de levier, entre chaque méthode c'est-à-dire le pointeur, White, Pierrynowski et Kepple. Nous rappellerons que tous les résultats sont obtenus pour le même sujet et pour la même phase d'appui de la marche. La déviation standard traduit la variation du bras de levier au cours de l'appui.

Tableau 4.2 : Composantes moyennes et déviations standards (en cm) des bras de levier des muscles au cours de la phase d'appui de la marche obtenus respectivement avec le pointeur, avec les données de White, les données de Kepple et les données de Pierrynowski. La distance (et la déviation standard) des bras de levier sont calculés pour chaque méthode.

Muscles	X	Y	Z	Articulations et actions des muscles	Distance
Tibialis Anterior					
Pointeur	0,4 ±0,3	0	3±0,3	Cheville Flexion Dorsale (+ Z)	2,7±0,2
White	-0,9±0,7	0	7±0,6		7±0,7
Kepple	1,9 ±0,3	0	3,5 ±0,6		3,9±0,3
Pierrynowski	2,6 ±0,1	0,8±0	2,2±0,5		2,4±0,1
Triceps surae					
Pointeur	-0,8±0,3	0	-5±0,6	Cheville Extenseur (-Z)	5±0,6
White	-0,7±0,3	0	-5,5 ±0,6		5,5±0,6
Kepple	-1,1 ±0,3	0,8 ±0,1	-5,8 ±0,6		5,9±0,6
Pierrynowski	-4,4±0,3	-0,5±0,09	-4,9±0,4		6,7±0,4
Peroneus					
Pointeur	-0,9±0,5	-2±0,2	-2±0,2	Cheville Pronateur (-X)	2,9±0,1
White	-3±0,7	-0,8±0,1	5,8±0,1		6,5±0,8
Kepple	-3±0,2	-0,6±0,1	2±0,4		3,6±0,8
Pierrynowski	0,2±0,3	-1,6±0,1	-0,8±0,1		1,8±0,1
Tibialis posterior (TP)					
Pointeur	0,8±0,2	2±0,2	-1±0,1	Cheville inversion Supinateur (+X)	2,4±0,1
White	-0,6±0,5	0	3,6±0,6		3,6±0,7
Kepple	1,1±0,3	0	1,6±0,6		1,9±0,2
Pierrynowski	1,7±0,01	0,4±0,3	-0,6±0,6		1,8±0,1
Extensor digitorum					
Pointeur	-0,5±0,3	0,5±0	3±0,3	Cheville Flexion Dorsale (+ Z)	3±0,3
White	-4±0,7	-0,8±0,1	5,2±0,1		6,6±0,8
Kepple	-0,5±0,3	-0,4±0,1	2,8±0,3		2,8±0,3
Pierrynowski	-0,12±0,1	-0,33±0,06	4,2±0,3		4,2±0,3
Flexor hallucis longus					
Pointeur	1,3±0,2	2±0,2	-1±0,1	Cheville Flexion plantaire (- Z)	2,5±0,05
White	-3±0,7	-0,2±0,1	4,8±0,8		5,7±0,9
Kepple	1±0,2	0,7±0,06	-3,3±0,3		3,5±0,3
Pierrynowski	3,1±0,3	-1,6±0,07	-1,5±0,9		3,9±0,02
Quadriceps femoris					
Pointeur	0,5±0,05	0,5±0,1	4±0,3	Genou Extenseur (+ Z)	4±0,3
White	-2±0,03	-0,1±0,2	-1,4±0,8		2,4±0,3
Kepple	-2,2±0,2	-0,3±0,3	1,6±1,3		3,1±0,3
Pierrynowski	-1,2±0,1	-0,6±0,4	4,5±0,3		4,7±0,4
Biceps Femoris					
Pointeur	-4,6±0,3	-0,9±0,06	-4,4±0,7	Genou Fléchisseur (- Z)	6,4±0,7
White	-2,3±0,3	-0,5±0,1	-1,9±0,8		2,8±0,7
Kepple	-3,3±0,3	-0,7±0,1	-2,9±0,6		4,2±0,7
Pierrynowski	-5,6±0,3	0,3±0,7	-3,1±0,9		6,6±0,5
Semitendinosus-	4±0,2	-0,4±0,2	-5±0,5	Genou	6,4±0,2

Semimembranosus				Fléchisseur (- Z)	
Pointeur					
White	2±0,3	-0,1±0,2	-3,2±0,2		3,7±1,5
Kepple	2,3±0,3	-0,2±0,3	-2,3±1		4±1,3
Pierrynowski	-2,1±0,4	1,5±0,7	-3,5±1,1		4,4±1,1
Sartorius					
Pointeur	3±0,3	-0.5±0	-5±0.7	Genou Fléchisseur (- Z)	5,8±0,5
White	-7,5±0,3	0,8±0,2	6±1		9,6±0,8
Kepple	-4,5±0,3	1±0,1	-9±1		10,2±1
Pierrynowski	-2±0,3	1,3±0,7	-2,8±1,4		3,7±1,3
Tensor fasciae latae					
Pointeur	-6±0,05	0,9±0,1	-3±1	Genou Rotateur lateral	6,7±0,7
White	-10,9±0,2	1±0,1	-6,6±0,9		12,8±0,4
Kepple	-10,6±0,2	0,8±0,2	-5,7±1	Fléchisseur (- Z)	12±0,4
Pierrynowski	-2,4±0,2	-0,02±0,03	-2,6±2,7		4,5±0,8
Gracilis = DI					
Pointeur	4±0,3	-1±0,2	-5±0,5	Genou Fléchisseur (- Z)	5,9±0,3
White	2±0,3	0	0,5±1,3		2,7±0,3
Kepple	3±0,8	-0,6±0,4	-0,6±1,7		3,6±0,8
Pierrynowski	-2,1±0,2	0,5±0,6	-1,6±1,8		3±1,5

Le tableau ci dessus permet de comparer les bras de levier moyens obtenus au cours d'une même phase d'appui en termes de signe de chaque composante et de distance. Dans un premier temps, nous pouvons observer que la composante principale (X, Y ou Z) de chaque bras de levier, et particulièrement son signe, coïncide avec l'action du muscle connue des anatomistes durant cette tâche spécifique. Nous observons aussi que, globalement, les signes des composantes tridimensionnelles sont les mêmes. Une différence de signe traduit une différence de position de la ligne d'action du muscle par rapport à l'articulation croisée. Ce cas de figure a été observé, par exemple, sur la représentation graphique de la ligne d'action du quadriceps dans le plan sagittal à partir des données de White, de Kepple, de Pierrynowski et celles du pointeur (figure 4.3).

Afin de visualiser comment variait le bras de levier du quadriceps dans le plan sagittal pour chaque ensemble de données, nous avons représenté graphiquement l'évolution de la composante Z de ce bras de levier au cours de la phase d'appui.

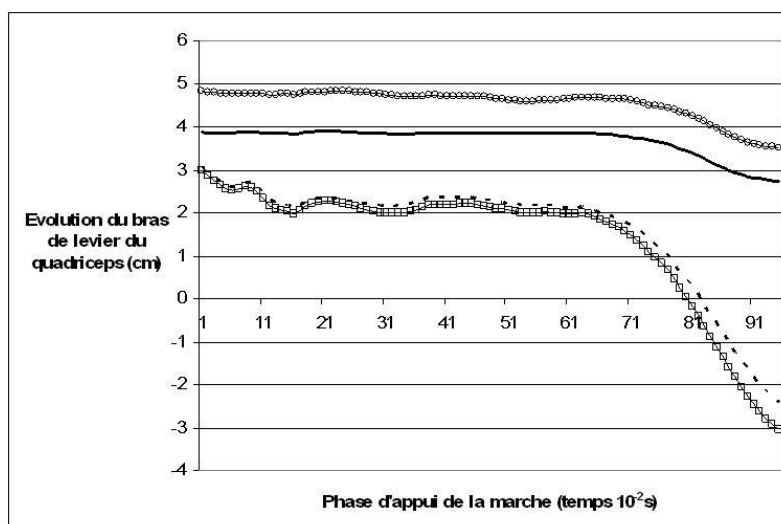


Fig 4.4 : Evolution du bras de levier du quadriceps au cours de la phase d'appui dans le plan sagittal. La courbe en noir représente l'évolution du bras de levier du quadriceps calculé à partir du pointeur. La courbe en pointillés représente l'évolution du bras de levier recalé sur le sujet à partir des données de White, la courbe avec les carrés représente celle recalée à partir des données de Kepple et enfin, celle avec les ronds représente celle recalée à partir des données de Pierrynowski.

Nous observons qu'en fin de phase d'appui, les composantes Z des bras de levier calculés à partir des données de White et de Kepple sont négatives tandis que celles obtenues à partir du pointeur et de Pierrynowski sont positives tout au long du mouvement. Ce résultat confirme celui obtenu à partir de la représentation graphique (figure 4.3) à savoir, les lignes d'action du quadriceps recalées à partir des données de White et de Kepple passent en arrière du genou en fin d'appui, et ne respectent donc pas l'action d'extenseur du quadriceps tout au long de la phase d'appui.

Des études bibliographiques présentant l'évolution des bras de levier des muscles du membre inférieur au cours de la marche restent difficiles à trouver. Cependant, une étude récente de Carman et Milburn (Carman et al. 2005) propose une nouvelle approche mathématique pour déterminer en dynamique les lignes d'action muscles-tendons. Cette approche dynamique est implémentée sur quatre muscles du membre inférieur et permet la simulation de mouvements articulaires. Cette étude est la seule à présenter l'évolution du bras de levier du rectus femoris dans le plan sagittal pour des angles du genou différents. D'après cette étude, la variation du bras de levier est comprise entre 6cm et 4cm entre 10° et 70° (variation de l'amplitude angulaire du genou au cours de la phase d'appui). De plus, la forme de la courbe obtenue par Carman et Milburn est très similaire à celle que nous obtenons pour le bras de levier du quadriceps. Cette étude, bien qu'il ne s'agisse pas d'un « gold standard », est intéressante pour notre travail et ne vient pas discréditer nos résultats, au contraire.

En terme de distance, nous pouvons observer dans le tableau 4.2 que les distances moyennes des bras de levier obtenues à partir du pointeur et des trois études bibliographiques sont d'une façon générale du même ordre de grandeur. Cependant, pour certains muscles les distances sont différentes. Par exemple, dans le cas du tensor fasciae latae, les distances moyennes obtenues par White et Kepple sont respectivement de 12 cm et 12.8 cm tandis que celles obtenues par le pointeur

et Pierrynowski sont 6.4 cm et 4.5 cm. Tout comme pour les différences de signes, une différence significative est observée entre les méthodes tenant compte seulement des points insertions et origines (White et Kepple) et les méthodes utilisant des via points (Pierrynowski et le pointeur). Ces différences en termes de signe et de distance peuvent entraîner des changements significatifs dans les forces musculaires calculées par la suite.

Tableau 4.3: Comparaison des distances des bras de levier calculés à partir de chaque méthode: pointeur (dPT), White (dW), Kepple (dK) et Pierrynowski (dP).

Muscles	Différence en terme de distance des bras de levier entre chaque méthode (cm)		
	dPT-dW	dPT-dK	dPT-dP
Tibialis Anterior	4,1±0,6	1,3±0,2	1,1±0,1
Triceps surae	0,2±0,03	0,7±0,05	1,4±0,3
Peroneus	3,2±0,8	0,5±0,2	1,4±0,3
Tibialis posterior (TP)	1,4±0,5	0,2±0,1	0,4±0,2
Extensor digitorum	3,9±0,6	0,3±0,05	1,6±0,04
Flexor hallucis longus	3,1±0,9	1±0,4	1,4±0,06
Quadriceps femoris	1,2±0,4	0,7±0,3	1±0,05
Biceps Femoris	3,3±0,1	1,9±0,1	0,2±0,08
Semitendinosus-Semimembranosus	2,7±0,7	3±0,9	2±0,6
Sartorius	4,1±0,7	4,5±0,9	2±0,6
Tensor fasciae latae	6,4±0,7	5,6±0,8	2,1±0,3
Gracilis = DI	3,3±0,3	2,4±0,6	3,1±0,8

Les résultats présentés dans le tableau ci dessus permettent d'avoir une idée sur la différence numérique entre les distances des bras de levier mesurés par le pointeur et à partir des trois autres méthodes. Nous pouvons observer que les différences numériques les plus importantes sont entre les résultats du pointeur et de White. Nous retrouvons également une nette différence en terme de distance au niveau de tensor fascia latae entre le pointeur, White et Kepple et la similitude entre le pointeur et Pierrynowski. Comparés aux données de Kepple et de Pierrynowski, nous pouvons dire que les bras de levier obtenus avec le pointeur sont en général similaires.

Grâce à ces données enregistrées directement sur le sujet, nous pouvons donc modéliser la géométrie musculo-squelettique de notre sujet afin de calculer les forces musculaires mises en jeu au cours de la phase d'appui.

III. Calcul des forces musculaires par optimisation statique

III.1 Données disponibles et démarche suivie

Le protocole expérimental nous fournit un ensemble de données nécessaires au calcul des forces musculaires, à savoir: les positions successives des segments corporels que nous supposons rigides, les torseurs des actions de contact sol/pied au cours de la phase d'appui, les masses, la position du centre de gravité et les inerties des différents segments corporels (Zatsiorsky et al. 1983) et enfin les via points des muscles étudiés. Il faudra ajouter à cet ensemble de données, les forces isométriques maximum de chaque muscle pris en compte dans la modélisation (Goubel et al. 1998).

La démarche suivie a été de calculer les actions intersegmentaires du membre inférieur grâce à la programmation de l'algorithme de Newton-Euler selon le formalisme matriciel de (Legnani G. 1996a; Legnani G. 1996b). Puis, la mise en place du modèle musculo-squelettique, en particulier la détermination des bras de levier selon chaque articulation des muscles sélectionnés pour notre étude, permettra de déterminer la force que doit développer chaque muscle afin d'équilibrer le moment total appliqué à l'articulation. Toutefois, le système mécanique incluant les muscles étant sous-déterminé, l'utilisation de méthodes de résolution numériques sera nécessaire.

III.2 Mise en équation du problème

L'équilibre évoqué ci-dessus se traduit en termes mathématiques comme suit : un muscle développant une traction F et présentant un bras de levier r , engendre, au niveau de l'articulation qu'il croise, un moment M tel que :

$$M = F \wedge r$$

Le moment musculaire total est alors :

$$M_m(O_j) = \sum_i F_i \wedge r_i$$

avec F_i et r_i respectivement la force et le bras de levier du muscle numéro i , O_j étant le centre articulaire.

Cette équation vectorielle permet de calculer facilement la force dans trois muscles situés dans des plans différents. Dans ces cas très simples, cette équation d'équilibre est suffisante, mais dès que le nombre de muscles est supérieur à trois, nous sommes en présence d'un système d'équations indéterminé c'est-à-dire ayant plus d'inconnues que d'équations. Le problème de la synergie musculaire implique ainsi la résolution d'un système hyperstatique.

Le nombre d'inconnues étant supérieur au nombre d'équations, il est utile d'essayer de restreindre l'ensemble des solutions possibles du problème en considérant d'autres contraintes. Ainsi, certaines hypothèses simplificatrices permettent d'alléger ce système. Les plus évidentes sont :

- La force qu'un muscle exerce sur l'os est nécessairement une force de traction, qu'il soit actif ou passif. De ce fait, le signe de la composante du moment musculaire est déterminé par le bras de levier du muscle par rapport à l'axe articulaire correspondant. On peut donc en conclure que le signe de l'inconnue F_i est forcément positif et correspond à l'amplitude de la force.

$$F_i \geq 0$$

- De plus, la force développée par un muscle donné ne peut pas être supérieure à sa force isométrique maximale. Cette valeur est disponible dans la littérature (Brand 1986; Willinger 1988; Delp et al. 1990; Pierrynowski 1995; Yamaguchi et al. 1995). En 1993, Kromer (Kromer 1993) conseilla de borner l'intervalle de recherche de la force F_m comme ci-dessous :

$$F_{i \min} \leq F_i \leq F_{i \max}$$

- Avec la valeur minimale de la force musculaire nulle et la force maximale d'un muscle bornée à 2.1 fois la force isométrique maximale. La force isométrique maximale elle-même peut être évaluée par : $F_{i \max} = 33 S_i$ (S_i en cm^2) où S_i correspond à la section du muscle. Cet intervalle diminue ainsi le domaine de recherche de solutions.

Il est évident que ces hypothèses simplificatrices ne suffisent pas à résoudre le système hyperstatique. L'idée qui prévaut est donc que, parmi l'ensemble des solutions possibles qu'offre le système d'équations indéterminé, le système nerveux central sélectionne la solution qui répond le mieux à un principe de fonctionnement. Mathématiquement, cela se traduit par l'utilisation de procédures d'optimisation. Comme nous l'avons vu dans l'étude bibliographique, les procédures d'optimisation sont soit dynamiques, soit statiques. La méthode retenue ici est celle de l'optimisation dite statique.

Le modèle biomécanique recherche donc une solution optimale qui minimise ou maximise une fonction mathématique, c'est-à-dire un critère, inspirée du fonctionnement biologique du système humain. La procédure d'optimisation du modèle biomécanique vise donc à rechercher les tensions de chaque muscle (F_i), en minimisant un critère $f(F_i)$ traduisant un principe de fonctionnement, tout en respectant des contraintes d'égalité associées aux mesures mécaniques.

Le choix du critère $f(F_i)$ à minimiser est l'une des étapes les plus délicates et les plus sensibles dans la démarche d'estimation des tensions musculaires par optimisation. Ce critère doit être fidèle au fonctionnement physiologique du système nerveux central (Chao 2003). Nous ne rappellerons pas ici

tous les types de critères, linéaires ou non, proposés pour retranscrire au mieux le mode de fonctionnement du système humain (voir chapitre 2.IV.2.5).

Notre démarche d'optimisation se résume donc ainsi :

Recherche

$$F_i$$

En minimisant le critère non linéaire :

$$f(F)_i = \sum_1^i \left(\frac{F_i}{PCSA_i} \right)^2$$

où $PCSA_i$ est la surface de la section physiologique du muscle.

en respectant les contraintes d'égalité :

$$M_{extjx}(O_j) = \sum_i b_{i_x} \cdot F_i$$

$$M_{extjy}(O_j) = \sum_i b_{i_y} \cdot F_i$$

$$M_{extz}(O_j) = \sum_i b_{i_z} \cdot F_i$$

et les contraintes d'inégalité suivantes :

$$F_i \geq 0$$

$$F_{i_{\min}} \leq F_i \leq F_{i_{\max}}$$

Pour résoudre ce problème, nous avons choisi une méthode d'optimisation locale basée sur la programmation séquentielle quadratique. Pour cela, nous avons utilisé le logiciel Matlab et sa fonction *fmincon* permettant de résoudre les problèmes généraux d'optimisation sous contraintes.

III.3 Programmation quadratique séquentielle quasi Newtonienne

La fonction *fmincon* de la toolbox *Optimisation* de Matlab a pour but de trouver un minimum pour une fonction de plusieurs variables non linéaire contrainte, c'est-à-dire dans notre cas le critère non

linéaire : $f(F)_i = \sum_1^i \left(\frac{F_i}{PCSA_i} \right)^2$ sous les contraintes égalité et inégalité citées ci-dessus.

Cette fonction repose sur les techniques de la programmation quadratique séquentielle (PQS) quasi Newtonienne. Nous rappellerons seulement que la méthode dite de quasi-Newton est sans doute l'approche la plus utilisée pour calculer la direction de descente à chaque itération d'un algorithme de minimisation.

III.3.1 Principes des versions quasi-Newtoniennes

Ces techniques sont utiles lorsque l'on ne veut ou que l'on ne peut pas calculer les dérivées secondes des fonctions qui définissent le problème d'optimisation à résoudre. Ceci peut avoir diverses justifications, qui sont d'ailleurs les mêmes qu'en optimisation sans contraintes, à savoir : ce calcul peut demander trop d'investissement humain, le temps de calcul pour l'évaluation de ces dérivées est trop important ou encore, la dimension du problème ne permet pas de mémoriser les matrices des dérivées secondes, ou enfin les fonctions ne sont pas deux fois différentiables. En général, les méthodes de quasi-Newton demandent plus d'itérations pour converger que les méthodes Newtoniennes, mais chaque itération demande moins de temps de calcul.

Le but de ces méthodes est de concevoir des algorithmes à convergence rapide et ce, sans avoir à calculer l'information du second ordre du problème, c'est-à-dire celle fournie par les dérivées secondes des fonctions critère f et contraintes c .

III.3.2 PQS quasi-newtonienne

Cette méthode de PQS est fondée sur des techniques numériques de la méthode de Newton et semble être apparue avec la thèse de Wilson (1963) mais elle est surtout popularisée avec les travaux de Han (1976,1977) sur les versions quasi Newtoniennes et leur globalisation.

Comme pour l'algorithme de Newton en optimisation sans contraintes, la PQS est plus une méthodologie qu'un algorithme unique. L'idée de base est de linéariser les conditions d'optimalité du problème et d'exprimer le système linéaire résultant sous une forme propice au calcul. L'intérêt de la linéarisation est de fournir un algorithme à convergence locale rapide. La PQS transforme ainsi un problème d'optimisation non linéaire en une suite de problèmes quadratiques plus simples à résoudre. Il est bon de rappeler que l'introduction de contraintes d'inégalité apporte une difficulté supplémentaire importante, celle de devoir faire face à la combinatoire intrinsèque du problème. En effet, ceci vient du fait que l'on ne connaît pas a priori quelles sont les contraintes d'inégalité actives dans la solution. Il faut alors gérer divers ensembles d'indices avec une précision difficile à obtenir. La combinatoire est une difficulté redoutable pour les algorithmes, mais la PQS l'évacue en la reportant astucieusement sur un sous problème quadratique comme décrit ci-dessus.

Ceci rend cette méthode très puissante et très utilisée dans les problèmes d'optimisation avec des contraintes d'égalité et d'inégalité.

La fonction *fmincon* de Matlab étant basée sur ces techniques d'optimisation, elle semble donc parfaitement adaptée pour la résolution de notre système d'équations.

Ainsi, après avoir validé notre protocole expérimental et avoir choisi notre méthode d'optimisation, nous avons calculé les forces musculaires de la cheville et du genou mises en jeu au cours de la phase d'appui de la marche.

III.4 La prise en compte des ligaments du genou dans le modèle

De nombreuses études ont cherché à calculer le chargement du ligament croisé antérieur pour différents mouvements du genou (Lafortune et al. 1992); mais très peu d'études ont calculé les forces développées par les ligaments du genou au cours de la marche, et celles qui l'ont fait présentent de nombreuses disparités dans leurs résultats (voir tableau 4.4).

Nous noterons qu'en 1970, Morrison (Morrison 1970) a utilisé une méthode de dynamique inverse afin d'estimer les forces musculaires, ligamentaires et les actions de contact au niveau de l'articulation du genou durant une marche normale. En supposant que seulement certains muscles et ligaments sont en charge à chaque instant de la marche, Morrison a pu ainsi réduire le nombre d'inconnues c'est-à-dire le nombre de muscles, de ligaments et de forces de contact, afin de rendre le système d'équations mécaniques déterminé. Ces résultats ont montré que le ligament croisé antérieur (LCA) était en charge au cours de la phase d'appui de la marche et que le pic de la force ligamentaire du LCA était de 156 N c'est-à-dire environ $\frac{1}{4}$ du poids du corps.

En utilisant une approche similaire, Harrington en 1976 a lui aussi, trouvé que le LCA était en charge au cours de la phase d'appui de la marche mais il évaluait le pic de force transmis au ligament à environ la moitié du poids du corps.

En 1991, Collins et O'Connor utilisèrent un modèle du genou dans le plan sagittal pour étudier les interactions entre les muscles, les ligaments et les os au cours d'une marche normale. Leur analyse tenait compte des muscles agonistes et antagonistes. Les pics de la force ligamentaire du LCA variaient de 1.5 à 3.5 fois le poids du corps. Ces valeurs sont plus importantes que celles trouvées par Morrison et Harrington. En 1995, Collins (Collins et al. 1995) modélisa l'ensemble du membre inférieur et appliqua des techniques d'optimisation pour estimer les forces musculaires et ligamentaires au cours de la marche normale. Ces résultats donnent un pic de force pour le LCA d'environ 1.3 à 1.7 fois le poids du corps. Ces valeurs sont moins élevées que celles trouvées par Collins et O'Connor en 1991.

En 2004, Shelburne et al. (Shelburne et al. 2004) ont présenté un modèle musculo-squelettique du membre inférieur prenant en compte les ligaments du genou. Le but de ce modèle était de calculer et d'expliquer les forces musculaires et ligamentaires mises en jeu au cours de la marche normale et pathologique. Les forces ligamentaires au niveau du genou ont été obtenues grâce à une procédure en deux étapes. Tout d'abord, un modèle tridimensionnel de l'ensemble du corps a été utilisé avec une méthode d'optimisation dynamique afin de calculer les mouvements segmentaires du membre inférieur, les forces de réaction au sol ainsi que les forces musculaires du membre inférieur au cours d'un cycle de marche normale.

Puis une méthode d'optimisation inverse a été mise en place afin de calculer, à partir des données prédites précédemment, les réactions de contacts articulaires et les positions relatives du fémur, du tibia et de la patella ainsi que les forces induites dans les ligaments du genou à chaque instant du

cycle de la marche simulé. Pour réaliser ces calculs, modèle tridimensionnel du genou a été établi. Dans cette étude, il est intéressant de noter que les ligaments sont modélisés par différents éléments élastiques (13 en tout). Les points origines et insertions des éléments modélisant les ligaments du genou proviennent de l'étude de Garg et Walter (Garg et al. 1990). Le trajet de chaque ligament a été approximé par une ligne droite. Les effets des contacts ligament-os ont été négligés. Chaque ligament a été considéré comme un élément élastique dont les propriétés ont été décrites par une courbe force-longueur non linéaire (Blankevoort et al. 1991). La raideur des ligaments est basée sur les données reportées par (Blankevoort et al. 1991) longueurs de référence des ligaments sont basées sur les données de Shelburne et Pandy (Shelburne et al. 1997).

Les matrices contenant les forces ligamentaires ainsi que la matrice définissant les bras de levier des ligaments sont ensuite introduites dans l'équation dynamique du mouvement de la même façon que pour les forces musculaires. Comme dans les études précédentes, on observe que les ligaments sont en charge au cours de la phase d'appui de la marche. Le pic de force du LCA est de 303 N et se produit au moment de l'appui du pied au sol. Ensuite, la force du LCA décroît pour tendre vers zéro au moment du décolllement des orteils.

Les différents résultats trouvés au niveau du ligament croisé antérieur (LCA) dans la littérature sont résumés dans le tableau ci-dessous.

Tableau 4.4: Présentation des différentes valeurs trouvées dans la littérature au cours des quinze dernières années pour le LCA.

Tâche	Pic de force du LCA	Références
Marche	1000 N au début de l'appui	Collins et O'Conner (1991)
Marche	900 N au début de l'appui	Collins (1995)
Extension isocinétique max à 30°	590 N à 10°	Serpas et al. (2002)
Extension isocinétique max	520 N à 15°	Shelburne et Pandy (1997)
Extension isocinétique max à 180°	450 N à 5°	Serpas et al (2002)
Marche	411 N au début de l'appui	Harrington (1976)
Extension isocinétique max à 300°	340 N à 5°	Serpas et al. (2002)
Squat statique	200 N à 0°	Shelburne et Pandy (1998)
Extension de genou	160 N à 0°	Shelburne et Pandy (1997)
Marche	156 N au début de l'appui	Morrison (1970)
Squat	28 – 142 N	Toutoungi et al. (2000)
Marche	303 N au début de l'appui	Shelburne et Pandy (2004)

Ces différentes approches dans le calcul des forces ligamentaires du genou au cours de la phase d'appui de la marche nous ont guidée dans le choix de notre modélisation.

Ainsi, nous avons décidé de modéliser les ligaments de la même façon que les muscles. A savoir, les points insertions et origines (ou plus exactement deux points externes supposés sur la droite coïncidant avec le trajet du ligament) ont été pointés directement sur nos sujets à l'aide du pointeur au même titre que les via points des muscles.

Nous avons ensuite modélisé les lignes d'action du ligament croisé antérieur, du ligament croisé postérieur et des ligaments croisés internes et externes. Les bras de levier de ces derniers ont été calculés de la même manière que pour ceux des muscles. Et enfin, ils ont été intégrés dans le système d'optimisation avec les muscles.

III.5 Les résultats

Dans un premier temps, nous nous sommes intéressés aux forces musculaires prédites par la technique d'optimisation statique décrite précédemment. Afin de voir l'influence de la physiologie des muscles sur notre modèle, nous avons d'abord traité le problème sans tenir compte de ces propriétés.

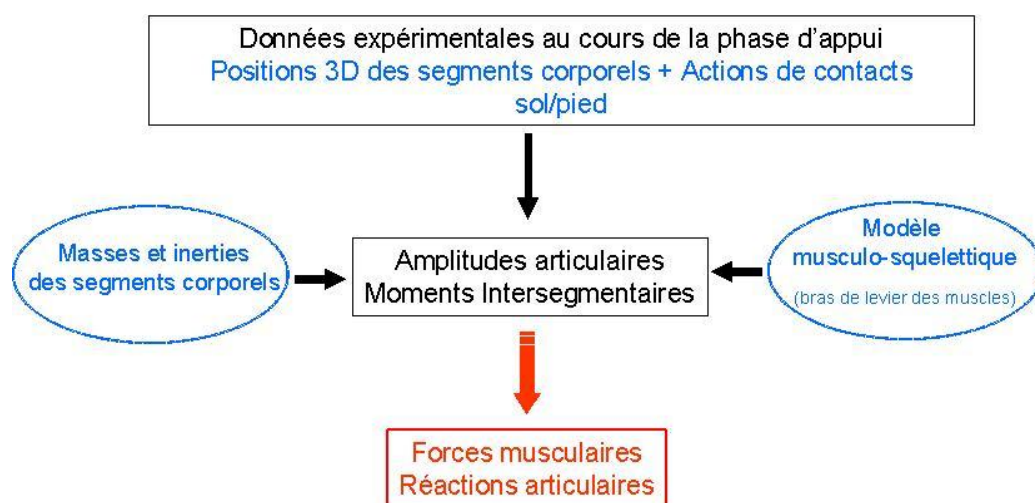


Figure 4.5: Organigramme présentant l'organisation des calculs afin d'obtenir les forces musculaires et les réactions articulaires.

Parmi tous les sujets testés, nous avons choisi de présenter les résultats d'un seul d'entre eux. Ce choix a été guidé par le fait que pour ce sujet, nous avons pu enregistrer les activités électriques de certains muscles de surface de manière synchronisée avec les données cinématiques et cinétiques enregistrées au cours de la phase d'appui de la marche par le système d'analyse du mouvement.

Afin d'analyser les résultats, les forces musculaires ont été regroupées selon leur action principale au cours de la phase d'appui. Le quadriceps, les ischio-jambiers (composés du biceps femoris, du semitendinosus, du gracilis et du sartorius), le triceps surae (composé du gastrocnemius lateralis et medialis), les fléchisseurs dorsaux (composés du tibialis anterior, de l'extensor digitorum longus), les fléchisseurs plantaires (composés du tibialis posterior, du peroneus, du flexor hallucis longus).

III.5.1 Les enregistrements électromyographiques

Les enveloppes des signaux EMG, filtrés puis redressés au cours de la phase d'appui, permettent de vérifier la cohérence, du point de vue temporel, des résultats issus de notre modèle. Le nombre de

canaux étant limité à huit, nous avons sélectionné les muscles de surface ayant un rôle majeur au cours de la phase d'appui de la marche dans le plan sagittal et ayant une action agoniste/antagoniste. Les activités électriques des muscles sont regroupées en quatre catégories. La première catégorie représente l'activité électrique du tibialis anterior (TA). La seconde catégorie représente l'activité électrique du triceps surae c'est-à-dire le gastrocnemius lateralis (GL), medialis (GM) et le soleus. La troisième catégorie représente l'activité électrique du quadriceps femoris, c'est-à-dire le rectus femoris (RF), le vastus medialis (VM) et le vastus lateralis (VL) et enfin, la dernière catégorie représente l'activité électrique des ischio-jambiers c'est-à-dire le biceps femoris et le semitendinosus.

De plus, afin de juger de la pertinence de nos résultats, les forces musculaires obtenues sont comparées à celles présentées dans le travail de Da Silva (Silva 2004). Da Silva a obtenu les forces musculaires au niveau du membre inférieur mises en jeu au cours de la marche grâce à une technique d'optimisation statique. Son approche étant similaire à la nôtre, il nous a semblé intéressant de mettre en relation nos résultats avec les siens. Dans le cas des forces ligamentaires, nos résultats ont été comparés avec ceux obtenus par Shelburne et Pandy (Shelburne et al. 2004; Shelburne et al. 2004; Shelburne et al. 2005). Nous avons, par la même occasion, présenté les résultats obtenus dans leur étude au niveau des forces musculaires du quadriceps, des ischio-jambiers et du triceps surae au cours de la phase d'appui de la marche. Ces résultats, contrairement à ceux de Da Silva, sont obtenus grâce à une technique d'optimisation dynamique.

Au niveau de la cheville

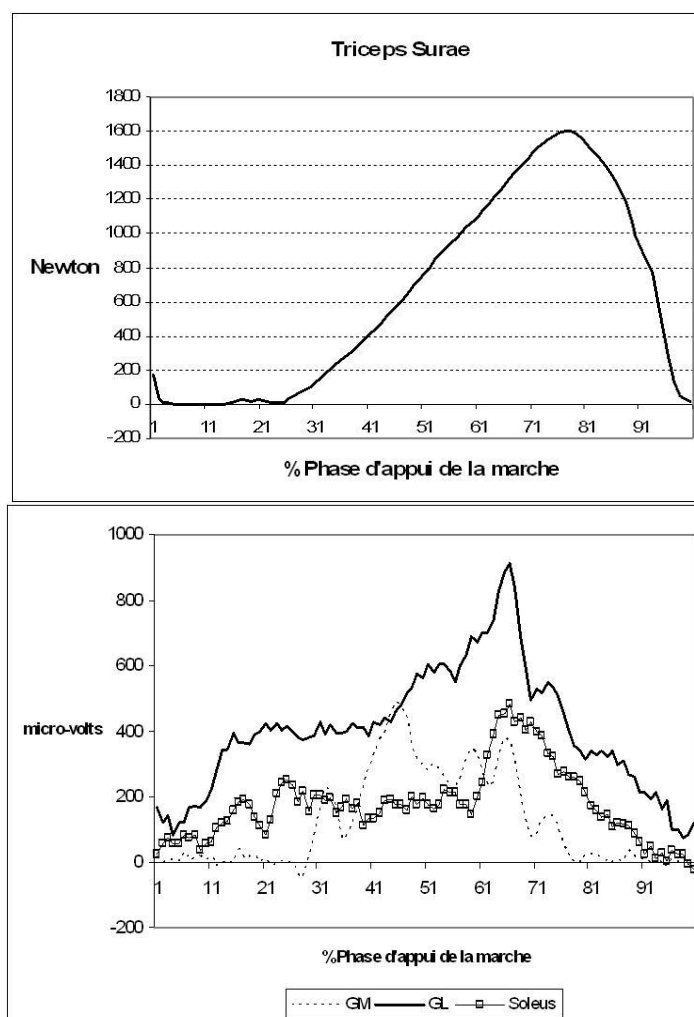


Figure 4.6: La figure du haut représente la force musculaire prédite par la technique d'optimisation statique pour le triceps surae au cours de la phase d'appui de la marche. La figure du bas représente l'activité EMG enregistrée pour le gastrocnemius lateralis (GL), le gastrocnemius medialis (GM) et le soleus au cours de la phase d'appui de la marche, synchronisée avec le système MOTION ANALYSIS.

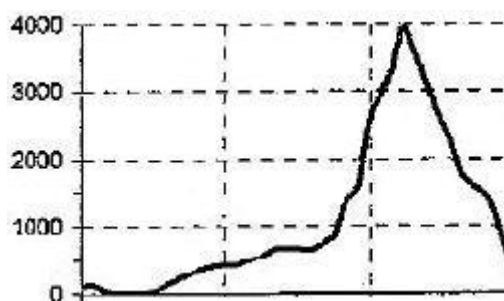


Figure 4.7: Force musculaire obtenue (en Newton) pour le triceps surae qui regroupe le soleus, le gastrocnemius lateralis et le gastrocnemius medialis au cours de la phase d'appui de la marche, d'après Da Silva (Silva 2004).

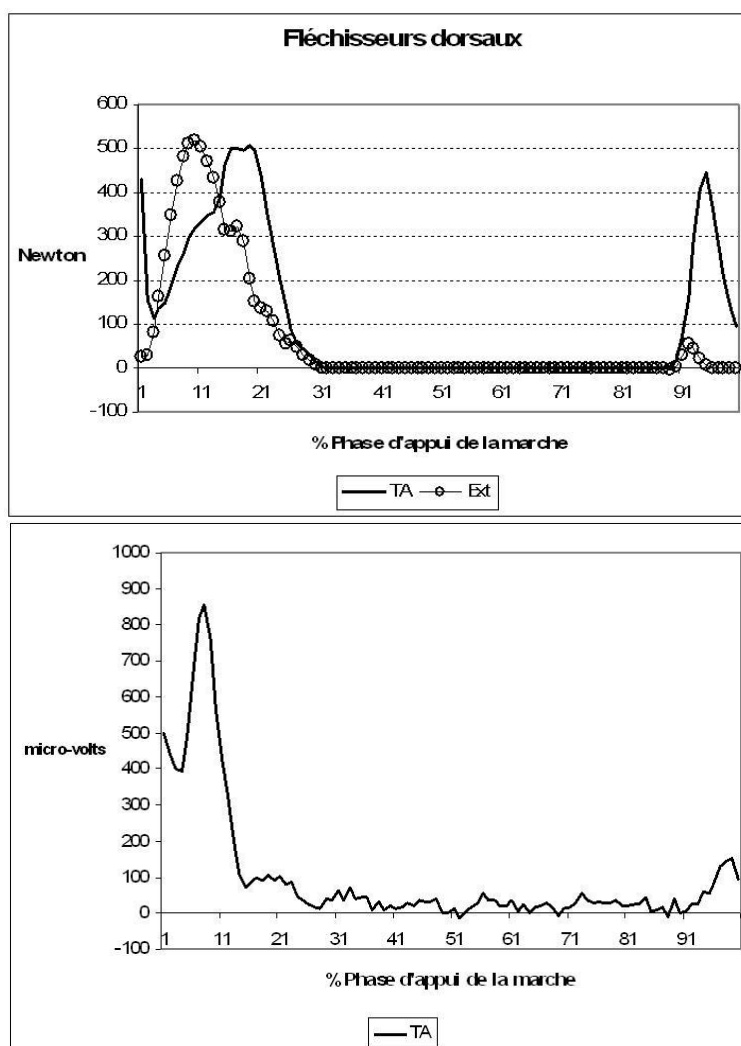


Figure 4.8: La figure du haut représente la force musculaire prédite par la technique d'optimisation statique pour les fléchisseurs dorsaux composés du tibialis anterior (TA) et des extensor digitorum longus (Ext), au cours de la phase d'appui de la marche. La figure du bas représente l'activité EMG enregistrée pour le tibialis anterior (TA) au cours de la phase d'appui de la marche, synchronisée avec le système MOTION ANALYSIS.



Figure 4.9: Forces musculaires obtenues (en Newton) pour les fléchisseurs dorsaux qui regroupent le tibialis anterior, l'extensor digitorum longus et l'extensor de l'hallucis longus au cours de la phase d'appui de la marche, d'après Da Silva (Silva 2004).

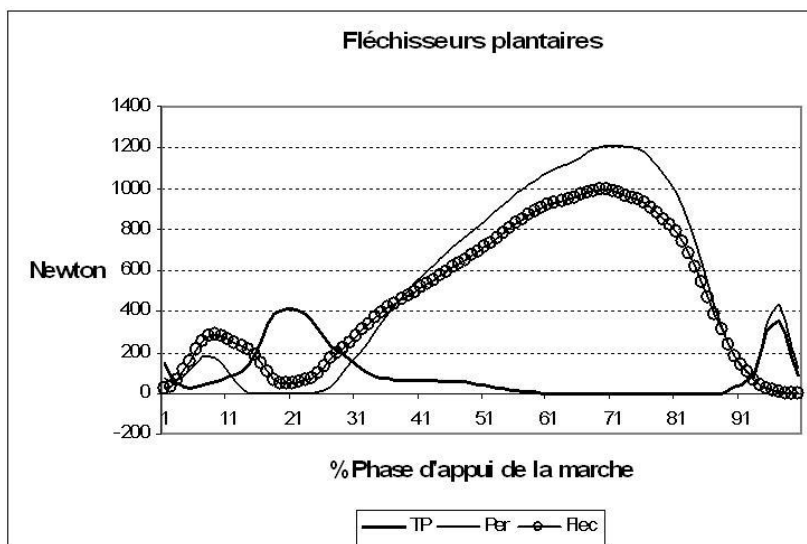


Figure 4.10: Forces musculaires prédites par la technique d'optimisation statique pour les fléchisseurs plantaires, qui regroupent le tibialis posterior (TP), le peroneus (Per) et le flexor hallucis longus (Flec) au cours de la phase d'appui de la marche.

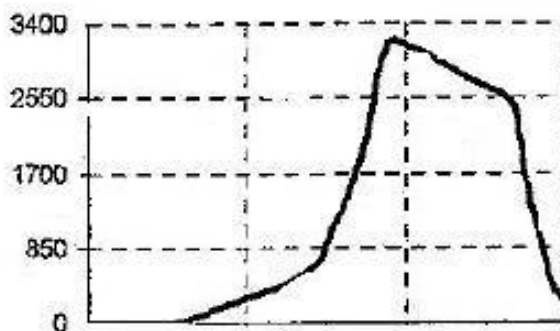


Figure 4.11: Forces musculaires obtenues (en Newton) pour les fléchisseurs plantaires qui regroupent le tibialis posterior, le peroneus longus, le flexor digitorum longus, le flexor hallucis longus au cours de la phase d'appui de la marche, d'après Da Silva (Silva 2004).

Au niveau du genou

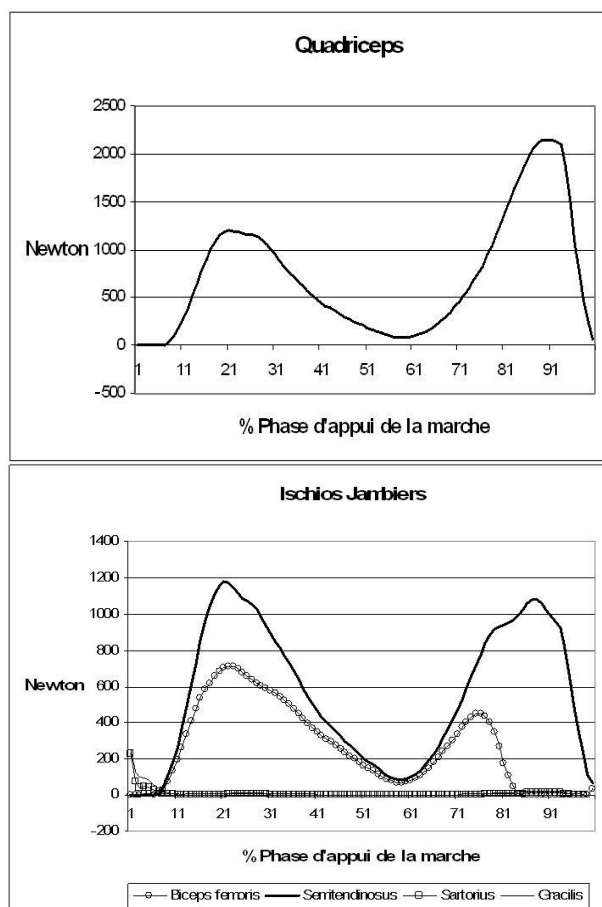


Figure 4.12: Forces musculaires au niveau du genou mises en jeu au cours de la phase d'appui de la marche obtenue par optimisation statique classique.

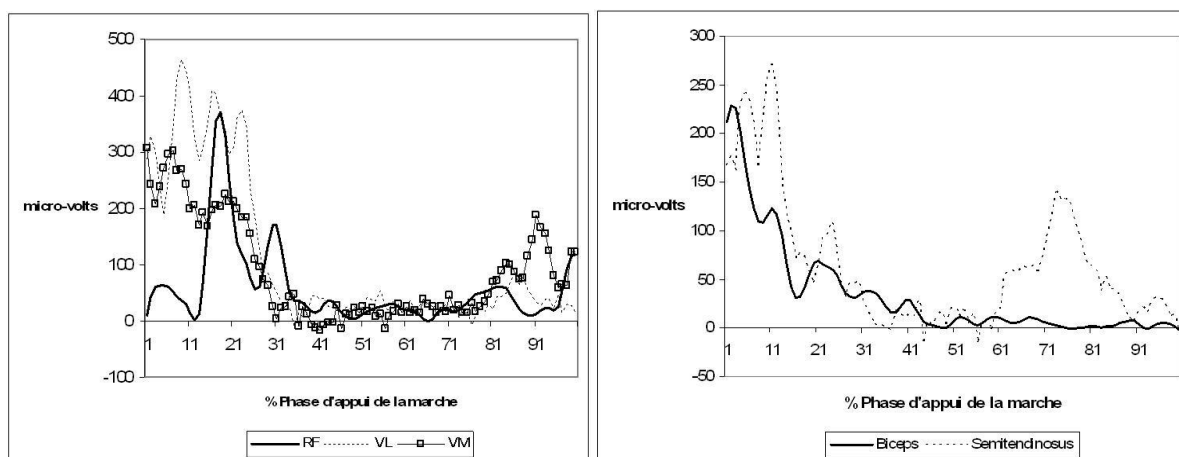


Figure 4.13: L'activité EMG enregistrée pour le quadriceps c'est-à-dire : le rectus femoris (RF), le vastis lateralis (VL) et le vastis medialis (VM) (figure de gauche) et pour les ischio-jambiers : le biceps femoris et le semitendinosus (figure de droite) au cours de la phase d'appui de la marche, synchronisée avec le système MOTION ANALYSIS.

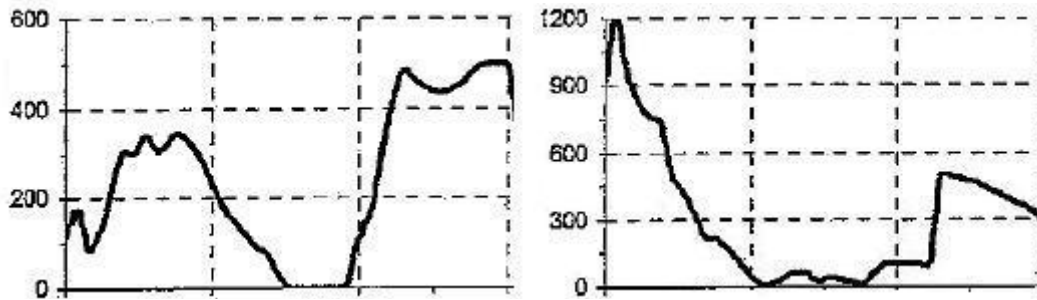


Figure 4.14: A gauche, force musculaire (en Newton) obtenue pour le quadriceps qui regroupe le rectus femoris, le vastus medialis et le vastus lateralis au cours de la phase d'appui de la marche. A droite force musculaire (en Newton) obtenue pour les ischio-jambiers qui regroupent le semitendinosus, le semimembranosus, le biceps femoris, le sartorius et le gracilis au cours de la phase d'appui de la marche, d'après Da Silva (Silva 2004).

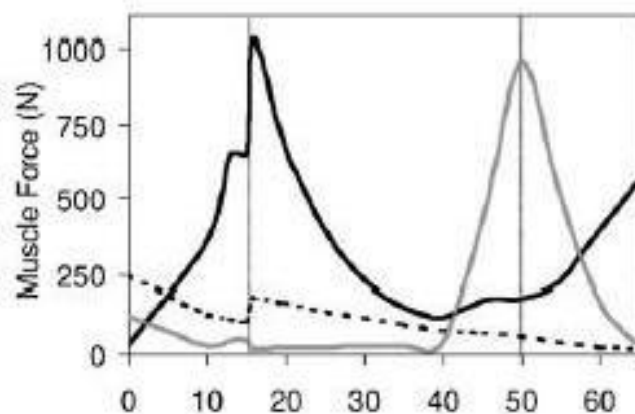


Figure 4.15: Forces musculaires obtenues pour le quadriceps (courbe trait épais), le triceps surae (courbe trait fin) et les ischio-jambiers (courbe en pointillés) au cours de la phase d'appui de la marche. Ces résultats sont obtenus à partir d'une technique d'optimisation dynamique d'après Shelburne et Pandy, 2004 (Shelburne et al. 2004).

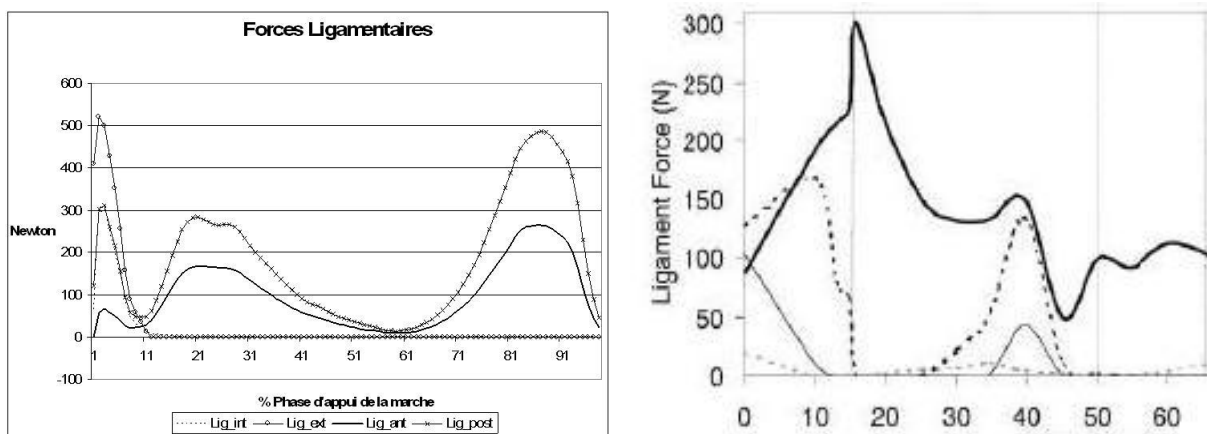


Figure 4.16: La figure de gauche présente les forces ligamentaires au niveau du genou mises en jeu au cours de la phase d'appui de la marche obtenues à partir de notre modèle.

La figure de droite présente les forces ligamentaires au cours de la phase d'appui de la marche, obtenues à partir d'une technique d'optimisation dynamique d'après Shelburne et Pandy, 2004 (Shelburne et al. 2004). La courbe en trait noir épais est la force ligamentaire pour le LCA. La courbe en trait noir fin, représente la force ligamentaire du LCP. La courbe en pointillés noirs représente la force ligamentaire du LM et enfin la courbe en pointillé gris représente la force ligamentaire du LL.

D'une façon générale, les amplitudes des forces musculaires obtenues par optimisation statique sont cohérentes avec les signaux EMG. En effet, une force importante est synchrone d'une bouffée d'activité électrique.

IV. Prise en compte des propriétés physiologiques des muscles dans le modèle d'optimisation statique

L'étude bibliographique a montré la nécessité d'introduire les propriétés structurelles et physiologiques de chaque muscle dans le modèle. Cette modélisation de type rhéologique (Hill) met en œuvre des équations mathématiques contenant de nombreux paramètres physiques (force isométrique maximale, section physiologique, angle de pennation ...).

Le but de ce paragraphe est donc d'affiner la représentation numérique du comportement du muscle. Pour cela, le comportement mécanique du complexe musculo-tendineux c'est-à-dire des relations force - longueur, force - vitesse d'élongation et force - activité, seront prises en compte dans le modèle. La complexité de ce genre de modèle est liée au fait que les caractéristiques des éléments mécaniques sont variables.

Nous allons dans un premier temps rappeler certaines informations utiles pour modéliser correctement les muscles du membre inférieur et plus particulièrement ceux du genou. Puis, nous décrirons le modèle rhéologique de type Hill que nous avons mis en place pour notre étude. Les forces musculaires de « Hill » calculées pour les muscles étudiés seront enfin présentées.

IV.1 Propriétés élastiques

La raideur du genou peut être séparée en deux composantes : la raideur dite active qui est générée et modifiée par les muscles afin de faire varier les forces exercées sur le genou et la raideur dite passive qui est liée aux structures comme les tendons et les ligaments.

IV.1.1 La raideur active du genou

Les études bibliographiques ont prouvé qu'en conditions fonctionnelles, la raideur active est dominante. Dans leur article en 1998, Zhang et al. (Zhang et al. 1998) obtiennent expérimentalement des données sur les propriétés actives (raideur articulaire, inertie du membre et viscosité) pour des petits déplacements autour de différents angles de flexion. Ils démontrent que la raideur du genou, et dans une certaine mesure sa viscosité, sont dépendantes de l'angle de flexion.

McHugh et Hogan (McHugh et al. 2004) examinent l'effet du mouvement du genou sur la raideur articulaire active, calculée à partir d'une augmentation du moment par rapport aux variations de flexion angulaire du genou pour les premiers 50 millisecondes d'un étirement volontaire. Il est prouvé que la raideur articulaire du genou dépend de l'angle de flexion, et que la viscosité et la raideur augmentent avec la contraction musculaire.

Cependant, il est bon de préciser que dans ces deux études, le sujet était soit en position assise, soit en position allongée au cours de l'expérience. Les articulations ne supportaient pas le poids du corps, ces résultats ne peuvent donc pas représenter de façon raisonnable la raideur active/dynamique du genou au cours de la marche.

En 1995, Tai et Robinson (Tai et al. 1995) ont établi des équations pour calculer la raideur articulaire. Les transformations de Fourier sont utilisées pour développer un modèle linéaire du second ordre incluant l'inertie, la viscosité et les termes d'élasticité. Il est montré que l'élasticité articulaire varie avec l'amplitude articulaire et l'intensité des perturbations pour de petits déplacements. Dans le cas de rotations importantes, il est recommandé que l'articulation du genou soit modélisée par un système non linéaire et dépendant de la position comme cela a été suggéré par Mansour et Audu (1986) (Mansour et al. 1986) lors d'une étude précédente qui démontrait que la raideur du genou variait de façon non linéaire avec l'angle articulaire pour une amplitude de mouvement importante.

Ainsi, la raideur active dépend du moment total autour de l'articulation du genou mais aussi des efforts développés dans chaque muscle croisant cette articulation. Pour modéliser précisément la raideur active du genou, il faut donc inclure un modèle pour chaque muscle agissant sur l'articulation.

IV.1.2 La raideur passive du genou

La raideur passive du genou est dépendante de l'amplitude articulaire. Cette raideur a souvent été mesurée en utilisant des techniques dites de 'petites oscillations', par la mesure du moment généré par le genou durant les oscillations passives autour d'un angle de flexion imposé. En 1988, Loch et al. (Loch et al. 1992) fournissent une matrice de raideur pour le genou à partir de mesures *in vitro*, effectuées sur un genou droit de cadavre humain. La reproductibilité et la précision de cette matrice de raideur n'ont pas été établies.

McFaull et Lamontagne (McFaull et al. 1998) mesurent également la raideur passive du genou sur une large plage d'amplitude de flexion. Ils comparent leurs résultats avec ceux publiés dans d'autres études. Dans l'ensemble, leurs résultats sont cohérents et montrent que pour les angles de flexion correspondant à ceux de la phase d'appui de la marche, le moment dû à l'élasticité passive est très faible (< 5 Nm).

En 1997, Duan et al. (Duan et al. 1997) établissent un modèle à raideur variable de la marche humaine, mais ils excluent le genou de leur étude. La hanche et la cheville sont toutes les deux représentées par des articulations rotoïdes couplées à des ressorts visqueux. Il est montré que la raideur articulaire est affectée par le 'pattern' de marche, lors de mouvements lents, la raideur articulaire demeure quasi-constante tout au long du mouvement alors que pour des mouvements rapides, la raideur varie dans le temps et dépend de la dynamique du système squelettique. La raideur articulaire optimale, ainsi que les matrices de raideur et de viscosité, sont données pour la hanche et la cheville pour des 'patterns' de marche variés.

Il en ressort que la raideur passive du genou peut être considérée comme négligeable au cours de la marche, et donc que les structures passives du genou représentées par l'élément parallèle dans le modèle de Hill, peuvent être éliminées de notre modélisation.

IV.2 Les données géométriques des muscles

Les données géométriques nécessaires dans la modélisation du muscle sont : la longueur des muscles, des tendons et des ligaments, les angles de pennation, la masse, la longueur des tendons au repos, l'aire de la section physiologique des muscles. Ces données, couplées avec le niveau d'activation du muscle, la tension spécifique et la vitesse maximum de raccourcissement par unité de longueur de fibre, permettent de prédire la force développée par un muscle sous n'importe quelle condition de longueur et de vitesse.

La géométrie de la musculature humaine est accessible en tant que description qualitative mais il y a une pénurie de données quantitatives. Cependant, quelques publications fournissent une partie de ces données spécifiques pour le corps dans son ensemble.

En ce qui concerne le membre inférieur, plusieurs données nécessaires à la mise en place du modèle musculaire sont disponibles dans la littérature. Pierrynowski et Morrison (Pierrynowski et al. 1985a; Pierrynowski et al. 1985b) présentèrent une base de données à partir d'un cadavre mâle de 1.78m et 70.8kg. En 1990, Friederich et Brand (Friederich et al. 1990) ont fourni des données sur la longueur des muscles contractés, la longueur des fibres musculaires, l'aire de la section physiologique des muscles et l'angle de pennation de 47 muscles du membre inférieur obtenues à partir de la dissection de deux cadavres d'âge, de poids et de taille connus. A la même époque, Hoy et Zajac présentèrent dans leur article les paramètres musculo-tendineux de 18 muscles du membre inférieur. Ces données proviennent de différentes sources (Wickiewicz et al. 1983) et concernent les pics de forces musculaires, la longueur optimale des fibres musculaires, la longueur du tendon au repos, la longueur du tendon au repos normalisée, et l'angle de pennation. En 1990, Delp présente dans son travail de thèse toutes les données nécessaires à notre modélisation. Nous avons donc utilisé son travail. Les données sont tirées de plusieurs auteurs : Brand (Brand 1986), Wickiewicz (Wickiewicz et al. 1983), Friedrich et Brand (Friederich et al. 1990) et enfin Delp et al (Delp et al. 1990).

Tableau 4.5 : Données géométriques nécessaires à la mise en place du modèle rhéologique. Fo est la force maximale isométrique (Newton), Lo est la longueur de fibre optimale (m), α est l'angle de pennation (degrés) et Lt est la longueur du tendon (m).

Muscles	Fo	Lo	α	Lt
Tibialis Anterior	603	0.098	5	0.223
Gastrocnemius lateralis	488	0.064	8	0.385
Gastrocnemius medialis	1113	0.045	17	0.408
Rectus Femoris	779	0.084	5	0.346
Vastus lateralis	1871	0.084	5	0.157
Vastus medialis	1294	0.089	5	0.126
Semitendinosus	328	0.201	5	0.262
Biceps femoris	717	0.109	0	0.341

IV.3 Le modèle musculaire mis en place

Suite à ces différentes considérations et à l'étude bibliographique réalisée au cours de ce travail, le modèle de type Hill classique a été modifié.

Les structures passives du muscle (élément PE) dont les effets ont été jugés négligeables pendant la phase d'appui de la marche (voir chapitre 2), ne sont pas prises en compte dans le modèle. De plus, l'élément élastique série correspondant à l'élasticité du muscle lui-même (SEE) est négligé, ainsi la raideur du tendon (k^T) est la seule prise en compte. Les propriétés statiques du muscle actif sont donc présentées par un élément contractile (CE). L'angle de pennation est supposé uniforme. Le complexe musculotendineux peut donc être schématisé comme ci-dessous.

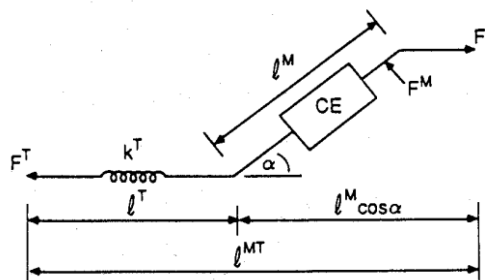


Figure 4.17: Le complexe musculotendineux de Hoy et Zajac (Hoy et al. 1990).

L'élément contractile regroupe la dynamique de contraction (i.e. les relations force – vitesse, force – vélocité) et la dynamique d'activation, c'est-à-dire la relation force – activation, qui vont être définies ci-dessous.

IV.4 La dynamique de contraction

La dynamique de contraction se décompose en deux parties : la relation force-longueur qui représente le comportement du muscle en statique, et la relation force-vitesse qui rend compte de la dynamique.

IV.4.1 La relation force-longueur

Comme cela est décrit de manière détaillée en annexe 1, la relation force – longueur d'un muscle actif s'obtient en mesurant la force isométrique maximale développée à chaque longueur.

Les moments générés pour mobiliser les articulations dépendent de la géométrie musculo-squeletique et de l'effort musculotendineux. Celui-ci prend en compte la longueur des fibres du muscle et la longueur de repos du tendon.

La relation force-longueur présentée comprend donc à la fois les propriétés du muscle et du tendon en statique.

La relation force-longueur du complexe musculotendineux peut être établie en remettant à l'échelle un modèle sans dimension décrit dans la littérature (voir Figure 4.18). Les efforts sont normalisés par l'effort maximum, F_0^M , et les longueurs par la longueur optimum des fibres du muscle, l_0^M .

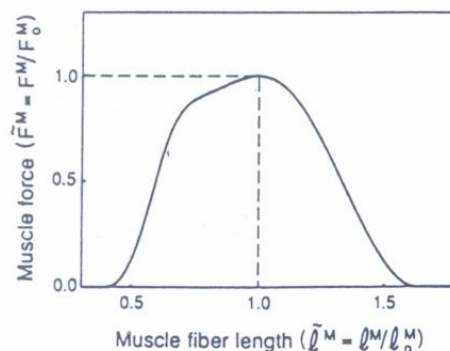


Figure 4.18 : La courbe force-longueur de Hoy (Hoy et al. 1990)

La courbe normalisée force-longueur utilisée par Hoy et al. (Hoy et al. 1990) est typique des courbes trouvées dans la littérature. Elle est cependant difficile à reproduire, ce qui nous a conduit à utiliser une version simplifiée de la courbe.

Epstein et Herzog (Epstein et al. 1998) utilisent une simple parabole pour la relation force-longueur. Dans notre étude, cette simplification est admissible car l'amplitude du mouvement analysé par notre modèle n'approchera pas les parties de la courbe qui sont les plus modifiées, c'est-à-dire correspondant aux longueurs de fibre très éloignées de leur longueur optimale. D'après Zajac (Zajac 1989) les intersections sur l'axe $\tilde{F}^M = 0$ sont à $0.5l_0^M$ et $1.5l_0^M$.

La courbe force-longueur utilisée est ainsi celle présentée ci dessous :

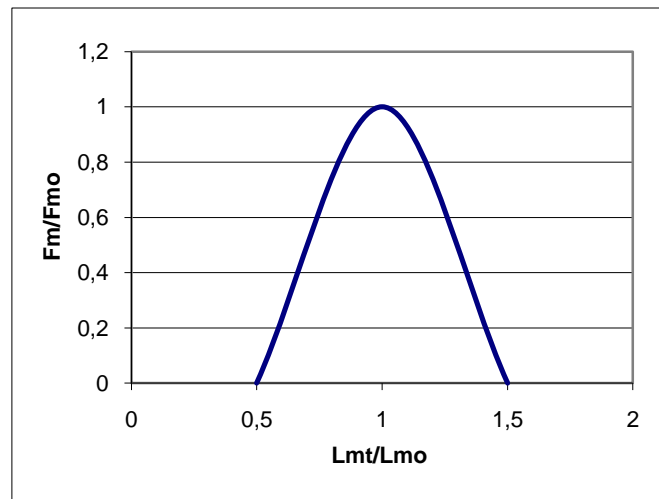


Figure 4.19 : La courbe force-longueur normalisée

L'équation de la courbe est la suivante :

$$\tilde{F}^M(\tilde{l}^M) = -4(l_0^M)^2 + 8(l_0^M) - 3$$

IV.4.2 La relation force-vélocité

Le courbe classique force-vélocité est présentée ci dessous :

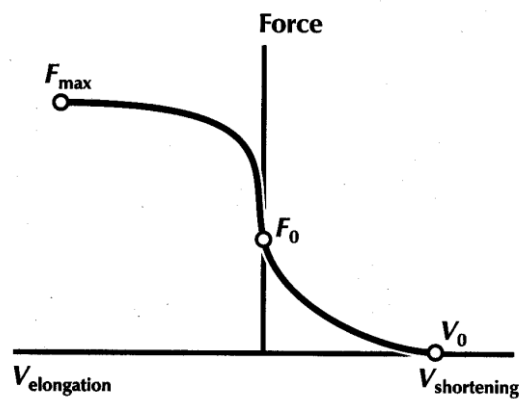


Figure 4.20 : La courbe force-vélocité d'après Epstein et Herzog (Epstein et al. 1998)

Pour un muscle subissant un raccourcissement, Hill établit une relation force-vélocité, obtenue à partir des principes de libération d'énergie dans le muscle pendant son raccourcissement (Epstein et al. 1998):

$$F^M = \frac{F_0^M b - av}{v - b}$$

L'équation a été modifiée pour définir la variable v comme positive pendant l'élongation. On peut définir les constantes a et b de cette relation à partir de l'équation :

$$\frac{a}{F_0^M} = \frac{b}{v_0^M} = 0.25$$

Comme nous l'avons vu dans l'étude bibliographique (chapitre 2), la vitesse maximum de raccourcissement, est, d'après Pandy (Pandy 2001) : $v_0^M = 10ms^{-1}$ pour tous les muscles pendant la marche.

La relation force - vitesse pour un muscle pendant son élévation a été moins étudiée et elle est plus difficile à définir. Epstein et Herzog donnent deux relations : une relation pour la première partie de la courbe correspondant aux faibles vitesses, et une autre pour les vitesses d'élévation très importantes. Pendant la marche, les vitesses d'élévation sont assez petites pour n'utiliser que la première partie de la courbe, dont l'équation est la suivante :

$$F^M = 1.5F_0^M - \frac{F_0^M b' - a' v}{v + b'}$$

Cependant, Zajac donne une valeur différente pour le maximum de la courbe (1.8 au lieu de 1.5). Nous avons décidé de retenir cette valeur, car l'étude de Zajac est plus récente. Ainsi, les constantes a' et b' ont été déterminées pour que la courbe se rapproche le plus possible de celle publiée par Zajac. La courbe établie ici est l'inverse de celle de la figure 4.20. Ceci s'explique par le fait que dans nos équations, la vitesse a été définie positive en élévation.

La relation force-vitesse normalisée par v_0^M et F_0^M devient alors :

$$\tilde{F}^M(\tilde{v}^M) = \begin{cases} 1.8 - \frac{b' - a' v}{v + b'} & v > 0 \\ \frac{b - a v}{v - b} & v \leq 0 \end{cases}$$

Avec $a = b = 0.25$ et $a' = b' = 0.05$.

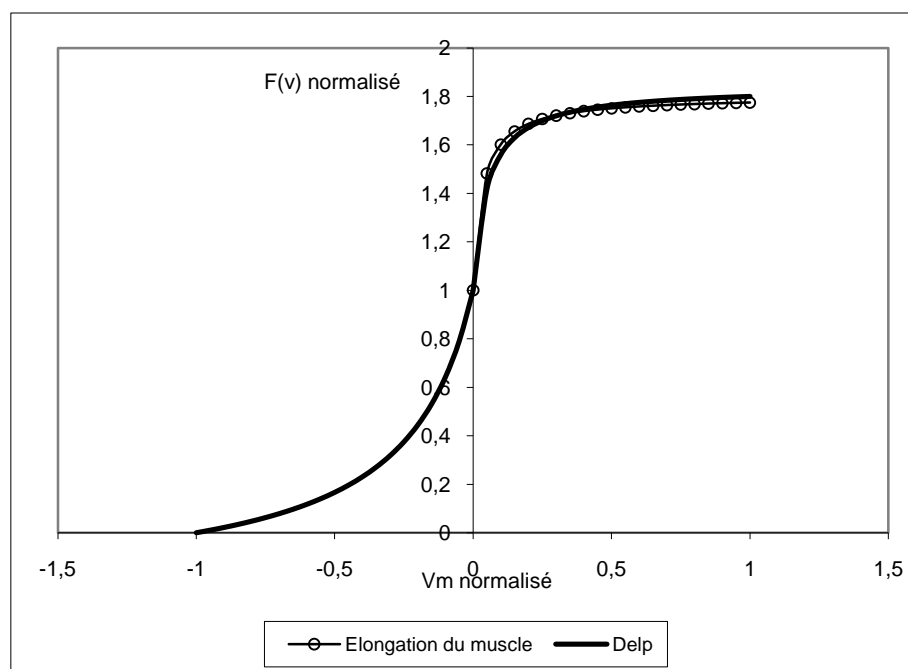


Figure 4.21: Courbe force-vélocité normalisée obtenue à partir des équations modifiées disponibles dans la littérature

IV.4.3 La dynamique d'activation

Au cours des enregistrements des phases d'appui de la marche, le niveau d'activité électrique dans huit muscles est collecté au moyen d'un système EMG. Dans notre cas, des électrodes de surface sont employées. Ainsi, nous avons une information pour les muscles de surface et non pour les muscles profonds. Les huit muscles enregistrés au cours de notre étude sont : le tibialis anterior, les gastrocnemius lateralis et medialis, le rectus femoris, les vastus medialis et lateralis, le biceps femoris et le semitendinosus.

Le traitement des données EMG est, comme nous l'avons vu dans l'étude bibliographique, un point délicat dans la mise en place du modèle rhéologique du muscle (Hof et al. 1987; Pandy et al. 2000; Lloyd et al. 2003; Manal et al. 2003). La transformation du « signal EMG brut » en activation musculaire $a(t)$ est loin d'être évidente. Plusieurs équations ont été suggérées pour la relation excitation-activation, par exemple les modèles proposés par Lloyd et Besier, Zajac, Hof et Van Den Berg (cité par Koo et Mak). Chacun de ces modèles utilise des fonctions d'un type différent pour le filtrage des données et pour la relation excitation-activation.

Lors du « 7^{ième} International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering », nous avons eu la chance de rencontrer le professeur Marcus Pandy et de discuter longuement avec lui de toutes ces considérations et problèmes. Son point de vue a été d'une grande aide à ce niveau de notre travail. Ainsi, comme nous l'a dit le Professeur M. Pandy, la méthode qu'il a mise en place (Pandy, 1992) est bien adaptée à un problème de simulation mais l'est beaucoup moins pour notre approche. De plus, son algorithme mathématique est complexe et difficile à mettre en

œuvre. De fait, un traitement simple du signal EMG est largement suffisant et pertinent pour notre modèle car il ne faut pas oublier que l'estimation de l'activation à partir de l'EMG reste l'une des plus grandes sources d'erreur dans les modèles qui l'utilisent.

Ainsi, les signaux EMG bruts ont été rectifiés, filtrés et normalisés par la valeur maximale de chaque muscle enregistrée pendant la phase d'appui de la marche. Ensuite, ces signaux peuvent être soit insérés directement dans le modèle de Hill, soit traités de manière spécifique comme le font Manal et al (Manal et al. 2003).

Suite à la mise en œuvre des différentes équations mathématiques nécessaires à notre modèle qui ont été décrites ci-dessus, l'effort musculaire peut alors globalement être exprimé par la relation suivante :

$$F_{muscle} = f(f(l), f(v), a(t))$$

IV.5 Les forces obtenues grâce à notre modèle rhéologique

Les forces calculées grâce au modèle décrit ci-dessus seront dites « de Hill » dans la suite de ce mémoire. Les résultats présentés ci-après sont ceux obtenus pour le même sujet que les résultats présentés au paragraphe précédent, pour lequel les données EMG sont enregistrées de façon synchronisée avec celles du MOTION ANALYSIS. Ainsi, la corrélation a pu être faite entre les forces musculaires calculées par le modèle et l'activité électrique des muscles étudiés.

Les huit muscles sélectionnés sont : le tibialis anterior, le gastrocnemius lateralis, le gastrocnemius medialis, le rectus femoris, le vastus lateralis, le vastus medialis, le biceps femoris et le semitendinosus.

Etant limité par le nombre de canaux disponibles pour la mesure électromyographique, notre choix a été guidé par le souhait de nous concentrer plus particulièrement sur les muscles ayant un rôle prédominant au cours de la phase d'appui de la marche au niveau de l'articulation de la cheville et du genou.

Les forces de Hill présentées ici dépendent, de par la nature du modèle utilisé, grandement des signaux EMG mesurés sur le sujet et donc des activations calculées. Or, comme nous l'avons vu dans le chapitre expérimentation, les sources d'erreurs liées à ces enregistrements peuvent être très importantes. C'est pourquoi nous avons préféré présenter en parallèle les activations musculaires calculées par Thelen (Thelen et al. 2005) au cours de la phase d'appui de la marche qui permettent de vérifier aussi, au moins qualitativement, nos mesures EMG (qui ont été présentées au paragraphe III.5 de ce même chapitre). Nous préciserons que ces activations musculaires sont calculées grâce au modèle de Zajac (Zajac 1989).

Ces résultats permettent de mettre en avant la pertinence de nos forces de Hill et la corrélation de ces forces avec les données disponibles dans la littérature.

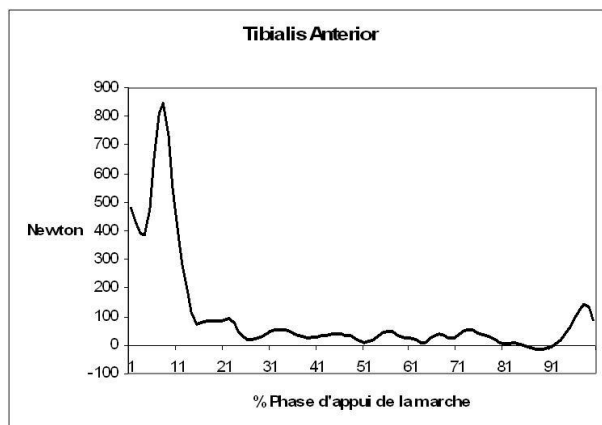


Figure 4.22: Force musculaire obtenue pour le tibialis anterior grâce au modèle rhéologique de HILL.



Figure 4.23: Activation musculaire (courbes bleu foncé) au niveau du tibialis anterior présentée par Thelen et Anderson (Thelen et al. 2005). La zone bleu ciel représente les signaux EMG enregistrés sur des jeunes adultes.

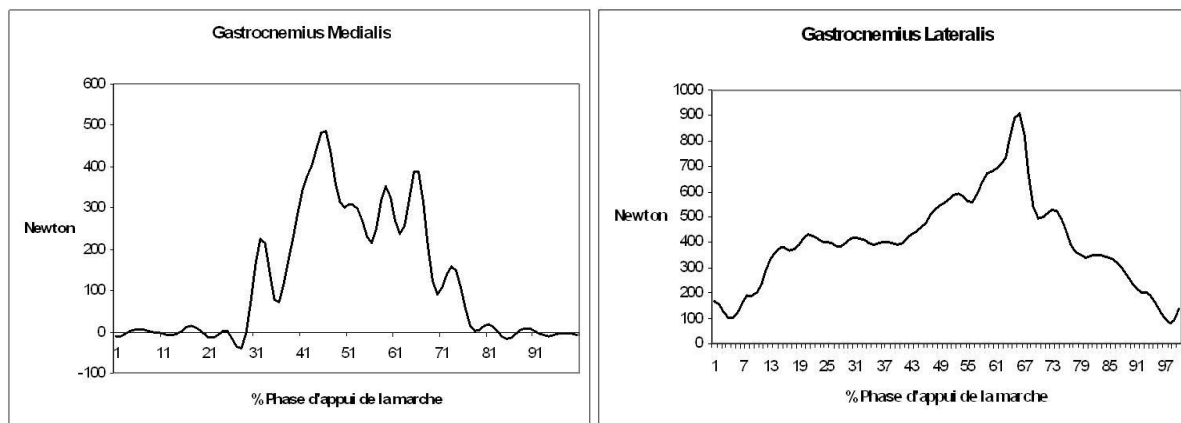


Figure 4.24: Forces musculaires obtenues pour le gastrocnemius lateralis et medialis grâce au modèle rhéologique de HILL.

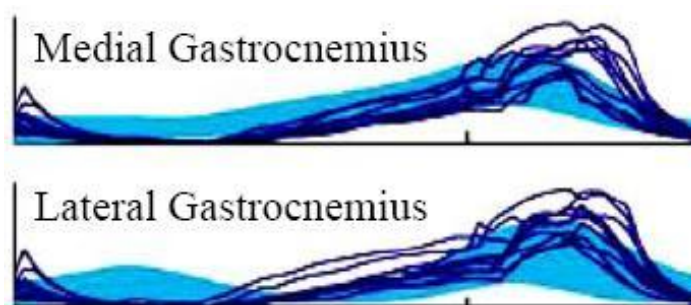


Figure 4.25: Activation musculaire (courbes bleu foncé) au niveau des gastrocnemius medialis et lateralis présentée par Thelen et Anderson (Thelen et al. 2005). La zone bleu ciel représente les signaux EMG enregistrés sur des jeunes adultes.

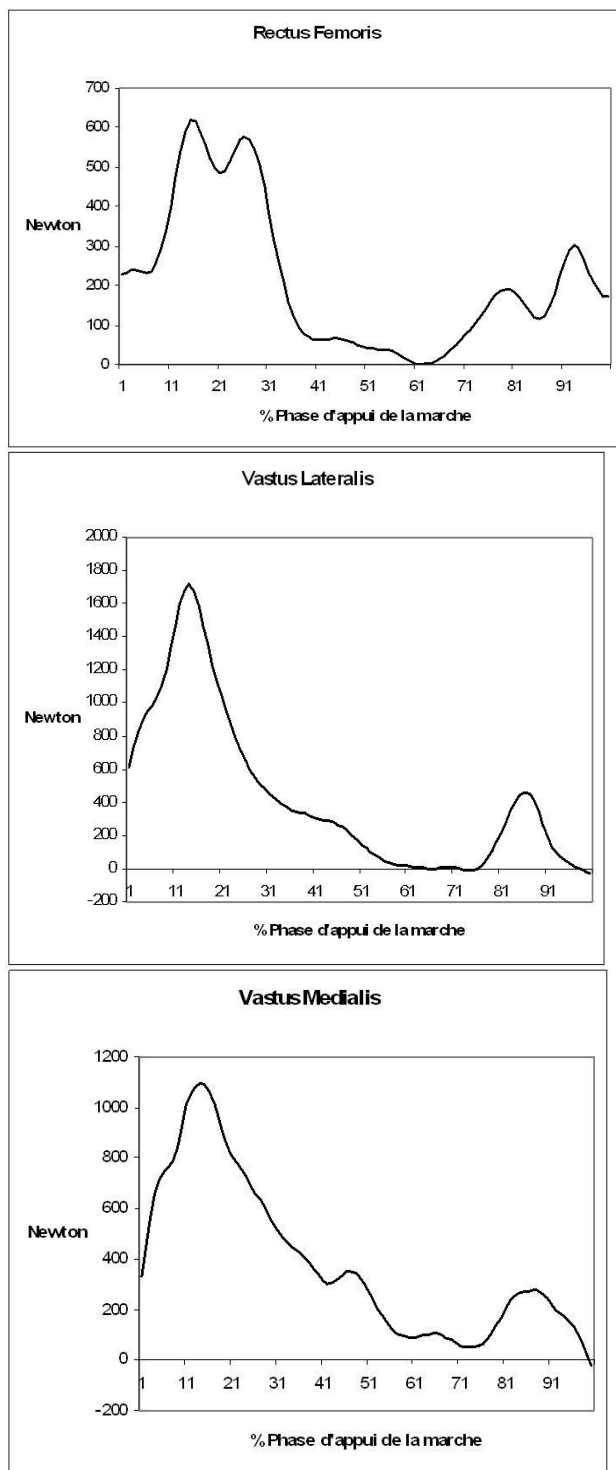


Figure 4.26: Forces musculaires obtenues par le modèle rhéologique de HILL pour l'articulation du genou pour les trois chefs principaux du quadriceps : le rectus femoris, le vastus medialis et le vastus medialis.

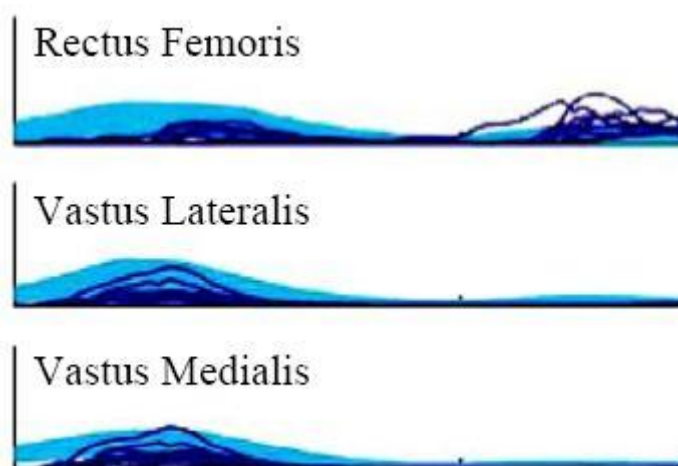


Figure 4.27: Activation musculaire (courbes bleu foncé) au niveau du rectus femoris, du vastus lateralis et du vastus medialis présentée par Thelen et Anderson (Thelen et al. 2005). La zone bleu ciel représente les signaux EMG enregistrés sur des jeunes adultes.

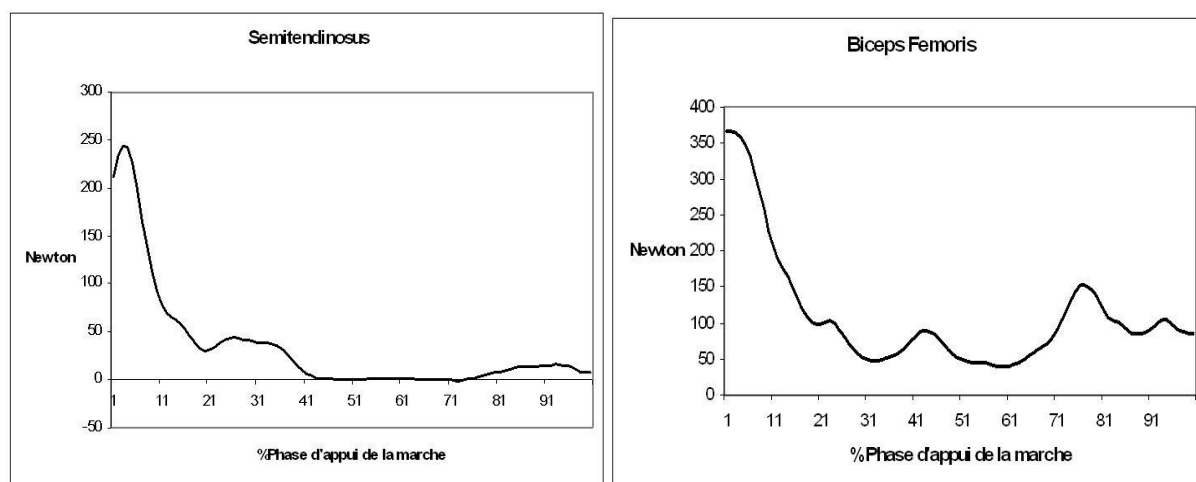


Figure 4.28: Forces musculaires obtenues par le modèle rhéologique de HILL pour l'articulation du genou pour les deux principaux chefs des Ischios : le semitendinosus et le biceps femoris.

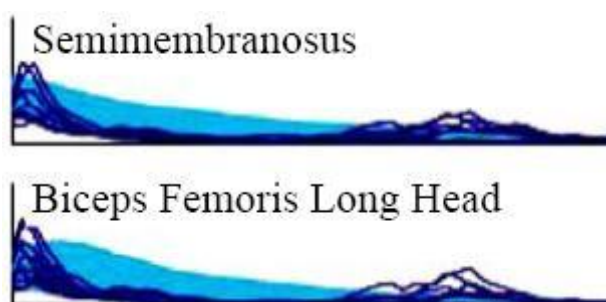


Figure 4.29 : Activation musculaire (courbes bleu foncé) au niveau du semimembranosus et du biceps femoris présentée par Thelen et Anderson (Thelen et al. 2005). La zone bleu ciel représente les signaux EMG enregistrés sur des jeunes adultes.

Les forces de Hill calculées à partir de notre modèle rhéologique semblent cohérentes avec les patterns d'activation présentés par Thelen et Anderson (Thelen et al. 2005) ainsi qu'avec les différentes étapes de la phase d'appui décrites dans le paragraphe précédent.

Cependant, comme tous les modèles, le modèle de Hill est loin d'être parfait. Tout d'abord, il est trop simplifié pour pouvoir prendre en compte les propriétés fondamentales du muscle réel. Un certain nombre de modèles plus réalistes, mais également d'utilisation beaucoup plus délicate, ont été mis au point pour tenter de remédier à ce problème. Quoi qu'il en soit, le modèle de Hill a été et reste le modèle de prédilection dans la mise en place des modèles musculo-squelettiques pour prédire les forces musculaires. Il est aussi considéré comme le modèle le plus pratique et le plus précis dans la simulation du mouvement humain.

Si l'on compare ces résultats avec ceux obtenus par l'optimisation statique « classique », on observe que globalement les formes sont similaires pour l'ensemble des muscles. Cependant, on notera que d'un point de vue numérique, les pics de forces musculaires obtenus par le modèle rhéologique de Hill sont plus faibles. Ceci est particulièrement vérifié dans le cas des forces musculaires prédites pour les ischio-jambiers où l'on remarque une très nette différence d'un point de vue forme et valeur numérique. On aurait tendance à dire que les forces obtenues par le modèle rhéologique de Hill sont plus en « accord » avec la coordination motrice du sujet puisqu'elles découlent directement de l'EMG enregistré qui permet de quantifier l'activité musculaire mise en jeu au cours du mouvement. Cependant, il faut rester vigilant avec les forces musculaires prédites par le modèle rhéologique de Hill car elles peuvent être biaisées par les sources d'erreur liées à l'EMG.

IV.6 Prise en compte des forces « de Hill » dans le critère d'optimisation statique

Les forces musculaires de « Hill » ayant été calculées pour différents groupes musculaires du membre inférieur au cours de la phase d'appui de la marche, l'idée a ensuite été d'intégrer ces forces dans le critère utilisé dans la formulation du problème d'optimisation statique, ce qui pouvait présenter le double avantage d'obtenir des forces cohérentes vis-à-vis des mesures EMG et qui respectaient aussi au mieux l'équilibre mécanique de l'articulation.

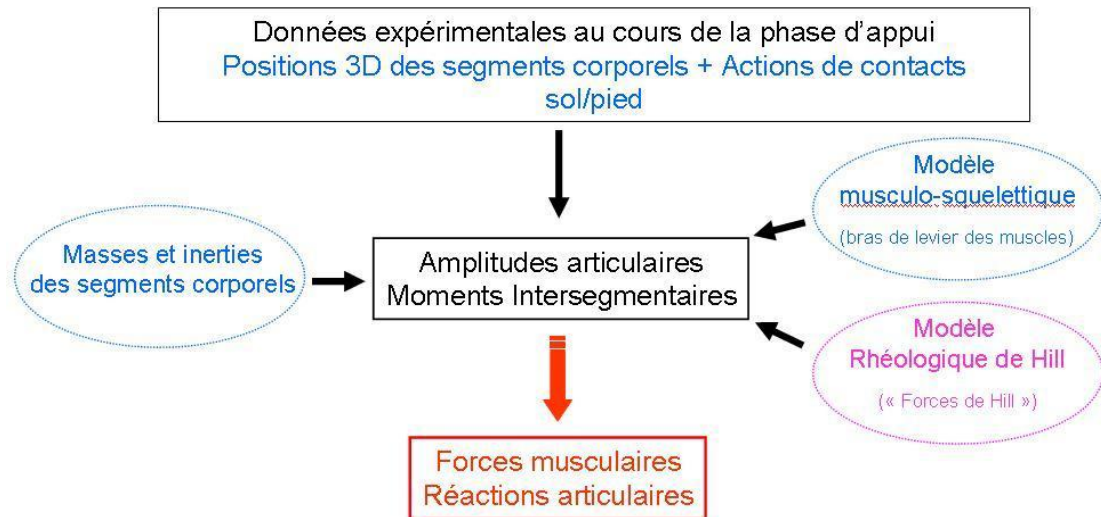


Figure 4.30: Organigramme présentant l'organisation des calculs afin d'obtenir les forces musculaires et les réactions articulaires prenant en compte les forces musculaires calculées à partir du modèle rhéologique de Hill dans notre technique d'optimisation statique.

Pour avoir une idée de l'influence respective du critère et des forces de Hill sur nos résultats, nous avons testé trois types de critères différents :

$$\text{Critère 1 } f(F_i) = \sum_1^i (F_i - F_i^H)^2$$

$$\text{Critère 2 } f(F_i) = \sum_1^i \left(\frac{F_i}{F_i^H}\right)^2$$

$$\text{Critère 3 } f(F_i) = \sum_1^i \left(\frac{F_i}{F_i^H}\right)^3$$

où F_i^H est la force musculaire calculée à partir du modèle rhéologique de Hill.

Le problème d'optimisation statique a donc été modifié de la manière suivante :

Recherche

$$F_i$$

En minimisant le critère non linéaire (Pedotti et al, 1987 ; Herzog et Binding, 1987) :

$$f(F_i)$$

en respectant les contraintes d'égalité :

$$M_{\text{ext}jx}(O_j) = \sum_i b_{i_x} \cdot F_i$$

$$M_{\text{ext}jy}(O_j) = \sum_i b_{i_y} \cdot F_i$$

$$M_{\text{ext}jz}(O_j) = \sum_i b_{i_z} \cdot F_i$$

et les contraintes d'inégalité :

$$F_i \geq 0$$

$$F_{i\min} \leq F_i \leq F_{i\max}$$

Notre démarche d'optimisation se résume donc ainsi :

Les muscles sélectionnés pour le calcul par le modèle rhéologique de Hill ont principalement une action dans le plan sagittal, c'est pourquoi nous n'avons retenu pour cette nouvelle prédiction que les muscles agissant dans ce même plan. Les forces musculaires calculées par cette méthode dépendent du nombre de canaux EMG qu'il est possible d'enregistrer sur le sujet, qui est de huit dans notre étude. Les forces ligamentaires ne sont pas calculées avec cette méthode.

Les forces musculaires obtenues sont calculées, à chaque instant de la phase d'appui du sujet, à partir de la cinématique, de la cinétique, des bras de levier des muscles et des signaux EMG synchronisés sur le même sujet que les résultats présentés précédemment.

Afin, de comprendre et d'analyser au mieux ces résultats, nous avons présenté en parallèle pour chaque cas, les forces obtenues à partir du modèle rhéologique de « Hill » calculées précédemment à partir des mêmes données EMG ainsi que les forces musculaires obtenues par la technique d'optimisation statique dite « classique ».

Au niveau de la cheville

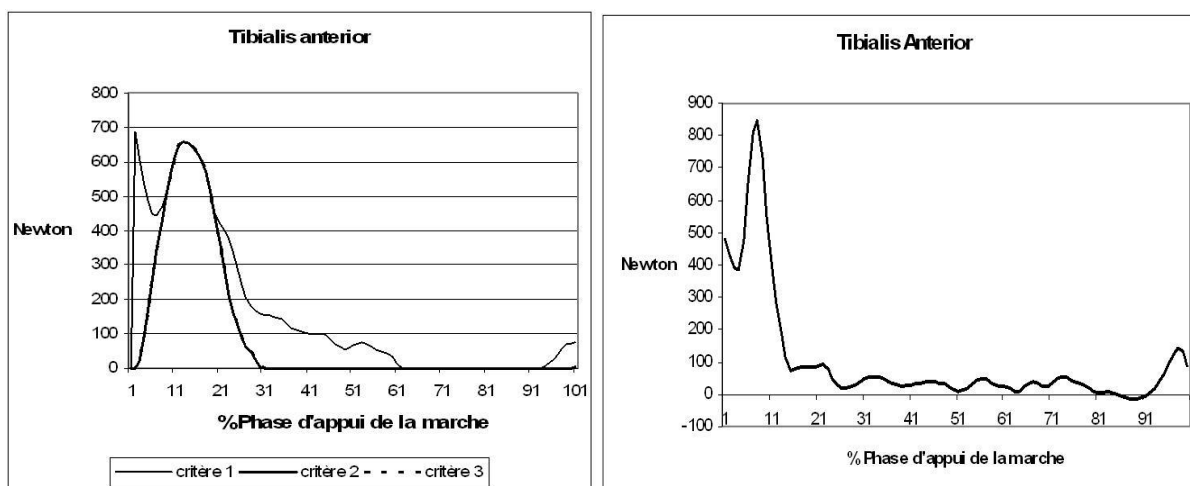


Figure 4.31: A gauche, la force musculaire obtenue grâce aux trois critères. A droite la force musculaire obtenue à partir du modèle rhéologique de Hill.

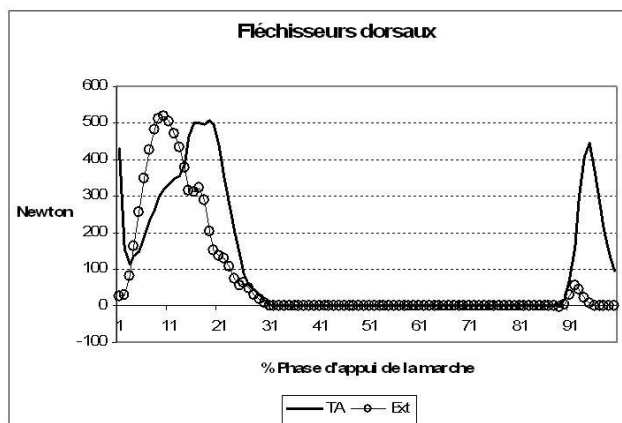


Figure 4.32: Forces musculaires obtenues pour les fléchisseurs dorsaux c'est-à-dire le tibialis anterior en trait continu et les extenseurs en trait avec rond à partir d'une technique d'optimisation statique classique.

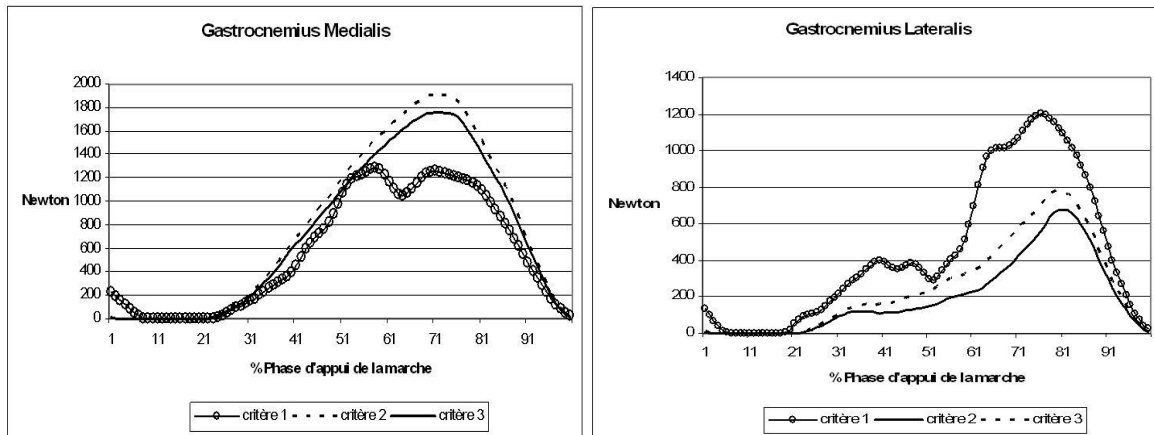


Figure 4.33: Forces musculaires (regroupées par groupe musculaire) calculées à partir de la méthode d'optimisation avec les critères modifiés.

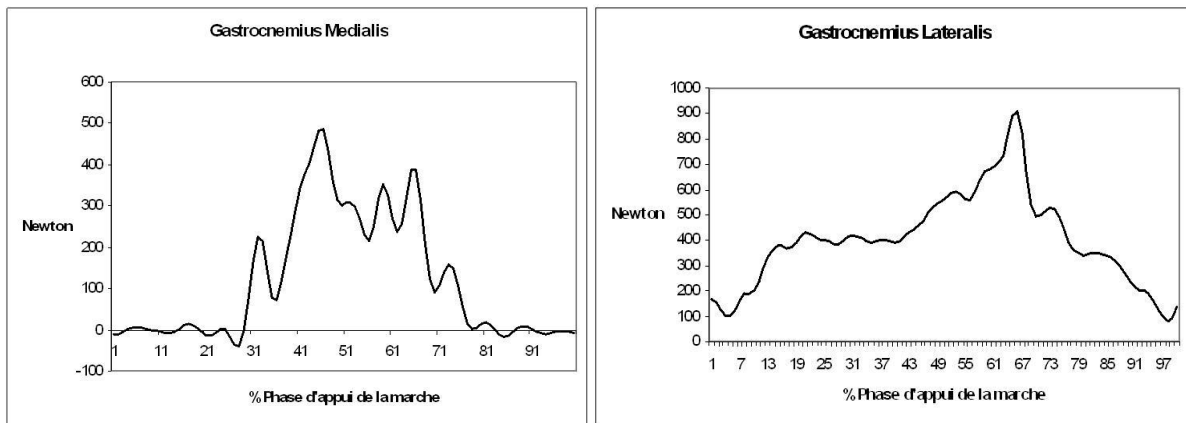


Figure 4.34: Forces musculaires obtenues pour le gastrocnemius lateralis et medialis grâce au modèle rhéologique de HILL.

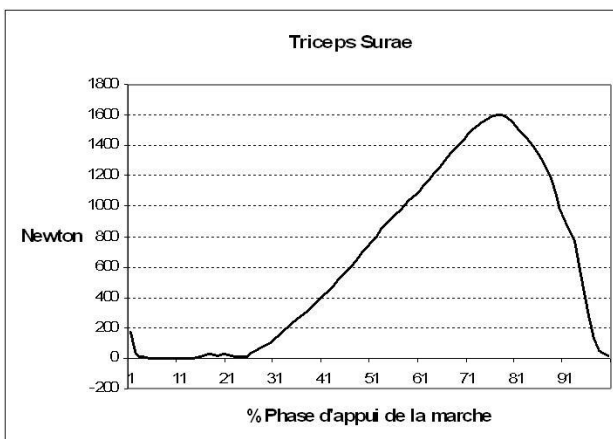


Figure 4.35: Forces musculaires obtenues pour le Triceps Surae grâce à la technique d'optimisation dite classique.

Au niveau du genou

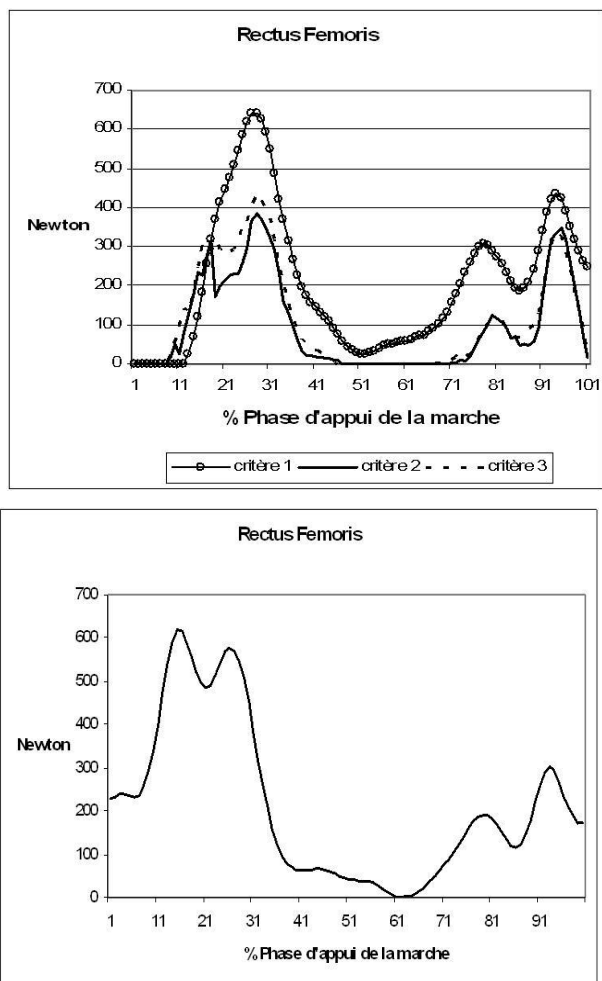


Figure 4.36: A gauche force musculaire obtenue à partir des trois critères modifiés. A droite, force musculaire obtenue à partir du modèle rhéologique de Hill.

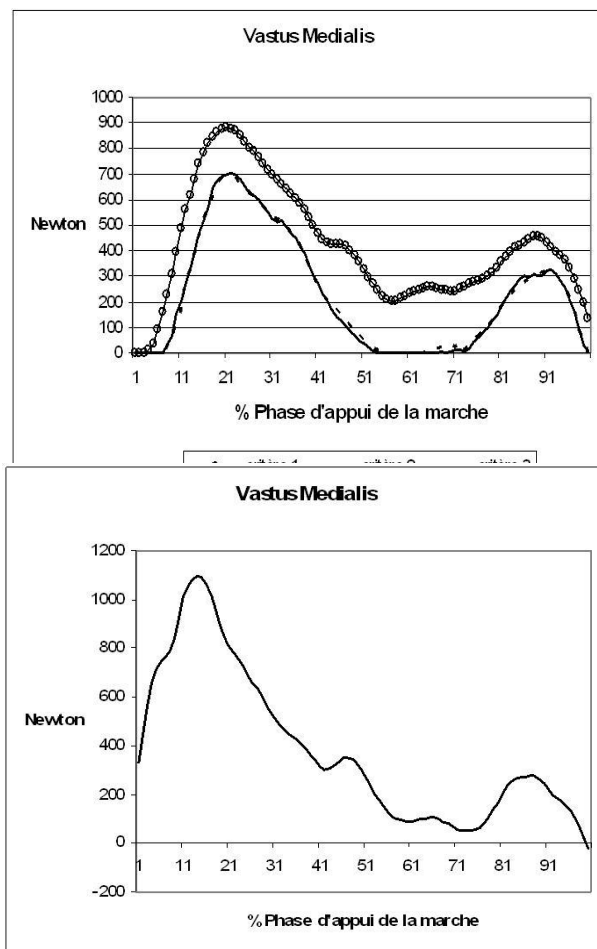


Figure 4.37 : A gauche force musculaire obtenue à partir des trois critères modifiés. A droite, force musculaire obtenue à partir du modèle rhéologique de Hill.

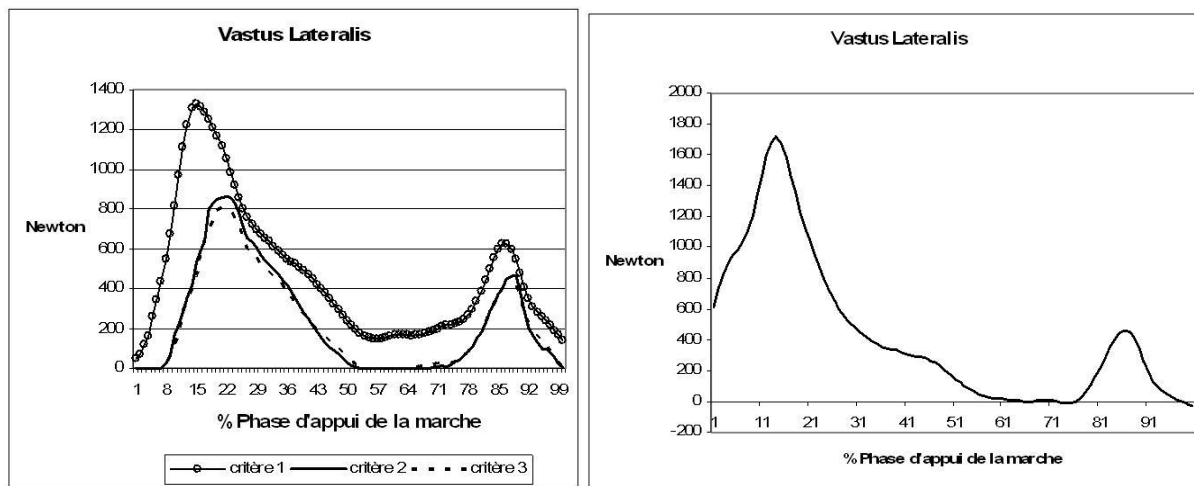


Figure 4.38 : A gauche force musculaire obtenue à partir des trois critères modifiés. A droite, force musculaire obtenue à partir du modèle rhéologique de Hill.

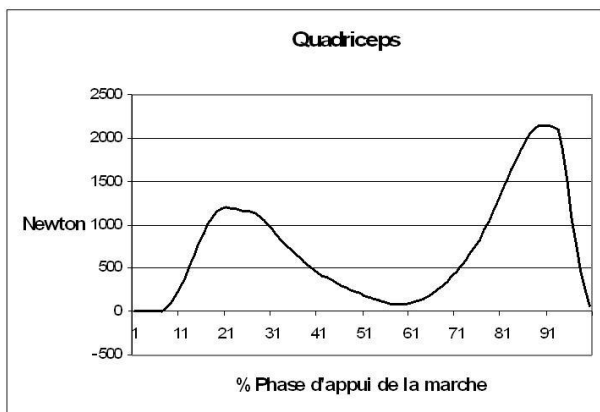


Figure 4.39: Forces musculaires obtenues pour le quadriceps grâce à la technique d'optimisation classique.

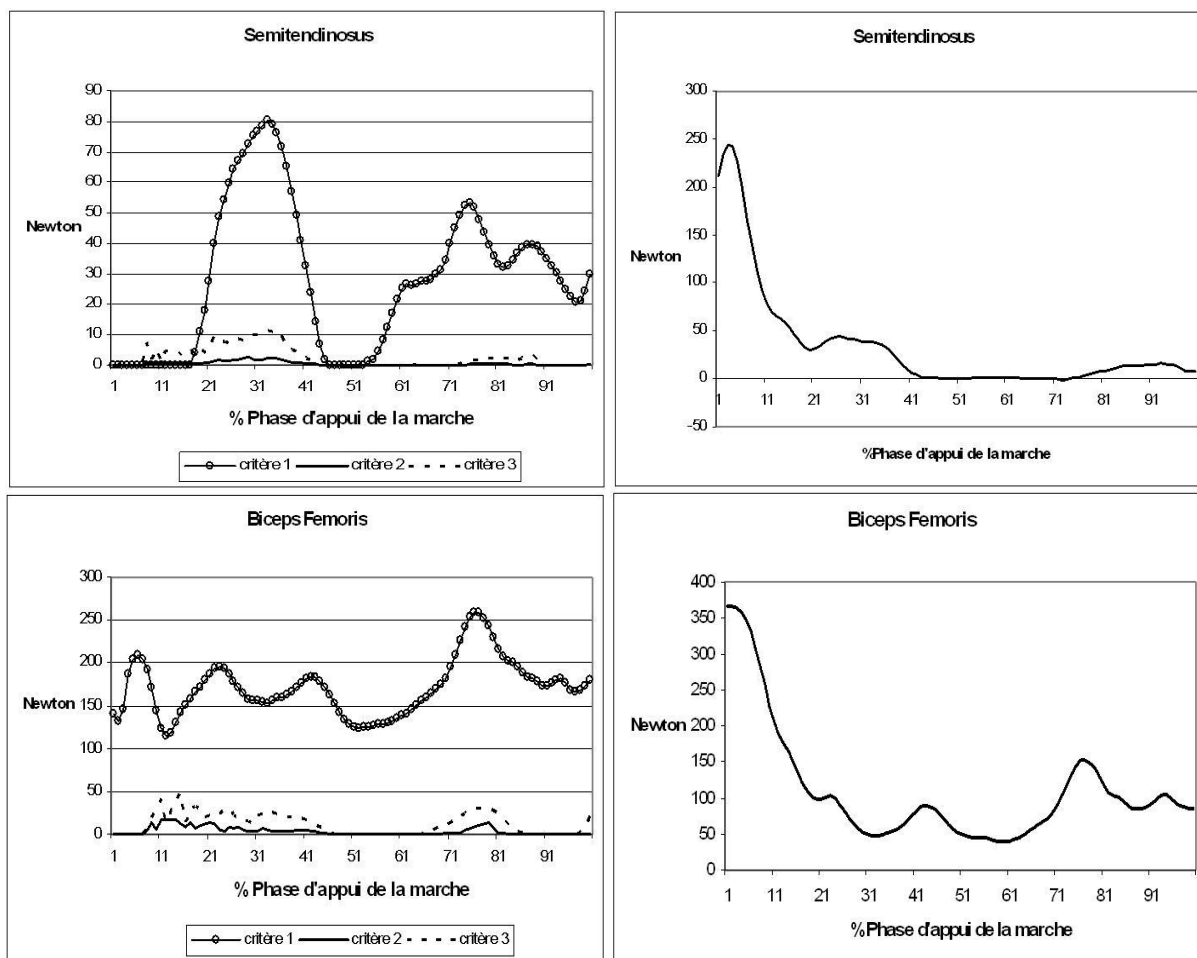


Figure 4.40: En haut et en bas à gauche, force musculaire obtenues pour les trois critères modifiés. En haut et en bas à droite, la force musculaire obtenue à partir du modèle rhéologique de HILL.

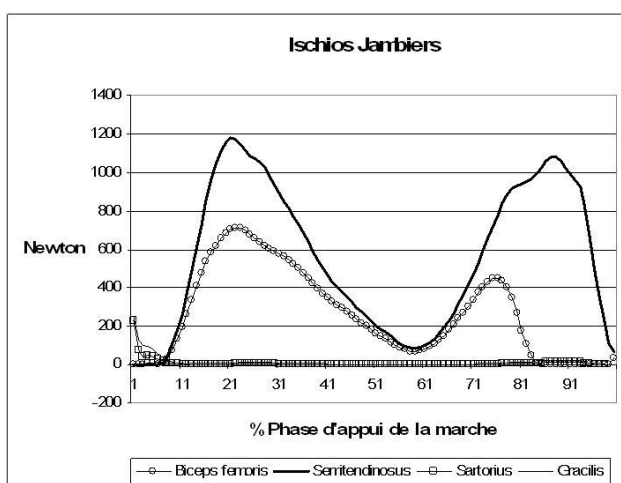


Figure 4.41: Forces musculaires (regroupées par groupe musculaire) et calculées à partir de la méthode d'optimisation classique.

V. Calcul de la réaction articulaire au niveau de la cheville et du genou

Il est important de rappeler que les articulations sont le siège de nombreuses pathologies qui peuvent s'avérer être handicapantes lors de mouvements naturels tels que celui de la marche. Ces pathologies sont de natures multiples : traumatiques (lésion des ligaments du genou ou de la cheville), dégénératives (arthrose de hanche, de genou). Plusieurs solutions peuvent être envisagées afin de prévenir ou de soulager au mieux ce genre de pathologie, mais l'optimisation de ces dernières requière la connaissance des actions de contacts mises en jeu au niveau des articulations au cours du mouvement. Ainsi, une fois les forces musculaires calculées au cours de la phase d'appui de la marche, le calcul des réactions articulaires a été la dernière étape de notre travail. Ces forces de contact ont été calculées au niveau des articulations de la cheville et du genou.

Pour cela, le principe fondamental de la dynamique a été appliqué à chacun des segments corporels étudiés : le segment pied et le segment tibia.

Afin d'analyser les courbes résultats, nous avons mis en parallèle les courbes représentant les normes des réactions articulaires calculées par Glitsch et Baumann (Glitsch et al. 1997) ainsi que celle d'Anderson et Pandy (Anderson et al. 2001). Dans leur étude, Glitsch et Baumann ont utilisé une technique d'optimisation statique. Cette dernière ne prend pas en compte les forces musculaires prédites par le modèle rhéologique de Hill. Par contre, Anderson et Pandy utilisent quant à eux une technique d'optimisation dynamique afin de simuler le mouvement. Leur simulation prend en compte l'activation musculaire. Il est important de rappeler que l'EMG utilisée pour calculer l'activation musculaire n'est pas spécifique au sujet puisque cette dernière est prédite par un modèle mathématique.

V.1 Réaction articulaire au niveau de la cheville

Le calcul de la réaction articulaire consiste à décomposer les forces intersegmentaires résultantes entre le pied et la jambe, calculées par le modèle de dynamique inverse (Legnani G. 1996a; Legnani G. 1996b; Doriot 2001).

Nous avons calculé cette réaction articulaire à partir des forces musculaires prédites d'une part par la technique d'optimisation statique classique à savoir : le triceps surae (composé du gastrocnemius lateralis et medialis), les fléchisseurs dorsaux (composés du tibialis anterior, de l'extensor digitorum longus), les fléchisseurs plantaires (composés du tibialis posterior, du peroneus, du flexor hallucis longus), puis à partir des forces musculaires prédites par la technique d'optimisation statique avec les trois types de critères modifiés, à savoir : le gastrocnemius lateralis, le gastrocnemius medialis et le tibialis anterior.

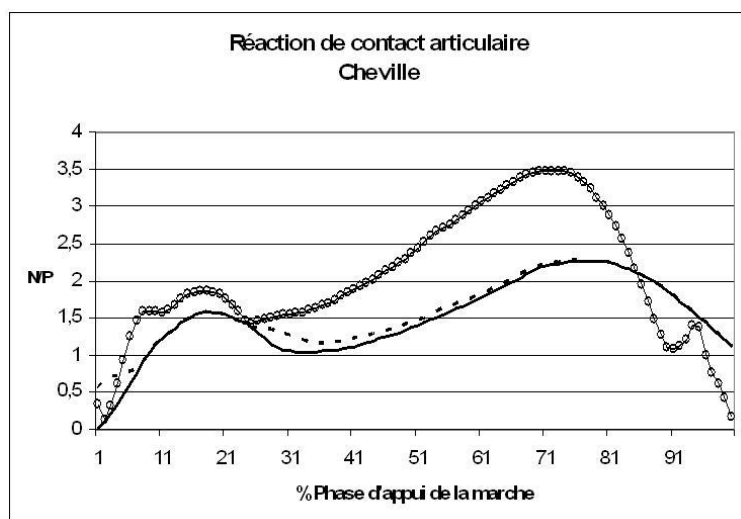


Figure 4.42: Réaction articulaire au niveau de la cheville calculée à partir des forces musculaires obtenues par optimisation statique classique, (courbe avec les ronds) et à partir de la technique d'optimisation statique avec les trois critères modifiés. La courbe en pointillé représente la réaction articulaire calculée à partir du critère 1. Celle en trait continu représente la réaction articulaire obtenue à partir des critères 2 et 3.

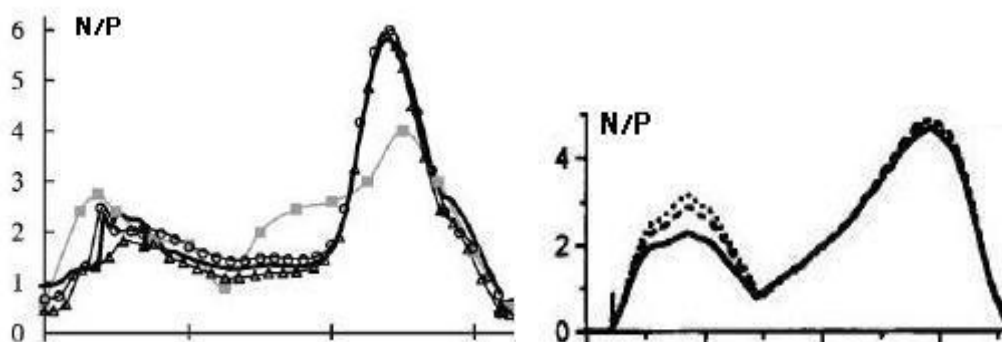


Figure 4.43 : A gauche, réaction articulaire au niveau de la cheville prédite par le modèle d'Anderson et Pandy (Anderson et al. 2001). A droite, réaction articulaire au niveau de la cheville prédite par le modèle de Glitsch et Baumann (Glitsch et al. 1997).

V.2 Réaction articulaire au niveau du genou

Le calcul de la réaction articulaire consiste à décomposer les forces intersegmentaires résultantes entre la jambe et la cuisse, calculées par le modèle de dynamique inverse (Legnani, Doriot).

Tout comme pour la cheville, nous avons calculé cette réaction articulaire à partir des forces musculaires prédites d'une part par la technique d'optimisation statique classique, à savoir : le quadriceps, les ischio-jambiers (composés du biceps femoris, du semitendinosus, du gracilis et du sartorius), puis à partir de ces mêmes forces musculaires mais en incluant les forces ligamentaires dans le principe fondamental de la dynamique et enfin à partir des forces musculaires prédites par la technique d'optimisation statique avec les trois types de critères modifiés, à savoir : le rectus femoris, le vastus lateralis, le vastus medialis, le biceps femoris et le semitendinosus.

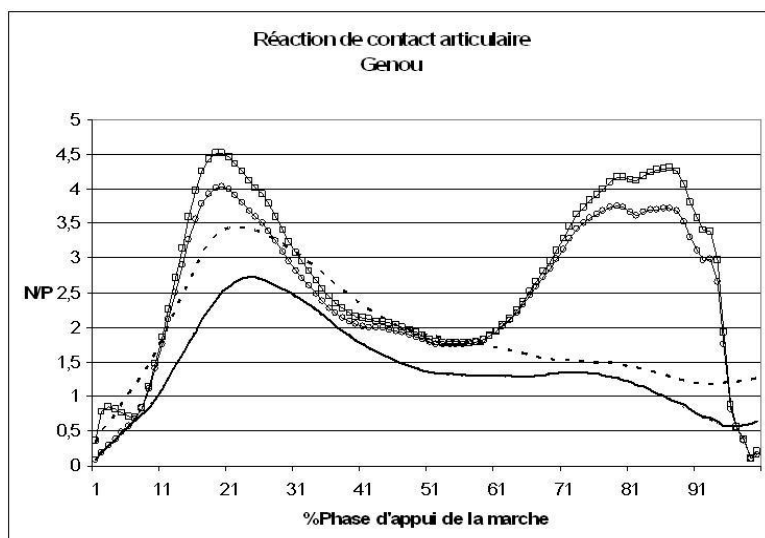


Figure 4.44: Réaction articulaire au niveau du genou calculée à partir des forces musculaires obtenues par optimisation statique classique, (courbe avec les ronds) et à partir de la technique d'optimisation statique avec les trois critères modifiés. La courbe avec les carrés représente la réaction articulaire calculée à partir de l'optimisation statique « classique » mais comprenant les forces ligamentaires. La courbe en pointillé représente la réaction articulaire calculée à partir du critère 1. Celle en trait continu représente la réaction articulaire obtenue à partir des critères 2 et 3.

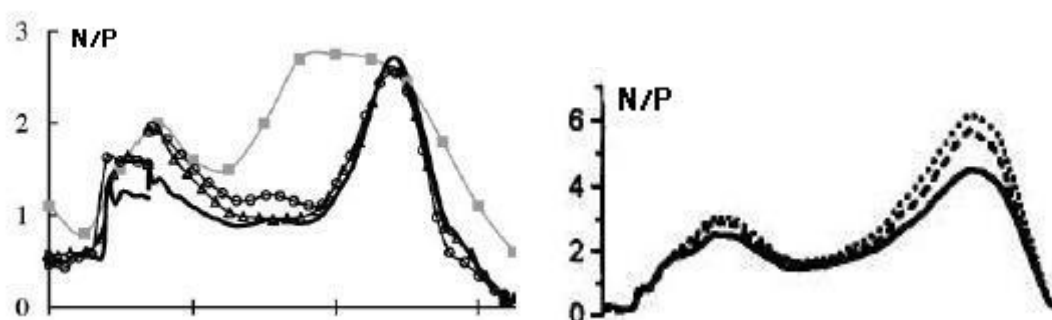


Figure 4.45: A gauche, réaction articulaire au niveau du genou prédite par le modèle d'Anderson et Pandy (Anderson et al. 2001). A droite, réaction articulaire au niveau du genou prédite par le modèle de Glitsch et Baumann (Glitsch et al. 1997).

VI. Analyse des résultats

VI.1 Optimisation Statique « Classique »

Pour l'analyse qualitative des forces musculaires, nous nous sommes appuyés sur la description faite des différentes étapes de la marche dans l'annexe 4.

Ainsi, il apparaît qu'au contact initial du talon sur le sol, les deux groupes musculaires ayant une action au niveau de la cheville et du genou sont respectivement: les fléchisseurs dorsaux et les ischio-jambiers (figure 4.8 et 4.12). En effet, cette activité initiale des fléchisseurs permet de stabiliser l'articulation de la cheville au début de la phase d'appui tandis que les ischio-jambiers freinent l'hyper-extension du genou. Un pic est en effet remarquable au même instant sur les courbes des fléchisseurs dorsaux et des ischio-jambiers.

Après l'attaque du talon, la mise en charge du membre inférieur s'effectue. Durant toute cette période de mise en charge, la co-activation des muscles antagonistes quadriceps femoris et ischio-jambiers est observée (figure 4.12). Cette activité musculaire permet la stabilisation du genou durant le transfert du poids du corps vers l'avant.

Vers le milieu de la phase d'appui, on note que le quadriceps cesse son activité (figure 4.12). En effet, cela correspond au moment où le vecteur de la force de réaction au sol passe en avant du genou.

En fin de phase d'appui, on observe une action importante des fléchisseurs plantaires de cheville (figure 4.8) et du triceps surae (figure 4.6). En effet, au cours de cette période, le gastrocnemius fléchit le genou et permet l'avancée du membre tandis que le soleus agit comme éverseur et verrouille la dorsi-flexion. C'est le triceps surae qui va permettre au centre de masse du corps d'avancer en avant du point d'appui au sol. Au niveau des fléchisseurs plantaires, le tibialis posterior stabilise la cheville et le flexor hallucis longus stabilise la métatarso-phalangienne.

De plus, on observe qu'avant la phase préoscillante, une contraction du quadriceps a lieu. Cette contraction permet d'initier l'extension totale du genou et de la conserver tandis qu'une poussée puissante du pied est alors transmise à la hanche, au pelvis et au tronc. On note également en phase préoscillante une activité du tibialis anterior (figure 4.8) qui va verrouiller le genou.

Cette analyse des courbes montre que les forces musculaires prédites au cours de la phase d'appui sont cohérentes avec les données cliniques du mouvement étudié.

De plus, si l'on compare nos résultats avec ceux de Da Silva et Shelburne, on observe dans l'ensemble une certaine similitude. En effet, en ce qui concerne les forces développées par le triceps surae, nous obtenons un pic d'environ 1600N (figure 4.6) en milieu de phase d'appui similaire à celui obtenu par Shelburne et Pandy (1000N figure 4.15) tandis que Da Silva obtient un pic de 4000N (figure 4.7). On remarque que ces pics se produisent au même instant de la phase d'appui. Pour les fléchisseurs dorsaux, on observe une grande différence entre nos résultats et ceux de Da Silva (figure 4.9) tant au niveau de la valeur des pics que l'instant auquel ils se produisent. Au niveau des fléchisseurs plantaires, le pic se produit au même instant dans le déroulement de la phase d'appui mais la valeur du pic obtenue par Da Silva est d'environ 3400N (figure 4.11) tandis que la nôtre est de 1200N environ (figure 4.10).

Pour les muscles du genou, on observe pour le quadriceps des valeurs et des patterns assez voisins pour les trois études (figures 4.12, 4.14 et 4.15). Par contre, pour les ischio-jambiers, les résultats sont communs entre notre méthode (1200N en début d'appui figure 4.12) et celle de Da Silva (1200N en

tout début d'appui, figure 4.14) mais très différents du résultat présenté par Shelburne et Pandy (250N, figure 4.15).

Au niveau des forces ligamentaires prédites par notre modèle, il est intéressant de noter que le LCA présente un pic d'environ 300 N peu après le début de la phase d'appui et un autre pic en fin de phase d'appui d'environ 500N (figure 4.16). Ces résultats sont cohérents avec ceux présentés dans le tableau 5.4 bien que d'un point de vue valeur, une certaine disparité existe. En effet, les pics de force du LCA varient entre 156N pour Morrison (Morrison, 1970) et 1000N pour Collins (Collins, 1995).

On observe également que le pattern de la force du LCA est similaire à celui du quadriceps (figure 4.12). Ceci peut s'expliquer par le fait qu'au cours de la phase d'appui, le quadriceps est l'extenseur le plus puissant du genou. Sa force est appliquée sur la patella qui, de par sa position, transmet cette force au ligament patellaire et aux ligaments croisés. Nous rappelons que d'un point de vue physiologique, les ligaments croisés assurent la stabilité antéropostérieure du genou et permettent les mouvements charnière tout en maintenant les surfaces articulaires en contact. D'une façon générale, les actions ligamentaires participent aux raideurs passives du genou.

Les divergences observées entre nos résultats et ceux de la littérature, tant au niveau des amplitudes que du décalage temporel, peuvent s'expliquer en partie par la signature spécifique du sujet mais aussi par la méthode de calcul utilisée par chacun des auteurs: optimisation statique, optimisation dynamique, type de critère

VI.2 Optimisation Statique « modifiée »

Afin de voir les modifications apportées par la prise en compte des composantes fonctionnelles et physiologiques des muscles dans la fonction coût optimisée par la technique d'optimisation statique décrite précédemment, nous allons analyser les résultats muscle par muscle.

Au niveau du tibialis anterior (figure 4.31), on observe dans un premier temps que les forces musculaires obtenues par les critères 2 et 3 sont parfaitement confondues. De plus, pour l'ensemble des critères, on remarque que le pic caractéristique du tibialis anterior en début de phase d'appui est présent. Ce dernier est cependant plus important, environ 700N, par la technique d'optimisation statique avec critère modifié que dans le cas de la technique d'optimisation statique dite « classique » (environ 850N) (figure 4.32). De plus, il est intéressant de noter que le pic en fin d'appui est moins important dans le cas des critères modifiés (environ 100N) que celui calculé par la méthode « classique » (environ 450N). Ceci va dans le sens de la force musculaire obtenue par le modèle rhéologique de Hill (environ 200N) (figure 4.31).

Au niveau du triceps surae (figures 4.33, 4.34 et 4.35), il est important de rappeler que dans le cas des critères modifiés (figure 4.33) et du modèle rhéologique de Hill (figure 4.34), ce muscle est composé du gastrocnemius medialis et lateralis. Les formes globales des forces musculaires obtenues par les critères modifiés (figure 4.33) sont similaires et présentent toutes le pic

caractéristique en milieu de phase d'appui de la marche. Ce pic se retrouve dans le cas de la force de « Hill » et pour le critère « classique » (figure 4.35). Cependant, au niveau des valeurs numériques des pics, certaines divergences sont à noter. En effet, on observe que les critères 2 et 3 donnent des courbes de forces musculaires régulières et lisses avec un pic entre 1600 et 1900N pour le gastrocnemius medialis et un pic entre 600 et 900N pour le gastrocnemius lateralis. Tandis que le critère 1 donne un pic identique d'environ 1200 N pour le gastrocnemius medialis et lateralis. Ces valeurs numériques sont dans l'ensemble plus importantes que les pics obtenus à partir du modèle rhéologique de Hill (figure 4.34): 500N pour le gastrocnemius medialis et 900N pour le gastrocnemius lateralis. Dans le cas du gastrocnemius medialis nous pouvons dire que le pic est similaire à celui obtenu à partir du critère classique, bien qu'un peu moins important pour le critère 1. Dans le cas du gastrocnemius lateralis, le pic est plus proche de celui du modèle rhéologique de Hill dans le cas du critère 2 et 3. Dans le cas du critère 1, on note une similarité avec la force obtenue à partir du critère classique.

Au niveau des forces musculaires du quadriceps (figures 4.36, 4.37, 4.38 et 4.39), tout comme pour le triceps surae, la technique d'optimisation statique avec critère modifié et le modèle rhéologique de Hill calculent les forces musculaires du rectus femoris, des vastus lateralis et medialis.

En ce qui concerne le rectus femoris (figure 4.36), les formes globales pour les trois critères sont similaires entre elles et avec celle obtenue à partir du modèle rhéologique de Hill. D'un point de vue numérique, il est intéressant de noter que le 1^{er} pic est similaire pour le critère 2 et 3 (environ 400N). Ce dernier est plus important dans le cas du critère 1 (environ 650N). Si l'on compare ces données avec celle obtenue pour la force musculaire de Hill, on observe que le critère 1 donne des résultats semblables d'un point de vue numérique.

En ce qui concerne les vastus lateralis et medialis (figures 4.37 et 4.38), les critères 2 et 3 sont encore une fois très similaires. Le critère 1 est similaire au niveau de la forme globale de la courbe mais d'un point de vue numérique, les pics de force sont plus importants que ceux des critères 2 et 3. En effet, pour le vastus medialis (figure 4.37), le critère 1 présente un premier pic d'environ 900N et un second pic en fin d'appui d'environ 500N tandis que les critères 2 et 3 présentent un premier pic d'environ 700N et un second d'environ 300N. Si l'on compare ces résultats avec ceux obtenus à partir du modèle rhéologique de Hill (figure 4.37), on note que le critère 1 est proche d'un point de vue numérique. En effet, le premier pic de la force de « Hill » est entre 1000 et 1200N et le second d'environ 400N.

Pour le vastus lateralis (figure 4.38), les mêmes conclusions sont à noter. Comme dans les cas précédents, les critères 2 et 3 sont quasiment confondus, présentant un premier pic de force d'environ 800N et un second pic d'environ 400N ; tandis que la force musculaire obtenue à partir du critère 1 présente un premier pic d'environ 1400N et un second pic d'environ 600N ce qui va dans le sens de la force musculaire obtenue par le modèle rhéologique de Hill avec un premier pic à 1800N et un second pic à 600N.

Si l'on compare ces résultats avec ceux obtenus à partir de la technique d'optimisation « classique » (figure 4.39), on note une différence importante au niveau des pics. En effet, le premier pic de force du quadriceps est d'environ 1200N et le second pic est d'environ 2000N.

En ce qui concerne le dernier groupe musculaire, à savoir les ischio-jambiers, composés du semitendinosus et du biceps femoris, les résultats sont sans doute moins pertinents (figure 4.40 et 4.41). La première remarque est d'abord au niveau des résultats obtenus par les critères 2 et 3 qui sont toujours aussi proches mais très faibles par rapport aux forces de Hill que ce soit dans le cas du semitendinosus ou du biceps femoris. Le critère 1, quant à lui, donne des résultats plus en corrélation avec les forces de Hill mais on note dans le cas du semitendinosus un certain décalage temporel au niveau du premier pic de force. De plus, d'un point de vue valeur numérique, ce dernier est plus faible (environ 80N) que celui de la force de Hill (environ 250N). Au niveau du biceps femoris, le critère 1 donne une force musculaire comprise tout au long de la phase d'appui entre 100 et 250 N. On retrouve un peu cette tendance au niveau de la force de Hill bien que cette dernière présente un pic au tout début de l'appui d'environ 350N. Si l'on compare ces résultats avec la force prédite dans les ischio-jambiers à partir de l'optimisation statique « classique » (figure 4.41), on note immédiatement une différence importante en terme de valeur numérique. En effet, ces derniers présentent des pics entre 600 et 1200N.

En conclusion, nous pouvons dire l'intégration indirecte de l'EMG dans le critère d'optimisation permet de contraindre et de respecter au mieux l'action mécanique et physiologique du muscle. Cette modification affine nettement les résultats par rapport au critère classique. De plus, si l'on compare les différents critères testés, il semble que le critère 1 soit le plus adapté. Cependant, il est important de noter que l'utilisation d'un tel critère « modifié » réduit le nombre de muscle pris en compte dans le modèle puisque ce dernier est directement dépendant des données électromyographiques enregistrées sur notre sujet.

VI.3 Réactions articulaires

VI.3.1 Articulation de la cheville

Les réactions articulaires obtenues au niveau de l'articulation de la cheville sont analogues avec celles présentées dans l'étude de Glitsch et Baumann, et plus particulièrement pour celle prédite par l'optimisation statique. La réaction articulaire prédite à partir des forces obtenues par l'optimisation statique avec critère modifié est moins importante. On note que les réactions articulaires calculées à partir des critères 2 et 3 sont confondues. Ceci s'explique par le fait que les forces musculaires prédites à partir de ces deux critères sont quasiment identiques.

VI.3.2 Articulation du genou

Au niveau de la réaction articulaire calculée à partir de la technique d'optimisation statique classique, on note que celle qui en prend en compte les forces ligamentaires est un peu plus importante que celle sans. Cependant, dans les deux cas, elles sont très proches de celles prédites par Glitsch et Baumann. Par contre, les réactions articulaires calculées à partir des forces musculaires prédites par l'optimisation statique modifiée sont moins importantes que celle mesurée par optimisation statique « classique ». Tout comme la réaction articulaire au niveau de la cheville, il est intéressant de noter que celles prédites à partir du critère 2 et 3 sont parfaitement confondues. D'un point de vue numérique, on remarque que l'ordre de grandeur de ces dernières est assez similaire à celle prédite par Anderson et Pandy. Ce résultat est très intéressant car, tout comme nous, Anderson et Pandy introduisent dans leur modèle l'activation musculaire. La prise en compte du comportement physiologique du muscle aurait donc une influence non négligeable sur la réaction articulaire. Ceci peut sembler logique quand on observe les forces musculaires obtenues à partir de l'optimisation statique intégrant les forces dites de Hill dans sa fonction coût. En effet, ces dernières semblent plus « cohérentes » et en corrélation avec les forces présentées dans les études bibliographiques.

VII. Conclusion

Dans ce chapitre, une méthodologie a été présentée afin de prédire les forces musculaires développées – et d'en déduire les actions de contact articulaires - au cours de la phase d'appui de la marche, à partir d'une technique d'optimisation statique.

La mise en place d'un protocole expérimental adapté à cet objectif a été un travail difficile qui nous a demandé une longue réflexion sur l'action mécanique des différents muscles au cours de la marche ainsi que sur l'évolution du trajet qu'ils suivent au cours de ce mouvement. La rigueur à apporter à la mise en place d'un tel protocole est essentielle si l'on souhaite obtenir des données brutes cohérentes et fiables. Bien entendu, la vérification de la validité du protocole a été une étape primordiale dans cette étude car les résultats qui en découlent sont totalement dépendants des données expérimentales enregistrées sur les sujets.

En ce qui concerne la prédiction des forces musculaires au cours de la phase d'appui de la marche, cette dernière s'est déroulée en trois étapes.

La première étape a été de prédire les forces musculaires à partir d'une technique d'optimisation statique classique en minimisant le critère le plus couramment utilisé dans la littérature avec comme contraintes les équations traduisant l'équilibre mécanique articulaire. Ceci nous a permis de juger de la justesse et de l'influence de nos bras de levier sur les résultats.

Les deux étapes suivantes ont nécessité des études préliminaires car elles intègrent une méthodologie innovante par rapport à ce qui avait été mis en place jusqu'à présent au laboratoire.

Ainsi, la seconde étape a été le développement du modèle rhéologique de Hill à partir duquel les forces de huit muscles ont été prédites. La mise en place de ce modèle a demandé un travail bibliographique important et précis de par la complexité du système musculaire à modéliser, du nombre d'informations disponibles dans la littérature, de la disparité de ces dernières, des différentes approches mises en place par les différentes équipes de recherche.

Enfin, la troisième étape correspond à la prise en compte simultanée des deux premières étapes, à savoir la modification du critère d'optimisation afin d'intégrer dans notre fonction coût les forces prédites par le modèle de Hill. Cette nouvelle approche permet ainsi de prendre en compte dans le critère d'optimisation les données rhéologiques des muscles et de contraindre notre modèle à respecter à la fois ces dernières et les équations d'équilibre mécaniques de l'articulation.

Une comparaison avec les données disponibles dans la littérature a été faite à chaque fois que cela était possible. Dans la plupart des cas, seuls les patterns temporels des activités musculaires sont disponibles (Collins et al. 1995; Sasaki et al. 2005; Thelen et al. 2005). Dans les cas où les forces musculaires sont présentées pour le mouvement de la marche, il apparaît qu'il est très difficile de comparer ces dernières avec nos résultats de par les disparités entre les modèles, les critères et les types de données utilisées en entrée du problème. Cependant, ces données ont permis de vérifier, au moins qualitativement, que nos résultats sont cohérents.

Suite au calcul de ces forces musculaires, les réactions articulaires au niveau de la cheville et du genou ont été calculées. Ces données sont difficiles à trouver dans la littérature et sont pourtant très importantes aussi bien pour les équipes médicales, en particulier les chirurgiens orthopédistes, que pour les concepteurs de prothèses qui travaillent en amont. Il est bon de rappeler qu'à l'heure actuelle au niveau de la santé publique, les pathologies dégénératives telles que les arthroses de genou sont l'un des axes de recherche les plus importants de par le vieillissement de la population toujours plus grand. C'est pourquoi le calcul des actions de contact articulaires devient incontournable dans la mise en place de tels modèles. Celles que nous obtenons sont tout à fait cohérentes avec celle obtenues par Glitsch et Baumann (Glitsch et al. 1997) et par Anderson et Pandy (Anderson et al. 2001).

D'une façon générale, la prédiction de forces musculaires au cours de la phase d'appui de la marche reste néanmoins un modèle difficile à établir et sensible à un nombre important de paramètres. Il est en particulier délicat, sans accès à d'autres données de validation, de pouvoir préconiser un critère plutôt qu'un autre, ou de pouvoir affirmer qu'une approche est plus valable qu'une autre. Ainsi, le choix du modèle à utiliser sera guidé par la question à laquelle nous souhaitons répondre. L'utilisateur doit toujours être conscient des limites du modèle qu'il utilise et doit toujours rester critique vis-à-vis des résultats obtenus.

CONCLUSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES

L'objectif de ce travail a été d'acquérir une meilleure connaissance de la motricité humaine, tant au niveau clinique que fondamental à travers deux études complémentaires. La première portait sur une application clinique, à savoir, l'influence d'injection ciblée de toxine botulique au niveau du couple musculaire rectus femoris – semitendinosus sur la vitesse articulaire au cours de la marche d'enfants infirmes moteurs cérébraux (IMC). La deuxième portait, quant à elle, sur une question plus fondamentale, à savoir, la modélisation biomécanique avancée du système musculo-squelettique au cours de la phase d'appui de la marche.

En ce qui concerne l'étude clinique, le but a donc été à la fois biomécanique et clinique. D'un point de vue expérimental, plusieurs étapes ont été nécessaires avant la mise en place du protocole final utilisé à l'heure actuelle. En effet, un certain nombre de tests ont été réalisés afin d'évaluer les nombreuses contraintes (temps d'enregistrement compatibles avec la fatigabilité des enfants, problèmes de perte des marqueurs ...) liées aux marches perturbées des enfants IMC.

De plus, un long travail d'analyse a été réalisé avec le clinicien responsable de ce projet, le docteur Dohin, afin d'établir et de sélectionner les critères cinématiques et cinétiques qui nous ont semblés pertinents. Suite à nos nombreuses discussions, des modifications ont été apportées au niveau des programmes de calcul : études statistiques (moyenne, écarts types, calculs des maximums, tests statistiques ...), calcul des vitesses angulaires, interpolations sur 100 points du cycle de marche, calcul de la vitesse, de la cadence, de la longueur de pas ... Ces nouvelles fonctionnalités ont été le fruit d'un travail d'équipe pluridisciplinaire entre clinicien et ingénieurs - chercheurs dont la collaboration en biomécanique est essentielle et pleine de richesses.

Ainsi, cette étude a été l'occasion de valider les critères discriminatifs d'évaluation en analyse quantifiée de la marche (AQM) pour des résultats visant à améliorer ou à restaurer la marche chez les enfants infirmes moteurs cérébraux. Les critères retenus, à savoir des pics d'extension, de flexion au niveau de la cinématique et de la vitesse angulaire de la hanche et du genou, ont été particulièrement significatifs d'une amélioration clinique objective et d'une amélioration subjective des patients.

Le travail réalisé au cours de cette application clinique a été très bénéfique, tant au niveau humain que scientifique. De plus, les questions abordées à travers cette étude sont, à l'heure actuelle, à la pointe de la recherche clinique et fondamentale et ce, à l'échelle mondiale.

Au niveau fondamental, le but de notre étude a été la mise en place d'un protocole expérimental et des méthodes de calcul permettant d'évaluer quantitativement le fonctionnement du système ostéo-articulaire et musculaire non pathologique. Pour cela, une modélisation avancée a été développée afin d'appréhender le rôle des différentes structures: géométrie articulaires, ligaments, muscles, dans le fonctionnement des articulations humaines à travers des mouvements tels que la marche.

Cette étude préliminaire nous a permis de comprendre de façon précise les problèmes et les contraintes liés à ce genre de modèle. En effet, la difficulté majeure pour aborder ce niveau de modélisation est le caractère non déterminé du système considéré. Un même mouvement articulaire, dans les mêmes conditions de chargement extérieur, pourra être réalisé de nombreuses façons, entraînant des actions musculaires et donc des actions de contact très variées. Une démarche basée sur des techniques d'optimisation numérique et des données expérimentales a donc été développée pour évaluer les forces musculaires et ligamentaires mises en jeu au cours de la phase d'appui de la marche.

D'un point de vue expérimental, l'acquisition de via points directement sur le sujet, permettant ainsi la personnalisation des bras de levier musculaires et ligamentaires selon la morphologie de notre sujet, a été une étape importante et originale de notre travail.

Afin de vérifier la pertinence de nos bras de levier « personnalisés », nous avons dans un premier temps, utilisé une technique d'optimisation statique « classique » visant à minimiser le critère : somme des contraintes musculaires au carré. Les résultats obtenus sont tout à fait cohérents avec ceux présentés dans la littérature et avec le mouvement étudié.

D'un point de vue modélisation, nous avons décidé d'affiner la représentation numérique du comportement du muscle pour rendre le modèle plus proche de la réalité. Ainsi, le comportement mécanique du complexe musculo-tendineux c'est-à-dire les relations relations force-longueur, force-vitesse d'élongations- et force-activation ont été prises en compte grâce au modèle rhéologique de Hill. Pour cela une étude bibliographique poussée a été nécessaire afin de cerner les nombreuses contraintes liées aux comportements mécaniques du complexe musculo-tendineux. Suite à cette étude bibliographique, nous avons sélectionné la modélisation mathématique la mieux adaptée à nos besoins. Les équations mathématiques mises en place dans notre travail contiennent donc de nombreux paramètres physiques tel que : la force isométrique maximale, la section physiologique, la longueur optimale de la fibre musculaire, l'angle de pennation, la longueur du tendon à partir de laquelle une force est développé... Cette étape de notre travail a été longue à mettre en place car elle regroupe un grand nombre d'informations et de données.

Une fois les forces musculaires calculées à partir du modèle rhéologique de Hill, ces dernières ont été implémentées dans la fonction d'optimisation classique. Plusieurs critères ont été alors testés. Le but étant d'essayer de comprendre l'influence du critère sur nos résultats et lequel serait à utiliser afin de prédire au mieux les forces musculaires mises en jeu au de la phase d'appui de la marche chez un sujet sain.

Puis, pour finaliser notre étude, les réactions articulaires au niveau de la cheville et du genou ont été calculées à partir des différentes configurations. Dans un premier temps, à partir des forces musculaires prédites par l'optimisation statique classique puis à partir de l'optimisation statique avec le critère modifié. Ceci nous a permis de voir au niveau de la réaction articulaire l'influence de la prise en

compte des paramètres physiologiques des muscles. Cette donnée est très importante dans le domaine de l'orthopédie, de la rééducation fonctionnelle et pour les concepteurs de prothèse.

Bien sûr, plusieurs limites sont à apporter à cette étude. Tout d'abord, le modèle établi ici dépend totalement des données brutes enregistrées à partir de notre sujet. La rigueur mise en place au cours de l'expérimentation ne suffit pas à éliminer les sources d'erreurs liées à la mesure. Il ne faut en aucun cas négliger la marge d'erreur que peut entraîner ce genre de biais sur nos résultats. De plus, le modèle rhéologique de Hill, de par sa complexité, dépend d'un grand nombre de données bibliographiques. Ces dernières proviennent généralement d'études, plus ou moins récentes, faites à partir de cadavres de différentes tailles, âge, poids et sexe ... Bien que ces études regroupent ces données par types morphologiques, on comprend tout de suite que ces paramètres ne sont pas spécifiques à notre sujet, bien au contraire. Même si les différentes équipes travaillant dans ce domaine tendent à utiliser les mêmes types de données, ces dernières apportent à notre modèle une source d'erreur supplémentaire pouvant fausser de façon non négligeable les résultats obtenus.

D'un point de vue optimisation numérique, on remarque que selon le critère minimisé, les résultats sont assez différents. Nous tenons à faire remarquer qu'à l'heure actuelle aucun consensus n'a été établi par les différentes équipes de recherche quant aux critères à utiliser. Enfin, le modèle mis en place a été testé sur un seul sujet pour lequel nous avons l'ensemble des données expérimentales nécessaires à la mise en place du comportement mécanique du complexe musculo-tendineux.

Les perspectives à envisager suite à ce travail sont nombreuses. Au niveau clinique, l'étude est actuellement toujours en cours et une vingtaine d'enfants devraient être inclus dans le protocole. De plus, suite à ce travail et aux résultats obtenus, il sera possible au clinicien d'adapter au mieux les injections de toxine botulique chez les enfants atteints d'infirmité motrice cérébrale.

Au niveau fondamental, de nombreuses améliorations seront à apporter. Tout d'abord, le protocole expérimental complet, c'est-à-dire incluant l'enregistrement des données EMG synchronisé avec les données cinématiques et cinétiques enregistrées par le système MOTION ANALYSIS, devra être testé sur un plus grand nombre de sujets. Ceci est envisagé très prochainement avec la collaboration du Docteur Didier Pradon, responsable du système d'analyse de mouvement de l'hôpital Raymond Poincaré à Garches. Puis, la modélisation des ligaments sera incluse dans le modèle comme le préconise Blankevoort (Blankevoort et al. 1991), au moyen d'un comportement élastique. La caractérisation des propriétés mécaniques et géométriques des surfaces de contact devrait être envisagée également pour rendre le modèle plus réaliste.

D'un point de vue technique d'optimisation, il serait intéressant de tester d'autres critères d'optimisation incluant, comme nous l'avons fait, les composantes physiologiques et fonctionnelles

des muscles. De plus, cela pourrait être pertinent de développer des fonctions coûts spécifiques au système nerveux selon la pathologie et le mouvement étudié.

Il semble important de développer et de consolider les résultats obtenus par des techniques d'optimisation inverses comme c'est le cas avec les techniques d'optimisation directes qui sont largement utilisées à l'heure actuelle pour simuler les mouvements.

Et enfin, le lien avec les milieux cliniques devrait permettre d'appliquer ce modèle complet sur un cas présentant des troubles fonctionnels de la posture et de la locomotion, type IMC. Il sera également envisagé de tester notre modèle sur un cas de genou dépourvu de ligaments afin de voir l'influence de ces derniers au cours de la marche. L'adaptation d'un tel modèle pourra aussi être envisagée pour le membre supérieur, par exemple.

Ce travail nous aura donc plongés dans le monde complexe, vaste et interdisciplinaire de la biomécanique. Depuis une dizaine d'années, la biomécanique se développe de façon importante en se fixant comme but majeur de mettre en place des modèles de plus en plus réalistes. Le corps humain est, de par son côté vivant, l'un des systèmes les plus complexes, sensibles et redondants à modéliser, ce qui laisse encore de belles années de recherches aux différentes équipes travaillant dans ce domaine !

Références bibliographiques

Abdel-Aziz, Y. I. and H. M. Karara (1971). Direct Linear Transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. ASP Symposium on close-range photogrammetry.

Alkjaer, T., E. B. Simonsen, et al. (2001). "Comparison of inverse dynamics calculated by two- and three-dimensional models during walking." Gait Posture **13**(2): 73-7.

Allard, P., J. P. Blanchi, et al. (1995). Bases of three dimensional reconstruction. 3D Analysis of Human Movement.

Allison, S. A., F. C. Anderson, et al. (2005). "Muscular contributions to hip and knee extension during single limb stance phase of normal gait: a framework for investigating the causes of crouch gait." Journal of Biomechanics **38**(11): p. 2181-2189.

Amarantini, D. and L. Martin (2004). "A method to combine numerical optimization and EMG data for the estimation of joint moments under dynamic conditions." J Biomech **37**(9): 1393-404.

Anderson, F. C., S. R. Goldberg, et al. (2004). "Contributions of muscle forces and toe-off kinematics to peak knee flexion during the swing phase of normal gait: an induced position analysis." J Biomech **37**(5): 731-7.

Anderson, F. C. and M. G. Pandy (1999). "A Dynamic Optimization Solution for Vertical Jumping in Three Dimensions." Comput Methods Biomech Biomed Engin **2**(3): 201-231.

Anderson, F. C. and M. G. Pandy (2001). "Dynamic optimization of human walking." J Biomech Eng **123**(5): 381-90.

Anderson, F. C. and M. G. Pandy (2001). "Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent." J Biomech **34**(2): 153-61.

Andriacchi, T. P. and D. E. Hurwitz (1997). "Gait biomechanics and total knee arthroplasty." Am J Knee Surg **10**(4): 255-60.

Arun, K., T. Huang, et al. (1987). "Least squares fitting of two 3D point sets." IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell **9**(5): p 698-700.

Baliunas, A. J., D. E. Hurwitz, et al. (2002). "Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis." Osteoarthritis Cartilage **10**(7): 573-9.

Bennell, K., R. Talbot, et al. (1998). "Intra-rater and inter-rater reliability of a weight-bearing lunge measure of ankle dorsiflexion." Australian physiotherapy **44**(3): p 175-179.

Blankevoort, L. and R. Huiskes (1991). "Ligament-bone interaction in a three-dimensional model of the knee." J Biomech Eng **113**(3): 263-9.

Blankevoort, L., R. Huiskes, et al. (1991). "Recruitment of knee joint ligaments." J Biomech Eng **113**(1): 94-103.

Bontrager, E. L. (1998). Instrumented gait analysis system. Gait Analysis in the science of rehabilitation. D. I. JA. Baltimore: p.11-32.

- Borghese, N. A., P. Cerveri, et al. (2001). "A fast method for calibrating video-based motion analysers using only a rigid bar." Med Biol Eng Comput **39**(1): 76-81.
- Bouisset, S. and B. Maton (1995). Muscle, posture et mouvement : bases et applications de la méthodes électromyographique.
- Brand, R. A. (1986). "Knee ligaments: a new view." J Biomech Eng **108**(2): 106-10.
- Brand, R. A. (1989). "Comment on 'The Passive Elastic Moment at the Hip' by Yoon and Mansour." J Biomech **22**(4): 395-6.
- Brand, R. A., R. D. Crowninshield, et al. (1982). "A model of lower extremity muscular anatomy." Journal of biomechanical Engineering **104**: p 304-310.
- Brand, R. A., D. R. Pedersen, et al. (1994). "Comparison of hip force calculations and measurements in the same patient." J Arthroplasty **9**(1): 45-51.
- Brown, S. H. and J. R. Potvin (2005). "Constraining spine stability levels in an optimization model leads to the prediction of trunk muscle cocontraction and improved spine compression force estimates." J Biomech **38**(4): 745-54.
- Buchanan, T. S., M. J. Moniz, et al. (1993). "Estimation of muscle forces about the wrist joint during isometric tasks using an EMG coefficient method." J Biomech **26**(4-5): 547-60.
- Cahouet, V., M. Luc, et al. (2002). "Static optimal estimation of joint accelerations for inverse dynamics problem solution." J Biomech **35**(11): 1507-13.
- Calais-Germain (1991). Anatomie pour le mouvement. introduction à l'analyse des techniques corporelles.
- Cappello, A., A. Leardini, et al. (1997). "Application of stereophotogrammetry to total body three-dimensional analysis of human tremor." IEEE Trans Rehabil Eng **5**(4): 388-93.
- Cappozzo, A., F. Catani, et al. (1995). "Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination." Clin Biomech (Bristol, Avon) **10**(4): 171-178.
- Cappozzo, A., U. Della Croce, et al. (1993). Stereometric system accuracy tests. In Measurement and Data processing methodology in clinical movement analysis-preliminary. . Models, connections with experimental apparatus and relevant DSP techniques for functional movement analysis. CAMARC Internal Report. I. Report.
- Cappozzo, A., U. Della Croce, et al. (2005). "Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background." Gait Posture **21**(2): 186-96.
- Carman, A. B. and P. D. Milburn (2005). "Dynamic coordinate data for describing muscle-tendon paths: a mathematical approach." J Biomech **38**(4): 943-51.
- Cavagna, G. A., H. Thys, et al. (1976). "The sources of external work in level walking and running." J Physiol **262**(3): 639-57.

- Cerveri, P., N. A. Borghese, et al. (1998). "Complete calibration of a stereo photogrammetric system through control points of unknown coordinates." J Biomech **31**(10): 935-40.
- Challis, J. H. (1997). "Producing physiologically realistic individual muscle force estimations by imposing constraints when using optimization techniques." Med Eng Phys **19**(3): 253-61.
- Challis, J. H. and D. G. Kerwin (1993). "An analytical examination of muscle force estimations using optimization techniques." Proc Inst Mech Eng [H] **207**(3): 139-48.
- Chao, E. Y. (2003). "Graphic-based musculoskeletal model for biomechanical analyses and animation." Med Eng Phys **25**(3): 201-12.
- Chapman, A. E. (1985). "The mechanical properties of human muscle." Exerc Sport Sci Rev **13**: 443-501.
- Cheze, L. (2000). "Comparison of different calculations of three-dimensional joint kinematics from video-based system data." J Biomech **33**(12): 1695-9.
- Cheze, L., B. J. Fregly, et al. (1995). "A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data." J Biomech **28**(7): 879-84.
- Chiari, C., U. D. Croce, et al. (2005). "Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: Instrumental Errors." Gait and Posture **21**: p. 197-211.
- Cholewicki, J. and S. M. McGill (1994). "EMG assisted optimization: a hybrid approach for estimating muscle forces in an indeterminate biomechanical model." J Biomech **27**(10): 1287-9.
- Collins, J. J. and C. J. De Luca (1995). "Upright, correlated random walks: A statistical-biomechanics approach to the human postural control system." Chaos **5**(1): 57-63.
- Colloud, F. (2003). Modélisation du rameur lors d'exercices réalisés sur ergomètres d'aviron. Implication pour l'entraînement. France, Lyon 1: 208.
- Croce, U. D. and A. Cappozzo (2000). "A spot-check for estimating stereophotogrammetric errors." Med Biol Eng Comput **38**: p 260-266.
- Crowninshield, R. D. and R. A. Brand (1981). "A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion." J Biomech **14**(11): 793-801.
- Crowninshield, R. D., R. A. Brand, et al. (1981). "An analysis of collar function and the use of titanium in femoral prostheses." Clin Orthop Relat Res(158): 270-7.
- Crowninshield, R. D., R. C. Johnston, et al. (1978). "A biomechanical investigation of the human hip." J Biomech **11**(1-2): 75-85.
- Culioli, J. C. (1994). Introduction à l'optimisation.
- Damiano, D. L., E. Laws, et al. (2006). "Relationship of spasticity to knee angular velocity and motion during gait in cerebral palsy." Gait and Posture **23**(1): 1-8.

Dapena, J., E. A. Harman, et al. (1982). "Three-dimensional cinematography with control object of unknown shape." J Biomech **15**(1): 11-9.

Davy, D. T. and M. L. Audu (1987). "A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait." J Biomech **20**(2): 187-201.

Delp, S. L., J. P. Loan, et al. (1990). "An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures." IEEE Trans Biomed Eng **37**(8): 757-67.

DeLuzio, K. J., U. P. Wyss, et al. (1993). "A procedure to validate three-dimensional motion assessment systems." J Biomech **26**(6): 753-9.

Dennerlein, J. T., E. Diao, et al. (1998). "Tensions of the flexor digitorum superficialis are higher than a current model predicts." J Biomech **31**(4): 295-301.

Dimeglio, A. (2002). La marche de l'enfant. France.

Dohin, B. (2003). Etude préliminaire d'une évaluation par analyse quantifiée de la marche du traitement par toxine botulique chez l'infirmes moteur cérébral marchant. Biomécanique, Université Lyon1. **DEA**: 57.

Doriot, N. (2001). Modélisation dynamique du membre inférieur pour l'estimation des forces articulaires et musculaires mises en jeu pendant la phase d'appui de la marche. Thèse de Doctorat en Mécanique Université Claude Bernard (Lyon 1).

Doriot, N. and L. Cheze (2004). "A three-dimensional kinematic and dynamic study of the lower limb during the stance phase of gait using an homogeneous matrix approach." IEEE Trans Biomed Eng **51**(1): 21-7.

Dostal, W. F. and J. G. Andrews (1981). "A three-dimensional biomechanical model of hip musculature." J Biomech **14**(11): 803-12.

Dréo, J., A. Pérowski, et al. (2003). Métaheuristiques pour l'optimisation difficile.

Duan, X. H., R. H. Allen, et al. (1997). "A stiffness-varying model of human gait." Med Eng Phys **19**(6): 518-24.

Dul, J., G. E. Johnson, et al. (1984). "Muscular synergism--II. A minimum-fatigue criterion for load sharing between synergistic muscles." J Biomech **17**(9): 675-84.

Dumas, R., R. Aissaoui, et al. (2004). "A 3D generic inverse dynamic method using wrench notation and quaternion algebra." Comput Methods Biomech Biomed Engin **7**(3): 159-66.

Ehara, Y., H. Fujimoto, et al. (1997). "Comparison of the performances of 3D camera systems." Gait and Posture **5**: p. 251-255.

Ehara, Y., H. Fujimoto, et al. (1995). "Comparison of the performances of 3D camera systems." Gait and Posture **3**: p 166-169.

Epstein, M. and W. Herzog (1998). Theoretical models of skeletal muscle. Biological and mathematical considerations.

Everaert, D. G., A. J. Spaepen, et al. (1999). "Measuring small linear displacements with a three dimensional video motion analysis system: determining its accuracy and precision." Arch Phys Med Rehabil **80**(9): p 1082-1089.

Faugeras, O. D. (1993). Three dimensional computer vision: a geometric viewpoint.

Fioretti, S., A. Germani, et al. (1985). "Stereometry in very close-range stereophotogrammetry with non-metric cameras for human movement analysis." J Biomech **18**(11): 831-42.

Fowler, N. K. and A. C. Nicol (2000). "Interphalangeal joint and tendon forces: normal model and biomechanical consequences of surgical reconstruction." J Biomech **33**(9): 1055-62.

Friederich, J. A. and R. A. Brand (1990). "Muscle fiber architecture in the human lower limb." J Biomech **23**(1): 91-5.

Furnee, H. (1997). Three dimensional analysis of human locomotion. Wiley. New York: p.85-108.

Gage, J. R., P. A. Deluca, et al. (1995). "Gait analysis: principles and applications. Emphasis on its use in cerebral palsy." J Bone Joint Surg Am **77**(A): 1607-1623.

Gagnon, D., C. Lariviere, et al. (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**(5): 359-72.

Garg, A. and P. S. Walker (1990). "Prediction of total knee motion using a three-dimensional computer-graphics model." J Biomech **23**(1): 45-58.

Garner, B. A. and M. G. Pandy (2003). "Estimation of musculotendon properties in the human upper limb." Ann Biomed Eng **31**(2): 207-20.

Gazzani, F. (1993). "Comparative assessment of two algorithms for calibrating stereophotogrammetric systems." J Biomech **26**(12): 1449-54.

Gignoux, P., L. Cheze, et al. (1993). "Modeling the moving skeleton of walking subjects." Comput Med Imaging Graph **17**(4-5): 329-32.

Glitsch, U. and W. Baumann (1997). "The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity." J Biomech **30**(11-12): 1123-31.

Goldberg, S. R., F. C. Anderson, et al. (2004). "Muscles that influence knee flexion velocity in double support: implications for stiff-knee gait." J Biomech **37**(8): 1189-96.

Gorton, G., D. Herbert, et al. (2001). Assessment of the kinematic variability between twelve shiners motion analysis laboratories. VIth Annual Gait and Clinical Movement Analysis meeting, Sacramento - California.

Goubel and Linsel-Corbeil (1998). "Biomécanique. Eléments de mécanique musculaire".

Granata, K. P., M. F. Abel, et al. (2000). "Joint angular velocity in spastic gait and the influence of the muscle tendon lengthening." J Bone Joint Surg Am **82**(A): 174-186.

Gregersen, C. S. and M. L. Hull (2003). "Non-driving intersegmental knee moments in cycling computed using a model that includes three-dimensional kinematics of the shank/foot and the effect of simplifying assumptions." J Biomech **36**(6): 803-13.

Gruber, C. and W. Benoit (1998). Mécanique Générale.

Gutierrez, C. (1996). Étude des fonctionnalités du membre supérieur en mouvement par l'exploitation de trajectoires de marqueurs externes. Thèse de Doctorat en Mécanique Université Claude Bernard (Lyon I): 183 p.

Guttierrez, C. (1996). Étude des fonctionnalités du membre supérieur en mouvement par l'exploitation de trajectoires de marqueurs externes. Thèse de Doctorat en Mécanique Université Claude Bernard (Lyon I): 183 p.

Hager, K. M. R. (2003). Reliability of fatigue measures in an overhead work task: A study of shoulder muscle electromyography and perceived discomfort. Industrial and systems engineering, Faculty of Virginia Polytechnic Institute.

Halvorsen, K., M. Lesser, et al. (1999). "A new method for estimating the axis of rotation and the center of rotation." J Biomech **32**(11): 1221-7.

Hanson, R. and M. Norris (1981). "Analysis of measurements based on the singular value decomposition." SIAM J Sci Stat Comput **2**: p 363-373.

Happee, R. (1994). "Inverse dynamic optimization including muscular dynamics, a new simulation method applied to goal directed movements." J Biomech **27**(7): 953-60.

Hatze, H. (1977). "A complete set of control equations for the human musculo-skeletal system." J Biomech **10**(11/12): 799-805.

Hatze, H. and A. Venter (1981). "Practical activation and retention of locomotion constraints in neuromusculoskeletal control system models." J Biomech **14**(12): 873-7.

Herzog, W. and T. R. Leonard (1991). "Validation of optimization models that estimate the forces exerted by synergistic muscles." J Biomech **24 Suppl 1**: 31-9.

Hof, A. L., C. N. Pronk, et al. (1987). "Comparison between EMG to force processing and kinetic analysis for the calf muscle moment in walking and stepping." J Biomech **20**(2): 167-78.

Horaud, R. and O. Monga Vision par ordinateur: outils fondamentaux.

Hoy, M. G., F. E. Zajac, et al. (1990). "A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle." J Biomech **23**(2): 157-69.

Huxley, A. F. and R. M. Simmons (1971). "Mechanical properties of the cross-bridges of frog striated muscle." J Physiol **218**(1): 59P-60P.

Jensen, R. H. and D. T. Davy (1975). "An investigation of muscle lines of action about the hip: a centroid line approach vs the straight line approach." J Biomech **8**(2): 103-10.

Ji, O. and Y. Zhang (2001). "Camera calibration with genetic algorithms." IEEE Trans Syst Man Cybern **Vol 3**(2): p 120-13â.

Jinha, A., R. Ait-Haddou, et al. (2006). "Predictions of co-contraction depend critically on degrees-of-freedom in the musculoskeletal model." J Biomech **39**(6): 1145-52.

Kapandji, I. A. (1999). Physiologie articulaire - Membre inférieur. Paris.

Kaplan, M. L. and J. H. Heegaard (2001). "Predictive algorithms for neuromuscular control of human locomotion." J Biomech **34**(8): 1077-83.

Karlsson, D. and B. Peterson (1992). "Towards a model for force predictions in the human shoulder." J Biomech **25**(2): 189-99.

Keating, J. (1998). "Unreliable inferences from reliable measurements." The Australian Journal of Physiotherapy **44**: p 5-10.

Kepple, T. M., H. J. Sommer, 3rd, et al. (1998). "A three-dimensional musculoskeletal database for the lower extremities." J Biomech **31**(1): 77-80.

Klein Breteler, M. D., C. W. Spoor, et al. (1999). "Measuring muscle and joint geometry parameters of a shoulder for modeling purposes." J Biomech **32**(11): 1191-7.

Koman, L. A., J. F. Mooney, et al. (2001). "Management of spasticity in cerebral palsy with botulinum toxin A treatment and surgery: similarities and differences" Eur J Neurol **8**(88-97).

Komi, P. V. (1987). "In vivo registration of Achilles tendon forces in man. I : Methodological developpement." International Journal of Sports Medicine **Vol 8 Suppl 1** p. 3-8.

Komi, P. V. (1990). "Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics." J Biomech **23 Suppl 1**: 23-34.

Komistek, R. D., D. A. Dennis, et al. (1998). "[In vivo determination of patello-femoral separation and linear impulse forces]." Orthopade **27**(9): 612-8.

Komistek, R. D., T. R. Kane, et al. (2005). "Knee mechanics: a review of past and present techniques to determine in vivo loads." J Biomech **38**(2): 215-28.

Koopman, B., H. J. Grootenboer, et al. (1995). "An inverse dynamics model for the analysis, reconstruction and prediction of bipedal walking." J Biomech **28**(11): 1369-76.

Kromer, V. (1993). Analyse des forces musculaires au cours de la marche. Approche en corps rigide et simulation en mécanique plans flexibles par éléments finis. Mécanique, Insititut National Polytechnique de Lorraine.

Kursa, K., E. Diao, et al. (2005). "In vivo forces generated by finger flexor muscles do not depend on the rate of fingertip loading during an isometric task." J Biomech **38**(11): 2288-93.

- Ladin, Z., W. C. Flowers, et al. (1989). "A quantitative comparison of a position measurement system and accelerometry." J Biomech **22**(4): 295-308.
- Lafortune, M. A., P. R. Cavanagh, et al. (1992). "Three-dimensional kinematics of the human knee during walking." J Biomech **25**(4): 347-57.
- Larsson, B., S. Karlssona, et al. (2003). "Test-retest reliability of EMG and peak torque during repetitive maximum concentric knee extensions." Journal of Electromyography and Kinesiology **9**: p 351-357.
- Laub, A. J. and G. R. Shiflett (1982). "A linear approach to the analysis of rigid body displacement from initial and final position data." J Appl Mech **49**: p 213-216.
- Leardini, A., A. Cappozzo, et al. (1999). "Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location." J Biomech **32**(1): 99-103.
- Legnani G., C. F., Righettini P., Zappa B. (1996b). A homogeneous matrix approach to 3D kinematics and dynamics. Mechanisms and machine theory. Part 2: applications to chains of rigid bodies and serial manipulators. Mechanisms and machine Theory. **31**: 589-605.
- Legnani G., C. F., Righettini P., Zappa B. (1996a). A homogeneous matrix approach to 3D kinematics and dynamics. Mechanisms and machine theory. Part 1: theory. Mechanisms and machine Theory 573-587.
- Lewis, F. L., C. T. Abdallah, et al. (1993). Control of robot manipulators. New York.
- Li, G., T. W. Rudy, et al. (1999). "The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL." J Biomech **32**(4): 395-400.
- Lindenfeld, T. N., T. E. Hewett, et al. (1997). "Joint loading with valgus bracing in patients with varus gonarthrosis." Clin Orthop Relat Res(344): 290-7.
- Lindgren, U. and A. Seireg (1989). "The influence of mediolateral deformity, tibial torsion, and foot position on femorotibial load. Prediction of a musculoskeletal computer model." Arch Orthop Trauma Surg **108**(1): 22-6.
- Lloyd, D. G. and T. F. Besier (2003). "An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo." J Biomech **36**(6): 765-76.
- Lloyd, D. G. and N. L. Svensson (1996). "A technique for the measurement of cadence using walkway vibrations." J Biomech **29**(12): 1643-7.
- Loch, D. A., Z. P. Luo, et al. (1992). "A theoretical model of the knee and ACL: theory and experimental verification." J Biomech **25**(1): 81-90.
- Loizeaux, J. (1999). Optimisation de l'analyse du comportement mécanique du fémur humain. Aspect géométrique et dynamique. Mécanique, Université de Paris.
- Lu, T. W. and J. J. O'Connor (1999). "Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints." J Biomech **32**(2): 129-34.

- Manal, K. and T. S. Buchanan (2003). "A one-parameter neural activation to muscle activation model: estimating isometric joint moments from electromyograms." J Biomech **36**(8): 1197-202.
- Manal, K., I. McClay, et al. (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**(1): 10-7.
- Manal, K., I. McClay, et al. (2000). "Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study." Gait Posture **11**(1): 38-45.
- Mansour, J. M. and M. L. Audu (1986). "The passive elastic moment at the knee and its influence on human gait." J Biomech **19**(5): 369-73.
- Martin, J. C., N. A. Brown, et al. (2000). "A governing relationship for repetitive muscular contraction." J Biomech **33**(8): 969-74.
- McFaull, S. R. and M. Lamontagne (1998). "In vivo measurement of the passive viscoelastic properties of the human knee joint." Human Movement Science **17**(p. 137-165).
- McHugh, M. P. and D. E. Hogan (2004). "Effect of the knee flexion angle on active stiffness." Acta Physiol Scand **180**: p. 249-254.
- Medved, V. (2001). Measurement of human locomotion.
- Mena, D., J. M. Mansour, et al. (1981). "Analysis and synthesis of human swing leg motion during gait and its clinical applications." J Biomech **14**(12): 823-32.
- Menegaldo, L. L., A. T. Fleury, et al. (2004). "Moment arms and musculotendon lengths estimation for a three-dimensional lower-limb model." Journal of Biomechanics **37**(9): p. 1447-1453.
- Meyer, D. C., H. Hoppeler, et al. (2004). "A pathomechanical concept explains muscle loss and fatty muscular changes following surgical tendon release." J Orthop Res **22**(5): 1004-7.
- Mommersteeg, T. J., R. Huiskes, et al. (1996). "A global verification study of a quasi-static knee model with multi-bundle ligaments." J Biomech **29**(12): 1659-64.
- Morris, J. R. W. and A. MacLeod (1990). An investigation of the sources and characteristics of noise in a video-based kinematic measurement system. Models, connections with experimental apparatus and relevant DSP techniques for functional movement analysis. C. I. I. Report.
- Morrison, J. B. (1970). "The mechanics of the knee joint in relation to normal walking." J Biomech **3**(1): 51-61.
- Neptune, R. R. and W. Herzog (1999). "The association between negative muscle work and pedaling rate." J Biomech **32**(10): 1021-6.
- Neptune, R. R. and M. L. Hull (1998). "Evaluation of performance criteria for simulation of submaximal steady-state cycling using a forward dynamic model." J Biomech Eng **120**(3): 334-41.
- Neptune, R. R., S. A. Kautz, et al. (2000). "Muscle contributions to specific biomechanical functions do not change in forward versus backward pedaling." J Biomech **33**(2): 155-64.

Neptune, R. R., F. E. Zajac, et al. (2004). "Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking." Gait Posture **19**(2): 194-205.

Netter, J. T. H. (2004). Mémoires Anatomies - Membres.

Pandy, M. G. (2001). "Computer modeling and simulation of human movement." Annu Rev Biomed Eng **3**: 245-73.

Pandy, M. G. (2003). "Simple and complex models for studying muscle function in walking." Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci **358**(1437): 1501-9.

Pandy, M. G. and F. C. Anderson (2000). "Dynamic simulation of human movement using large-scale models of the body." Phonetica **57**(2-4): 219-28.

Pandy, M. G., F. C. Anderson, et al. (1992). "A parameter optimization approach for the optimal control of large-scale musculoskeletal systems." J Biomech Eng **114**(4): 450-60.

Pandy, M. G. and K. B. Shelburne (1997). "Dependence of cruciate-ligament loading on muscle forces and external load." J Biomech **30**(10): 1015-24.

Pandy, M. G. and F. E. Zajac (1991). "Optimal muscular coordination strategies for jumping." J Biomech **24**(1): 1-10.

Pandy, M. G., F. E. Zajac, et al. (1990). "An optimal control model for maximum-height human jumping." J Biomech **23**(12): 1185-98.

Patriarco, A. G., R. W. Mann, et al. (1981). "An evaluation of the approaches of optimization models in the prediction of muscle forces during human gait." J Biomech **14**(8): 513-25.

Pedersen, D. R., R. A. Brand, et al. (1997). "Pelvic muscle and acetabular contact forces during gait." J Biomech **30**(9): 959-65.

Pedotti, A. and G. Ferrigno (1995). Optoelectronic-based systems. Three-dimensional analysis of human movement. H. Kinetics: p 57-77.

Penrod, D. D., D. T. Davy, et al. (1974). "An optimization approach to tendon force analysis." J Biomech **7**(2): 123-9.

Piazza, S. J. and S. L. Delp (2001). "Three-dimensional dynamic simulation of total knee replacement motion during a step-up task." J Biomech Eng **123**(6): 599-606.

Pierce, J. E. and G. Li (2005). "Muscle forces predicted using optimization methods are coordinate system dependent." J Biomech **38**(4): 695-702.

Pierrynowski (1995). Bases of three dimensional reconstruction'. 3D Analysis of Human Movement. Bases of three dimensional reconstruction'. 3D Analysis of Human Movement p 19-40.

Pierrynowski, M. R. and J. B. Morrison (1985a). "Estimating the muscle forces generated in the human lower extremity when walking: Theoretical aspects." Mathematical Biosciences **Vol 75**: p 69-101.

- Pierrynowski, M. R. and K. B. Morrison (1985b). "Estimating the muscle forces generated in the human lower extremity when walking: A physiological solution." Matematical Biosciences **Vol 75**: p 43-68.
- Pradon, D. (2004). Modélisation cinématique 3D du membre supérieur et du rachis: Etude de l'influence du réglage de l'assise sur la propulsion du fauteuil roulant. Mécanique. Lyon, Université Lyon1: 187.
- Prilutsky, B. I. and R. J. Gregory (2000). "Analysis of muscle coordination strategies in cycling." IEEE Trans Rehabil Eng **8**(3): 362-70.
- Procter, P. and J. P. Paul (1982). "Ankle joint biomechanics." J Biomech **15**(9): 627-34.
- Purslow, P. P. (1989). "Strain-induced reorientation of an intramuscular connective tissue network: implications for passive muscle elasticity." J Biomech **22**(1): 21-31.
- Raasch, C. C., F. E. Zajac, et al. (1997). "Muscle coordination of maximum-speed pedaling." J Biomech **30**(6): 595-602.
- Rasmussen, J., M. Damsgaard, et al. (2001). "Muscle recruitment by the min/max criterion -- a comparative numerical study." J Biomech **34**(3): 409-15.
- Rehbinder, H. and C. Martin (2001). "A control theoretic model of the forearm." J Biomech **34**(6): 741-8.
- Richards, J. G. (1999). "The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems." Human Movement Science **Vol 18**: p 589-602.
- Riley, P. O. and D. C. Kerrigan (1998). "Torque action of two-joint muscles in the swing period of stiff-legged gait: a forward dynamic model analysis." J Biomech **31**(9): 835-40.
- Rohrle, H., R. Scholten, et al. (1984). "Joint forces in the human pelvis-leg skeleton during walking." J Biomech **17**(6): 409-24.
- Sasaki, K. and R. R. Neptune (2005). "Differences in muscle function during walking and running at the same speed." J Biomech.
- Schmid, O. A. (2001). "A new calibration method for 3-D position measurement in biomedical applications." Biomed Tech (Berl) **46**(3): 50-4.
- Seireg, A. and R. J. Arvikar (1973). "A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculo-skeletal system." J Biomech **6**(3): 313-26.
- Seireg, A. and M. Gerath (1975). "An in vivo investigation of wear in animal joints." J Biomech **8**(3-4): 169-72.
- Shelburne, K. B. and M. G. Pandy (1997). "A musculoskeletal model of the knee for evaluating ligament forces during isometric contractions." J Biomech **30**(2): 163-76.
- Shelburne, K. B., M. G. Pandy, et al. (2004). "Pattern of anterior cruciate ligament force in normal walking." J Biomech **37**(6): 797-805.

- Shelburne, K. B., M. G. Pandy, et al. (2004). "Comparison of shear forces and ligament loading in the healthy and ACL-deficient knee during gait." J Biomech **37**(3): 313-9.
- Shelburne, K. B., M. R. Torry, et al. (2005). "Muscle, ligament, and joint-contact forces at the knee during walking." Med Sci Sports Exerc **37**(11): 1948-56.
- Shortis, M. R. (1998). "Precision evaluations of digital imagery for close-range photogrammetric applications." Photogramm Eng Rem S **54**: p 1395-1401.
- Siegler, S., W. Liu, et al. (1997). "The three-dimensional passive support characteristics of ankle braces." J Orthop Sports Phys Ther **26**(6): 299-309.
- Silva, D. (2004). "Human motion analysis using multibody dynamics and optimization tools." Technical report IDMEC/CPM: 311.
- Skalli, W., F. Lavaste, et al. (1995). "Quantification of three-dimensional vertebral rotations in scoliosis: what are the true values?" Spine **20**(5): 546-53.
- Soderkvist, I. and P. A. Wedin (1993). "Determining the movements of the skeleton using well-configured markers." J Biomech **26**(12): 1473-7.
- Sommer, H., N. Miller, et al. (1982). "Three-dimensional osteometric scaling and normative modeling of skeletal segments." Journal of biomechanics **15**: p. 171-180.
- Spoor, C. W. and F. E. Veldpaus (1980). "Rigid body motion calculated from spatial co-ordinates of markers." J Biomech **13**(4): 391-3.
- Stagni, R., A. Leardini, et al. (2000). "Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results." J Biomech **33**(11): 1479-87.
- Tai, C. and C. J. Robinson (1995). Variation of human stiffness with angular perturbation intensity. 17th Annual Conference and 21st Can. Med & Biol. Eng. Conference.
- Thelen, D. G. and F. C. Anderson (2005). "Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data." J Biomech.
- Thelen, D. G., F. C. Anderson, et al. (2003). "Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control." J Biomech **36**(3): 321-8.
- Thelen, D. G., A. B. Schultz, et al. (1994). "Identification of dynamic myoelectric signal-to-force models during isometric lumbar muscle contractions." J Biomech **27**(7): 907-19.
- Tsai, R. Y. (1987). "A versatile camera calibration technique for high-accuracy 3-D machine vision metrology using off-the-shelf TV cameras and lenses." IEEE J Rob Automat p 323-344.
- Tsirakos, D., V. Baltzopoulos, et al. (1997). "Inverse optimization: functional and physiological considerations related to the force-sharing problem." Crit Rev Biomed Eng **25**(4-5): 371-407.
- van Ingen Schenau, G. J. and P. R. Cavanagh (1990). "Power equations in endurance sports." J Biomech **23**(9): 865-81.

Viel, E. (2000). La marche humaine, la course et le saut. Biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements.

Vigouroux, L. (2005). Modélisation biomécanique des systèmes musculo-squelettiques sous-déterminés. Analyse statique des tensions des tendons mobilisant le doigt. STAPS, Université Joseph Fourier-Grenoble1.

Walmsley, B., J. A. Hodgson, et al. (1978). "Forces produced by medial gastrocnemius and soleus muscles during locomotion in freely moving cats." J Neurophysiol **41**(5): 1203-16.

Weng, J., P. Cohen, et al. (1992). "Camera calibration technique with distortion models and accuracy evaluation." IEEE Trans Patt Anal Mach Intell **Vol 14**((10)): p 965-980.

White, S. C., H. J. Yack, et al. (1989). "A three-dimensional musculoskeletal model for gait analysis. Anatomical variability estimates." J Biomech **22**(8-9): 885-93.

Wickiewicz, T. L., R. R. Roy, et al. (1983). "Muscle architecture of human lower limb." Clinical Orthopaedics and Related Research. **179**: p. 275-283.

Willinger, R. (1988). Forces musculaires dans une articulation. Modélisation de la loi de comportement du muscle. . Mécanique. Strasbourg, Université Louis Pasteur.

Winters, J., L. Stark, et al. (1988). "An analysis of the sources of musculoskeletal system impedance." J Biomech **21**(12): 1011-25.

Winters, J. M. and L. Stark (1988). "Estimated mechanical properties of synergistic muscles involved in movements of a variety of human joints." J Biomech **21**(12): 1027-41.

Wissel, J., F. Heinen, et al. (1999). "Botulinium toxin A in the management of spastic gait disorders in children and young adults with cerebral palsy: randomized, double blind study of "high-dose" versus "low dose" treatment." Neuropediatric **30**: 120-124.

Woltring, H. J. (1980). "Planar control in multi-camera calibration for 3-D gait studies." J Biomech **13**(1): 39-48.

Woltring, H. J. and R. Huiskes (1990). Stereophotogrammetry. Biomechanics of human movement: applications in rehabilitation, sports and ergonomics.: p 108-127.

Wu, G. and P. R. Cavanagh (1995). "ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data." J Biomech **28**(10): 1257-61.

Wu, G., S. Siegler, et al. (2002). "ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics." J Biomech **35**(4): 543-8.

Yamaguchi, G. T., D. W. Moran, et al. (1995). "A computationally efficient method for solving the redundant problem in biomechanics." J Biomech **28**(8): 999-1005.

Yamaguchi, G. T., A. G. Sawa, et al. (1990). A survey of human musculotendon actuators parameters. Multiple muscle systems: biomechanics and movement organization. Springer-Verlag: p 13.

- Yamaguchi, G. T. and F. E. Zajac (1989). "A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism." J Biomech **22**(1): 1-10.
- Yamaguchi, G. T. and F. E. Zajac (1990). "Restoring unassisted natural gait to paraplegics via functional neuromuscular stimulation: a computer simulation study." IEEE Trans Biomed Eng **37**(9): 886-902.
- Zajac, F. E. (1989). "Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control." Crit Rev Biomed Eng **17**(4): 359-411.
- Zajac, F. E. (1993). "Muscle coordination of movement: a perspective." J Biomech **26 Suppl 1**: 109-24.
- Zajac, F. E. (2002). "Understanding muscle coordination of the human leg with dynamical simulations." J Biomech **35**(8): 1011-8.
- Zajac, F. E. and M. E. Gordon (1989). "Determining muscle's force and action in multi-articular movement." Exerc Sport Sci Rev **17**: 187-230.
- Zajac, F. E., R. R. Neptune, et al. (2002). "Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I: introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations." Gait Posture **16**(3): 215-32.
- Zajac, F. E., R. R. Neptune, et al. (2003). "Biomechanics and muscle coordination of human walking: part II: lessons from dynamical simulations and clinical implications." Gait Posture **17**(1): 1-17.
- Zatsiorsky, V. M. (2001). "Mechanical work in human movement: comments on papers by Fenn and Elftman. Revisiting the work of Wallace O. Fenn, with the assistance of C.A. Morrison, and the work of Herbert Elftman." Human Kinetics(p 123-180).
- Zatsiorsky, V. M. and V. N. Seluyanov (1983). The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body.
- Zatsiorsky, V. M. and V. N. Seluyanov (1985). Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regressions equations.
- Zhang, H. Q. (1995). "A self-calibration approach to extrinsic parameter estimation of stereo cameras." Rob Autonom Syst **Vol 15**: p 189-197.
- Zhang, L. Q., G. Nuber, et al. (1998). "In vivo human knee joint dynamic properties as functions of muscle contraction and joint position." J Biomech **31**(1): 71-6.
- Zheng, N., G. S. Fleisig, et al. (1998). "An analytical model of the knee for estimation of internal forces during exercise." J Biomech **31**(10): 963-7.

ANNEXE 1

DE LA FIBRE MUSCULAIRE AU MUSCLE

Dans l'organisme, trois types de systèmes musculaires constitués de fibres spécifiques sont distingués : la musculature squelettique ou somatique dont le rôle est essentiellement associé au contrôle de la posture et des mouvements du corps, la musculature dite lisse, associée à des fonctions végétatives, et enfin la musculature cardiaque. Ces trois grands systèmes présentent des caractéristiques communes à toutes les fibres musculaires. Cependant, chacune possède des particularités anatomiques et fonctionnelles propres.

Le membre inférieur étant composé de muscles squelettiques, nous présenterons uniquement la structure de ces derniers.

I. La structure du muscle squelettique

Les muscles sont constitués de cellules spécialisées, les fibres musculaires. Ces dernières ont la propriété d'être excitables et contractiles, c'est-à-dire de pouvoir répondre à une excitation de façon spécifique, en développant une force entre leurs extrémités.

Les propriétés des muscles (contractilité, excitabilité, élasticité) dépendent des fibres musculaires et du tissu conjonctif qui les composent.

Le muscle est entouré d'une fine membrane de tissu conjonctif appelée fascia et d'un autre tissu formant une gaine, connu sous le nom d'epimysium.

Le muscle est constitué de faisceaux de fibres musculaires, fasciculi. Chaque fibre musculaire est entourée d'un tissu excitable, le sarcolemme et regroupe un ensemble de fibres parallèles contractiles, les myofibrilles.

Les myofibrilles, allongées d'une extrémité à l'autre de la fibre, sont des éléments cylindriques, d'un diamètre de 1 à 2 μm . Elles occupent environ 80% du volume de la fibre et leur nombre varie de plusieurs centaines à plusieurs milliers selon le diamètre de la fibre. Leur disposition longitudinale est responsable de la striation longitudinale du muscle (voir figure 1.8).

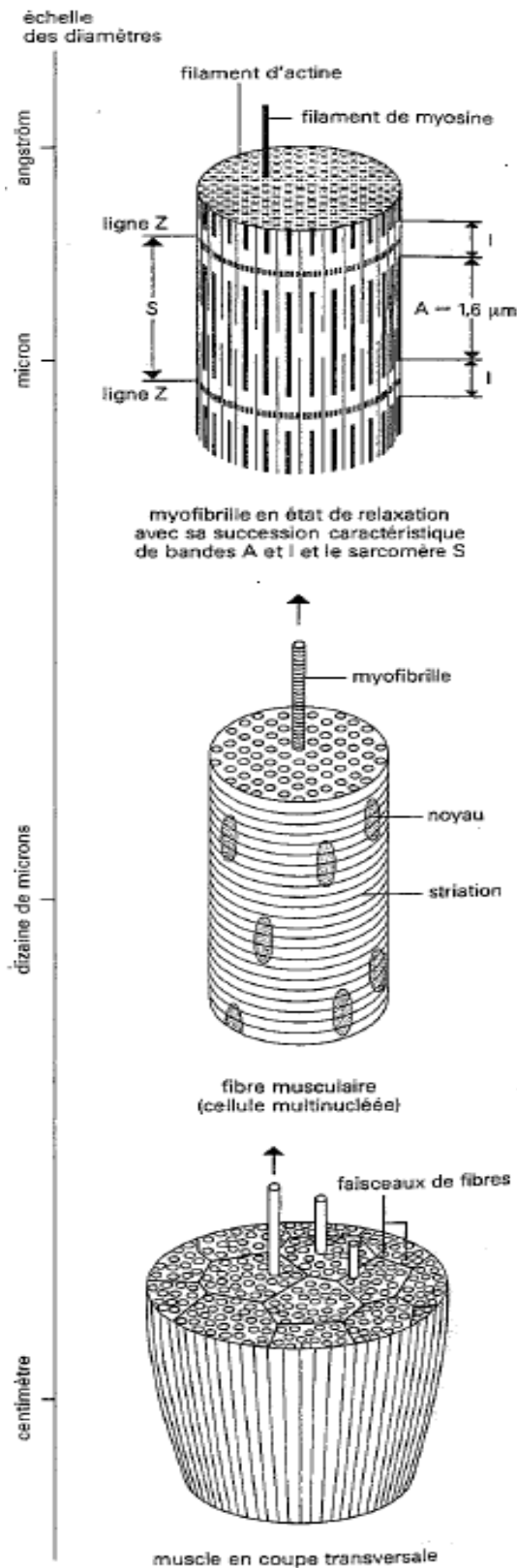


Figure 1.1 : Niveaux d'organisation du muscle strié.

L'unité anatomo-physiologique du muscle est le sarcomère, portion de myofibrille délimitée par deux lignes Z. Étudiés au microscope électronique, les sarcomères présentent deux types de protéines : des filaments épais (10 à 15 nm) de myosine, et des filaments fins (5 nm) d'actine (voir figure 1.9). Les changements de structure du sarcomère en relation avec la contraction, en allongement ou en raccourcissement, ont été expliqués par Hanson et Huxley (1957). Ils résultent d'un glissement relatif entre les filaments d'actine et de myosine : la longueur des filaments ne change pas, mais ils se chevauchent plus ou moins.

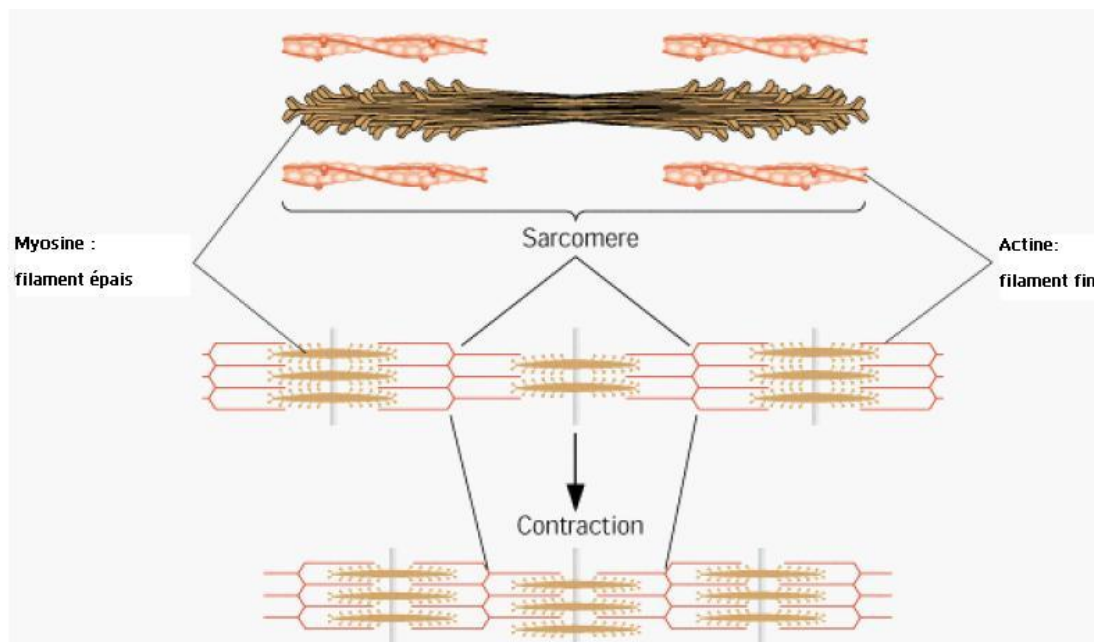


Figure 1.2 : Modifications de la structure du sarcomère lors de l'allongement et du raccourcissement.

Des ponts sont disposés en spirale autour des filaments épais (de myosine). Lors de la contraction, ces ponts s'attachent aux filaments d'actine entourant le filament de myosine, et s'en détachent à intervalles réguliers, entraînant le glissement des filaments et donc le raccourcissement du sarcomère. Le mouvement des ponts d'actine-myosine nécessite de l'énergie, produite par une réaction chimique: la dissociation des molécules d'adénosine triphosphate (voir figure 1.10).

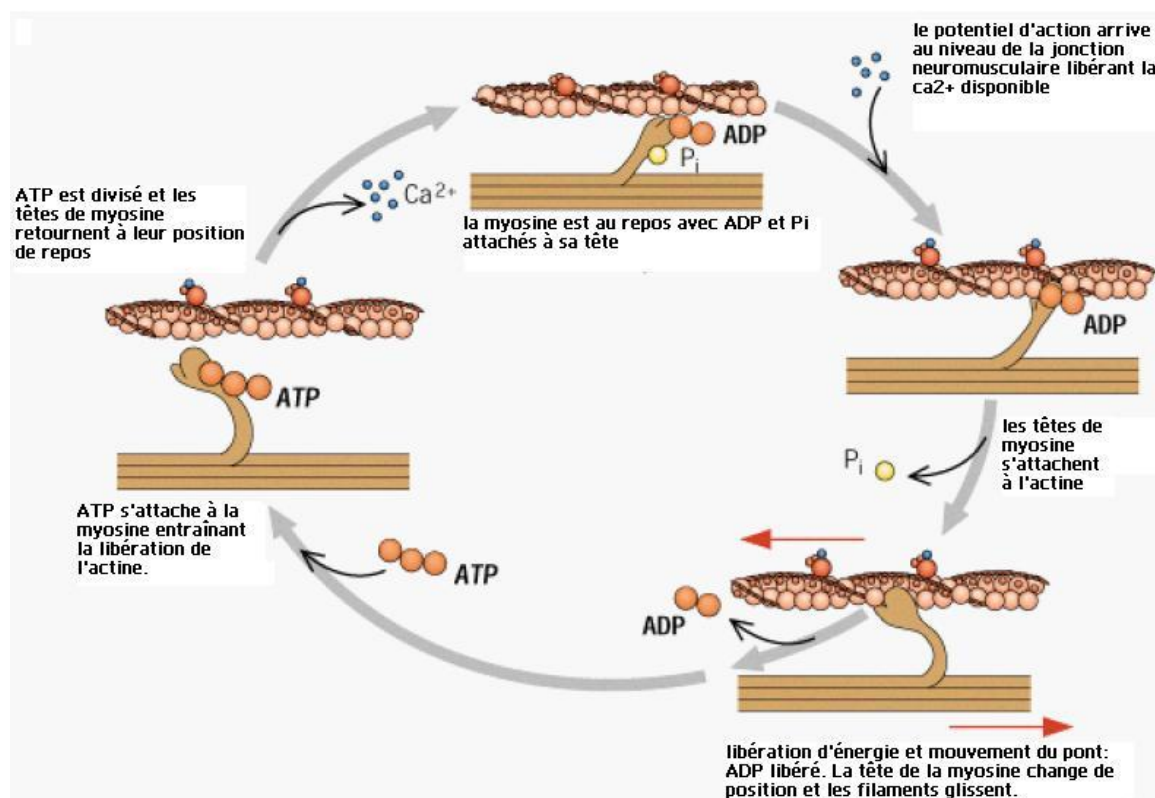


Figure 1.3 : Représentation schématique d'un cycle d'attachement et de détachement montrant les quatre étapes principales de la conversion d'énergie chimique en énergie mécanique.

L'accrochage du pont libère de l'énergie et provoque la rotation de la tête de myosine. Il en résulte la création d'une force et le glissement relatif des filaments. Ces mécanismes de la contraction ont été développés dans la théorie des filaments glissants du modèle de Huxleys en 1957 (voir Annexe 1).

II. Physiologie de l'activation et de la contraction musculaire

La transmission synaptique à la jonction neuromusculaire du muscle strié squelettique provoque la génération d'un potentiel d'action dans la cellule musculaire squelettique qui est une cellule excitable. La propagation du potentiel d'action entraîne le développement d'une force musculaire : la contraction musculaire, dont le mécanisme général va être rappelé.

L'initiation et l'exécution de la contraction musculaire passent par plusieurs étapes successives. Tout d'abord, un potentiel d'action se propage le long du nerf moteur vers les terminaisons des fibres nerveuses. Une structure particulière se trouve au niveau de ces terminaisons, la plaque motrice, qui libère une petite quantité d'un neurotransmetteur, d'acétylcholine.

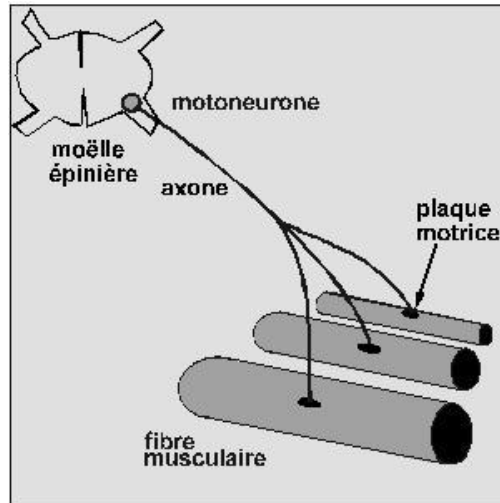


Figure 1.4 : Représentation schématique de la liaison entre un motoneurone et la plaque motrice.

L'acétylcholine agit localement sur la membrane de la fibre musculaire en ouvrant de nombreux canaux. L'ouverture de ces canaux permet à un nombre important d'ions sodium d'entrer dans la fibre en traversant sa membrane à l'endroit de la terminaison nerveuse. Ceci engendre un potentiel d'action sur la fibre musculaire. Le potentiel d'action se déplace alors le long de la membrane de la fibre musculaire. Ce dernier dépolarise la membrane et pénètre également profondément dans la fibre musculaire au moyen du système T (tubules transverses), entraînant ainsi la libération par le réticulum sarcoplasmique d'une quantité importante de calcium. En effet, le réticulum sarcoplasmique constitue un réservoir d'ions calcium à proximité immédiate des myofibrilles qu'il enserre.

Les ions calcium engendrent des forces d'attraction entre les filaments d'actine et de myosine qui sont à l'origine d'un glissement entre ces filaments : c'est ce qu'on appelle le processus de contraction. Au bout d'une fraction de seconde, les ions calcium sont « réaspirés » dans le réticulum sarcoplasmique où ils sont stockés jusqu'à l'arrivée d'un nouveau potentiel d'action. La contraction musculaire s'arrête.

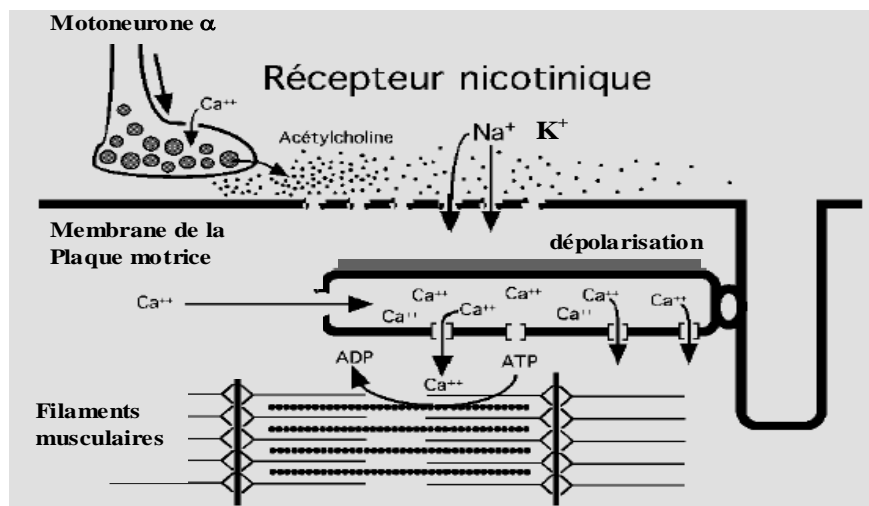


Figure 1.5 : Représentation schématique de la liaison entre un motoneurone et la plaque motrice.

En conséquence, la force musculaire développée dépend directement de l'influx nerveux par l'intermédiaire des ions calcium.

III. Le rôle et l'architecture du muscle

Les muscles squelettiques sont les éléments moteurs des mouvements ou du maintien de la posture. Ces muscles développent des forces qui s'opposent aux forces résistives subies par les différents segments de l'organisme.

Il existe de nombreux types de muscles squelettiques. Il s'agit des muscles de la vie de relation, soumis au contrôle de la volonté. Ce sont les muscles de la locomotion, des mimiques, du langage articulé ... Dans notre étude, seuls les muscles de la locomotion sont considérés.

Les muscles squelettiques au niveau des membres inférieurs sont plus ou moins profonds, et permettent une mobilisation du squelette. Ils constituent les éléments moteurs de la motricité des membres.

Ces muscles squelettiques s'insèrent en général sur les os au niveau d'empreintes d'insertion, de crêtes, de fossettes, de tubercules ou d'apophyses. Ils peuvent aussi s'insérer sur des cartilages ou sur des lames fibreuses superficielles ou profondes : les aponévroses.

Généralement, les muscles de la motricité somatique, auxquels nous nous intéressons, s'attachent par leurs deux extrémités à des pièces du squelette et justifient pleinement l'appellation de muscles squelettiques. Cette attache se fait généralement de façon indirecte, c'est-à-dire par l'intermédiaire de tendons.

La forme des tendons est très variable. Les uns sont cylindriques, les autres aplatis. On distingue ordinairement les deux attaches du muscle en insertion d'origine (ou proximale), encore appelée origine, et insertion terminale (ou distale), plus simplement désignée sous le nom d'insertion. Au niveau de son origine, le muscle naît parfois par deux ou plusieurs corps musculaires, chacun ayant son tendon propre, comme par exemple le quadriceps qui a 4 chefs d'origine. De même, l'insertion peut se faire par le biais de deux ou trois tendons.

Dans la modélisation du système musculo-squelettique, on réduit habituellement le muscle à sa ligne d'action, c'est-à-dire la ligne idéale qui joint deux points d'attache du muscle. Même si on entend par point d'attache le centre des surfaces d'insertion et d'origine, on conçoit le caractère d'extrême simplification attaché à cette réduction.

La disposition des fibres par rapport au tendon permet une certaine classification des muscles. Les fibres musculaires et les tendons présentent une grande variété de configurations (Epstein et al. 1998). On retiendra deux grands types de classifications :

- L'insertion bout à bout où les fibres musculaires et tendineuses présentent exactement la même direction.
- L'insertion latérale, pour laquelle les fibres musculaires s'implantent obliquement sur le tendon.
- L'insertion bout à bout est relativement rare. Elle s'observe sur des muscles larges dont les insertions sont linéaires et très étendues. L'insertion latérale est la configuration habituelle.

On distinguera deux types de muscles, le muscle fusiforme (ou longitudinal) et le muscle penniforme.

- Le type fusiforme est le plus simple: il consiste en des fibres musculaires parallèles qui font toute la longueur du muscle. Ils sont très nombreux dans les extrémités et sont habituellement des muscles longs et fins, c'est-à-dire constitués de fibres longues et peu nombreuses. Dans ce type de muscles, on citera le *Tibialis anterior*, le *Sartorius* et le *Gastrocnemius*.
- Le type penniforme est le plus répandu : il consiste en des fibres musculaires disposées de façon diagonale par rapport à la ligne d'action du muscle. Le nombre de fibres sera plus important pour les muscles penniformes que pour les fusiformes, mais la longueur de leurs fibres sera plus faible (voir figure 1.13) arrangement unipenné est le plus simple, il correspond à des muscles comme le *Semimembranosus* ou le *Vastus intermedius*. D'autres arrangements plus complexes existent : les bipennés comme le *Rectus femoris* et le *Gastrocnemius lateralis*.

Il existe donc une grande variété dans la disposition architecturale des fibres musculaires.

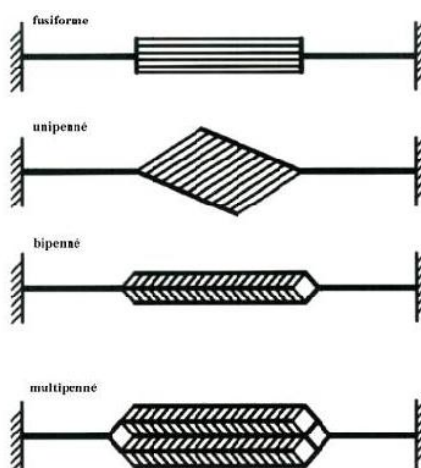


Figure 1.6 : Représentation schématique de l'arrangement des fibres dans un muscle squelettique d'après Epstein (Epstein et al. 1998).

L'arrangement architectural des fibres musculaires a des implications importantes sur plusieurs paramètres caractérisant les phénomènes mécaniques de la contraction musculaire (et donc sur le modèle), en particulier sur la force, l'amplitude du raccourcissement et le travail.

La force que le muscle exerce selon sa ligne d'action dépend de l'angle de pennation (α), c'est-à-dire l'angle formé par la direction des fibres et la ligne d'action du muscle. Si les fibres musculaires étaient perpendiculaires à la ligne d'action du muscle, c'est-à-dire avec un angle de pennation de 90° , alors toute la tension exercée par les fibres pendant la contraction se traduirait par une tension latérale exercée sur les tendons, et aucune tension ne serait exercée selon la ligne d'action du muscle. Ceci est toutefois purement hypothétique et l'angle de pennation est rarement supérieur à 30° .

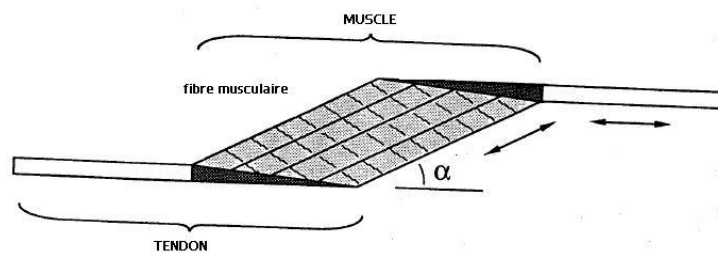


Figure 1.7. : Représentation schématique de l'angle de pennation par rapport à la ligne d'action du muscle d'après Epstein (Epstein et al. 1998).

Pour un volume musculaire égal, la force exercée par un muscle de type penniforme est néanmoins supérieure à celle exercée par un muscle de type fusiforme, car le nombre de fibres musculaires attachées sur un même tendon est plus important (voir figure 1.13). Par contre l'amplitude du raccourcissement est, toutes choses égales, plus grande dans le cas d'une disposition longitudinale. En conséquence, le travail d'un muscle penniforme n'est pas nécessairement supérieur à celui d'un muscle longitudinal équivalent.

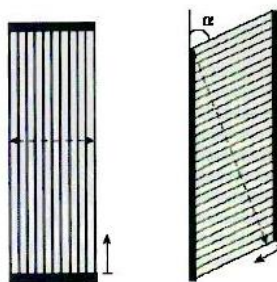


Figure 1.8 : Effet de l'angle de pennation sur le raccourcissement et la section du muscle. Pour un même volume de muscle, la section perpendiculaire à la direction des fibres, c'est-à-dire le nombre de fibres, est plus faible dans le premier cas que dans le deuxième cas. Par contre, la force externe que le muscle exerce selon sa ligne d'action est d'autant plus faible que l'angle de pennation est grand d'après Epstein (Epstein et al. 1998).

Il faut cependant rester prudent avec les implications fonctionnelles que peut avoir l'arrangement des fibres musculaires. En effet, la force du muscle dépend de nombreux paramètres morphologiques, variés et interdépendants, ce qui rend cette structure particulièrement difficile à modéliser.

Comme nous l'avons vu précédemment, la fonction du tendon est d'attacher le muscle à l'os et de lui transmettre les tensions développées par les muscles. Cet élément est donc essentiel dans la modélisation du système musculaire, c'est pourquoi son rôle va être explicité ci-après.

Les divers dispositifs impliqués dans ce transfert de forces musculaires sont constitués de tissus de type conjonctif : ils comportent, outre de nombreuses variétés de cellules, des fibres élastiques, ainsi que des fibres de réticuline, en proportions variées. Ces types de fibres sont le siège des propriétés mécaniques de telle ou telle structure particulière, trame conjonctive du muscle ou tendon. Les tendons sont presque exclusivement constitués de fibres de collagène qui confèrent au tissu résistance et rigidité et de cellules appelées fibroblastes. Aux endroits où les tendons sont proches de l'os et donc soumis à des forces de friction particulièrement élevées, ils sont entourés d'une

enveloppe protectrice. Là où les forces de friction sont plus faibles, les tendons sont uniquement entourés d'un tissu fibreux lâche.

Dans la plupart des modèles, le comportement mécanique du tendon est celui d'un élément élastique (Zajac 1989; Blankevoort et al. 1991; Pandy et al. 1997). L'élasticité se manifeste par un retour (au moins partiel) à l'état géométrique initial lorsqu'on annule le chargement du tendon.

L'importance de la contrainte appliquée au tendon au cours de l'activité dépend de l'intensité de la contraction du muscle et de la section du tendon. La contrainte est élevée lorsque le muscle est en contraction maximale, et elle est encore augmentée si le muscle en contraction est rapidement allongé: c'est le cas du tendon d'Achille, lors d'une dorsiflexion rapide de la cheville, si le *Gastrocnemius* et le *Soleus* sont en contraction.

De plus, plus la section du muscle est grande, plus la force développée est élevée et plus grand est l'effort appliqué au tendon. De même que plus la section du tendon est grande, plus la contrainte qu'il peut supporter est élevée.

Il en résulte que dans les activités motrices habituelles, la contrainte appliquée aux tendons ne représente qu'un faible pourcentage de sa contrainte de rupture, 20 à 25 % pour avoir un ordre de grandeur. La contrainte de sécurité est estimée à 30 % de la contrainte de rupture, soit 140 kg/cm². La rupture interviendrait pour un allongement du tendon de 5 % de sa longueur initiale (Bouisset et al. 1995).

ANNEXE 2

REPÈRE ASSOCIÉS AUX SEGMENTS

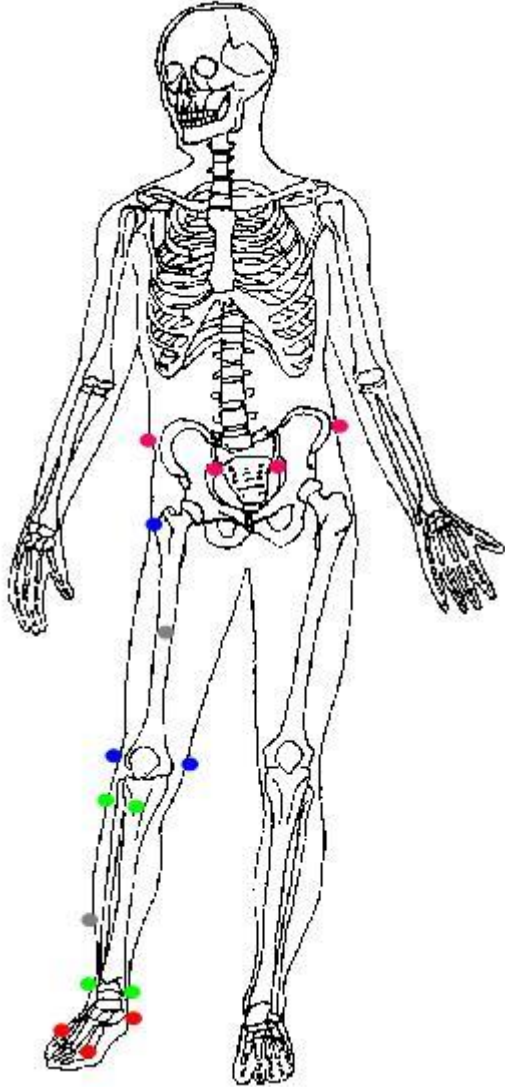
Dans le cadre de notre étude, nous avons adopté une définition pour chaque repère segmentaire conforme à la standardisation établie par le groupe d'experts de l'ISB (Wu et al. 2002).

La position des marqueurs est représentative de la géométrie des os et de leurs axes anatomiques. De ce fait, les référentiels affectés aux segments sont assimilés aux référentiels naturels, ce qui simplifiera la compréhension clinique ultérieure. L'origine des repères, quand cela a été matériellement possible, coïncide avec les centres fonctionnels des articulations. Au cours de ce document, nous qualifions les repères ainsi définis de *repères anatomiques*.

Ainsi, à chaque segment S_i de notre modélisation du corps humain, nous associons un repère R_i orthogonal direct, d'axes X_i , Y_i , Z_i , et d'origine O_i . Ces repères sont notés $R_i = (O_i X_i Y_i Z_i)$.

Nous rappelons ici la disposition des marqueurs sur le sujet dans le cas d'une jambe droite. Les marqueurs pour l'étude de la jambe gauche sont similaires.

Tableau 2.1: Positionnement des marqueurs sur le sujet permettant par la suite la modélisation du membre inférieur en quatre segments : Pelvis, Cuisse, Jambe et Pied. Les marqueurs roses définissent le segment pelvis, les marqueurs en bleu, le segment cuisse, les marqueurs verts, le segment jambe et enfin les marqueurs rouges le segment pied. Les marqueurs gris sont des marqueurs utilisés seulement par le logiciel EvaRT pour simplifier la reconnaissance automatique des segments, ils ne sont pas utilisés dans la modélisation des segments.

Nom du segment modélisé	Nom des marqueurs	Position des marqueurs sur le sujet
Pelvis = Bassin	Epine iliaque antéro-supérieure (Droite et Gauche) [1,2]	
	Epine iliaque postéro-supérieure (Droite et Gauche) [3,4]	
Fémur = Cuisse	Grand trochanter [5]	
	Cuisse	
	Condyle latéral [6]	
	Condyle médial [7]	
Tibia = Jambe	Tubérosité tibiale antérieure [8]	
	Tête du Péroné	
	Jambe	
	Malléole interne [9]	
	Malléole externe [10]	
Pied	Calcaneum [11]	
	1 ^{er} Métatarse [12]	
	V ^{ème} Métatarse [13]	

Pied

O_{pd} : Calcaneum,

X_{pd} : $O_{pd} \rightarrow$ milieu des métatarses,

V_{pd1} = $O_{pd} \rightarrow$ 1^{er} métatarse,

V_{pd2} = $O_{pd} \rightarrow$ V^{er} métatarse,

Y_{pd} : $V_{pd1} \rightarrow V_{pd2}$,

$Z_{pd} = X_{pd} \wedge Y_{pd}$ et $Z_{pd} = X_{pd} \wedge Y_{pd}$.

Jambe

O_{jd} : Milieu des deux malléoles (centre fonctionnel de la cheville),

Y_{jd} : $O_{jd} \rightarrow$ TTA,

V_{jd} : $O_{jd} \rightarrow$ ME,

$X_{jd} = Y_{jd} \wedge V_{jd}$ et $Z_{jd} = X_{jd} \wedge Y_{jd}$.

Cuisse

O_{cud} : Milieu des deux condyles (centre fonctionnel du genou),

Y_{cud} : $O_{cud} \rightarrow$ H,

V_{cud} : $O_{cud} \rightarrow$ CE,

$X_{cud} = Y_{cud} \wedge V_{cud}$ et $Z_{cud} = X_{cud} \wedge Y_{cud}$.

Le centre fonctionnel de la hanche (H) est estimé expérimentalement (Gutierrez 1996) conformément aux recommandations du groupe de travail de l'ISB (Wu 2002). Pour ce segment, le centre fonctionnel sert à définir la direction de son axe longitudinal.

Pelvis

O_{ped} : H,

Z_{ped} : EIPS-G \rightarrow EIPS-D,

V_{ped} : EIPS-D \rightarrow EIAS-D,

$Y_{ped} = Z_{ped} \wedge V_{ped}$ et $X_{ped} = Y_{ped} \wedge Z_{ped}$.

L'origine de ce repère coïncide avec le centre fonctionnel de l'articulation coxo-fémorale.

Tableau 2.2: Tableau récapitulatif sur la définition des repères segmentaires définis à partir des marqueurs positionnés sur le membre inférieur droit du sujet.

Segment	O _i	X _i	Y _i	Z _i	V _i
Pied	Calcaneum	O _i → milieu métatarses	V ₁ ∧V ₂	X _i ∧Y _i	V ₁ = O _i →1 ^{er} métatarses V ₂ = O _i →V ^{ième} métatarses
Jambe	Milieu des deux malléoles (centre fonctionnel de la cheville)	Y _i ∧V _i	O _i → TTA	X _i ∧Y _i	O _i → ME
Cuisse	Milieu des deux condyles (centre fonctionnel du genou)	Y _i ∧V _i	O _i → H	X _i ∧Y _i	O _i → CE
Pelvis	H (centre fonctionnel de la hanche)	Y _i ∧Z _i	Z _i ∧V _i	EIPS-G → EIPS-D	EIPS-D → EIAS-D

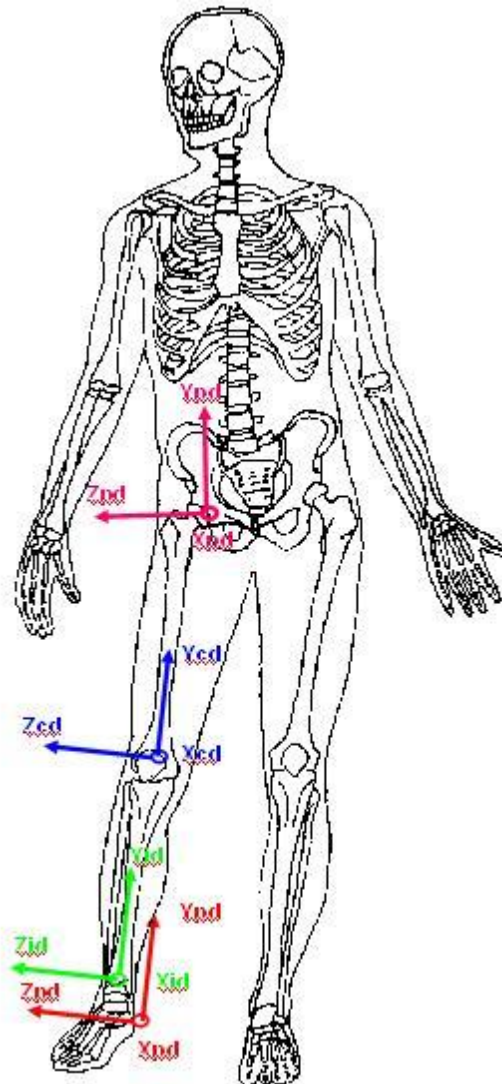


Figure 2.1 : Dispositions et orientations des repères liés au membre inférieur droit.

ANNEXE 3

ETUDE STATISTIQUE DE FIABILITÉ

La première question à laquelle nous avons dû répondre, lors de la mise en place de notre protocole expérimental, a été de savoir si les via points enregistrés directement sur notre sujet sont fiables ou non. N'ayant pas accès à un « gold standard » (données IRM des muscles du membre de notre sujet), un test statistique de fiabilité a été utilisé.

Pour cela, une série d'enregistrements a été effectuée sur un même sujet. Le sujet a été mesuré dans les mêmes conditions que décrites au chapitre 3.II.2 du document, sauf qu'une étude de fiabilité a été ajoutée à la première étape du protocole. En effet, les via points mesurés à l'aide du pointeur n'ont pas été enregistrés une fois mais cinq fois, et ce à des instants différents de la journée. L'idée était de vérifier la reproductibilité et la fiabilité des résultats obtenus grâce au pointeur. Le sujet a ensuite effectué une dizaine de marches.

I. Analyse statistique : Evaluation de la fiabilité de la méthode

A partir des différents enregistrements réalisés avec le pointeur, une ANOVA sur mesures répétées a été choisie afin d'évaluer la fiabilité des bras de levier « personnalisés » mesurés in vivo sur les sujets.

I.1 Comment mesurer la fiabilité ?

La fiabilité d'un protocole expérimental implique que les données obtenues sont répétables ou reproductibles. Cela permet d'évaluer la précision de la méthode utilisée et le niveau de crédibilité à placer dans les résultats obtenus par cette méthode (Hager 2003). Cette notion est importante car les erreurs de mesure ainsi que la variabilité des sujets peuvent avoir un impact négatif sur les résultats et sur leurs interprétations.

Dans le cas de ce travail, nous nous sommes intéressés au test statistique de fiabilité qui mesure la consistance de la méthode à travers le temps.

Il existe de nombreux indices de fiabilité dans la littérature et les débats afin de savoir lequel d'entre eux est le plus approprié reste une question animée. Le coefficient de corrélation de Pearson (r) est l'un des tests les plus utilisés afin de tester la fiabilité des données expérimentales. Cependant, une étude bibliographique montre que ce coefficient n'est plus aussi pertinent dans la mesure des tests de fiabilité. En effet, le coefficient de Pearson peut surestimer la fiabilité car le biais systématique dans les mesures répétées n'est pas toujours pris en compte. Une mesure plus appropriée peut donc être

utilisée: les coefficients de corrélation intra-classe, ou CCI (Keating 1998; Hager 2003; Larrson et al. 2003).

Le CCI est défini comme étant le ratio entre la variance entre les sujets et la variance totale. Shrout et Fleiss (1979) présentent dans leur article six formes de l'indice CCI et la façon dont il faut les utiliser. Ces formes sont notées (1,1), (2,1), (3,1), (1,k), (2,k) et (3,k).

La forme utilisée dans cette étude est CCI(1,1), basée sur une ANOVA simple :

$$CCI = \frac{VES - VIS}{VES + ((k / k') - 1)VIS}$$

où VES est la variance entre les sujets et VIS est la variance intra sujet, k est le nombre de mesures réalisées et k' le nombre de mesures répétées pour lesquelles la fiabilité est estimée.

Les valeurs du CCI peuvent varier entre 0 et 1. La valeur 0 indique qu'il n'y a pas de fiabilité tandis que 1 indique une fiabilité parfaite. Une valeur négative du CCI équivaut à une valeur du CCI nulle et donc à une mesure non fiable.

Un autre indice souvent utilisé dans les tests de fiabilité est l'Erreur de Mesure Standard : EMS qui estime la précision de ce qui est mesuré.

$$EMS = s \sqrt{1 - r}$$

où s est la déviation standard de la mesure et r est le CCI.

Une valeur importante du EMS indiquera que l'erreur est importante et que les mesures ne sont pas reproductibles.

Les études récentes présentent les indices CCI et EMS ensemble, le CCI étant une mesure de la fiabilité relative tandis que le EMS est une mesure de la fiabilité absolue. La combinaison de ces deux indices est puissante car elle permet de rectifier les indications parfois erronées données par le CCI. En effet, dans certain cas, le CCI peut fournir un indice de fiabilité élevé qui ne correspond pas à la réalité car il prend en compte la variance entre les sujets. Si cette dernière est importante, alors le CCI sera élevé. Dans ces cas de figure, le EMS pourra être important et permettra à l'expérimentateur de reconnaître que les mesures testées ont une reproductibilité faible.

I.2 Classification de l'indice de fiabilité

La classification du niveau de fiabilité calculé par le CCI est souvent un sujet de désaccord entre les chercheurs. Ces derniers ne sont pas d'accord sur les rangs de fiabilité et sur les descriptions associées à ces niveaux : faible, bon, excellent. Le tableau suivant présente les interprétations les plus souvent utilisées.

Tableau 1.1 : Classification des niveaux de fiabilité obtenus par le CCI à partir des recherches faites dans le domaine psychologique, médical et ergonomique d'après Hager (Hager 2003).

Sources bibliographiques	Interprétation
Bartko et al. (1966)	0-0.6, faible ; 0.6-0.8 bon ; 0.8-1.0 excellent
Landis et al. (1977)	0-0.2, léger ; 0.21-0.4 passable ; 0.41-0.6 modéré ; 0.61-0.8 bon ; 0.81-1.0 parfait
Fleiss (1986)	0-0.4 pauvre, 0.4-0.75 passable à bon ; 0.75-1.0 excellent
Sleivert et al. (1994)	0-0.59 pauvre, 0.6-0.79 passable ; 0.8-1.0 bon
Shrout (1998)	0-0.1 pauvre, 0.11-0.4 léger ; 0.41-0.6 passable ; 0.61-0.8 modéré ; 0.81-1.0 bon
Stokdijk et al. (2000)	0-0.39 pauvre, 0.4-0.59 passable ; 0.6-0.74 bon ; 0.75-1.0 excellent
Koumantakis et al. (2002)	0-0.69 pauvre, 0.7-0.79 passable; 0.8-0.89 bon ; 0.9-0.99 élevé

Cette disparité ne permet pas de définir une classification « parfaite ». A partir du tableau 1.1, une classification générale peut néanmoins être dégagée : 0-0.39 pauvre ; 0.40-0.59 passable ; 0.60-0.79 bon ; 0.8-1.0 excellent. Ce système est une combinaison de Bartko et al (1966) et de Stokdijk et al (2000). Les termes "bon" et "excellent" indiquent une fiabilité élevée. "Passable" indique une fiabilité moins importante. Ce niveau indique que les méthodes utilisées ou mises en place peuvent être améliorées ou que la taille de l'échantillon étudié doit être plus importante. "Pauvre" indique que la fiabilité est faible et que les données obtenues par la méthode ou expérimentation testée ne sont pas utilisables.

II. Application et calcul de la fiabilité sur nos données

Avant de calculer l'indice de fiabilité de notre protocole d'estimation des bras de levier musculaires, il nous a semblé utile de vérifier la reproductibilité de nos données cinématiques à partir desquels sont calculés les référentiels segmentaires. Le sujet ayant effectué une dizaine de marches, nous avons calculé la cinématique moyenne sur 10 phases d'appui de la marche – après normalisation en temps - ainsi que la déviation standard correspondante. Les muscles étudiés étant ceux de la cheville et du genou et travaillant principalement en flexion-extension, les courbes cinématiques moyennes présentées sont celles du plan sagittal.

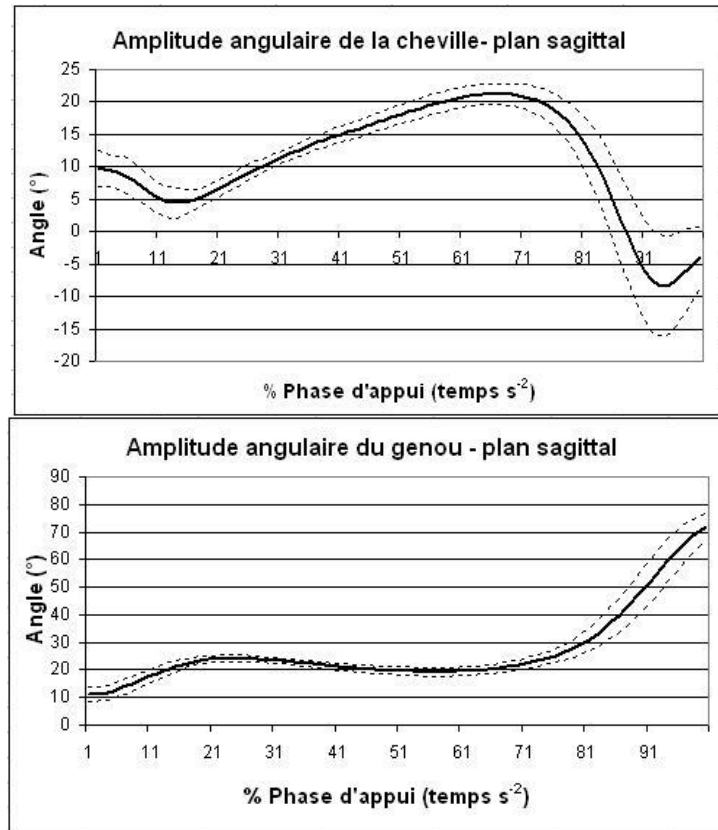


Fig. 1.1 : Amplitude angulaire moyenne (°) de la cheville et du genou durant la phase d'appui de la marche. La courbe noire correspond à la courbe moyenne calculée sur 10 phases d'appui. Les courbes en pointillés noirs correspondent à +/- une déviation standard. Les déplacements angulaires sont calculés grâce au modèle biomécanique établi au laboratoire (Legnani G. 1996a; Legnani G. 1996b; Doriot 2001).

Les courbes obtenues confirment que nos résultats cinématiques sont reproductibles au cours de la phase d'appui de la marche. En effet, les courbes de déviation standard prouvent que la dispersion des données est faible.

Par la suite, nous avons donc calculé les distances des bras de levier à partir des cinq groupes de données enregistrées sur le sujet.

Avant toute analyse de la variance et utilisation de test statistique, la normalité des échantillons testés ainsi que l'homogénéité de la variance doivent être étudiées. Ces calculs ont été réalisés sous Matlab et ne seront pas présentés ici. Seuls les résultats des tests statistiques : CCI et EMS seront présentés ainsi que la distance moyenne des bras de levier de chaque muscle étudié et la déviation standard correspondante.

Tableau 1.2 : Distance moyenne des bras de levier (cm) obtenue pour chaque muscle ainsi que leur écart type (STD), CCI et EMS.

Muscles	Distance moyenne des bras de levier (cm)	STD	CCI	EMS
Tibialis Anterior	2.86	0.004	0.99	0.003
Triceps surae	4.66	0.05	0.94	0.013
Peroneus	3.4	0.01	0.99	0.0003
Tibialis posterior (TP)	2.4	0.01	0.99	0.0006
Extensor digitorum	2.99	0.07	0.99	0.001
Flexor hallucis longus	2.6	0.003	0.99	0.0003
Quadriceps femoris	3.87	0.01	0.99	0.0009
Biceps Femoris	6	0.1	0.95	0.022
Semitendinosus-Semimembranosus	6.4	0.07	0.91	0.021
Sartorius	5.7	0.07	0.75	0.03
Tensor fasciae latae	6	0.1	0.91	0.04
Gracilis = DI	5.8	0.1	0.25	0.1

Les résultats présentés dans le tableau ci-dessus montrent que les données sont dans l'ensemble fiables. En effet, si nous les comparons à la classification, les indices CCI obtenus sont excellents. De plus, les valeurs très faibles de l'indice EMS viennent confirmer notre interprétation des résultats présentés.

Cependant, les résultats sont moins bons pour deux muscles: le sartorius et le gracilis. Le CCI calculé pour la distance du bras de levier du sartorius est de 0.75 ainsi la fiabilité n'est pas excellente mais bonne. Cependant, l'indice de fiabilité absolue est faible, EMS = 0.03. Nous pouvons donc conclure, grâce aux indices de fiabilité absolue et relative, que les données du muscle sartorius sont fiables. Dans le cas de la distance du bras de levier du muscle gracilis, les indices de fiabilité absolus et relatifs sont moins bons. En effet, CCI est de 0.25 et le EMS est de 0.1. Nous pouvons donc conclure que dans le cas de ce muscle, les données via points enregistrés ne sont pas fiables. Ceci peut s'expliquer par le fait que le via point origine du gracilis correspond au point anatomique pubis et que ce point reste difficile à palper avec le pointeur. Il est donc important lors de la mise en place du protocole de bien réfléchir au choix des via points à enregistrer le long de la ligne d'action des muscles. A cette exception près, la conclusion de cette étude statistique est que les bras de levier obtenus avec le pointeur sont fiables et reproductibles.

Suite à ce test de fiabilité, nous avons souhaité évaluer l'influence de l'opérateur sur le calcul du bras de levier du muscle. Pour cela, nous avons demandé à un autre opérateur de palper les via points sur le même sujet. Il est important de préciser que cet autre opérateur était lui aussi un spécialiste de l'anatomie du membre inférieur.

Pour la comparaison, nous avons recalé les via points sur la même marche de notre sujet. Ces enregistrements ont eu lieu au cours de la même journée. Les distances des bras de levier ont été

calculées pour chaque muscle, puis la différence entre les distances a été calculée. Les résultats sont présentés dans le tableau ci-dessous.

Table 1.3: Comparaison des distances des bras de levier obtenus sur le même sujet à l'aide du pointeur utilisé par deux opérateur différents.

Muscles	Différences en terme de distance obtenues à partir de deux utilisateurs (cm)
Tibialis Anterior	0.4±0.03
Triceps surae	0.3±0.05
Peroneus	0.4±0.08
Tibialis posterior (TP)	0
Extensor digitorum	0.7±0.02
Flexor hallucis longus	0.3±0.04
Quadriceps femoris	0.1±0.02
Biceps Femoris	0.4±0.05
Semitendinosus-Semimembranosus	0.1±0.01
Sartorius	0
Tensor fasciae latae	0
Gracilis = DI	0.9±0.01

Il apparaît donc que l'opérateur enregistrant les via points n'a pas d'influence majeure sur les résultats

ANNEXE 4

INJECTION DE TOXINE BOTULIQUE AU NIVEAU DU COUPLE MUSCULAIRE ANTAGONISTE SEMITENDINOSUS - RECTUS FEMORIS CHEZ L'ENFANT INFIRME MOTEUR CÉRÉBRAL MARCHANT

I. Cadre de l'étude

Cette étude fait partie d'un projet de recherche mis en place depuis 2003 par le docteur Dohin (Dohin 2003), praticien hospitalier dans le service de chirurgie pédiatrique à l'hôpital Edouard Herriot. Ce projet de recherche a été approuvé par un CCPPRB en mars 2005. Cette étude regroupe plusieurs équipes dont celle du LBHM, celle du service de rééducation fonctionnelle et celle de l'hôpital de jour CHU nord (Dr. M.C D'anjou) et celle de rééducation spécialisée médicochirurgicale des Massues (Dr. E. Chaleat-Valayer).

Le but principal de ce travail est de valider, au niveau clinique, l'efficacité d'une injection ciblée de toxine botulique au niveau du couple musculaire rectus femoris (RF) et semitendinosus (ST), afin d'optimiser les indications d'injections multisites de toxine botulique. Un but secondaire est également de vérifier si le protocole et le modèle du membre inférieur mis en place permettent de quantifier avec suffisamment de précision les paramètres de la marche pour répondre à l'objectif précédent.

Avant d'aborder les problèmes sous jacents à cette étude clinique, nous allons rappeler quelques notions à connaître sur la biomécanique de la marche et sur les muscles mis en jeu au cours de ce mouvement.

II. La biomécanique de la marche

La marche est l'une des applications les plus étudiées de la biomécanique, car elle est le mouvement de la locomotion humaine le plus naturel. Cette étude peut se placer dans des perspectives diverses : comportementale ou physiologique, fondamentale ou appliquée (sport, rééducation). Nous allons présenter dans ce paragraphe les notions globales à connaître afin d'analyser de façon rigoureuse la marche.

La connaissance des termes spécifiques utilisés par les anatomistes pour définir les axes et les plans de références associés au corps humain ainsi que les mouvements articulaires, est nécessaire au

biomécanicien. En effet, il est indispensable d'échanger nos points de vue, entre mécaniciens et cliniciens, pour s'assurer de la pertinence de nos modèles et en interpréter les résultats lors des applications cliniques, et ceci ne peut se réaliser qu'en utilisant un vocabulaire commun ; c'est pourquoi nous allons présenter ce vocabulaire spécifique dans le paragraphe suivant.

II.1 Axes, plans associés au corps humain et mouvements articulaires

Le corps humain, modélisé sous la forme d'un système de segments rigides reliés par des articulations, peut être observé dans un repère orthonormé direct $RG = (GXYZ)$ ayant pour origine le centre de gravité G du système (Figure 4.1). Les trois axes formant ce repère RG sont les axes anatomiques.

Les anatomistes se servent de ce repère RG pour décrire et situer l'ensemble des éléments (i.e. os, articulation, muscle, segment...) constituant le corps humain. Pour cela, par convention, le sujet est toujours placé dans une attitude droite corrigée, les pouces regardant vers l'extérieur du corps, ce qui oriente la paume de la main vers l'avant.

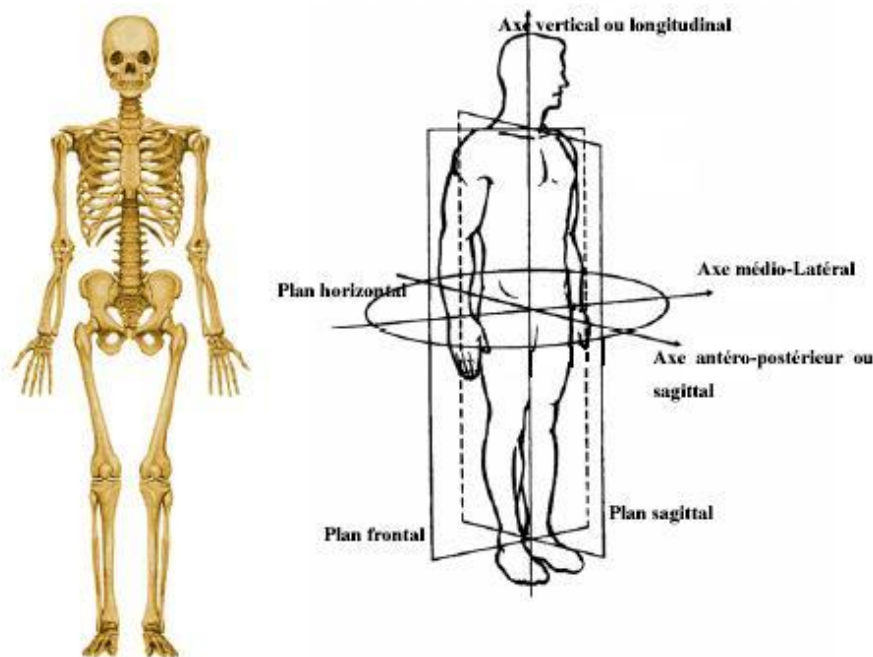


Figure 4.1. : A gauche, position de référence. A droite, axes et plans associés au centre de gravité du corps humain (Pradon 2004).

Dans le domaine de l'analyse du mouvement, la terminologie segment *proximal*, segment *distal* est fréquemment utilisée. Il s'agit ici de caractériser la position d'un chaînon d'une chaîne cinématique vis à vis des autres chaînons, en partant de l'origine du repère R_G . Par exemple, le segment pied est le segment le plus distal du membre inférieur.

La combinaison deux à deux de chacun des trois axes du repère permet de construire les trois plans de l'espace : le plan *sagittal*, le plan *frontal* et le plan *horizontal* (Figure 4.1.). Dans le cas de la figure 4.1, les trois plans définis à partir du repère R_G représentent ce qu'il convient d'appeler les trois *plans de référence*.

Tableau 4.1 : Définitions des plans anatomiques et des mouvements articulaires.

Plans anatomiques	Définition	Mouvements Articulaires	Définition
Sagittal	Formé par les axes anatomiques antéro-postérieur (avant arrière) et vertical (bas haut). Il partage le corps en deux moitiés : droite et gauche .	Les mouvements de flexion et d'extension s'effectuent autour de l'axe médio-latéral.	La flexion correspond à une diminution de l'angle entre deux segments corporels adjacents. L'extension est une augmentation de cet angle.
Frontal	Formé par les axes anatomiques médio-latéral (dedans dehors) et vertical (bas haut). Il partage le corps en deux parties : avant et arrière .	Les mouvements d'abduction et d'adduction s'effectuent autour de l'axe antéro-postérieur.	L'abduction correspond à un éloignement d'un segment / à l'axe vertical du corps. L'adduction à l'action inverse c'est à dire un rapprochement du segment / à l'axe vertical du corps
Horizontal	Formé par les axes anatomiques médio-latéral (dedans dehors) et antéro-postérieur (avant arrière). Il partage le corps en deux parties : inférieure et supérieure .	Les mouvements de rotation interne et externe s'effectuent autour de l'axe longitudinal du segment concerné.	La rotation interne amène la face antérieure du segment vers l'intérieur. La rotation externe agit à l'inverse en amenant la face antérieure du segment vers l'extérieur.

Mouvement de circumduction

Ce mouvement n'est pas spécifique à un plan, mais aux articulations présentant trois degrés de liberté telles que la hanche ou l'épaule. Ce mouvement de circumduction se définit comme étant la combinaison des mouvements élémentaires autour des trois axes de rotation. Il correspond donc à un mouvement de l'extrémité du segment comprenant flexion, extension, abduction, adduction. Concrètement, l'extrémité distale du segment mobile décrit dans l'espace la base d'un cône plus ou moins régulier.

II.2 Les différentes étapes de la marche

La marche permet le déplacement en translation de l'ensemble du corps, consécutif à des mouvements de rotation segmentaires. Contrairement à la course, le corps est en permanence en contact avec le sol. Les alternances des phases d'activité des membres inférieurs sont identifiables au cours de la marche. Le schéma suivant présente ces dernières (Dimeglio 2002).

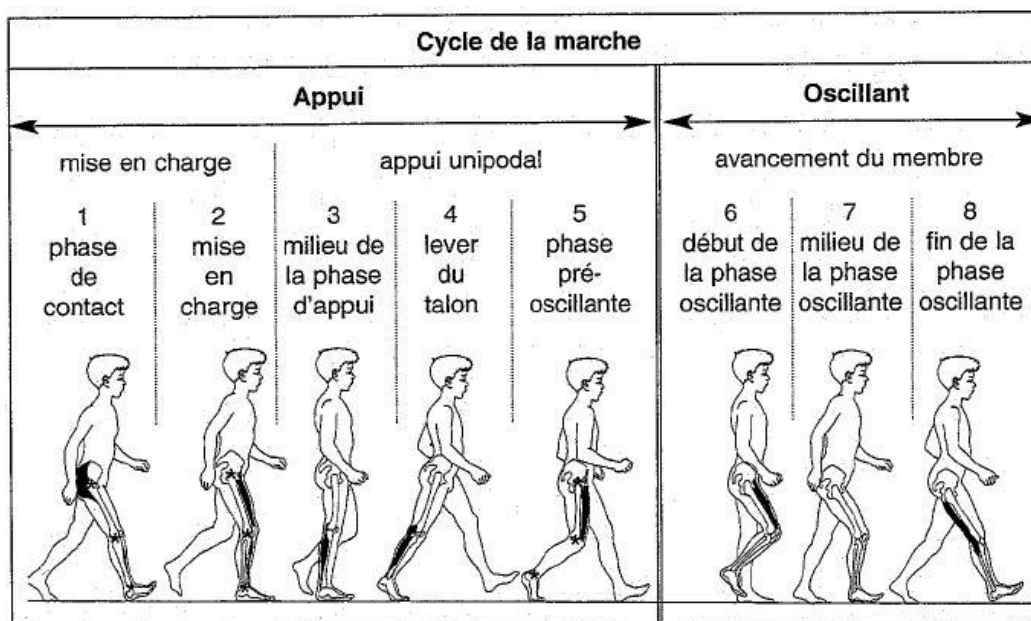


Figure 4.2. : Les divisions du cycle de la marche d'après Dimeglio (Dimeglio 2002).

II.2.1 Le cycle de la marche

Le cycle de marche se définit comme le mouvement d'un membre inférieur, partant du premier contact du talon au contact suivant du talon du même membre inférieur. Le schéma ci-dessus représente les divisions d'un cycle de marche pour le membre inférieur droit.

Deux grandes périodes sont remarquables au cours du cycle de marche : la *période d'appui* et la *période d'oscillation*. Nous allons nous intéresser aux actions musculaires essentielles durant ces différentes périodes.

La période d'appui dure 60% du cycle et comprend plusieurs étapes.

La première étape (figure 4.3) correspond au contact initial du talon et représente 2% du cycle. Pendant cette période, trois actions musculaires sont déterminantes : Celle du *gluteus maximus*, qui contrôle le moment de flexion produit par les forces de réaction au sol au niveau de la hanche, celle

des ischios-jambiers (Biceps femoris, Semitendinosus et Semimembranosus) qui freinent l'hyper extension du genou et contrôlent le moment de flexion de la hanche et enfin, celle du muscle tibialis anterior qui freine l'amorce de la flexion plantaire du pied (dit « premier pivot »).

La deuxième étape (figure 4.3) correspond à la mise en charge du membre inférieur et représente 10% du cycle. Cette étape s'accompagne d'une flexion plantaire contrôlée au niveau de la cheville afin d'amener le pied au sol. Au cours de cette étape, sept muscles agissent pour favoriser l'avancée du membre inférieur et stabiliser les articulations. La contraction concentrique des ischios-jambiers déverrouille le genou. Le quadriceps femoris contrôle la flexion du genou et absorbe les contraintes. Le rectus femoris, bi-articulaire, tend à fléchir la hanche. Le gluteus maximus a une action d'extenseur de hanche et agit par l'intermédiaire du tenseur du fascia latae. L'adductor magnus met le bassin en rotation interne. Le gluteus medius par une contraction excentrique, stabilise latéralement le bassin et enfin, le tibialis anterior freine la chute du pied et amène le tibia en avant.

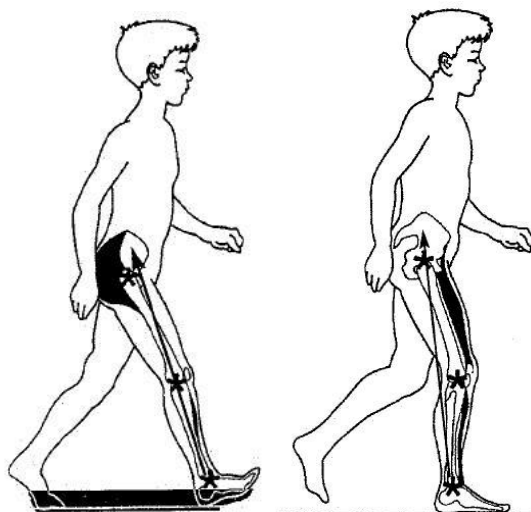


Figure 4.3 : Représentation de la première et de la deuxième étape du cycle de la marche correspondant respectivement à l'étape initiale de phase d'appui et à la mise en charge du membre inférieur au cours de la phase d'appui Dimeglio (Dimeglio 2002).

La troisième étape (figure 4.4) correspond au milieu de la phase d'appui et se déroule entre 10 - 30% du cycle. Pendant cette étape, le poids du corps passe sur le pied stable au fur et à mesure de la flexion dorsale de cheville. Trois muscles jouent un rôle important : le gluteus maximus stoppe son action à ce moment, c'est-à-dire quand le vecteur des forces de réaction au sol passe en arrière de la hanche. Le triceps femoris contrôle l'extension du genou et le stabilise par une contraction excentrique. Son action cesse dès que la force passe en avant du genou. Le soleus freine la dorsiflexion du pied et contrôle l'avancée du tibia pendant le deuxième pivot.

La quatrième étape (figure 4.4) est celle de la phase terminale de l'appui et se déroule entre 30 – 50% du cycle. Elle se caractérise par le lever du talon qui quitte le sol. Le but de cette étape est de produire une accélération et une longueur de pas suffisantes. Cinq muscles ont une action importante. Le soleus verrouille la dorsi-flexion. Les gastrocnemius continuent à décélérer l'avancée du tibia (action

excentrique absorbant de l'énergie). Les peroneus et le tibialis posterior stabilisent la cheville et enfin le flexor hallucis longus stabilise l'articulation métatarsophalangienne. La hanche continue son extension progressive sous l'action des fessiers et des ischio-jambiers.

La cinquième étape (figure 4.4) est celle de la phase pré-oscillante et se déroule entre 50 - 60% du cycle. Elle se caractérise par la flexion plantaire du pied et le décolllement des orteils du sol. Trois muscles interviennent. Le gastrocnemius initie la flexion du genou. L'adductor longus favorise la progression en avant de la cuisse. Le rectus femoris augmente la flexion de hanche, transfère de l'énergie et freine la flexion du genou.

La période oscillante couvre 40% du cycle de marche. Elle se caractérise également par différentes étapes.

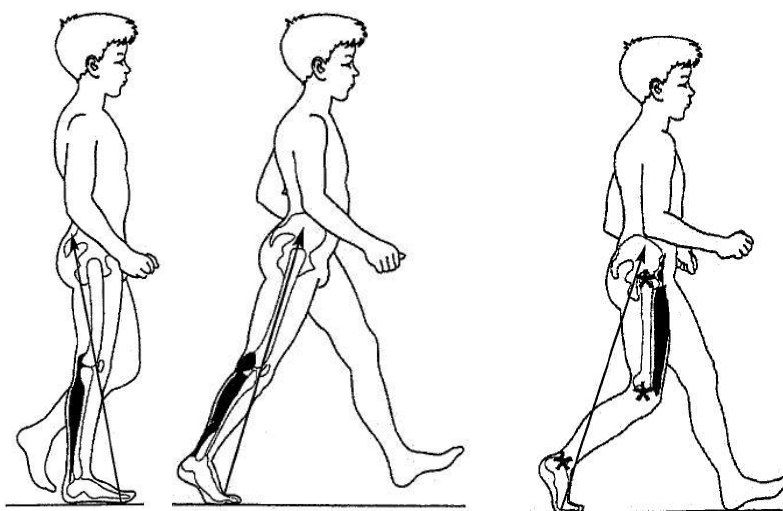


Figure 4.4 : Représentation de la troisième, quatrième et cinquième étape d'un cycle de marche Dimeglio (Dimeglio 2002).

La sixième étape (figure 4.5) est celle du début de la phase oscillante et se déroule entre 60 – 75% du cycle. Cette étape est marquée par une flexion du genou et de la hanche. Son but est d'assurer la cadence et de favoriser le passage du pas. Trois muscles sont importants au cours de cette étape. Les fléchisseurs de hanche, c'est-à-dire le muscle iliacus, l'adductor longus et le sartorius, fléchissent la hanche et créent, par inertie, la flexion de genou. La courte portion du biceps femoris augmente la flexion du genou. Le muscle tibialis anterior et l'extenseur digitorum longus dégagent le pied du sol et agissent comme dorsifléchisseurs.

La septième étape (figure 4.5) est celle du milieu de phase oscillante et se déroule entre 75 – 90% du cycle. Elle est caractérisée par un début d'extension du membre. Le milieu de la phase oscillante est une zone de transition entre l'accélération et le freinage. Des forces d'inertie propulsent le membre inférieur vers l'avant. L'action musculaire est donc limitée. Seul le muscle tibialis anterior supporte et maintient la cheville en position élevée.

La huitième et dernière étape (figure 4.5) est celle de la fin de la phase oscillante et elle se déroule entre 90 – 100% du cycle. Cette étape est marquée par la préparation du pied à atterrir sur le sol et prépare la phase d'appui suivante. Les fléchisseurs ne sont pas actifs. Trois groupes musculaires interviennent. Les ischio-jambiers agissent sur la hanche et le genou pour freiner l'avancée du membre. Le quadriceps femoris met le genou en extension et le muscle tibialis anterior met la cheville en position pour assurer le contact avec le talon.

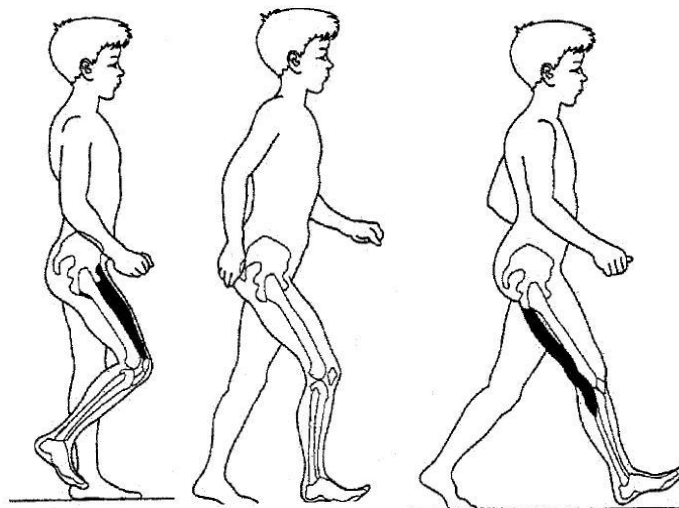


Figure 4.5 : Représentation de la sixième, septième et dernière étape d'un cycle de marche Dimeglio (Dimeglio 2002).

II.2.2 Les pivots

Les pivots de la cheville ont été décrits par Perry. Ils sont au nombre de trois. Le premier pivot suppose un abaissement contrôlé du pied jusqu'au sol grâce à la contraction excentrique des fléchisseurs dorsaux (le tibialis anterior, l'extensor digitorum longus, l'extensor hallucis longus et le peroneus) de la cheville qui jouent un rôle de frein. Le deuxième pivot s'étend du milieu à la partie terminale de la phase d'appui. Le pied est au contact du sol tandis que le tibia avance pour permettre la poussée du corps. Cette deuxième partie est contrôlée par la contraction excentrique du triceps surae. Le troisième pivot se situe au moment de la levée du talon pour la propulsion pendant la phase pré-oscillante. Cette partie du cycle est caractérisée par une puissance générée à la cheville, due à une contraction concentrique du triceps surae.

III. Qu'est ce que l'infirmitté motrice cérébrale ?

L'infirmitté motrice cérébrale (IMC) est un syndrome non héréditaire et non évolutif. Le tableau clinique regroupe des symptômes en rapport avec une lésion cérébrale précoce (survenant en période anténatale ou périnatale) non évolutive mais définitive. L'IMC est responsable de déficiences motrices et cognitives. Le handicap moteur associé, à des degrés variables, des troubles de la posture et du mouvement (faiblesses musculaires, troubles de la commande motrice, troubles du tonus musculaire...).

Des troubles spécifiques des fonctions supérieures peuvent s'y associer (troubles perceptifs, troubles praxiques – en rapport avec la représentation et l'intériorisation d'une succession d'actes, troubles sensoriels). L'atteinte cérébrale peut cependant suffisamment préserver les facultés intellectuelles pour permettre une scolarisation. Cette définition exclut donc les enfants ayant un retard mental associé au trouble moteur d'origine cérébrale, que l'on regroupe sous le terme d'IMOC (Infirmitté Motrice d'Origine Cérébrale) et les enfants polyhandicapés.

III.1 Comment se manifeste t-elle ?

La lésion cérébrale est responsable au premier plan d'une atteinte motrice, mais d'autres fonctions cérébrales peuvent aussi être impliquées. Des difficultés dans le développement de la motricité sont les premiers signes faisant suspecter l'IMC.

Plusieurs signes peuvent être la preuve d'infirmitté cérébrale comme par exemple: un enfant qui tarde à tenir sa tête, qui ne peut ramper en s'aidant des membres inférieurs, qui tarde à se tenir assis seul, qui n'utilise qu'une seule main. Un peu plus tard dans le développement, ce seront des signes évoquant un tonus musculaire anormal : des membres inférieurs raides, une main toujours fermée, une tenue du tronc asymétrique. Par contre, ces enfants témoignent d'une intelligence normale ou subnormale : ils ont une compréhension des situations et manifestent un intérêt pour des jeux de leur âge. Chez les enfants nés prématurément et ayant un risque de constituer une IMC, l'échographie trans-fontanellaire (la fontanelle: petit espace entre les os du crâne présent chez le nouveau-né) répétée dans les premières semaines de vie constitue le meilleur examen pour identifier les lésions cérébrales.

III.2 Le tableau clinique

Il dépend de la localisation et de l'étendue des lésions. Les troubles moteurs sont complexes, associant difficultés à commander le mouvement, à l'organiser et à le contrôler, faiblesse musculaire et raideur.

Si le tableau clinique d'IMC est essentiellement marqué par un trouble moteur, d'autres grandes fonctions peuvent être atteintes, entraînant alors des difficultés d'apprentissage supplémentaires : on parle alors de « troubles associés » au trouble moteur. Ainsi, les apprentissages moteurs peuvent être retardés par des troubles de l'intégration sensorielle comme la perte de conscience d'une moitié du corps (hémi-asomatognosie) ou une mauvaise évaluation du mouvement de l'articulation. Les troubles visuels interviennent aussi dans les difficultés d'acquisition motrice. Certaines étapes du processus cognitif ne sont pas épargnées malgré l'intelligence normale: difficultés d'organisation du mouvement (dyspraxie); difficultés dans le repérage des données spatiales (apraxie visuo-constructive) ; difficultés dans l'analyse des images ou des objets non dues à des problèmes d'acuité visuelle (agnosie visuelle). Plusieurs grands tableaux sont distingués.

Selon la topographie des déficiences motrices, les trois grands tableaux cliniques des IMC sont :

Hémiplégie cérébrale infantile: un seul côté du corps (hémicorps) est atteint. Cette atteinte peut aussi toucher la face. La marche est acquise vers 2 ans et permet à l'enfant une autonomie motrice. L'atteinte prédomine souvent au membre supérieur (attitude en flexion du coude et du poignet, pronation de la main, difficultés à prendre les objets par la pince pouce-doigt); celui-ci peut prendre une attitude dystonique (extension des doigts lente et non dissociée lors de la prise d'objets). Parfois, une atteinte contralatérale minime existe car le mécanisme responsable de l'atteinte a provoqué une lésion qui n'est pas strictement limitée à un hémisphère cérébral. Des signes peuvent être associés: hémianopsie (perte de la vision d'une moitié du champ visuel des deux yeux), strabisme, astéréognosie (non reconnaissance par le toucher des formes, volumes, consistances...), troubles spécifiques du langage ou troubles visuo-spatiaux, épilepsie (partielle motrice, spasme en flexion). Le handicap est repérable vers 5-6 mois par une asymétrie dans les attitudes et les mouvements de l'enfant (préhension unilatérale, attitude en flexion-pronation du membre supérieur). Cette forme représente 10% des IMC.

Diplégie spastique ou maladie de Little (chirurgien qui l'a décrit au XIX^e siècle): tout le corps est atteint, mais les membres inférieurs sont nettement plus touchés que les membres supérieurs. L'atteinte motrice est caractérisée par des membres inférieurs en adduction - rotation interne des cuisses, flexion des genoux et des hanches, équin des pieds (le talon ne touche pas le sol) lors de la mise en station debout. Le contrôle de la tête est en général bon. L'atteinte des membres supérieurs est limitée et se manifeste par un léger tremblement, une maladresse. Les atteintes associées peuvent être un strabisme, des troubles praxiques, visuo-perceptifs ou visuo-constructifs, une épilepsie. Le langage est habituellement intact. Les premiers signes sont repérés vers l'âge de 9 mois (l'enfant ne s'assied pas seul et perd l'équilibre lorsqu'il est assis) ou souvent plus tard lorsque l'enfant commence à se hisser debout (marche sur la pointe des pieds).

Tétraplégie (ou quadriplégie): l'atteinte touche tout le corps. Le trouble est donc massif et associe une insuffisance posturale de tronc, un contrôle de la tête souvent faible, une raideur des

membres. Les signes associés peuvent être des convulsions, des anomalies de langage ou de parole, de la coordination oculaire. Du fait de l'importance de l'atteinte, le déficit est évident dès 3 mois.

Les anomalies secondaires et tertiaires liées à l'infirmité motrice cérébrale

Le retard qui caractérise les enfants IMC est lié aux perturbations même du fonctionnement du cerveau mais aussi aux anomalies primitives, secondaires et tertiaires du fonctionnement moteur qui ne permettent pas les acquisitions dans des conditions normales.

Le syndrome moteur est marqué par la spasticité musculaire. Cette dernière est une anomalie secondaire correspondant à une contraction anormale permanente du muscle. Elle prend son origine dans une lésion centrale ou pyramidale. Elle s'exprime souvent par des secousses cloniques (auto activation du réflexe d'étirement musculaire) et prédomine sur les muscles extenseurs du membre inférieur. Le trouble de la commande et la rigidité correspondent cliniquement à la présence de co-contractions et à l'exagération permanente du tonus des muscles agonistes et antagonistes limitant ou perturbant le mouvement.

La spasticité provoque donc des raccourcissements des muscles qui sont augmentés par le différentiel entre la croissance osseuse et l'absence de croissance musculaire normale.

La faiblesse musculaire conduit à des postures anormales. Tout cela favorise le développement de rétractions musculaires, de dislocations articulaires progressives et de pertes fonctionnelles. Ces anomalies dites secondaires sont traitées ou prévenues par des étirements musculaires, des attelles de posture et parfois de la chirurgie.

Au delà de ces anomalies dites secondaires, peuvent se développer des mécanismes de compensation des désordres orthopédiques secondaires, en adaptation au trouble fonctionnel engendré par ces derniers. Ces désordres fonctionnels dits « tertiaires » sont dynamiques et difficiles à individualiser dans l'ensemble des perturbations de la marche.

III.3 Quelles sont les causes de l'IMC ?

Il s'agit de lésions cérébrales secondaires à un trouble circulatoire provoquant une ischémie (diminution ou arrêt de l'apport de sang) ou une hémorragie. Les lésions se trouvent au niveau du cortex cérébral ou plus souvent autour des ventricules cérébraux: on parle de leucomalacie périventriculaire (lésions cicatricielles secondaires à des hémorragies). Les causes peuvent être survenues avant la naissance (anténatales), pendant l'accouchement ou dans les premiers moments de la vie (néonatales) ou postnatales (classiquement pendant les deux premières années).

On observe actuellement une augmentation des causes anténatales et néonatales par rapport aux causes postnatales en raison de la naissance d'enfants de petits poids ou très prématurés. Cette

évolution va de pair avec une modification de la symptomatologie: les troubles moteurs purs sans troubles associés sont moins fréquents.

Même si l'IMC n'est pas une maladie génétique, il existe des risques de récurrence lors de grossesses ultérieures si la cause de l'accident périnatal est liée à une pathologie maternelle non contrôlable. On sait aussi qu'il existe des familles prédisposées aux enfants prématurés, des familles prédisposées aux enfants de petit poids de naissance : le risque de récurrence d'IMC est alors de 1 à 2 %.

III.3.1 Les causes anténatales

- **un accident vasculaire cérébral**
- **une malformation cérébrale**

III.3.2 Les causes néonatales

- **une prématurité:** Elle est définie par une naissance avant 37 semaines d'aménorrhée (SA: après les dernières règles), soit en principe 8 mois de grossesse. Le risque de lésion cérébrale par ischémie (réduction ou arrêt de l'apport sanguin artériel, et donc d'oxygène) est plus important dans les cas de prématurité avant 32 SA avec petit poids de naissance (PN) car la régulation de la circulation cérébrale se fait moins bien. Parmi les enfants nés entre 27 et 30 SA, ayant un PN entre 500 et 1280 grammes, 13 % ont un handicap sévère, 25 % un handicap moyen et 70 % présenteront des troubles scolaires malgré un QI normal.
- **un ictère nucléaire:** la lésion cérébrale est provoquée par un ictère (augmentation du taux de bilirubine dans le sang par immaturité enzymatique, substance toxique pour les noyaux gris centraux). La surveillance rapprochée du nouveau-né a permis de diminuer de façon significative de tels accidents.
- **une souffrance néonatale:** la lésion cérébrale peut être provoquée par un traumatisme obstétrical (accouchement difficile), par une hypoxie (diminution de l'apport d'oxygène). Cette cause représente 35 % des IMC.

III.3.3 Les causes postnatales

- **une infection:** séquelles de méningite, ou d'encéphalite.
- **un traumatisme:** accident de la voie publique, syndrome de Silverman (enfants victimes de sévices provoquant, entre autres, des lésions cérébrales).
- **un traitement de tumeur:** lésion secondaire à l'intervention chirurgicale ou à la chimiothérapie.
- **une maladie métabolique**

III.3.4 Lien entre tableau et cause

La symptomatologie dépend de la localisation de la lésion. L'ischémie corticale diffuse du nouveau-né à terme (non prématuré) donne un tableau de tétraplégie avec microcéphalie (petite tête), l'ischémie des noyaux gris donne un tableau d'athétose, les lésions ischémiques hémisphériques focales peuvent donner une hémiplégié, la prématurité entraîne souvent une diplégie spastique.

Un tableau d'IMC sans cause évidente doit être surveillé très régulièrement. Il peut s'agir d'une maladie neurologique dégénérative, très lentement évolutive (et non d'une IMC). Les progrès de la génétique et de l'imagerie médicale notamment permettent de mieux dépister ces pathologies.

IV. Le protocole expérimental

IV.1 Sélection des patients pour cette étude

Les enfants sélectionnés pour cette étude viennent soit de l'hôpital Edouard Herriot, pavillon Tbis (Docteur Dohin), soit du centre spécialisé médico-chirurgical des Massues (Docteur Chaleat-Valayer), soit du service de rééducation fonctionnelle, hôpital de jour pédiatrique, CHU nord de saint Etienne (Docteur d'Anjou).

Les enfants inclus dans ce protocole expérimental sont sélectionnés de façon très précise et rigoureuse par les différents cliniciens. Les critères de sélection sont les suivants.

- Les enfants doivent avoir entre 7 et 17 ans pour des raisons de faisabilité (compliance à l'examen) et pour des raisons de maturation (acquisition d'une marche proche de celle de l'adulte).

- L'atteinte motrice centrale de ces enfants doit être de type hémiparétique, diparétique ou quadriparétique. De plus, afin de pouvoir réaliser une analyse quantifiée du mouvement (AQM) dans les meilleures conditions possibles, ces enfants sont de type marchants, autonomes ou avec une aide technique compatible avec une analyse quantifiée de la marche. Ils doivent également avoir un niveau cognitif compatible avec la communication verbale, le respect des consignes et la compréhension des gestes réalisés. Nous tenons à préciser que les AQM sont réalisées en présence d'un ou des deux parents afin de s'assurer de la bonne tolérance et de la compréhension des patients. A tout moment, l'étude peut être interrompue à la demande des parents ou de l'enfant.
- Les enfants suivant des programmes thérapeutiques personnels (rééducation, appareillage) le poursuivront normalement sans aucune modification durant l'étude, y compris la prise d'un traitement anti-spastique par voie générale. Il faudra en plus que ces enfants présentent un état stabilisé suite à une éventuelle intervention chirurgicale à visée orthopédique, c'est-à-dire avec un an de recul ou plus.
- La condition essentielle pour faire partie du protocole est que les enfants présentent une indication à une injection de toxine botulique au niveau des muscles de la cuisse en raison de la présence de spasticité à ce niveau et de la participation probable de celle-ci à leurs troubles de marche.
- Les patients dits « sélectionnables » ne relèvent donc, en dehors de leur programme thérapeutique personnel et d'un traitement anti-spastique par voie générale, que de la possibilité d'une injection de toxine botulique au niveau des muscles de la cuisse.

IV.2 Le traitement testé

Les médecins concernés par cette étude injectent la toxine botulique au niveau des muscles rectus femoris (RF) et semitendinosus (ST). Avant d'expliquer de quelle façon est injectée cette dernière chez les patients, nous allons d'abord présenter ce qu'est la toxine botulique.

IV.2.1 Qu'est ce que la Toxine Botulique ?

Point de vue historique

La toxine botulique trouve son indication dans l'infirmité motrice cérébrale de manière historique. En effet, en 1822, Kermer décrit le botulisme (intoxication par des conserves mal stérilisées avec douleurs abdominales, vomissements, diarrhée, paralysie oculomotrice, paralysie de la déglutition voire respiratoire et des membres) mais c'est seulement en 1895 que l'agent de la maladie (*Clostridium botulinum*) est isolé par Van Emengen.

En 1920, la toxine à l'origine de la symptomatologie est isolée et purifiée par Sommer: toxine de sérotype A (catégorie dans laquelle on classe les bactéries ou les virus selon leurs réactions en présence de sérums contenant des anticorps spécifiques). Depuis 7 sérotypes ont été isolés : A, B, C, D, E, F, expliquant les différents tableaux cliniques du botulisme.

En 1950, Brooks montre l'intérêt de la toxine dans la réduction de l'hyperactivité musculaire.

C'est entre 1970 et 1980 que les premières applications cliniques de l'utilisation de la toxine botulique sont présentées par Scott qui l'utilise dans le traitement du strabisme (1977), diminuant le spasme des muscles périorbitaires. Depuis, les indications n'ont cessé de s'élargir: spasticité, blépharospasme (contraction spasmodique de l'orbiculaire des paupières), spasme hémifacial, torticolis spasmodique, strabisme, achalasie (absence de relâchement) du sphincter inférieur de l'oesophage...

Depuis 1992, la toxine botulique est utilisée aux USA chez l'enfant pour la spasticité. En France, c'est en 1998 que l'Autorisation de Mise sur le Marché (AMM) a été donnée chez l'enfant dans une indication précise qui est le pied équin spastique.

En 2002, l'AMM a été donnée pour la spasticité du membre supérieur de l'adulte après accident vasculaire cérébral.

Si les indications sont administrativement restreintes, l'utilisation médicale est large, supportée par les publications internationales qui, en matière de traitement de la spasticité chez l'enfant, multiplient les sites et les indications (Gage et al. 1995; Koman et al. 2001).

Point de vue biologique

La toxine botulique est une neurotoxine. Sa structure est composée de la neurotoxine elle-même formée de deux petites chaînes protéiques et de protéines non toxiques plus grosses (hémagglutinine), susceptibles d'une immunogénicité (pouvoir de provoquer une réaction immunologique) et responsables de chaque sérotype. La neurotoxine botulique agit au niveau de la plaque motrice, c'est à dire la jonction neuromusculaire, en bloquant la synapse cholinergique (jonction entre le nerf et le muscle fonctionnant par libération d'acétylcholine).



Figure 4.6 : Représentation schématique de la plaque motrice. Inhibition de la fusion des vésicules synaptiques avec la membrane neuronale au niveau de la plaque motrice.

Le mécanisme est l'arrêt de l'exocytose de l'acétylcholine (libération de l'acétylcholine dans l'interface de la jonction). La jonction neuromusculaire n'étant plus fonctionnelle, l'atrophie des fibres musculaires aboutit à un affaiblissement du muscle. Par ailleurs, une démyélinisation de l'axone intervient qui permet une poussée neuritique, c'est-à-dire que des expansions axonales se développent pour entrer à nouveau en contact avec le muscle et former de nouvelles plaques neurales fonctionnelles (synaptogénèse). C'est la durée de ce phénomène qui rend compte de la durée d'action de la toxine, qui est classiquement de 3 à 6 mois. La fonction revient donc à son état antérieur après ce délai, mais durant cette période l'effet n'est pas réversible. Aucune action centrale de la toxine n'a été démontrée chez l'homme. L'effet clinique est la disparition ou la diminution de la spasticité musculaire avec affaiblissement musculaire. La posologie idéale pour un patient est obtenue par « tâtonnements », ce qui explique que certaines injections au début peuvent être peu ou pas efficaces, ou au contraire trop efficaces, responsables d'une faiblesse musculaire excessive.

La toxine s'administre par injection intramusculaire avec ou sans anesthésie générale ou locale et avec ou sans repérage électromyographique. Le produit dilué diffuse dans le muscle et agit au niveau des jonctions neuromusculaires. L'injection de toxine botulique réalise l'équivalent d'une neurotomie partielle mais réversible.

Peu d'effets secondaires sont constatés : douleurs musculaires, céphalées, douleurs abdominales, fatigue généralisée ou syndrome pseudo-grippal. Il n'y a pas de risque majeur aux dosages couramment utilisés. La toxine peut être associée avec d'autres traitements y compris anti-spastiques. Elle peut être utilisée chez l'enfant dès 2 ans. Ses contre-indications sont la myasthénie, l'allaitement, l'association aux aminosides (potentialisation de la toxine).

La toxine prend sa place dans le traitement de la spasticité pour des indications localisées ou loco-régionales. Elle peut être utilisée comme traitement ou comme test thérapeutique. Elle facilite et doit être associée à la rééducation et à l'appareillage. Elle peut être utilisée pour encadrer la chirurgie afin de limiter les phénomènes douloureux post-chirurgicaux.

IV.2.2 Intervention testée

Le type de toxine utilisé est le même pour tous les patients, la spécialité pharmaceutique retenue étant BOTOX ® des laboratoires Allergan™. L'injection de toxine est réalisée par l'un des trois médecins recruteurs selon un protocole d'administration identique pour chaque patient.

Les posologies administrées sont de 3U/kg au niveau du RF, 2U/kg au niveau du ST de manière bilatérale, représentant un maximum de 400 U pour la séance d'injection. Cette dose a été retenue en fonction des données de la littérature : de 4 à 23 U/kg, la dose optimale se situant à 10 U/kg (Wissel et al. 1999).

La toxine est injectée selon les modalités habituelles suivantes : anesthésie locale par pommade anesthésiante après contrôle de la bonne tolérance du produit anesthésiant, administration de MEOPA (Mélange Equimolaire d'Oxygène et de Protoxyde d'Azote) après contrôle de la tolérance du patient au produit et à l'utilisation d'un masque facial.

Deux à trois sites d'injection sont réalisés au niveau de chaque muscle en fonction de la taille de l'enfant et après contrôle par électromyographie du positionnement adéquat de l'aiguille d'injection au niveau du muscle cible.

Après l'injection, les patients peuvent suivre leur protocole de rééducation sans modification. Des aides à la marche et des appareillages de marche peuvent être utilisés si nécessaire après l'injection. Cependant, les patients sont réévalués sans aide technique lors des contrôles s'ils n'en utilisaient pas avant l'injection. En ce qui concerne les autres muscles, ceux-ci bénéficient d'une prise en charge identique à celle de l'état préalable, l'objectif étant d'assurer au minimum le maintien dans l'état initial.

Nous tenons à préciser qu'aucun renouvellement d'injection n'est intervenu durant les six mois qu'a duré l'étude pour chaque patient. De plus, les enfants inclus dans l'étude n'ont pas subi d'intervention chirurgicale.

IV.3L'analyse quantifiée du mouvement (AQM)

Tout au long de cette étude, le protocole expérimental mis en place pour l'AQM respecte de façon stricte le protocole décrit dans le chapitre 3 – Expérimentation.

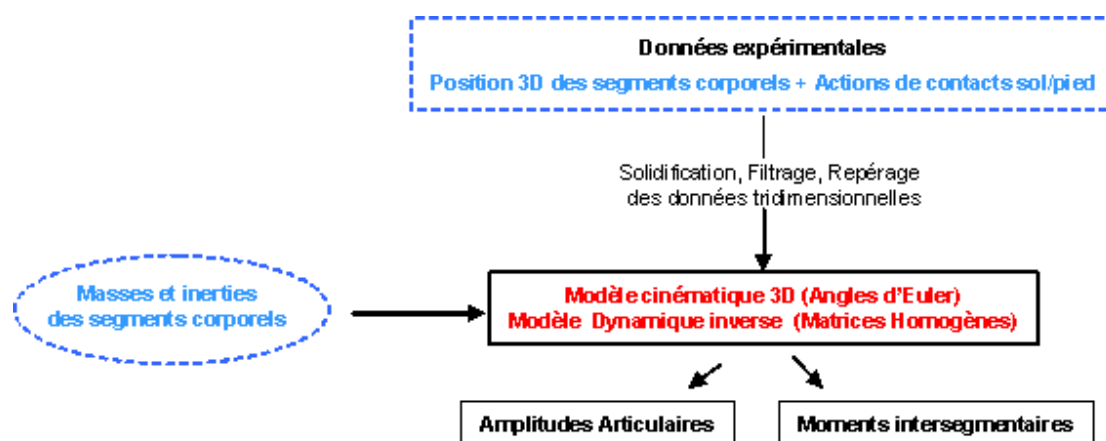


Figure 4.7. : Principe de calcul du modèle cinématique et dynamique inverse utilisé au cours de cette étude clinique.

Des données cliniques ont été également recueillies au cours de cette étude et proviennent d'évaluation fonctionnelle motrice globale (échelle du Gillette hospital), d'évaluation fonctionnelle subjective (test de qualité de vie pour la marche), des données de mobilité passive, de force musculaire, de spasticité (échelle de Tardieu, d'Aschworth modifiée et échelle de Duncan-Ely spécifique au rectus femoris).

IV.3.1 Position du problème

Nous savons que d'un point de vue physiopathologique, les muscles atteints de spasticité présentent une augmentation des réflexes hypertoniques dépendante de la vitesse. Par ailleurs la spasticité altère la vitesse angulaire du mouvement. Les enfants dits « spastiques » ont donc une vitesse angulaire réduite au cours de la marche (Damiano et al. 2006).

De plus, Granata (Granata et al. 2000) a démontré que l'allongement musculaire utilisé dans le traitement des rétractions musculaires n'a pas d'influence sur la vitesse angulaire.

La question que nous nous posons au cours de cette étude est donc:

Est-ce que le traitement de la spasticité par injection de toxine botulique sur deux sites musculaires ciblés influence la vitesse angulaire ?

Suite à ce raisonnement, nous avons du faire un choix au niveau des données à étudier afin de répondre à cette question de façon pertinente et précise. En effet, L'AQM nous fournit une quantité d'informations très importante sur la marche des sujets, tant au niveau cinématique que cinétique. C'est pourquoi, nous avons sélectionné les paramètres qui nous semblent les plus pertinents pour notre étude.

IV.3.2 Éléments permettant l'interprétation des résultats

Deux types de paramètres ont donc été retenus : les paramètres angulaires et les paramètres de vitesse angulaire. De plus, les deux muscles injectés ayant un rôle presque exclusivement dans le plan sagittal, nous avons travaillé uniquement dans ce plan.

Les paramètres angulaires

Au niveau de la hanche, quatre paramètres sont retenus. L'amplitude maximale du mouvement de flexion-extension, le pic de flexion et le pic d'extension en phase d'appui ainsi que le pic de flexion en phase oscillante.

Au niveau du genou, quatre paramètres sont aussi retenus. L'amplitude maximale du mouvement de flexion-extension, le pic de flexion et d'extension pendant la phase d'appui et le pic de flexion pendant la phase oscillante.

Les paramètres de vitesse angulaire

Cette donnée a été calculée à partir des angles articulaires évalués par le modèle cinématique sur les données enregistrées au cours de l'AQM et ce, grâce à une différence finie d'ordre 4. L'utilisation des différences finies induit des bruits numériques de haute fréquence, un filtrage est donc nécessaire.

Au niveau de la hanche deux paramètres ont été retenus. Le pic de flexion en début de phase oscillante et le pic d'extension pendant la phase initiale.

Au niveau du genou, trois paramètres ont été retenus. Le pic de vitesse en phase initiale, le pic de flexion en phase oscillante, et le pic d'extension en fin de phase oscillante.

v. Résultats

Les résultats présentés dans ce rapport ne concernent que trois sujets. Une étude statistique est actuellement en cours. Le nombre de sujet ayant accompli leurs trois AQM, inclus dans le CCPPRB jusqu'à présent étant de 7, nous avons préféré sélectionner deux cas pertinents parmi ceux qui sont déjà traités. En effet, ce nombre est pour le moment insuffisant pour pouvoir présenter des résultats globaux judicieux et rigoureux tant au niveau méthodologique que clinique.

V.1 Cas 1

Enfant de 12 ans diplégique présentant une marche de type « crouch gait » avec une spasticité très importante au niveau des ischios jambiers. Ce dernier a reçu une dose de toxine botulique de 9U/kg (figure 4.8).

Plusieurs points intéressants sont à noter sur ce sujet.

Tout d'abord, au niveau de la hanche, en ce qui concerne l'évolution angulaire, on ne note pas d'évolution particulière deux mois après injection de toxine botulique (courbe en rouge sur la figure 4.8) par rapport à l'enregistrement avant injection (courbe en bleu, figure 4.8). Par contre, six mois après injection de toxine botulique (courbe violette sur la figure 4.8), une nette amélioration est observée.

En effet, l'amplitude angulaire de hanche après six mois est très similaire à la normale (courbe verte). Le sujet gagne en amplitude de mouvement puisqu'il passe de 30° d'amplitude avant injection, puis 39° d'amplitude deux mois après injection pour terminer à 44° d'amplitude six mois plus tard avec un pic d'extension de hanche de (-19°) identique à celui d'un sujet normal.

En ce qui concerne la vitesse angulaire, on observe deux mois après injection un gain important au niveau du pic de flexion en début de la phase oscillante (277°/s). Ce pic pourrait traduire une diminution importante de la spasticité ou un mauvais contrôle du fonctionnement synchrone des muscles agonistes et antagonistes.

Par la suite, six mois après injection, le pic de flexion revient à 117°/s et est identique à celui de la courbe normale. On note également que la courbe de vitesse angulaire est bien plus régulière six mois après injection. Ceci traduit une diminution de la spasticité mais aussi une adaptation fonctionnelle du patient avec une fluidité et une régularité du mouvement.

On peut supposer que le sujet n'arrive pas, deux mois après injection, à gérer son nouvel état lié à la diminution de la spasticité de ses muscles en particulier pour les ischios jambiers, mais que six mois plus tard, ce dernier a amélioré de façon très nette son schéma de marche.

Au niveau du genou, on observe une amélioration de la spasticité deux mois après injection (courbe rouge) tant au niveau de l'amplitude que de la vitesse angulaire. Par contre, contrairement aux courbes obtenues au niveau de la hanche, six mois plus tard l'effet de la toxine botulique n'est plus observable sur les courbes. Le sujet retourne à un état de marche proche de celui avant injection.

Ce cas est particulièrement intéressant à étudier car on observe de façon nette une amélioration et surtout un acquis d'un nouveau schéma de marche pour les muscles de la hanche ce qu'on ne retrouve pas sur les muscles du genou.

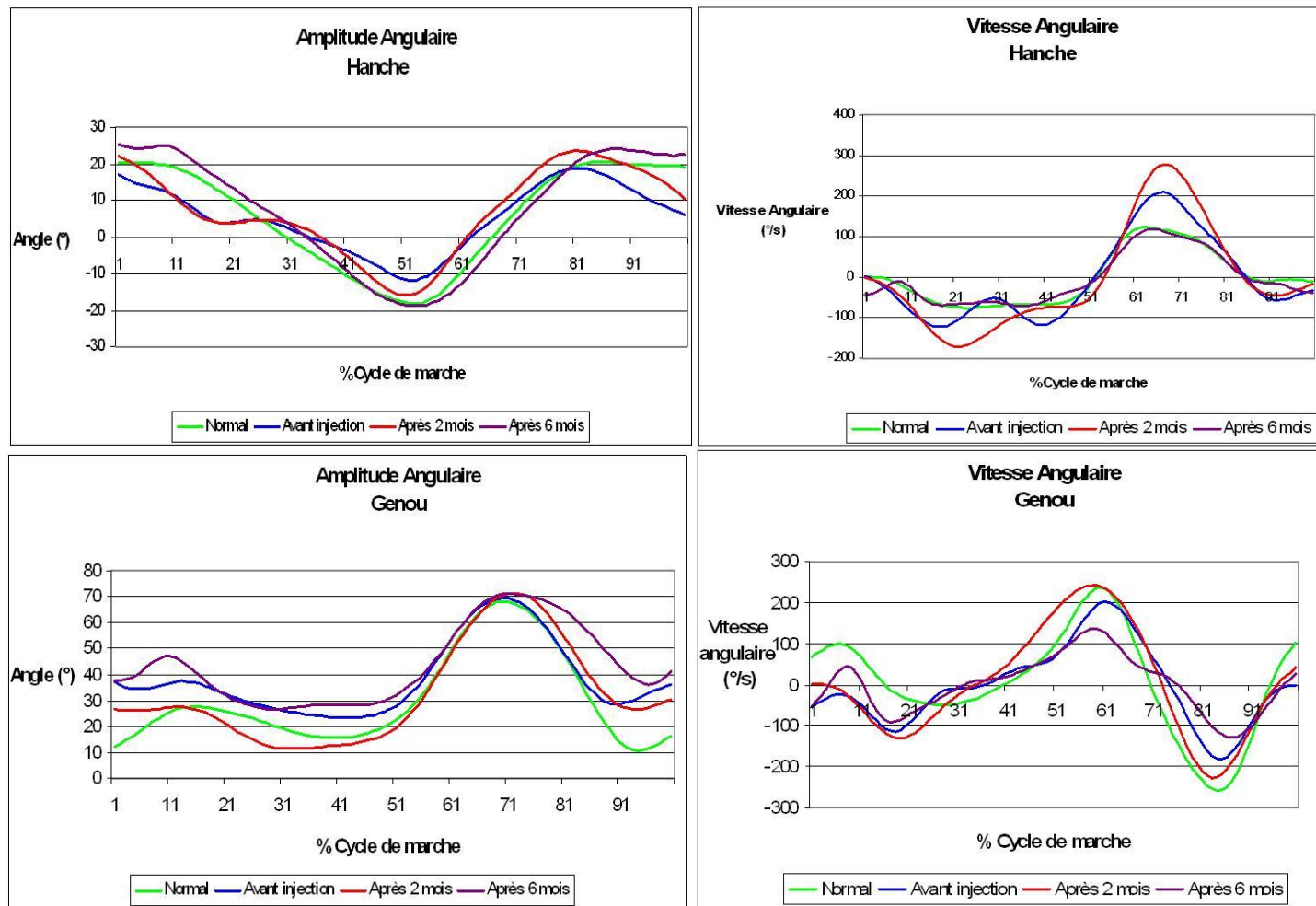


Figure 4.8 : Courbes moyennes des amplitudes et vitesses angulaires au niveau des articulations de la hanche et du genou avant injection (courbe bleue), deux mois après injection (courbe en rouge), et six mois après injection (courbe en violet) de toxine botulique au niveau du couple musculaire rectus femoris et ischio-jambiers. La courbe verte représente la normale.

V.2 Cas 2

Enfant de 10 ans présentant une marche de type «crouch gait». La dose de toxine botulique injectée a été de 10 U/kg.

Pour ce deuxième cas nous avons présenté les résultats sous un format différent. En effet, chaque graphique compare l'état du sujet avant injection / 2 mois après injection / normale, avant injection / 6 mois après injection / normale et enfin 2 mois après injection / 6 mois après injection / normale pour la cinématique et la vitesse angulaire de la hanche et du genou. Pour chaque courbe les écarts types ont été ajoutés.

Au niveau des amplitudes articulaire de la hanche, on note une légère amélioration deux mois après injection puisqu'on passe de 41° d'amplitude avant injection et 49° deux mois après. Six mois plus tard, l'amplitude du mouvement est identique à celle avant injection de toxine botulique.

Par contre, on observe que les écarts types sont beaucoup plus faibles et réguliers à 2 et 6 mois après injection ce qui témoigne d'une meilleure reproductibilité donc d'une meilleure régularité de la marche.

En ce qui concerne les vitesses angulaires, on ne note pas d'amélioration significative tant au niveau de l'allure générale des courbes qu'au niveau des pics d'irrégularités. Par contre, les écarts types sont, tout comme pour les amplitudes angulaires, beaucoup plus réguliers et plus faibles.

Au niveau du genou, les mêmes conclusions peuvent être faites. En effet, le sujet gagne en amplitude angulaire après 2 et 6 mois d'injection, respectivement 61° et 63° tandis qu'avant injection le sujet avait une amplitude angulaire de 51°.

Les écarts types sont également nettement améliorés.

Au niveau de la vitesse angulaire, seule les écarts types sont améliorés.

Les écarts types traduisent une amélioration de l'état du sujet au niveau de sa reproductibilité de marche et sa régularité. La spasticité est donc à priori améliorée et les reflexes hypertoniques perturbent moins la marche du sujet qui peut ainsi se mouvoir de façon plus naturelle et régulière.

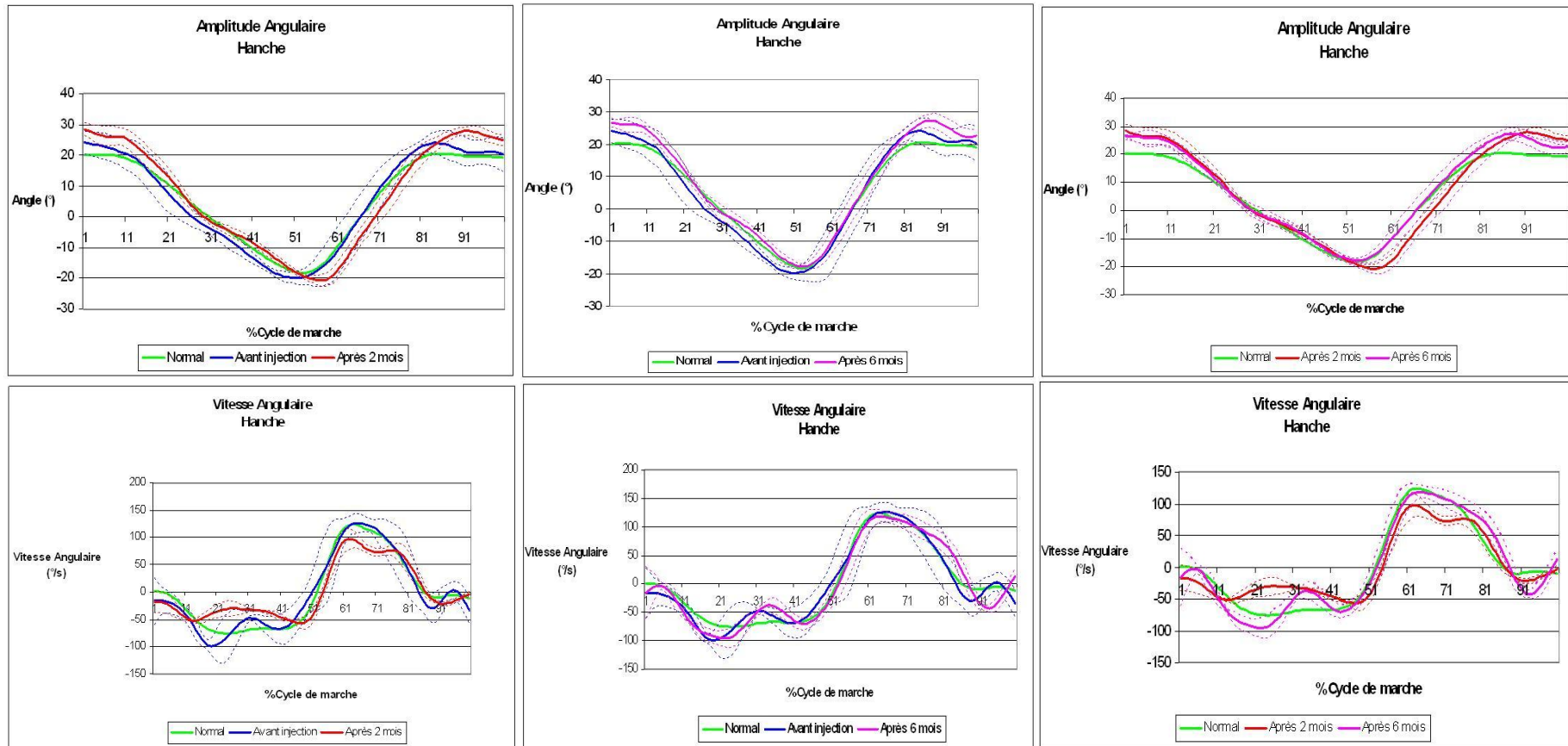
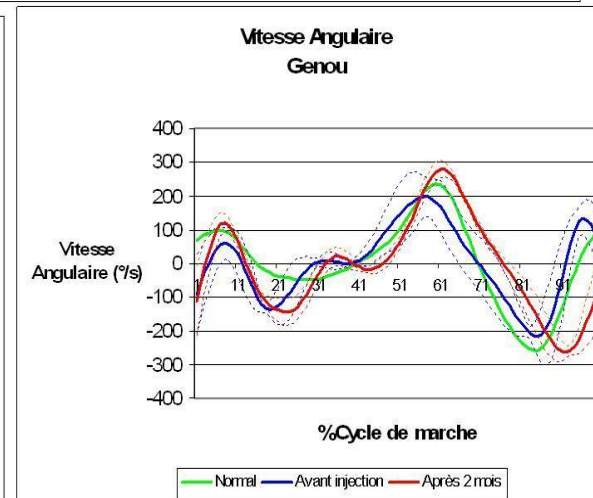
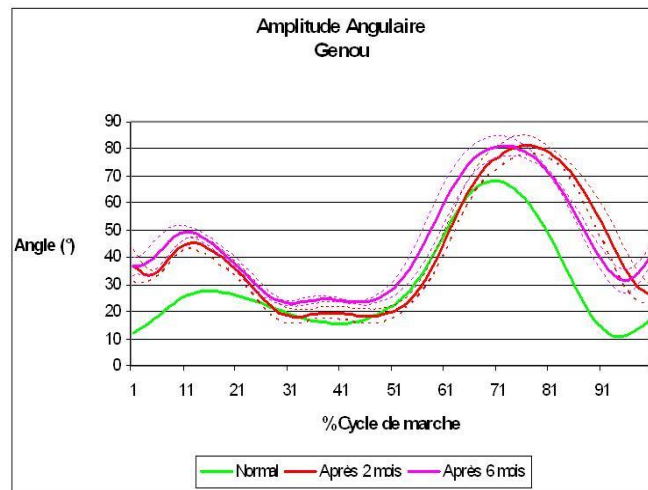
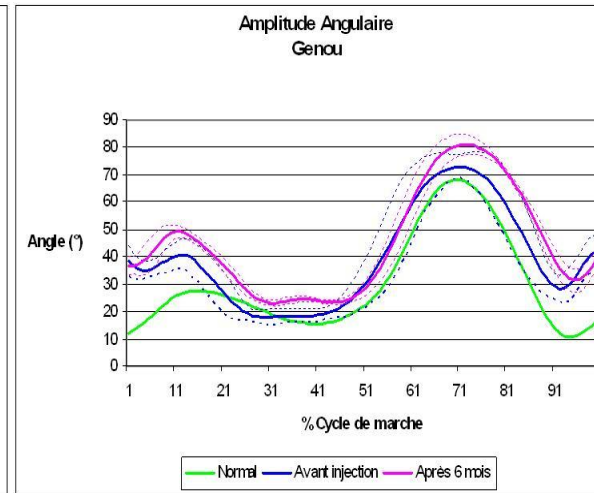
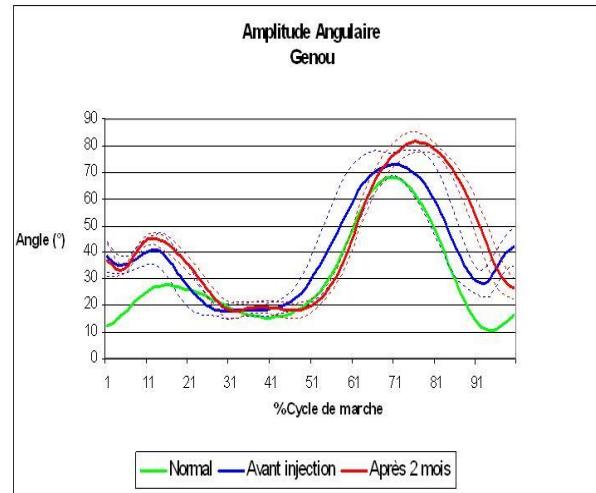


Figure 4.9 : Amplitude et vitesse angulaire (moyennes et écarts types) au niveau de la hanche avant injection (courbe bleue), deux mois après injection (courbe en rouge), et six mois après injection (courbe en violet) de toxine botulique au niveau du couple musculaire rectus femoris et ischio-jambiers. La courbe verte représente la normale. Les courbes en pointillés représentent les écarts types.



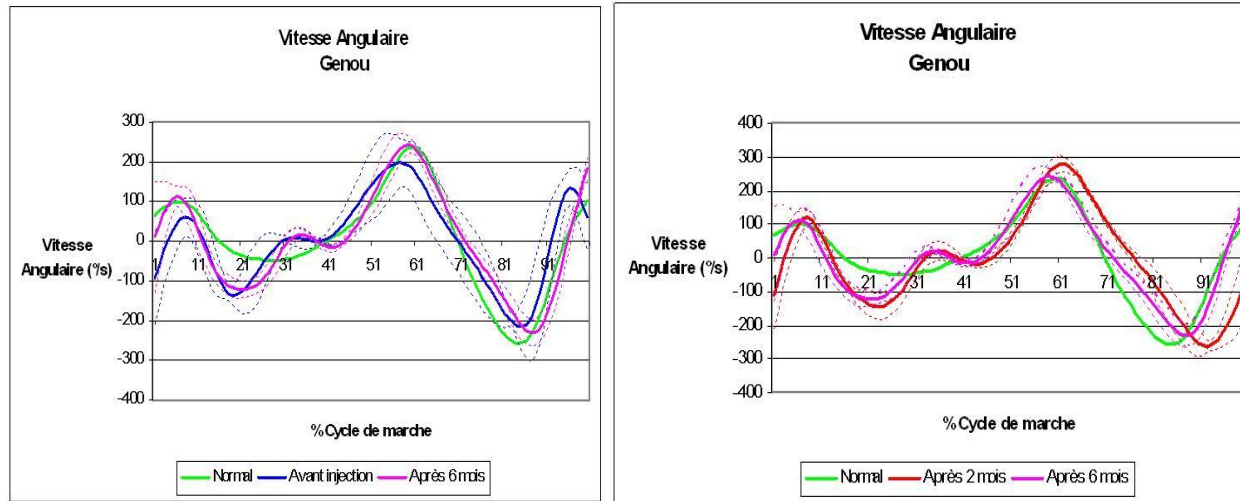


Figure 4.10 : et vitesse angulaire (moyennes et écarts types) au niveau du genou avant injection (courbe bleue), deux mois après injection (courbe en rouge), et six mois après injection (courbe en violet) de toxine botulique au niveau du couple musculaire rectus femoris et ischio-jambiers. La courbe verte représente la normale. Les courbes en pointillés représentent les écarts types.

VI. Conclusion et perspectives

Les premiers résultats présentés ici nous confortent dans le choix des critères que nous avons décidé d'étudier afin de juger de l'influence de l'injection de toxine botulique en prenant le modèle des muscles rectus femoris et semitendinosus.

En effet, la vitesse angulaire semble présenter un réel intérêt pour l'évaluation de l'effet du traitement de la spasticité des muscles traités. Elle pourrait traduire l'activité spécifique de la toxine botulique sur la fonction musculaire.

A la vue de ces premiers résultats, nous avons décidé de concentrer notre analyse sur ces critères.

L'analyse de la vitesse angulaire pourrait ainsi permettre de mieux ajuster et localiser l'administration de toxine botulique afin d'améliorer de façon significative la fonction des enfants spastique

