



HAL
open science

Estimation des activités musculaires au cours du mouvement en vue d'applications ergonomiques

François Fraysse

► **To cite this version:**

François Fraysse. Estimation des activités musculaires au cours du mouvement en vue d'applications ergonomiques. Médecine humaine et pathologie. Université Claude Bernard - Lyon I, 2009. Français. NNT : 2009LYO10338 . tel-00563203v2

HAL Id: tel-00563203

<https://theses.hal.science/tel-00563203v2>

Submitted on 14 May 2012

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

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

THÈSE

Présentée

devant l'UNIVERSITÉ CLAUDE BERNARD – LYON 1

pour l'obtention

du **DIPLÔME DE DOCTORAT**

(arrêté du 30 mars 1992)

Spécialité :

Mécanique

présentée et soutenue publiquement le 15 Décembre 2009

par

François FRAYSSE

Estimation des activités musculaires au cours du mouvement en vue d'applications ergonomiques

Directeur de thèse : Laurence CHÈZE

Co-directeur : Xuguang WANG

JURY

Serge VAN SINT JAN	Professeur, ULB, Bruxelles	Rapporteur
Juan Tomas CELIGUETA	professeur, CEIT, San Sebastian	Rapporteur
Frédéric MARIN	Professeur, UTC, Compiègne	Examineur
Laurence CHEZE	professeur, UCBL, Lyon	Examineur
Xuguang WANG	Directeur de recherches, INRETS, Bron	Examineur

Estimation des activités musculaires au cours du mouvement en vue d'applications ergonomiques

Résumé

Ce travail de thèse s'inscrit dans le cadre de la simulation par mannequins numériques de l'homme (en anglais Digital Human models ou DHM) en vue d'applications ergonomiques. Plus précisément, il s'intéresse à la modélisation du système musculosquelettique et des efforts musculaires développés au cours du mouvement.

Dans un première partie est présenté le développement numérique de modèles musculosquelettiques du membre inférieur et supérieur sous l'environnement Matlab. Ces modèles ont été évalués par examen des bras de levier musculaires pour la géométrie, et par comparaison avec des mesures expérimentales de couples articulaires maximaux (FMV) pour les efforts prédits.

Dans une seconde partie, le modèle musculosquelettique du membre inférieur a été utilisé pour évaluer le rôle des muscles bi-articulaires au cours de la marche. Pour cela deux méthodes de calcul des efforts musculaires ont été utilisées, permettant de mettre en évidence les particularités fonctionnelles de ces muscles. Les résultats indiquent notamment que la prise en compte des muscles bi-articulaires est nécessaire à une estimation correcte des efforts musculaires et des efforts de contact articulaires, potentielles sources d'inconfort.

Puis ont été étudiés les capacités d'effort maximale en flexion-extension isométrique du coude. L'expérimentation a été effectuée au sein de l'INRETS de Bron et comprenait 9 sujets volontaires masculins. Cette étude a permis d'évaluer le modèle numérique développé en termes de prédiction de capacités d'effort, ainsi que d'ouvrir la voie à des méthodes de scaling permettant d'ajuster un modèle musculosquelettique au sujet étudié.

Estimation of muscular activity during movement for ergonomic applications

Abstract

This work deals with the use of Digital Human models (DHM) for ergonomic applications. More precisely, it focuses on the modelling of the musculoskeletal system and muscular forces developed during movement.

In the first part, the development of numerical musculoskeletal models of the lower and upper limbs under the Matlab environment is presented. These models were evaluated by examination of the muscles' lever arms (for geometry) and by experimental measurements of maximum voluntary force (MVF) (for predicted muscle forces).

In a second part, the lower limb muscular model was used to evaluate the role of biarticular muscles during gait. To achieve this, two methods were used, allowing to highlight the functional specificities of these muscles. The results indicate in particular that taking into account biarticular muscles is necessary to a correct estimation of muscle forces and joint contact forces, which are potential discomfort sources.

Finally, the maximal force capacity of isometric elbow flexion-extension has been studied. The goal was to set up scaling methods allowing to fit the muscular model to the studied subject's capacities. The experiment took place at INRETS, and implicated 9 male voluntary subjects. This study allowed to evaluate the model in terms of maximal force capacity prediction, and opened the path to new scaling methods for musculoskeletal models.

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier Philippe Vezin, directeur du Laboratoire de Biomécanique et de Mécanique des Chocs (LBMC), pour m'avoir accueilli au sein du laboratoire et m'avoir permis de réaliser ce travail de thèse dans d'excellentes conditions. Merci également pour tout cela à Jean-Pierre Verriest, qui occupait ce poste au début de ma thèse.

Je remercie énormément mes directeurs de thèse, Laurence Chèze et Xuguang Wang, pour leur soutien, leur disponibilité et leurs conseils inestimables tout au long de ces années, pour leur grande qualité humaine aussi bien que professionnelle. Ils m'ont permis de surmonter les difficultés rencontrées au cours de ce travail et m'ont appris les principes d'un travail de recherche sérieux et efficace. Encore merci.

Merci à tous ceux qui, par leurs discussions et leurs conseils, ont contribué, directement ou indirectement, à faire avancer ce travail : Raphaël Dumas, Thomas Robert, Gilles Monnier, Georges Beurier, Alice Bonnefoy. Merci à tous ceux qui ont rendu possible les expérimentations : Richard Roussillon, Yves Caire, Alain Gilibert, Alain Maupas, Claude Dolivet, Gérard Goutelle, Jean-Luc Russo, Sophie Serindat, Pierre Lapellerie. Un grand merci à Elodie, Julien(s), Romain, Fabien, Xavier, Michel, Guillaume, William, Yoann, et à tous les autres « thésards » du labo !

1. Table des matières

1. TABLE DES MATIERES	9
2. INTRODUCTION GENERALE	13
3. LA SIMULATION ERGONOMIQUE : ETAT DE L'ART ET ENJEUX	16
3.1. UTILISATION DE MANNEQUINS DANS LA SIMULATION NUMERIQUE	16
3.2. EVALUATION BIOMECHANIQUE DE L'INCONFORT	20
3.3. REFERENCES	23
4. CALCUL DES EFFORTS MUSCULAIRES : GENERALITES	27
4.1. MODELES CINEMATQUES DU CORPS HUMAIN	27
4.2. LES DIFFERENTES APPROCHES DE LA MODELISATION MUSCULAIRE	28
4.2.1. PROBLEME THEORIQUE	28
4.2.2. GEOMETRIE MUSCULAIRE	28
4.2.3. METHODES DE CALCUL	29
4.3. REFERENCES	36
5. MODELE MUSCULOSQUELETTIQUE DU MEMBRE SUPERIEUR	38
5.1. ANATOMIE DU MEMBRE SUPERIEUR	38
5.1.1. CINEMATIQUE	38
5.1.2. MUSCLES MOTEURS DE LA FLEXION-EXTENSION	41
5.1.3. MUSCLES MOTEURS DE LA PRONO-SUPINATION	42
5.1.4. POINTS ANATOMIQUES REMARQUABLES ET DEFINITION DES REPERES LOCAUX	43
5.2. DEVELOPPEMENT DU MODELE	44
5.2.1. DONNEES SQUELETTIQUES	44
5.2.2. POINTS ANATOMIQUES	45
5.2.3. ATTITUDE DU TORSO	46
5.2.4. ATTITUDE DE L'EPAULE	46
5.2.5. ATTITUDE DU COMPLEXE BRAS – AVANT-BRAS	47
5.2.6. ATTITUDE DE L'ULNA	48
5.2.7. ATTITUDE DU RADIUS	48
5.2.8. DONNEES MUSCULAIRES	51
5.3. EVALUATION DU MODELE	53
5.3.1. BRAS DE LEVIER MUSCULAIRES	53
5.3.2. FMV EN FLEXION-EXTENSION ISOMETRIQUE	58
5.4. DISCUSSION	61
5.5. REFERENCES	63
6. MODELE MUSCULOSQUELETTIQUE DU MEMBRE INFERIEUR	65
6.1. ANATOMIE DU MEMBRE INFERIEUR	65
6.1.1. CINEMATIQUE	65
6.1.2. MUSCLES DE LA HANCHE	68
6.1.3. MUSCLES DU GENOU	70

6.1.4.	MUSCLES DE LA CHEVILLE	71
6.1.5.	POINTS ANATOMIQUES	73
6.2.	DEVELOPPEMENT DU MODELE	74
6.2.1.	DONNEES SQUELETTIQUES	74
6.2.2.	POINTS ANATOMIQUES	75
6.2.3.	ATTITUDE DU BASSIN	76
6.2.4.	ATTITUDE DU FEMUR	76
6.2.5.	ATTITUDE DU TIBIA ET DE LA FIBULA	77
6.2.6.	ATTITUDE DU PIED	78
6.2.7.	DONNEES MUSCULAIRES	79
6.3.	EVALUATION DU MODELE	81
6.3.1.	BRAS DE LEVIER MUSCULAIRES	81
6.3.2.	FORCES MAXIMALES VOLONTAIRES ISOMETRIQUES	94
6.4.	DISCUSSION	100
6.5.	REFERENCES	101
7.	ETUDE DU CYCLE DE MARCHÉ	104
7.1.	INTRODUCTION	104
7.2.	MATERIELS ET METHODES	106
7.2.1.	PROTOCOLE EXPERIMENTAL	106
7.2.2.	TRAITEMENT DES DONNEES	107
7.2.3.	CALCUL DES EFFORTS MUSCULAIRES	108
7.3.	RESULTATS	109
7.3.1.	EFFORTS DES MUSCLES BI-ARTICULAIRES	109
7.3.2.	EFFORTS DES MUSCLES MONO-ARTICULAIRES	111
7.3.3.	EFFORT DE CONTACT A LA HANCHE	112
7.3.4.	PUISSANCES MUSCULAIRES	113
7.4.	DISCUSSION	114
7.5.	REFERENCES	116
8.	ETUDE DES EFFORTS DE FLEXION-EXTENSION ISOMETRIQUE DU COUDE	118
8.1.	INTRODUCTION	118
8.2.	MATERIEL ET METHODES	119
8.2.1.	SUJETS	119
8.2.2.	MAQUETTE EXPERIMENTALE	119
8.2.3.	PARAMETRES CONTROLES, MODALITES ET CONFIGURATIONS TESTEES	120
8.2.4.	VARIABLES MESUREES	122
	EFFORT FOURNI	122
	POSITION DU SUJET	122
	PERCEPTION DE L'EFFORT	122
8.2.5.	PROCEDURE EXPERIMENTALE	123
8.2.6.	TRAITEMENT DES DONNEES	124
	SELECTION DES INSTANTS D'INTERET	124
	RECONSTRUCTION DE LA POSITION	125
8.3.	RESULTATS EXPERIMENTAUX	126
8.3.1.	RESPECT DE LA CONSIGNE D'EFFORT	126
8.3.2.	FMV EN FONCTION DE LA POSITION	126
8.3.3.	PERCEPTION EN FONCTION DU NIVEAU D'EFFORT ET DE LA POSITION	128
8.4.	SIMULATION DES COUPLES MAXIMAUX	132
8.5.	DISCUSSION	134
8.6.	REFERENCES	137

2. CONCLUSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES	139
---	------------

ANNEXES	142
----------------	------------

2. Introduction générale

De nos jours, le développement d'un produit passe par une phase importante de conception sous forme numérique. L'évolution des moyens rend possible l'évaluation de nombreux aspects du produit, tels que les procédés de fabrication, de montage, les tests de solidité et de sécurité, etc.

L'ergonomie est l'un de ces critères. Jusqu'à maintenant, les évaluations ergonomiques étaient effectuées fréquemment sur des maquettes physiques grandeur nature des produits. Ceci nécessite la fabrication de prototypes, ce qui est long et coûteux et ralentit le processus de développement.

C'est pourquoi ces dernières décennies sont apparus des logiciels commerciaux, basés sur des modèles numériques de l'homme, appelés en anglais Digital Human Models ou DHMs. Ces DHMs permettent de simuler une tâche réalisée par un humain dans un environnement virtuel et fournissent des indicateurs ergonomiques utiles à la conception, tels que le champ de vision, les enveloppes d'atteinte ou le volume d'encombrement, la fatigue ou l'inconfort résultant de l'exécution d'une tâche.

Les mannequins numériques sont en voie de devenir un outil incontournable d'aide à la conception (Figure 1). Cependant, l'utilisation de tels mannequins n'est pas simple. En effet, s'il est relativement aisé de modéliser des composants mécaniques, la représentation géométrique de l'homme et de son comportement est complexe. Plus précisément, l'emploi de mannequins numériques soulève deux problèmes de taille : la simulation d'un mouvement en fonction d'une tâche, et l'évaluation de l'inconfort résultant de ce mouvement.

La grande majorité des mannequins numériques existants sont basés sur une approche purement cinématique du mouvement. La simulation d'une tâche, et l'évaluation de l'inconfort résultant, sont effectuées en contrôlant la position du mannequin, sans se soucier des contraintes d'effort. Or il apparaît évident qu'en plus des contraintes posturales, les contraintes dynamiques jouent un rôle majeur dans l'exécution d'une tâche et dans l'inconfort qui en résulte. C'est pourquoi l'on commence à voir apparaître des mannequins numériques prenant en compte la dynamique du mouvement, sous forme d'efforts et de couples articulaires.



Figure 1. Quelques exemples d'utilisation de mannequins numériques

Si l'on veut aller encore plus loin dans l'analyse, les efforts articulaires sont générés par les muscles, qui sont les véritables moteurs du mouvement. La prise en compte des efforts musculaires par les mannequins numériques semble donc une piste prometteuse pour l'évolution des mannequins numériques.

Dans ce travail de thèse, nous explorons les potentialités de la modélisation musculosquelettique dans le cadre de la simulation en ergonomie physique. En particulier, nous nous intéressons à ce qu'apportent les modèles musculaires numériques par rapport aux modèles purement dynamiques, ne prenant en compte que les efforts articulaires résultants.

En particulier, la simulation musculosquelettique présente trois possibilités majeures par rapport au calcul dynamique à partir d'un modèle multicorps seul :

- La prédiction des capacités d'effort maximales,
- Le calcul des efforts de contact articulaires, qui sont de potentielles sources d'inconfort,
- Enfin, la prise en compte du rôle des muscles bi-articulaires, qui induisent des couplages entre les différentes articulations.

Ce sont les trois points que nous avons abordé dans ce travail de thèse.

Pour évaluer les possibilités d'un modèle musculosquelettique en termes de prédiction de capacité d'effort, nous nous sommes intéressés à des tâches simples de flexion et d'extension isométriques du coude. En effet, cette tâche présente l'avantage d'être relativement simple à modéliser numériquement, et les conditions expérimentales sont aisées à contrôler. Il s'agit d'une première étape nécessaire avant de pouvoir simuler des tâches plus complexes. Afin de pouvoir simuler numériquement ceci, nous avons développé un modèle musculosquelettique du membre supérieur, et en particulier du coude et de l'avant-bras.

Pour l'estimation des efforts de contact articulaires, nous avons étudié la marche. En effet, de nombreuses études ont été effectuées sur cette tâche courante de la vie quotidienne puisque la connaissance des efforts de contact articulaires est importante dans la conception de prothèses orthopédiques notamment. Il existe donc de nombreuses données à ce sujet dans la littérature, qui nous ont servi de référence pour évaluer les résultats de notre modèle. Nous avons également utilisé l'étude du cycle de marche pour analyser l'influence des muscles bi-articulaires sur le mouvement, puisque ces derniers sont essentiels dans la locomotion. Pour cela, nous avons développé au préalable un modèle numérique du membre inférieur.

Le présent manuscrit est divisé en deux grandes parties.

Dans la première partie, nous décrirons les principes généraux du calcul des efforts musculaires, ainsi que les différentes approches possibles. Puis nous préciserons les choix que nous avons effectués parmi ces différentes approches. Ensuite, nous nous intéresserons au développement des modèles musculosquelettiques du membre supérieur, puis du membre inférieur, ainsi qu'aux premières évaluations de ces modèles.

La deuxième partie concerne l'utilisation de ces modèles dans des situations expérimentales. Tout d'abord, nous étudierons le cycle de marche en mettant l'accent sur le calcul des

réactions articulaires et le rôle des muscles bi-articulaires. Puis, nous nous intéresserons aux tâches de flexion-extension isométriques du coude. Dans cette partie, nous décrirons en particulier l'influence des paramètres cinématiques, et dynamiques, sur la perception subjective de l'effort ; et les capacités de prédiction d'effort des modèles musculosquelettiques. Nous avons également appliqué le modèle du membre inférieur à au mouvement de débrayage automobile. Mais pour la cohérence du manuscrit, nous préférons de ne pas les inclure. Les résultats de cette application sont décrits dans un article publié et joint dans l'annexe.

3. La simulation ergonomique : état de l'art et enjeux

3.1. Utilisation de mannequins dans la simulation numérique

La simulation ergonomique fait appel aux techniques de simulation numérique pour évaluer l'ergonomie d'un produit ou d'un poste de travail sous forme de maquettage numérique. Le mannequin numérique est un de ces outils, qui vise à représenter le futur opérateur ou l'utilisateur du produit, à simuler son activité, à évaluer ses interactions avec son environnement pour en déduire des informations sur les contraintes subies.

L'intérêt majeur de la simulation ergonomique est de diminuer le temps de conception, et par là son coût. Pouvoir mettre en situation un mannequin numérique et effectuer tout test pertinent pour corriger les incohérences du produit, ceci très en amont dans la phase de conception, et sans avoir recours à une maquette physique, peut permettre d'éviter des erreurs souvent très coûteuses lorsqu'elles sont détectées tardivement.

Avec un mannequin numérique, quels sont les types d'analyses ergonomiques qui paraissent intéressants aux yeux des ingénieurs de conception et des ergonomes ? Chaffin (2005) a cité une enquête auprès de 250 concepteurs menée par le comité G-13 de Society of Automotive Engineering (SAE). A partir d'une quarantaine de réponses reçues, il ressort que ce sont les fonctionnalités suivantes qui figurent parmi les plus attendues d'un mannequin numérique :

1. Etre capable de disposer de larges bases de données anthropométriques selon différents groupes démographiques.
2. Etre capable de disposer d'un large choix de vêtements, de gants et de casques de protection.
3. Etre capable de prédire la capacité musculaire et l'endurance d'une population pour effectuer une tâche donnée.
4. Etre capable de simuler posture et mouvement d'une façon réaliste en présence d'un environnement contraint/non contraint avec le minimum de descripteurs de la tâche à simuler.
5. Etre capable de prédire la capacité musculaire de la main ainsi que le champ de vision.
6. Etre capable d'effectuer des analyses temporelles sur une tâche.
7. Etre capable d'effectuer des analyses sur l'encombrement et l'atteinte dans un large éventail de situations.
8. Etre compatible avec plusieurs systèmes CAO utilisés au sein d'une même entreprise.

On fait surtout appel au mannequin numérique dans les cinq domaines suivants : conception, fabrication, maintenance, formation et communication. Selon l'application, les fonctionnalités exigées peuvent varier. Par exemple, pour la conception de l'intérieur d'une automobile, il est primordial de pouvoir modéliser et représenter la population cible des conducteurs et analyser le confort postural, l'atteinte, l'habitabilité, l'accessibilité et la visibilité. La prédiction de la capacité musculaire est de bien moindre importance. Par contre, quand il s'agit de l'analyse

des activités de fabrication et de maintenance qui concernent surtout la manutention, la manipulation des outils, la simulation doit privilégier davantage la prédiction de la capacité d'effort, du temps gestuel, de l'accessibilité et de la manoeuvrabilité d'outils. Le mannequin numérique peut aussi faciliter l'apprentissage, soit pour utiliser un produit, soit pour effectuer un travail manuel complexe. Sur le plan démonstratif, un problème de conception est souvent mieux mis en évidence par une séquence animée avec mannequin que par un document écrit. Pour la formation et la communication, il faut non seulement pouvoir animer un mannequin, voire un groupe de mannequins, mais aussi disposer d'une bonne qualité de rendu graphique.

La Figure 2 montre un exemple de différentes interventions de l'ergonomie physique dans le cas de l'aménagement intérieur d'un véhicule. Pour que le mannequin numérique en tant qu'outil d'aide à la conception puisse apporter sa contribution sur ces interventions, les fonctionnalités les plus importantes sont :

1. La modélisation anthropométrique de la population cible selon sexe, origine géographique, catégorie socioprofessionnelle, éducation, etc. Cette fonctionnalité permet de générer des mannequins représentatifs de la population cible correspondant au marché visé par un véhicule.
2. La simulation réaliste de posture et de mouvement. Elle est indispensable pour évaluer la visibilité avant et arrière, l'habitabilité, l'atteinte et la manoeuvrabilité des commandes ainsi que l'accessibilité au véhicule.
3. La prédiction de la gêne ressentie lors d'un mouvement. Elle peut faciliter l'optimisation de l'aménagement intérieur et la recherche d'un meilleur compromis en liaison avec d'autres critères.
4. La simulation d'une population pour prédire le pourcentage d'accommodation pour chacune des interventions.

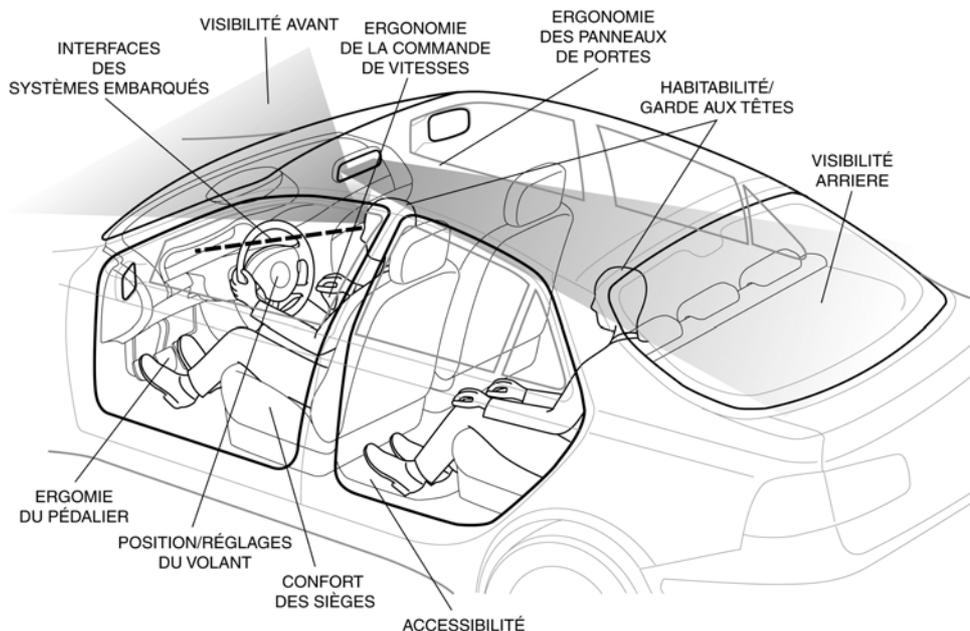


Figure 2 - Domaines d'intervention de l'ergonomie physique (Renault).

La dernière fonctionnalité est l'une des demandes fortes des concepteurs de produits, notamment dans le cas de l'automobile. Une voiture n'est pas conçue pour une seule personne, mais destinée à des milliers, voire des millions, de clients au travers du monde entier. Il existe une grande variabilité entre les individus, non seulement en dimensions anthropométriques, mais aussi en comportement postural et gestuel, ainsi qu'en exigence de confort. Il est tout à fait souhaitable que le mannequin numérique puisse aider les ingénieurs à adopter les solutions de conception les plus appropriées en prenant compte ces variabilités dans la simulation.

Clairement, les mannequins ne peuvent pas encore fournir toutes ces fonctionnalités, même à ce jour (Voir une brève description des trois mannequins commercialisés, JACK, SAFEWORK, RAMSIS, Chapitre 14 du livre édité par N. Delleman, D.B Chaffin et C. Haslegrave, 2004). Des progrès considérables ont été réalisés au cours des dix dernières années, notamment dans le domaine de la modélisation anthropométrique et de la modélisation de mouvements, grâce à des projets de recherche de grande envergure. Entre autres, on peut citer le projet CAESAR4 qui a scanné 2500 américains et 2500 européens, permettant ainsi de disposer d'une grande quantité de données anthropométriques en trois dimensions. Plusieurs consortiums de recherche se sont également formés pour résoudre le problème du manque de données biomécaniques et pour faire avancer la technologie de simulation par mannequin numérique en Europe, aux Etats-Unis et au Japon :

- HUMOSIM (HUMAN MOTION SIMULATION) de l'Université de Michigan, depuis 1998. Ce consortium, formé de plusieurs partenaires industriels, développe essentiellement une approche basée sur des données pour simuler des mouvements. Une grande quantité de mouvements a ainsi été récoltée : <http://www.engin.umich.edu/dept/ioe/HUMOSIM/>
- REALMAN (Projet Européen), 2001-2004. Le consortium est composé de trois partenaires industriels (Renault, PSA, Alenia), deux universités (U. Technique de Munich, U. de Patras), deux centres de recherche (INRETS, CEIT) et l'éditeur de logiciels Human Solutions qui développe et commercialise le mannequin RAMSIS. Il est piloté par le constructeur automobile Renault. Une des avancées les plus significatives de ce projet est d'avoir développé des concepts et des algorithmes de simulation de mouvements complexes aptes à prendre en compte de multiples contraintes imposées au mouvement. Bien que l'approche soit basée sur des données, des connaissances sous forme de règles de contrôle de mouvement sont introduites, ce qui permet de dépasser le périmètre expérimental des données lors de la simulation.
- Virtual Soldier Research program de l'Université d'Iowa, depuis 2003. Ce programme de recherche a reçu d'importants soutiens financiers de l'armée américaine. Il vise à développer des soldats virtuels capables de tester de futurs équipements militaires. A la différence des deux précédents projets (HUMOSIM et REALMAN), ce programme privilégie le développement de modèles physiques (en opposition à l'approche basée sur des données) pour prédire le mouvement et la performance humaine. <http://www.digital-humans.org>.
- Civilian American and European Surface Anthropometric Resource, <http://www.sae.org/technicalcommittees/caesumm.htm>

- Japanese Digital Human Consortium, lancé en 2003. Il est piloté par le Japan national institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST). Il comprend huit universités, deux instituts de recherche, et treize industries (cinq du secteur automobile, un housing5 et sept éditeurs de logiciel). Il a pour objectif de promouvoir la technologie de la simulation par mannequin numérique, et de coordonner des projets de recherche communs. <http://www.dh.aist.go.jp>.
- Enfin, le projet européen DHErgo (2008-2011) réunit trois partenaires industriels (Renault, PSA, BMW), deux centres de recherche (INRETS, CEIT), deux universités (TUM, ULB), et deux éditeurs de logiciel (ESI, Human Solutions). Il a pour but de développer les modèles numériques et de collecter des données fonctionnelles humaines pour une meilleure évaluation ergonomique des produits dès les premières phases de la conception. Il s'intéresse en particulier à la collecte des capacités dynamique (d'effort) et à la modélisation du système musculosquelettique dans une approche ergonomique. <http://www.dhergo.org/index.htm>

Par ailleurs, le comité G-13 (Digital Human Technologies and Standards) de la Society of Automotive Engineering (SAE) organise depuis 1998 une conférence annuelle consacrée à la modélisation numérique de l'homme (Digital Human Modeling, <http://www.sae.org/events/dhm/>), réunissant chercheurs, fournisseurs de technologies (éditeurs de logiciel, équipements de recherche), utilisateurs finaux pour faire avancer cette technologie de simulation.

En résumé, le mannequin numérique est en voie de devenir à ce jour un outil d'aide à la conception incontournable. Dans la conception d'un système complexe comme une automobile ou un avion, presque tous les composants peuvent être représentés numériquement avant leur réalisation physique. L'homme, en tant qu'utilisateur final ou opérateur pour sa fabrication et sa maintenance, reste le maillon faible dans la simulation virtuelle et numérique. Les chercheurs en humains virtuels pour la simulation ergonomique tentent :

- de collecter des données de base (anthropométriques, anatomiques, capacités fonctionnelles),
- de reproduire tant sa forme externe (représentation graphique du corps) que sa structure musculosquelettique interne ainsi que son mouvement à l'aide d'un modèle numérique,
- de comprendre ses comportements postural et gestuel en analysant les paramètres cinématiques, dynamiques et musculaires voire cognitifs, et en testant différents critères de performance,
- de simuler ses actions dans toute leur diversité,
- enfin, d'évaluer les possibles gênes que l'homme pourrait ressentir durant une
- action.

3.2. Evaluation biomécanique de l'inconfort

Beaucoup de chercheurs et de praticiens ont considéré pendant longtemps que le confort et l'inconfort étaient deux entités opposées à regrouper sur une seule et même échelle d'évaluation, comme par exemple l'échelle GCR ('General Comfort Rating scale') utilisée par Shackel et al. (1969) ou l'échelle à 7 points de Corlett et Bishop (1976). Bien que quelques chercheurs aient émis des doutes sur la pertinence de cette pratique (e.g. Branton, 1969), ce n'est qu'à une date récente que Helander et ses collègues (Zhang et al., 1996, Helander et Zhang, 1997, Helander, 2003) ont clairement soutenu l'idée que le confort et l'inconfort sont deux entités distinctes mais complémentaires.

L'inconfort est associé aux facteurs physiologiques et biomécaniques qui génèrent des sensations telles la gêne, la pénibilité, la fatigue, ou la douleur, tandis que le confort est associé à des sensations de relaxation et de bien-être. L'une des conséquences directe de cette distinction conceptuelle entre confort et inconfort est qu'il convient de les évaluer séparément. Une échelle unipolaire est préférée pour évaluer la gêne ou l'inconfort. De plus, nous estimons que l'approche biomécanique n'est bien adaptée qu'à l'étude de l'inconfort. C'est la raison pour laquelle nous choisissons d'utiliser les termes 'inconfort' ou 'gêne' de préférence à 'confort'.

Il n'existe aucun autre instrument de mesure que l'homme lui-même pour estimer la perception subjective de l'inconfort. Deux problèmes fondamentaux se posent alors :

- Comment évaluer la perception d'inconfort?
- Est-il possible d'expliquer l'inconfort au moyen de paramètres objectifs tels que les paramètres biomécaniques, avec en perspective de définir des critères d'inconfort?

Souvent, c'est la technique de questionnaires qui est utilisée pour évaluer l'inconfort ressenti. Un questionnaire peut faire appel à différents types de questions : ouvertes (description libre), fermées (réponse binaire ou choix multiple), voire nécessitant d'emploi d'une échelle en vue d'effectuer des analyses quantitatives. A partir d'une revue de différentes méthodes d'évaluation de confort/inconfort (Wang et Monnier, 2003, voir aussi Shen et Parsons, 1997), il apparaît qu'il n'existe pas de méthode bien établie. Shen et Parsons (1997) ont comparé six échelles couramment utilisées pour l'évaluation de l'inconfort lié à la pression du siège. Il ressort que l'échelle CP-50 ('Category Partition') s'avère la plus fiable et la plus répétitive.

On peut douter de la pertinence de la réponse numérique directement obtenue. La question de savoir si l'inconfort/confort possède une structure quantitative a même été soulevée par quelques chercheurs récemment (voir par exemple Annett, 2002). La méthode 'magnitude estimation' proposée par Stevens (1956) offre une alternative à l'affectation numérique directe. Par construction, un jugement par ratio suit une échelle proportionnelle. Kee et ses collègues (Kee et Karwowski, 2001a, 2001b ; Kee et Karwowski, 2003 ; Chung et al., 2005) appliquent une variante de cette méthode nommée 'free modulus' (sans stimuli de référence) pour évaluer la contrainte posturale. Il faut souligner, d'après Han et al. (1999), que l'utilisation de cette méthode exige un protocole expérimental complexe et un post-traitement minutieux des données comme la sélection de sujets, une phase d'apprentissage pour utiliser correctement l'échelle, la normalisation des réponses, l'ancrage verbal des réponses, etc.

Conscient également de la nécessité d'obtenir des réponses numériques mais pertinentes à partir de réponses catégorielles, Maurin (2003) a développé une méthode originale dédiée à numériser les échelles de catégories ordonnées. La méthode est issue de l'approche probabiliste dans le

cadre de la théorie du mesurage. Elle a notamment été utilisée dans l'étude de gêne liée aux nuisances sonores. Récemment, cette méthode a été appliquée à des cas d'abord mono-variés (Wang et al., 2003) et puis à des cas bi-variés (Maurin, 2006) dans l'évaluation de l'inconfort lié à une activité motrice. Les premiers résultats sont prometteurs. La méthode de Maurin ouvre de nouvelles pistes pour traiter avec rigueur des réponses catégorielles.

Beaucoup de travaux ont été publiés sur les méthodes de classification posturale et d'évaluation de contrainte posturale (voir une revue par Wang, 2008). Certaines de ces méthodes sont même implémentées dans des logiciels de mannequin numérique, comme par exemple, RULA (Rapid Upper Limb Assessment, McAtamney et Corlett, 1993), OWAS (Ovako Working posture Analysis System, Karhu et al., 1977). Mais, à l'origine, la plupart de ces méthodes ont été initialement développées pour l'observation de postures de travail dans l'industrie. Elles nécessitent souvent une estimation très approximative de la posture par inspection visuelle directe de vidéos ou de photos. De plus, les critères d'évaluation sont définis par un petit groupe d'experts en ergonomie du travail. Rares sont les systèmes d'évaluation posturale basés sur des critères autres que les avis d'experts. On peut citer, par exemple, le système LUBA proposé par Kee et Karwowski (2001a), qui est basé sur l'analyse de la perception des sujets sur la durée maximale de maintien postural statique.

Clairement, on a besoin de développer des modèles capables de prédire l'inconfort associé à un mouvement et susceptibles d'être implémentés dans un mannequin numérique. Mais ce n'est pas une tâche aisée. Premièrement, une activité motrice implique souvent le mouvement de plusieurs segments du corps, voire le corps tout entier. Deuxièmement, le mouvement est un processus dynamique aux paramètres qui varient dans le temps. L'inconfort ne dépend pas que de la seule posture finale. Troisièmement, les critères d'inconfort doivent être suffisamment génériques pour pouvoir s'appliquer à une grande variété d'activités. Enfin, ces critères doivent être quantitatifs et se prêter à une identification par expérimentation.

Il est généralement bien admis que l'inconfort lié à une activité physique doit prendre en compte les trois facteurs suivants, conformément à ce qui est formulé dans le modèle en 'cube' de Laring et al. (2002) pour l'analyse de l'astreinte durant une tâche manuelle complexe :

- Contrainte posturale (POSTURE),
- Niveau de force appliquée (FORCE),
- Fréquence de la charge (statique, répétitive) (TEMPS).

Bien que la plupart des systèmes d'évaluation de l'inconfort, comme OWAS (Karhu et al, 1997), RULA (McAtamney et Corlett, 1993) et REBA (Highett et McAtamney, 2000), soient surtout destinés à l'analyse posturale, le niveau de force appliquée et le type de charge sont pris en compte explicitement ou implicitement dans les recommandations. Un modèle prédictif d'inconfort doit inclure ces trois facteurs.

Jusqu'à présent, la plupart des modèles d'inconfort sont spécifiques et leurs domaines d'application sont limités aux conditions expérimentales. On peut distinguer deux types de modèles, l'un basé sur des paramètres de conception et l'autre sur des paramètres biomécaniques. Concernant les modèles basés sur des paramètres de conception, les chercheurs essaient de corrélérer l'inconfort ressenti directement avec des paramètres de conception d'un produit les plus pertinents. Par exemple, une revue de vingt une études sur le confort du siège (De Looze et al, 2003) fait ressortir que la distribution de pression est le paramètre de conception le plus lié à l'inconfort perçu. Giacomini et Quattrocchio (1997) ont tenté de corrélérer la sensation de confort lors

d'un mouvement d'entrée/sortie du siège arrière d'un véhicule avec les paramètres tels que les hauteurs du siège, du bancard et du plancher, la distance entre les sièges avant et arrière, etc. Le principal avantage de ce type de modèle est que les concepteurs peuvent les utiliser directement sans recourir à d'autres simulations pour optimiser la conception. Mais ces modèles sont complètement indépendants du mannequin numérique et déconnectés des mouvements simulés. De plus, les modèles sont strictement dépendants des conditions expérimentales. Il est impossible de déduire les effets potentiels d'un paramètre non testé expérimentalement.

Nous pensons que les modèles basés sur des paramètres biomécaniques sont plus pertinents pour expliquer la gêne ressentie, parce que ces paramètres sont liés au corps comme angles et couples articulaires, voire même forces musculaires. L'inconfort résulte de l'astreinte physique lors de l'interaction entre l'homme et son environnement. Des paramètres biomécaniques pertinents pourraient être ceux qui traduisent le mieux cette astreinte physique. Jung et Choe (1996) ont développé un modèle de l'inconfort de la posture d'atteinte du membre supérieur en fonction des angles articulaires. Wang et al. (2004) ont essayé de corréler l'inconfort perçu lors d'une opération de débrayage en tenant compte de plus de 20 paramètres biomécaniques (angles, couples articulaire, travail, énergie potentielle, etc.). Plus récemment, Dickerson (2005) a étudié la relation entre les couples appliqués à l'épaule et le niveau d'effort musculaire perçu. En comparaison avec les modèles basés sur des paramètres de conception, les modèles biomécaniques peuvent contribuer à mieux appréhender les causes éventuelles de l'inconfort ressenti. Mais ils sont encore beaucoup trop spécifiques et restent difficilement généralisables. Il manque des modèles d'inconfort plus génériques. Dans le cadre du projet européen REALMAN, une approche générique a été proposée pour modéliser l'inconfort (Wang et al., 2003, Realman project deliverable WP3.1). L'idée est de construire des fonctions d'inconfort à partir du niveau d'une articulation en fonction de l'angle et du moment articulaire, ensuite d'étendre ces fonctions à un groupe segmentaire voire au corps tout entier. L'identification de ces lois d'inconfort nécessite un grand nombre de données sur la perception des efforts articulaires et des angles. On commence à disposer de données, certes encore très partielles, avec un nombre de sujets très limité comme celles de la perception d'effort articulaire (Zacher et Bubb, 2004) et d'angles articulaires (Kee et Karwowski, 2001b et 2003), ou encore celles sur les limites articulaires (Wang et al, 1998 ; Doriot et Wang, 2006).

3.3. Références

- Annett J., 2002. Subjective rating scales : science or art ? *Ergonomics*, vol 45, No. 14, 966-987.
- Branton, P., 1969. Behavior, body mechanics and discomfort. *Ergonomics*, Vol.12, No. 2, 316-327.
- Chaffin, D.B., 2005. Improving digital human modeling for proactive ergonomics in design. *Ergonomics*, Vol. 48, No.5, 478-491.
- Chung, M.K., Lee, I., Kee, D., 2005. Quantitative postural load assessment for whole body manual tasks based on perceived discomfort. *Ergonomics*, Vol.48, No.5, 492-505.
- Corlett, E.N. and Bishop, R.P., 1976. A technique or assessing postural discomfort. *Ergonomics*, Vol. 19, No. 2, 175-182.
- De Looze, M.P., Kuijt-Evers, L.F.M. and Van Dieën, J., 2003. Sitting comfort and discomfort and relationships with objective measures. *Ergonomics*, Vol. 46, No. 10, 985-997.
- Delleman, N., Haslegrave, C., and Chaffin, D., (Editors) 2004. *Working Postures & Movements - Tools for Evaluation and Engineering*, Taylor&Francis.
- Dickerson C.R., 2005. A biomechanical analysis of shoulder loading and effort during load transfer tasks. PhD thesis, University of Michigan
- Doriot, N., Wang, X., 2006. Effects of age and gender on maximum voluntary range of motion of the upper body joints. *Ergonomics*, Volume 49, Number 3 / 22, pp. 269 – 281
- Giacomin J., Quattrocolo S., 1997. An analysis of human comfort when entering and exiting the rear seat of an automobile. *Applied Ergonomics*, Vol 28, N° 5/6, pp397-406, 1997.
- Han, S.H., Song M., Kwahk, J., 1999. A systematic method for analyzing magnitude estimation data. *International Journal of Industriel Ergonomics*, 23, 513-524.
- Helander, M.G. and Zhang, L. 1997. Field studies of comfort and discomfort in sitting. *Ergonomics*, Vol.40, No.9, 895-915.
- Helander, M.G., 2003. Forget about ergonomics in chair design? Focus on aesthetics and comfort. *Ergnomics*, Vol. 46, 1306-1319.
- Hignett, S. and McAtamney, L., 2000. Rapid entire body assessment (REBA). *Applied Ergonomics* 31, 201-205.
- Jung, E. S. And Choe, J., 1996. Human reach posture prediction based on psychophysical discomfort. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 1996, Vol.18, p.173-179
- Karhu, O., Kansil, P., Kuorinka, I., 1977. Correcting working postures in industry: a practical method for analysis. *Applied Ergonomics*, 8(4), 199-201.

- Kee, D., Karwowski, W., 2001a. LUBA: an assessment technique for postural loading on the upper body based on joint motion discomfort and maximum holding time. *Applied Ergonomics* 32, 357-366.
- Kee, D., Karwowski, W., 2001b. The boundaries for joint angles of isocomfort for sitting and standing males based on perceived comfort of static joint postures. *Ergonomics*, 2001, Vol. 44, No. 6, 614-648.
- Kee, D., Karwowski, W., 2003. Ranking systems for evaluation of joint and joint motion stressfulness based on perceived discomforts. *Applied Ergonomics* 34, 167-176
- Laring, J., Forsman, M., Kadefors, R., Örtengren, R., 2002, MTM-based ergonomic workload analysis. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 30, 135-148.
- Maurin, M., 2003. Measures and measurement from data – advanced mathematical basements. *Proceeding of the Young Researchers Seminar ECTRI-FERSI, Lyon - INRETS - December 2003.*
- Maurin, M., 2006. An original comfort/discomfort quantification in a bi-variate controlled experiment: application to the discomfort evaluation of seated arm reach. *SAE International conference and exposition of Digital Human Modeling for Design and Engineering*, 4-6 July, Lyon, France. SAE Paper N°2006-01-2347.
- McAtamney, L. and Corlett, E.N., 1993. RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Applied Ergonomics*, 24(2), 91-99.
- Shackel, B., Chidsey, K.D. and Shipley, P. 1969, The assessment of chair comfort, *Ergonomics*, 12, 269-306.
- Shen, W., Parsons, K.C., 1997. Validity and reliability of rating scales for seated pressure discomfort. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 20, 441-461.
- Stevens, S.S., 1956. The direct estimation of sensory magnitude loudness. *American Journal of Psychology*, 69, 1-25.
- Wang, X., Maurin M., De Castro Maia N., Voinot K., Verriest J.P., Fayet M., 1998. Three-dimensional modelling of the motion range of axial rotation of the upper arm. *J. Biomechanics*, 31, p899-908.
- Wang X., Monnier G., Dufour, Zacher, I., 2003. Discomfort assessment questionnaire and discomfort parameters - Discomfort Modelling Approaches. Deliverable D-3.1 for month 20, 2003. *Projet REALMAN IST-2000-29357*. 44 pages.
- Wang X., Maurin M., 2003. Discomfort/comfort assessment using an ordered category scale, *International Ergonomics Association XVth Triennial Congress*, August 24-29, 2003, Seoul.
- Wang, X., Le Breton-Gadegbeku L., Bouzon L., 2004. Biomechanical evaluation of the comfort of automobile clutch pedal operation. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 34, p.209-221.

Wang, X., 2008. Discomfort evaluation and motion measurement. In Handbook of Digital Human Modeling, Publisher: Lawrence Erlbaum Associates. Editor: Vincent G. Duffy (sous presse)

Zacher, I., Bubb, H., 2004. Strength based discomfort model of posture and movement. Digital Human Modeling for Design and Engineering Symposium Proceedings, June 15-17, 2004, Oakland University, Rochester, Michigan, USA. SAE Paper 2004-01-2139.

Zhang, L., Helander, M.G., Drury, C.G., 1996. Identifying factors of comfort and discomfort in sitting. Human Factors, 38(3), p377-389.

Première partie

Développement des modèles musculosquelettiques

4. Calcul des efforts musculaires : généralités

Comme nous le savons, les muscles sont les moteurs du mouvement. L'objectif général du calcul des efforts musculaires est d'estimer les contractions musculaires permettant d'effectuer un mouvement donné.

4.1. Modèles cinématiques du corps humain

Tout d'abord, la simulation musculaire se base sur des modèles mécaniques du corps humain. L'ensemble du corps est modélisé par un ensemble de solides rigides, liés entre eux par des articulations possédant un ou plusieurs degrés de liberté (cf. Figure 3). Le choix du nombre de segments rigides, des articulations cinématiques et de leur type dépend du niveau de finesse que l'on souhaite atteindre dans la modélisation, ainsi que des objectifs recherchés.

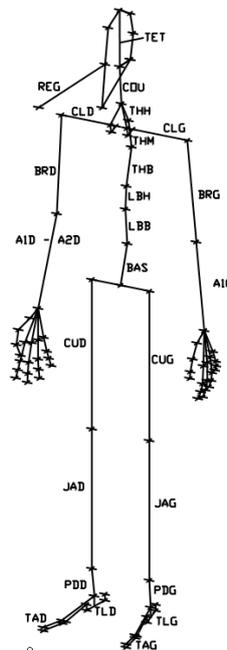


Figure 3 - exemple de modèle cinématique (ici le mannequin MAN3D).

Ainsi, dans certaines applications orthopédiques par exemple, si l'on souhaite comprendre une pathologie particulière, un modèle très précis d'une articulation est nécessaire. Notamment, la modélisation par des joints cinématiques purs n'est parfois pas suffisamment fidèle pour ce type d'applications, il faut alors recourir à des modèles hybrides ou à des modèles éléments finis.

En ergonomie, les besoins sont différents. Tout d'abord, nous voulons pouvoir simuler ou reconstruire des mouvements pour un large échantillon de la population. Ceci implique une grande quantité de simulations pour l'étude d'une tâche. Par conséquent, les ergonomes ont en général recours à des modèles cinématiques relativement simples, afin de conserver un temps de calcul assez faible. De plus, comme les mouvements étudiés mettent souvent en jeu l'ensemble du corps, ce sont des modèles cinématiques du corps entier qui sont utilisés dans ce contexte.

Parmi les mannequins numériques utilisés en ergonomie, les plus courants (selon Dellman (2004)) sont Jack, commercialisé par la société Simmens ; Human Builder, présent dans le logiciel de CAO Catia ; et Ramsis, développé par Human Solutions. Ces mannequins représentent l'ensemble du corps grâce à quelques dizaines de segments rigides et autant de DDL.

La modélisation cinématique sous forme de chaîne de solides rigides articulés étant la plus largement utilisée en ergonomie, c'est celle que nous employons dans ce travail de thèse.

4.2. Les différentes approches de la modélisation musculaire

4.2.1. Problème théorique

Rappelons que l'objectif est ici d'estimer les efforts développés par les muscles au cours du mouvement. Le problème général consiste à résoudre l'équation :

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) + R(q)F_{MT} + E = 0 \quad (1),$$

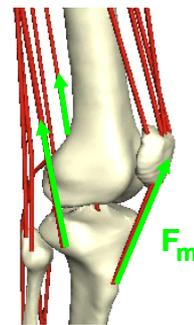


Figure 4 - Equation de base pour le calcul des efforts musculaires et exemple d'efforts musculaires au genou.

Où q sont les paramètres caractérisant le mouvement (qu'il s'agisse d'angles articulaires, de coordonnées généralisées ou autres), M la matrice de masse, C le terme lié aux forces de Coriolis, G le terme gravitationnel, $R(q)$ une matrice caractérisant la géométrie musculaire, E les efforts de contact extérieurs, et F_{MT} le vecteur des efforts musculaires (Pandy, 2001).

4.2.2. Géométrie musculaire

La matrice $R(q)$ de l'équation (1) caractérise les bras de levier musculaires, c'est-à-dire l'action de chaque muscle sur les articulations qu'il croise. Cette matrice dépend donc de la géométrie musculaire. Une autre écriture est $T_{MT} = R(q).F_{MT}$, où T_{MT} sont les couples articulaires.

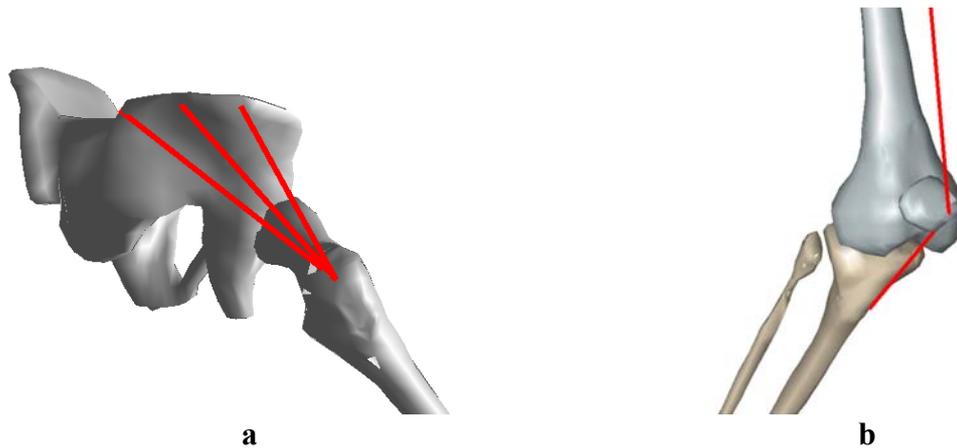


Figure 5 - a. Le moyen fessier est modélisé par trois lignes d'action pour prendre en compte sa structure en éventail. b. Point de passage représentant la déviation du droit antérieur (rectus femoris) par la patella.

Pour la représentation géométrique des muscles, une modélisation filaire est utilisée. Elle consiste à caractériser un muscle par ses points d'origine et d'insertion, et d'éventuels points de passage. Le muscle s'étend en ligne droite entre ces points. Les points de passage sont introduits pour prendre en compte la déviation des lignes d'action musculaires par les structures osseuses par exemple. De même, les muscles larges (deltoïde, pectoraux par exemple) sont modélisés par plusieurs lignes d'action. La Figure 5 présente un exemple de muscle modélisé par plusieurs lignes d'action (le moyen fessier), et de l'utilisation d'un point de passage pour prendre en compte la déviation d'un muscle par les structures osseuses (le droit antérieur).

L'enveloppement de surfaces de déviation (*wrapping*) est de plus en plus utilisé récemment. Au lieu de points de passage, les muscles sont déviés par des surfaces virtuelles de formes géométriques simples, à savoir des cylindres et des sphères. Ceci permet une meilleure approximation des déviations des lignes d'action musculaires. La thèse de doctorat de Dickerson (2005) présente une méthode simple pour l'implémentation de surfaces de déviation sphériques ou cylindriques, celle de Desailly (2008) présente une méthode permettant de prendre en compte la géométrie réelle de l'os pour évaluer la déviation du trajet musculaire.

D'autres modélisations sont possibles, telles que la modélisation volumique par éléments finis, qui donnent une représentation beaucoup plus fidèle de la géométrie musculaire. Cependant il s'agit ici d'un tout autre domaine d'applications, notamment du fait du temps de calcul considérable que nécessitent les simulations par éléments finis. Nous n'entrerons pas plus dans les détails de ces méthodes ; le lecteur trouvera plus d'informations dans la thèse de Behr (2004) par exemple.

4.2.3. Méthodes de calcul

Pour résoudre l'équation (1), il existe plusieurs approches en fonction des données disponibles et des inconnues que l'on souhaite calculer. La méthodologie est différente selon que l'on cherche à :

- estimer les efforts musculaires ayant produit un mouvement mesuré (q connus, F_{MT} inconnus) : c'est l'approche par dynamique inverse et optimisation statique,
- calculer le mouvement à partir des efforts musculaires connus, ou plus précisément les signaux électromyographiques (EMG) sont mesurés et les forces musculaires en sont déduites, via un modèle de l'activation et de la contraction musculaire (q inconnus, F_{MT} connus) : dynamique directe;
- utiliser une approche mixte où le mouvement, q , est obtenu expérimentalement et F_{MT} évalué à partir de mesures également (cf cas précédent), mais les données expérimentales ne sont pas cohérentes dans le sens où elles ne vérifient pas l'équation (1). Une approche par optimisation permet alors de déterminer des valeurs cohérentes. Il s'agit de la dynamique directe assistée par données expérimentales ;
- simuler un mouvement en imposant un objectif et des contraintes (problème du contrôle optimal), q et F_{MT} étant connus ou non, et utilisés ou non dans le critère d'optimisation. Il s'agit en quelque sorte d'une généralisation de l'approche ci-dessus.

Dynamique directe

Lorsque l'on impose les efforts musculaires, et que l'on en déduit la cinématique du mouvement, il s'agit d'une approche par dynamique directe (Figure 7).

Plus exactement, on suppose connues les excitations musculaires dont on déduit les forces musculaires par deux modèles successifs : le modèle de la dynamique d'activation (Manal et Buchanan, 2003 ; Loyd et Besier, 2003) et le modèle de la dynamique de contraction (Zajac, 1989).

Le modèle de la dynamique d'activation consiste à calculer l'activation musculaire à partir de l'enregistrement des données EMG. D'une façon générale, les données EMG sont rectifiées, filtrées puis normalisées par les valeurs maximales de chaque muscle pour transformer le signal brut (pour le muscle i) en un signal noté $e_i(t)$ (Lloyd et Besier 2003; Manal et Buchanan 2003). Ce signal est ensuite transformé, pour chaque muscle, en une variable intermédiaire appelée l'excitation, $u_i(t)$, grâce à un filtre récursif (Thelen et al. 1994) de type :

$$u_i(t) = \alpha e_i(t-d) - \beta_1 u_i(t-1) - \beta_2 u_i(t-2) \quad (2),$$

où α correspond au gain du muscle i , d correspond au délai électromécanique, β_1 et β_2 correspondent aux coefficients récursifs du muscle i .

L'étape suivante consiste à transformer le signal $u_i(t)$ en un signal $a_i(t)$ qui correspond à l'activation du muscle i par la relation :

$$a_i(t) = \frac{(e^{A_i \cdot u_i(t)} - 1)}{(e^{A_i} - 1)} \quad (3),$$

où A_i est un facteur non linéaire compris dans $[-3, 0]$. La forme de l'activation musculaire est gouvernée par la valeur de A_i .

Une fois l'activation $a_i(t)$ déterminée, la force développée par le muscle est calculée par un modèle de contraction musculaire. Cette modélisation est le plus souvent basée sur les travaux de Hill (Zajac, 1989), qui a proposé un modèle rhéologique comprenant un élément contractile (CE), un élément élastique série (SEE) et un élément élastique parallèle (PE). Ce modèle à trois composantes prend en compte les relations force-longueur et force-vélocité des tissus, et est contrôlé par l'activation.

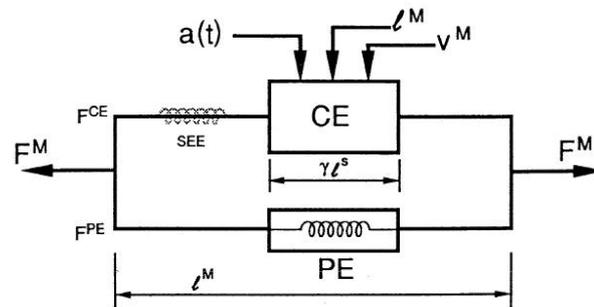


Figure 6 - Modèle de Hill. L'élément contractile CE est entouré par les éléments élastiques passifs (SEE) et (PE) qui modélisent les tissus conjonctifs. La force musculaire F^M est la somme de la force passive F^{PE} et de la force active F^{CE} . La force F^{CE} dépend de la longueur de la fibre musculaire l^M , de la vélocité v^M et de l'état de l'activation des fibres musculaires $a(t)$.

Ces deux modèles, de la dynamique d'activation et de contraction musculaires, font intervenir de nombreux paramètres qu'il est très difficile d'identifier. La plupart du temps, les valeurs de ces paramètres sont tirées d'études publiées basées sur des dissections. Une méthode alternative consiste à identifier l'ensemble de ces paramètres à partir des mesures expérimentales des couples musculaires dans des mouvements très variés (Lloyd et Besier 2003).

L'approche par dynamique directe consiste alors, à partir des forces musculaires, à calculer les couples musculaires $T_{MT} = R(q).F_{MT}$ et à utiliser l'équation (1) dans le sens :

$$\ddot{q} = M(q)^{-1}[C(q, \dot{q}) + G(q) + T_{MT} + E] \quad (4),$$

La solution est ensuite intégrée pour obtenir les vitesses et les paramètres de position de la chaîne cinématique.

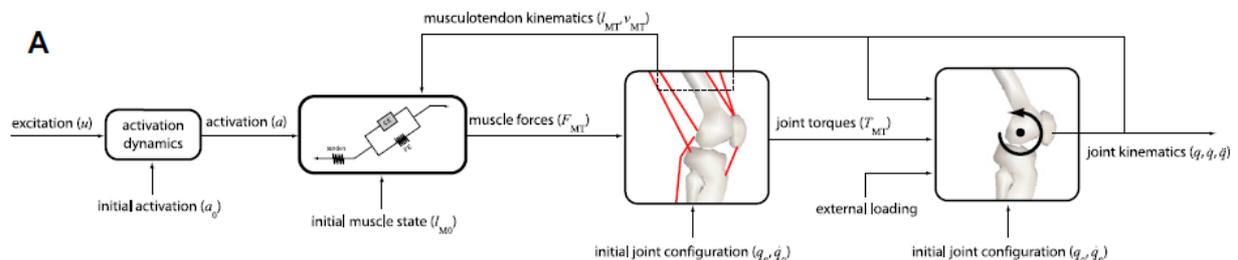


Figure 7 - principe de la dynamique directe. On impose les excitations musculaires et on en déduit la cinématique du mouvement (tiré de Erdemir et al. 2007).

Pour des applications ergonomiques, cette approche présente peu d'intérêt. Il est rare que les efforts musculaires (ou même les patterns EMG) soient connus ; au contraire, nous cherchons à les déterminer pour pouvoir les utiliser comme indicateurs d'inconfort potentiel.

De plus, l'approche par dynamique directe est très instable. En effet, pour passer des efforts musculaires à la cinématique, il faut effectuer deux intégrations successives. En conséquence, une petite erreur dans les données d'entrée (efforts musculaires) conduit à de grandes erreurs dans la cinématique.

De ce fait, dans la plupart des études en dynamique directe, il est nécessaire d'ajouter des contraintes supplémentaires afin de rendre la solution moins sensible aux données initiales. C'est ce qui est fait dans la deuxième approche, à savoir la dynamique directe assistée par données expérimentales (Figure 8).

Dynamique directe assistée par données expérimentales

Dans cette approche, ce sont toujours les excitations musculaires qui sont imposées en entrée. Cependant, afin de réduire la sensibilité des résultats aux données d'entrée, la cinématique obtenue par dynamique directe est comparée à celle enregistrée expérimentalement. L'objectif est d'obtenir les excitations musculaires conduisant à la cinématique la plus proche possible de celle enregistrée. Puisque la solution n'est pas unique, il est nécessaire d'utiliser une méthode d'optimisation.

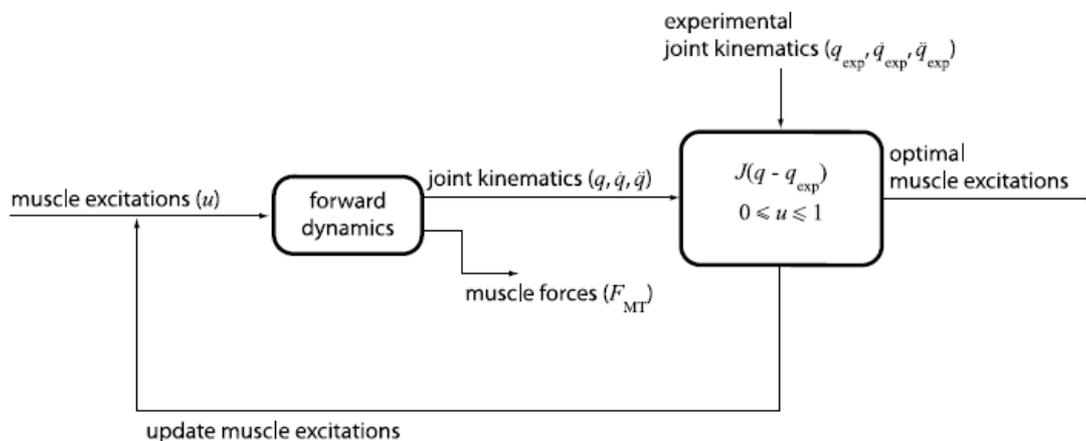


Figure 8 - principe de la dynamique directe assistée par données expérimentales (Erdemir et al. 2007).

Cette méthode présente l'avantage d'être moins sensible aux erreurs expérimentales que la dynamique directe pure. Elle est souvent utilisée en orthopédie ou dans la biomécanique du sport, par exemple pour étudier les mécanismes de blessure, en modifiant la cinématique du mouvement et en observant les excitations musculaires qui en découlent (McLean et al. 2004). En revanche, puisqu'une optimisation est nécessaire, le temps de calcul s'en trouve considérablement augmenté.

Contrôle optimal

Enfin, il existe une dernière approche en dynamique directe, appelée communément problème du contrôle optimal (Figure 9). Dans ce cas, comme dans le précédent, les excitations musculaires sont calculées pour minimiser un critère donné. Cependant, pour la dynamique directe assistée par données expérimentales, l'objectif est toujours le même : minimiser l'écart entre la cinématique calculée et la cinématique enregistrée expérimentalement. Dans le cas du contrôle optimal, le critère à minimiser peut être différent. Par exemple, on peut chercher à minimiser l'énergie totale dépensée au cours du mouvement (Anderson et al. 2001), ou encore maximiser la hauteur d'un saut (Pandy et al. 1990), etc. Dans ce cas, il n'y a pas besoin d'avoir recours à une cinématique enregistrée expérimentalement pour résoudre le problème. Il s'agit donc de simulation de mouvement à proprement parler. En revanche, bien évidemment, l'évaluation de la solution se fait par comparaison avec des résultats expérimentaux.

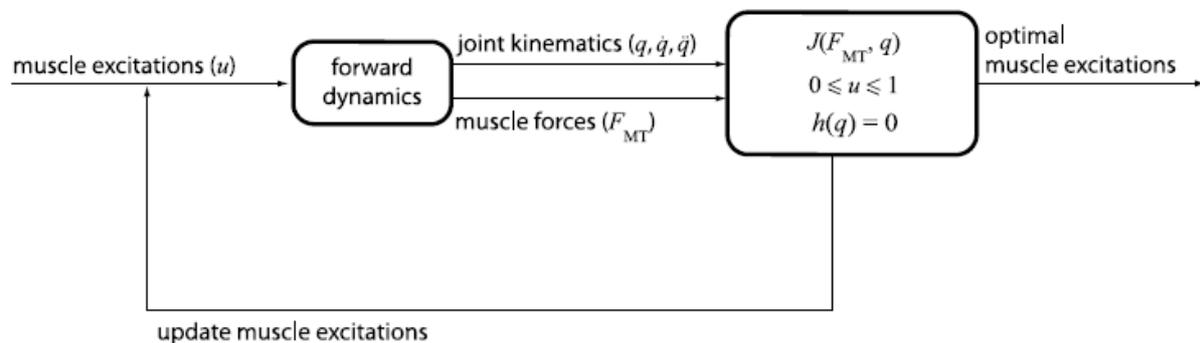


Figure 9 - principe du problème du contrôle optimal (Erdemir et al. 2007).

L'avantage de cette approche est qu'elle ne requiert pas de cinématique enregistrée expérimentalement. Elle permet également de tester diverses hypothèses sur le mouvement en utilisant divers critères de minimisation. En revanche, comme l'approche précédente, le temps de calcul est très long pour l'analyse de chaque mouvement.

Dynamique inverse

La dernière approche est à l'inverse des trois précédentes : il s'agit de l'approche par dynamique inverse. Dans ce cas, c'est la cinématique qui est imposée, et les efforts musculaires constituent les données de sortie (Figure 10).

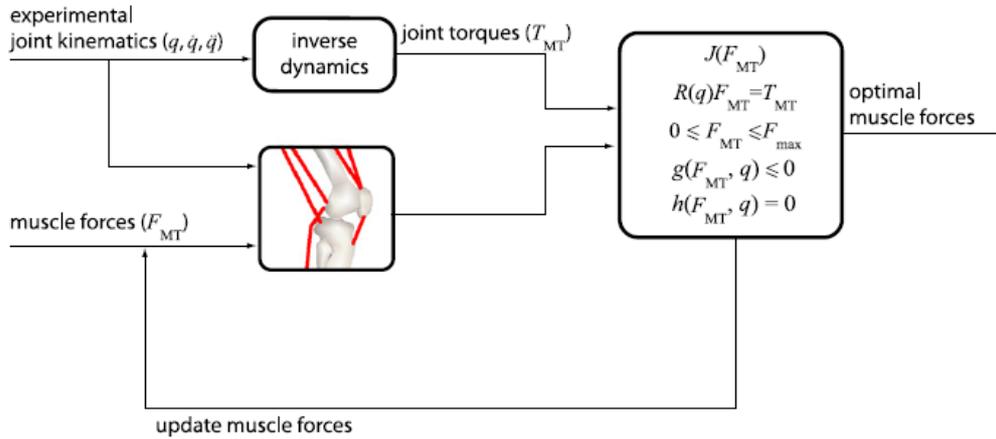


Figure 10 - principe du calcul par dynamique inverse (Erdemir et al. 2007).

Cette approche est très souvent utilisée, puisque l'acquisition expérimentale des données cinématiques q et des efforts externes E est possible pour la plupart des mouvements. Par exemple, pour l'étude de la marche, la cinématique est obtenue au moyen d'un système de capture de mouvement (caméras infrarouges + marqueurs rétro-réfléchissants) ; et les efforts externes E se résument aux contacts pieds-sol, enregistrés par des plates-formes de force.

Dans un premier temps, les couples articulaires sont calculés. L'équation à résoudre est $T_{MT} = M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) + E$ (5),

Où $T_{MT} = R(q).F_{MT}$ sont les couples articulaires. E et q sont obtenus expérimentalement.

Nous voyons que, dans cette approche, le calcul des couples articulaires T_{MT} est direct et ne nécessite pas d'optimisation. Ce calcul est donc extrêmement rapide. Généralement, la méthode consiste à calculer récursivement T_{MT} sur chaque articulation, en isolant chaque segment corporel un par un, partant du plus distal (sur lequel les efforts extérieurs sont mesurés) et remontant vers le plus proximal.

Une fois les couples articulaires obtenus, la détermination des efforts musculaires F_{MT} se fait en résolvant l'équation :

$$F_{MT} = (R(q))^{-1} \cdot T_{MT},$$

Où $R(q)$ est la matrice des bras de levier musculaires, dépendant de la configuration cinématique q à chaque instant.

Ce problème est sous-déterminé puisqu'il existe plus de muscles que de degrés de liberté dans le corps. En conséquence, la matrice $R(q)$ n'est pas carrée et non inversible. Il est alors nécessaire d'avoir recours à l'optimisation pour déterminer les forces musculaires T_{MT} .

Le problème à résoudre est de la forme :

$$\begin{aligned}
&\text{Minimiser } J(F_{MT}) \\
&\text{sujet à : } R(q)F_{MT} = T_{MT}, \\
&\quad 0 \leq F_{MT} \leq F_{\max}, \\
&\quad g(F_{MT}, q) \leq 0, \\
&\quad h(F_{MT}, q) = 0.
\end{aligned} \tag{6}$$

Le choix du critère $J(F_{MT})$ à minimiser est laissé au chercheur. Les critères couramment utilisés sont :

1. la somme des forces musculaires (Gignoux, 1994 ; An et al., 1994 ; Glitsch et al., 1997) ou des carrés de ces forces :
2. la réaction de contact articulaire (Loizeau, 1994) ;
3. la somme des moments des efforts musculaires par rapport aux axes articulaires (Willinger, 1988 ; An et al., 1994 ; Glitsch et al., 1997) ;
4. la somme des contraintes musculaires (force divisée par la section physiologique du muscle, PCSA) ou des contraintes au carré (Davy et al., 1987; Karlsson et al., 1992; Hoek van Dijke et al., 1999; Glitsch et al., 1997) :

$$J(F_{MT}) = \sum \left(\frac{F_{MT}}{PCSA} \right)^n, n = 1, 2, \dots \tag{7}$$

Certaines études (Collins, 1995 ; Glitsch et Baumann 1997) ont testé l'influence du critère choisi sur les efforts musculaires résultants. Bien qu'il soit difficile de valider expérimentalement les forces musculaires calculées, ces études montrent que les critères basés sur la minimisation des contraintes musculaires donnent des résultats satisfaisants.

De plus, un autre avantage de ce critère est qu'il rend le problème d'optimisation convexe. En effet, la fonction à minimiser $J(F_{MT})$ est quadratique en F_{MT} , et la contrainte $T_{MT} = R(q).F_{MT}$ est linéaire en F_{MT} . Ceci signifie qu'il existe toujours un unique minimum global au problème. De plus, de nombreux algorithmes puissants et performants existent et permettent de résoudre efficacement ce type de problème (Nocedal et Wright, 2006 ; Chapra et Canale, 2002).

Rappelons encore une fois que, dans les études ergonomiques, nous nous intéressons au comportement d'un grand nombre de personnes et non pas d'un individu en particulier. Nous sommes amenés à analyser un grand nombre de mouvements, et le temps de calcul a une importance réelle. Pour cette raison, les approches par dynamique directe, ou par contrôle optimal, sont peu adaptées. Nous adoptons donc, dans le cadre de nos travaux, une approche par dynamique inverse et optimisation statique. Le critère de l'équation (7) est utilisé. Pour la détermination des propriétés inertielles des segments corporels (terme $M(q)$ de (1)), nous utilisons les équations fournies par Dumas et al. (2007), qui permettent de déterminer les propriétés inertielles à partir des longueurs segmentaires. Le calcul des efforts articulaires résultants, nécessaire au calcul des efforts musculaires, est effectué en utilisant une méthode récursive. Le formalisme choisi est celui des matrices homogènes, proposé par Legnani et al. (1996). Nous n'entrerons pas plus en détail dans la description du calcul de dynamique inverse, ce n'est pas l'objet de ce travail de thèse. Le lecteur pourra se référer au mémoire de thèse de Doriot (2001) pour une description complète du calcul de dynamique inverse, et du formalisme des matrices homogènes.

4.3. Références

- An, K.N., Kaufman, K.R., Chao, E.Y.S., 1994. Estimation of muscle joint forces. Chap. 10 - Three-dimensional analysis of human movement. Allard P, Stokes IAF et Blanche J-P.
- Anderson, F.C., Pandy, M.G., 2001b. Dynamic optimization of human walking. *Journal of Biomechanical Engineering* 123, 381–390.
- Behr, M, 2004. Description et modélisation du comportement musculaire des membres pelviens. Thèse de doctorat, LBA-INSERM, Université de Marseille.
- Chapra, S.C., Canale, R.P., 2002. Numerical methods for engineers with software and programming applications. 4th edition. McGraw – Hill Higher Education. ISBN 0-07-243193-8.
- Collins, J.J., 1995. The redundant nature of locomotor optimization laws. *Journal of Biomechanics* 28, 251–267.
- Davy, D.T., Audu, M.L., 1987. A dynamic optimisation technique for predicting muscle forces in the swing phase of gait. *Journal of Biomechanics* 20, 187-201.
- Dellman, N.J., Haslegrave, C.M., Chaffin, D.B., 2004. Working postures and movements – tools for evaluation and engineering. CRC Press LLC. ISBN 0-415-27908-9.
- Dessailly, E., 2008. Analyse biomécanique 3D de la marche de l'enfant déficient moteur. Thèse de doctorat, Université de Poitiers.
- Dickerson, C.R., 2005. A biomechanical analysis of shoulder loading and effort during load transfer tasks. PhD thesis, University of Michigan
- 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, Université Claude Bernard Lyon 1.
- Dumas, R., Cheze, L., Verriest, J.P., 2007. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics* 40, 543-553.
- Erdemir, A., McLean, S., Herzog, W., Van der Bogert, A.J., 2007. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clinical Biomechanics* 22, 131-154.
- Gignoux, P., 1994. Etude tridimensionnelle des sollicitations mécaniques d'une hanche en mouvement. Thèse de Doctorat, Université Lyon I.
- Glitsch, U., Baumann, W., 1997. The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. *Journal of Biomechanics* 30, 1123–1131.
- Hoek van Dijke, G.A., Snijders, C.J., 1999. A biomechanical model on muscle forces in the transfer of spinal load to the pelvis and legs. *Journal of Biomechanics* 32, 927-933.

- Karlsson, D., Peterson, B., 1992. Towards a model for force predictions in the human shoulder. *Journal of Biomechanics* 25, 189-199.
- Legnani G., Righettini P., Zappa B., 1996. A homogeneous matrix approach to 3D kinematics and dynamics. *Mechanisms and machine theory. Part 1: theory. Mechanisms and machine Theory* 31, 573–587. Part 2: applications to chains of rigid bodies and serial manipulators. *Mechanisms and machine Theory* 31, 589–605.
- Lloyd, D.G., Besier, T.F., 2003. An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *Journal of Biomechanics* 36, 765–776.
- Loizeau, J., 1994. Optimisation de l'analyse du comportement mécanique du fémur humain. Aspects géométrique et dynamique. Thèse de Doctorat, Université de Paris.
- McLean, S.G., Huang, X., Su, A., van den Bogert, A.J., 2004. Sagittal plane biomechanics cannot injure the ACL during sidestep cutting. *Clinical Biomechanics* 19, 828–838.
- Manal, K. and T. S. Buchanan, 2003. A one-parameter neural activation to muscle activation model: estimating isometric joint moments from electromyograms. *Journal of Biomechanics* 36, 1197-202.
- Nocedal, J., Wright, S.J., 2006. *Numerical Optimization*. Springer. ISBN 978-0387-30303-1.
- Pandy, M.G., Zajac, F.E., Sim, E., Levine, W.S., 1990. An optimal control model for maximum-height human jumping. *Journal of Biomechanics* 23, 1185–1198.
- Pandy, M.G., 2001. Computer modeling and simulation of human movement. *Annu. Rev. Biomed. Eng.* 3, 245–273.
- Thelen, D. G., Schultz, A. B., 1994. Identification of dynamic myoelectric signal-to-force models during isometric lumbar muscle contractions. *Journal of Biomechanics* 27, 907-919.
- Willinger, R., 1988. Forces musculaires dans une articulation. Modélisation de la loi de comportement du muscle. Thèse de Doctorat, Université Louis Pasteur de Strasbourg.
- Zajac, F.E., 1989. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Crit. Rev. Biomed. Eng.* 17, 359–411.

5. Modèle musculosquelettique du membre supérieur

L'objectif de ce chapitre est de décrire la mise en place d'un modèle musculosquelettique du membre supérieur, plus particulièrement un modèle permettant d'estimer correctement les efforts de flexion-extension du coude.

Dans une première partie, nous décrivons brièvement l'anatomie et la physiologie du membre supérieur en mettant l'accent sur l'articulation du coude et le complexe de l'avant-bras. Cette étude nous permet de définir nos hypothèses de modélisation, en particulier : quels segments et quels muscles doivent être pris en compte ? Comment doit-on calculer les positions des os en fonction de la position globale du membre supérieur ?

Une fois les choix de modélisation établis, le modèle est mis en place sous Matlab. Les grandes étapes sont :

Au niveau des données squelettiques :

- Extraction des modèles géométriques des os du membre supérieur,
- Recalage des repères locaux des os dans les repères utilisés pour la simulation,

An niveau des données musculaires :

- Extraction des données géométriques des muscles du membre supérieur,
- Expression de ces données (insertions, origines, via points) dans les repères locaux, évaluation de la géométrie (bras de levier, actions physiologiques).
- Extraction et implémentation des propriétés physiologiques des muscles (effort maximal),
- Evaluation globale du modèle (capacité d'effort maximale).

5.1. Anatomie du membre supérieur

5.1.1. Cinématique

Notre objectif est de pouvoir simuler de manière réaliste le comportement des muscles du membre supérieur lors de flexions et extensions isométriques du coude. Pour cela, nous examinons d'abord l'anatomie et la physiologie du membre supérieur et en particulier du bras, de l'avant-bras et de l'articulation du coude.

La physiologie du membre supérieur est bien connue, nous utilisons comme références les ouvrages de Kapandji (Kapandji, 2002) et Bouisset (Bouisset, 2002). Les figures du Chapitre 5.1 sont tirées de l'ouvrage de Kapandji.

L'os du bras est l'humérus. La tête humérale (proximale) constitue avec la cavité glénoïde de la scapula (aussi appelée omoplate) l'articulation scapulo-humérale. Cette articulation est l'articulation principale du complexe de l'épaule. C'est une énarthrose, articulation à trois degrés de liberté (DDL) en rotation (comme la hanche).

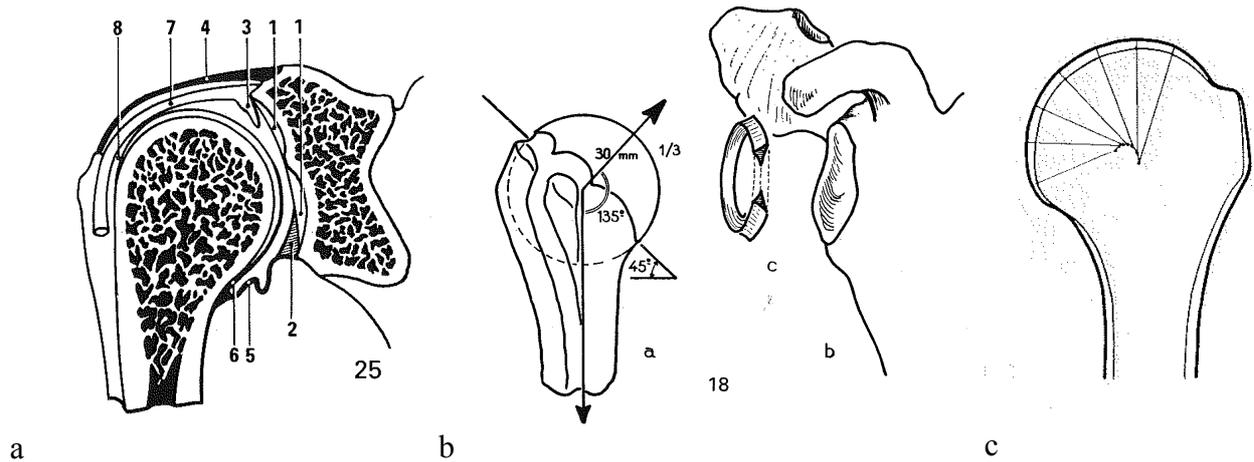


Figure 11 - Articulation scapulo-humérale. Coupe frontale (a) et vue globale (b) avec la sphère approximant la tête humérale. Variation du centre de courbure de la tête humérale (c).

La tête humérale peut être assimilée à une sphère d'à peu près 30 mm de diamètre. Cependant sa sphéricité n'est pas parfaite ; notamment, son diamètre vertical est plus grand de 3 à 4 mm que son diamètre horizontal. De plus, son rayon de courbure décroît légèrement de haut en bas. Le centre de rotation de la scapulo-humérale varie donc selon la position de l'épaule. Cependant les déplacements de ce centre restent faibles (3 ou 4 mm).

A son extrémité distale, l'humérus comprend deux surfaces articulaires, la trochlée humérale et le condyle huméral.

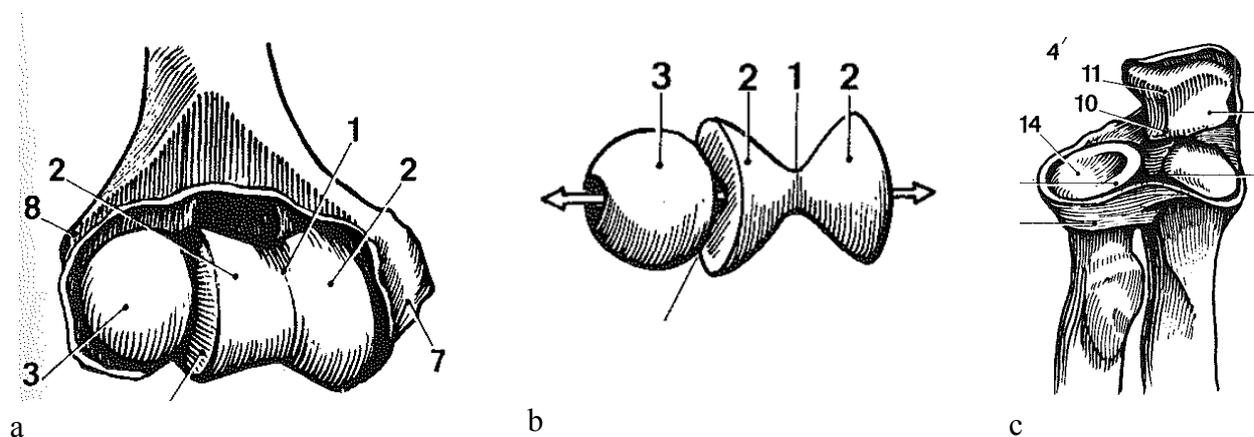


Figure 12 – a. anatomie de la partie distale de l'humérus. b. schématisation de la trochlée (2) et du condyle (3) huméral. c. surfaces proximales de l'ulna (10) et du radius (14).

La trochlée humérale a une forme de diabolo et l'ulna s'articule dessus. L'extrémité proximale de l'ulna comporte la grande cavité sigmoïde (Figure 12b, 1) qui a une forme complémentaire à celle de la trochlée humérale. L'articulation huméro-ulnaire forme donc un pivot (1 DDL en rotation). Notons cependant que la gorge de la trochlée humérale n'est pas exactement dans un plan orthogonal à l'axe de la trochlée (axe de rotation). En conséquence, il existe un couplage fonctionnel et l'angle d'abduction-adduction varie en fonction de l'angle de flexion-extension du coude : Pour la plupart des personnes, on observe un valgus physiologique lorsque le bras est tendu.

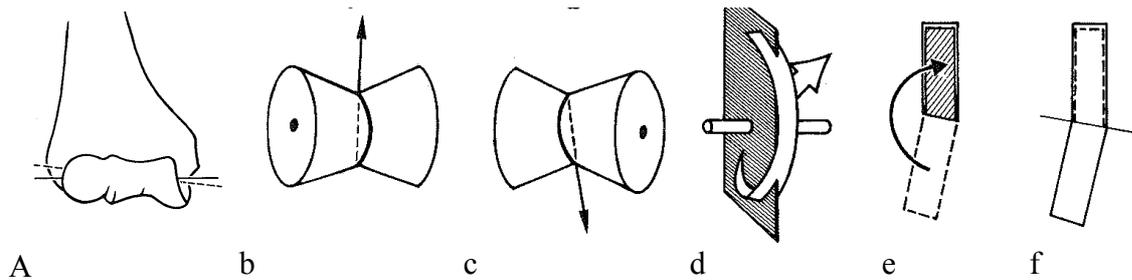


Figure 13 - L'axe de la gorge de la trochlée humérale n'est pas le même que celui de la trochlée (a,b,c). La gorge s'enroule en spirale autour de l'axe de la trochlée (d). En conséquence il y a un couplage fonctionnel entre l'angle d'abduction-adduction et celui de flexion (e,f).

Le condyle huméral a une forme de demi-sphère, sur laquelle vient s'articuler la cupule radiale (Figure 12c, 14) qui possède une concavité de forme complémentaire au condyle. L'articulation huméro-radiale possède donc 3 DDL en rotation.

En plus de la flexion-extension, l'avant-bras possède un deuxième DDL en rotation par rapport au bras : la prono-supination (Figure 14). Si l'on considère le bras et l'avant-bras comme deux solides rigides, ce DDL correspond à la rotation axiale du bras par rapport à l'avant-bras. Cependant, ce DDL n'est pas directement présent dans le coude ; la prono-supination s'effectue au sein de l'avant-bras qui est en réalité composé de deux segments (ulna et radius).

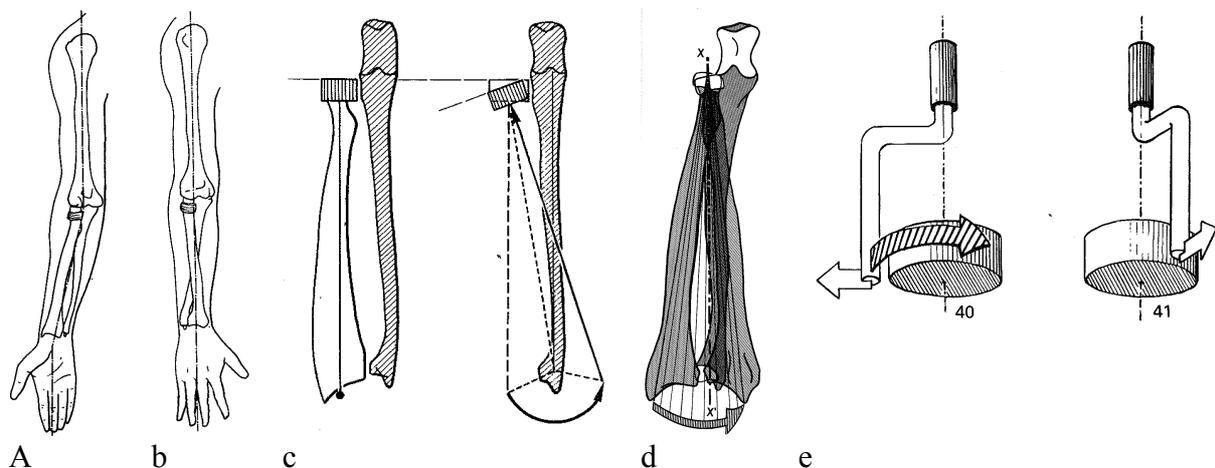


Figure 14 - Mouvement de prono-supination (a,b) et mouvement des os associé (c,d). Modèle cinématique correspondant (e).

Comme nous l'avons dit plus haut, l'ulna est approximativement en pivot par rapport à l'humérus. C'est en fait le radius, qui possède 3 DDL en rotation par rapport à l'humérus, qui est responsable de la prono-supination. La cinématique du mouvement de prono-supination est principalement due au radius effectuant une rotation autour d'un axe passant par le centre de la cupule radiale et le centre de la tête ulnaire. On comprend ainsi que les muscles s'insérant sur le radius pourront avoir une action de prono-supination, alors que ceux s'insérant sur l'ulna seront uniquement fléchisseurs ou extenseurs.

5.1.2. Muscles moteurs de la flexion-extension

Les muscles moteurs de la flexion du coude sont essentiellement au nombre de trois :

Le brachial antérieur, mono-articulaire et exclusivement fléchisseur du coude. Son origine se situe sur la face antérieure de l'humérus et son insertion sur l'ulna.

Le long supinateur (brachoradial) trouve son origine sur le bord externe de l'humérus, et s'insère sur l'apophyse styloïde du radius. Il est essentiellement fléchisseur du coude. Il est très accessoirement supinateur dans la pronation extrême, et pronateur dans la supination extrême, du fait de son insertion radiale.

Le biceps brachial est le principal fléchisseur du coude. Son insertion se situe sur une tubérosité du radius. Le biceps se divise en deux chefs, le long et le court. Leurs origines ne se situent pas sur l'humérus mais sur l'omoplate. Le long chef traverse l'articulation scapulo-humérale et s'insère sur le tubercule sus-glénoïdien de l'omoplate. Le court chef s'insère sur l'apophyse coracoïde. L'action principale est la flexion du coude mais le biceps est aussi supinateur du fait de son insertion radiale.

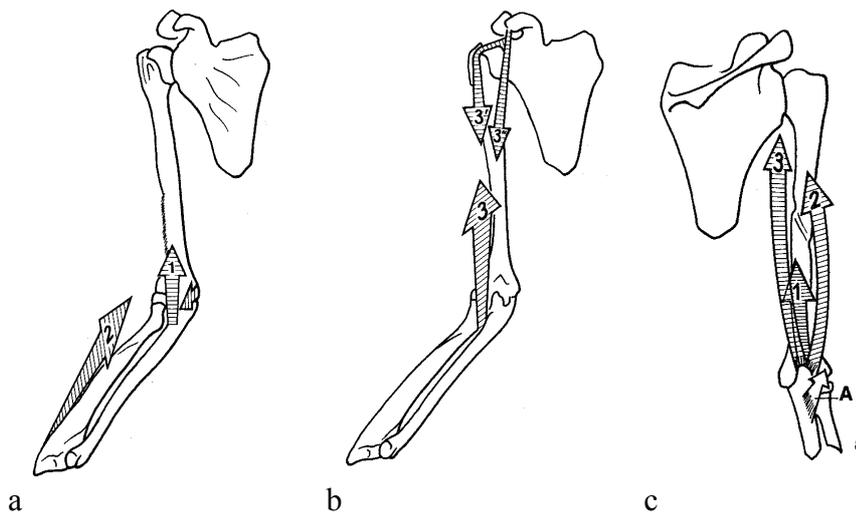


Figure 15 - représentation schématique des lignes d'action des muscles fléchisseurs et extenseurs du coude : a. Brachial (1), Long supinateur (2). b. Biceps brachial, long chef (3') et court chef (3''). c. Triceps brachial, vaste interne (1), vaste externe (2) et long chef (3).

L'extension du coude est due à l'action d'un seul muscle, le triceps brachial. L'anconeus a une action négligeable en extension car son bras de levier par rapport à l'axe de flexion-extension est très faible. Le triceps brachial est formé de trois chefs qui se terminent par une insertion commune sur l'olécrane (donc sur l'ulna) :

- Le vaste interne, qui se fixe sur la face postérieure de l'humérus,
- Le vaste externe, qui trouve son origine sur le bord externe de l'humérus,
- La longue portion ou long chef, qui ne s'insère pas sur l'humérus mais sur l'omoplate, au niveau du tubercule sous-glénoïdien.

5.1.3. Muscles moteurs de la pronation-supination

Pour comprendre le fonctionnement des muscles pronateurs et supinateurs, il convient d'examiner plus précisément la forme du radius. Nous voyons que le radius peut être décrit comme trois segments droits formant un Z. Ces trois branches forment deux extrémités qui sont situées chacune d'un côté de l'axe de pronation-supination : la courbure supinatrice, et la courbure pronatrice. Ainsi, les muscles auront une action pronatrice ou supinatrice selon qu'ils s'insèrent sur l'une ou l'autre de ces extrémités.

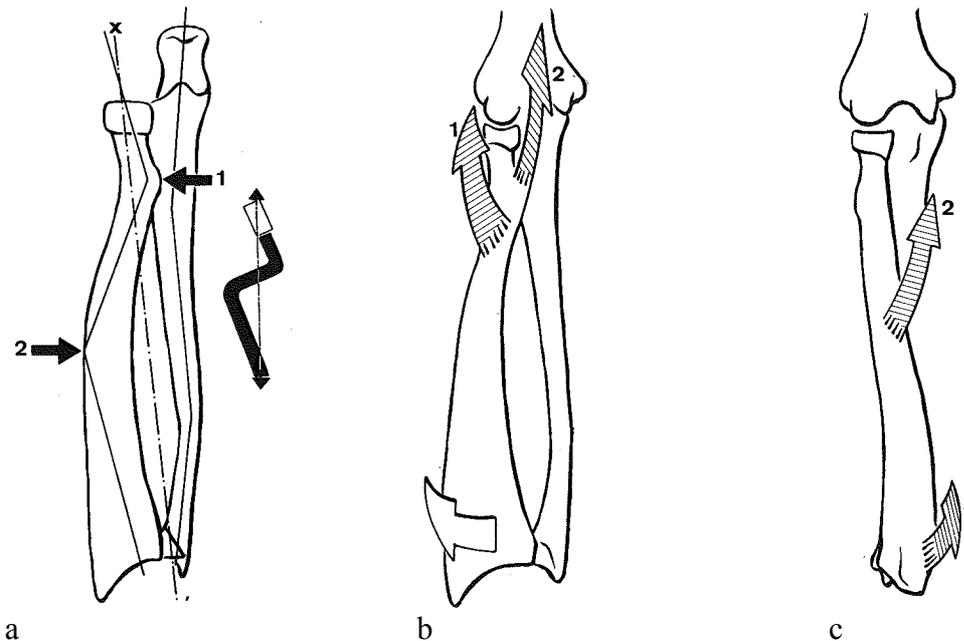


Figure 16 – a. forme du radius montrant la courbure supinatrice (1) et la courbure pronatrice (2). b. Insertions des muscles supinateurs : court supinateur (1) et biceps brachial (2). c. muscles pronateurs : carré pronateur (1) et rond pronateur (2).

Il existe deux muscles supinateurs :

- Le court supinateur, qui s'enroule autour du col du radius et agit par déroulement ;
- Le biceps brachial, inséré sur le sommet de la courbure supinatrice de l'ulna, qui agit par traction. Le biceps est le plus puissant supinateur.

Il existe deux muscles pronateurs :

- Le carré pronateur, enroulé autour de la partie distale de l'ulna, qui agit par déroulement,
- Le rond pronateur, inséré sur la courbure pronatrice, qui agit par traction mais dont le bras de levier (et donc l'action) est faible,

Il faut ajouter le cas particulier du long supinateur. Ce muscle est principalement fléchisseur du coude mais il est aussi supinateur de la pronation extrême à la position neutre, et pronateur de la position neutre à la supination extrême.

5.1.4. Points anatomiques remarquables et définition des repères locaux

Expérimentalement, l'enregistrement de la position du sujet se fait en collant des marqueurs rétro-réfléchissants sur la peau. Certains de ces marqueurs sont placés en regard de points anatomiques aisément identifiables. Pour le membre supérieur, les points couramment utilisés sont :

Pour le bras, les condyles huméraux (extrémité médiale de la trochlée humérale et extrémité latérale du condyle huméral), notés ici MHE pour le condyle interne (trochlée, côté ulna) et LHE pour le condyle externe (condyle, côté radius) ;

Pour l'avant-bras, les styloïdes radial (RS) et ulnaire (US), qui correspondent anatomiquement à l'extrémité des apophyses styloïdes du radius et de l'ulna. Dans la pratique, lors de mouvements de prono-supination, ces marqueurs « tournent » en suivant le mouvement global de l'avant-bras autour de l'axe de prono-supination. Le marqueur Styloïde ulnaire (US) suit en réalité le pourtour de la tête ulnaire, il ne correspond plus à un point fixe sur l'os.

Pour le torse, les extrémités du sternum, c'est-à-dire le processus xiphoïde PX en bas et l'incisure jugulaire IJ en haut ; l'épine de la 7^e vertèbre cervicale C7, et l'extrémité antérieure de l'acromion AC (qui appartient à la scapula). Nous ne nous intéressons pas ici au complexe de l'épaule.

5.2. Développement du modèle

5.2.1. Données squelettiques

Comme pour le modèle squelettique du membre inférieur, la géométrie des os du membre supérieur est tirée du modèle HUMOS (HUman MOdel for Safety) (Vezin et al, 2005). Rappelons que ce modèle numérique est issu de la digitalisation d'un sujet cadavérique masculin, de taille proche du 50^{ème} percentile, immobilisé en position de conduite. Ce modèle est à l'origine destiné à une utilisation en éléments finis, notamment la simulation d'accidents automobiles.

Ainsi, nous disposons du maillage de chaque « élément » du modèle corps complet, par exemple les organes, tissus mous, et squelette. Chacun de ces éléments constitue une « part » du modèle et il est donc aisé d'isoler les éléments d'intérêt (Figure 17).

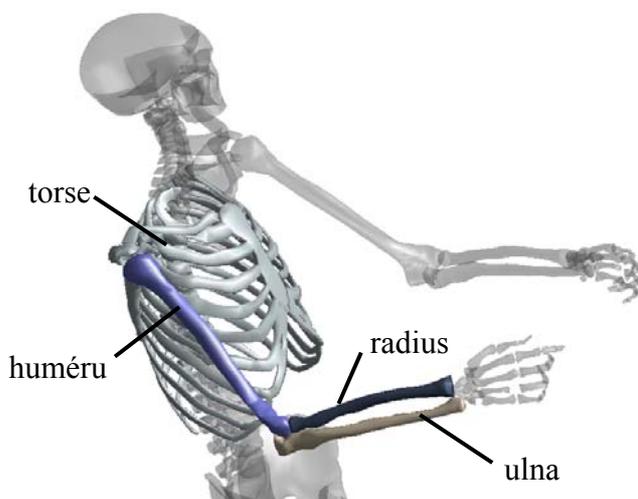


Figure 17 - modèle HUMOS de base. Les éléments exportés sont indiqués.

Nous exportons les maillages de l'humérus, du radius, de l'ulna, et des os de la main (os du carpe et phalanges) au format VRML, format standard et largement utilisé pour la description d'objets en 3 dimensions. Nous adaptons les données géométriques pour chaque os afin de pouvoir être utilisées sous Matlab®. Pour cela, nous créons un fichier au format XML contenant un item correspondant à chacun des os. Chaque item contient lui-même la liste des nœuds (3 coordonnées x n nœuds) et la liste des faces du maillage. Une face est en fait constituée des numéros des nœuds correspondant aux sommets de cette face. Cependant, certaines faces sont triangulaires et d'autres quadrilatérales, et il est impossible sous Matlab® d'utiliser un maillage comportant des faces où le nombre de sommets varie. Nous développons donc un algorithme simple pour découper les faces quadrilatérales en deux faces triangulaires.

Cet algorithme procède de la façon suivante :

1. Identification des faces à plus de trois nœuds,
2. Identification de deux nœuds non consécutifs dans la face (donc diagonalement opposés),

3. Création d'une première « demi-face » constituée des deux nœuds de l'étape 2, plus un des deux nœuds restants de la face originale,
4. Création de la deuxième demi-face avec les deux nœuds de l'étape 2 plus le nœud non utilisé pour la première demi-face.

5.2.2. Points anatomiques

La prochaine étape est d'identifier sur chaque segment tous les points anatomiques nécessaires. La liste des points identifiés pour chaque segment est présentée dans le Tableau 1. Une fois les points anatomiques identifiés sur le modèle, ils sont associés au segment rigide auquel ils appartiennent. Remarquons que certains points sont considérés communs à deux segments ; par exemple le centre de l'articulation gléno-humérale SJC est commun au torse et à l'humérus. La Figure 18 montre l'emplacement des points anatomiques sur chaque segment.

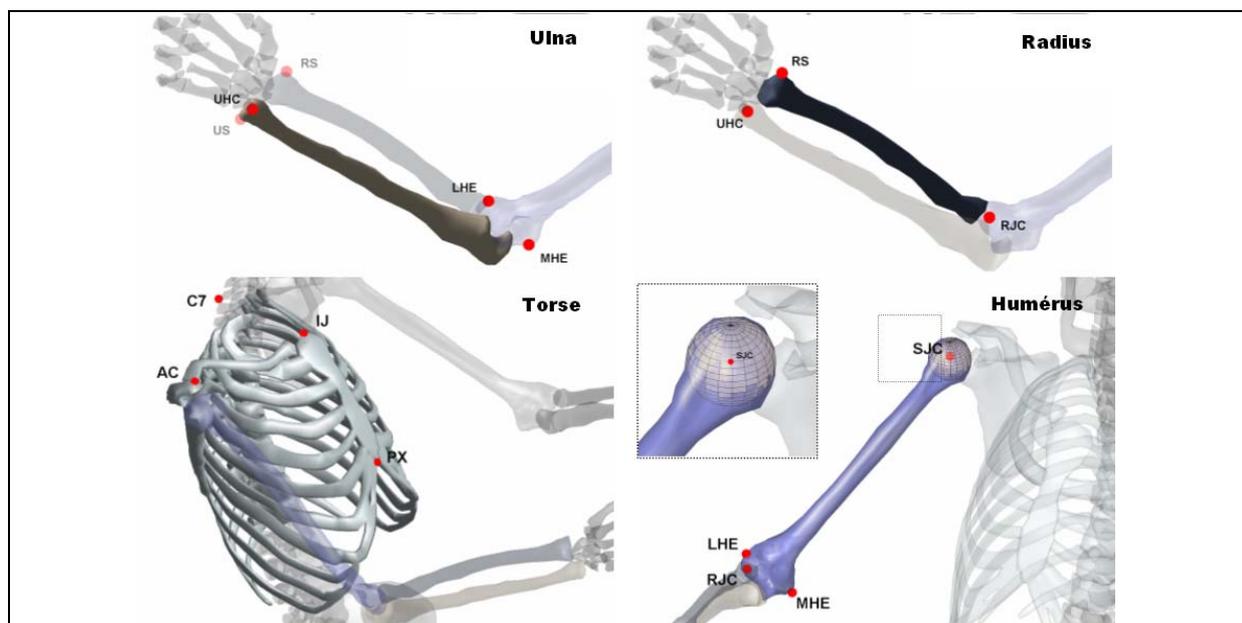


Figure 18 - localisation des points remarquables sur le modèle.

Tableau 1 - Points remarquables identifiés sur chaque segment du modèle squelettique.

Segment	Dénomination	Description	Intérêt
Torse	PX	Point le plus bas du sternum	Marqueur
	IJ	Point le plus haut du sternum	Marqueur
	AC	Acromion (point le plus frontal)	Détermination de SJC
	C7	Epine de la 7 ^e cervicale	Marqueur
Humérus	SJC	Centre de la tête humérale	Point anatomique
	LHE	Condyle externe	Marqueur
	MHE	Condyle interne	Marqueur
	RJC	Centre du condyle huméral	Point anatomique
Ulna	US	Styloïde ulnaire	Marqueur
	LHE	Condyle externe	Marqueur
	MHE	Condyle interne	Marqueur
	UHC	Centre de la tête ulnaire	Point anatomique
Radius	RS	Styloïde radial	Marqueur
	RJC	Centre du condyle huméral	Point anatomique
	UHC	Centre de la tête ulnaire	Point anatomique

5.2.3. Attitude du torse

Le torse est le segment racine de notre modèle. Ce segment comprend les vertèbres thoraciques, les côtes, la clavicule et l'omoplate droites (cf. § ci-dessous). Son attitude est exprimée dans le repère global par la matrice homogène T_T . Cette matrice est calculée à partir de la position des marqueurs IJ, PX et C7. La construction du repère est détaillée dans le Tableau 2.

5.2.4. Attitude de l'épaule

La position de l'épaule joue un rôle dans la flexion-extension du coude. En effet, même si la plupart des muscles agissant sur la flexion-extension du coude sont mono-articulaires, les longs chefs du biceps et du triceps brachial s'insèrent sur la scapula. En conséquence, un déplacement de la scapula entraîne une modification de la ligne d'action de ces muscles et donc une modification de leur bras de levier sur le coude.

Cependant, des études (Karlsson et al. 1992 ; Raikova, 1992, Hogfors et al. 1991) indiquent que pour des flexions et abductions faibles de l'épaule (jusqu'à 60° de flexion) les déplacements de la scapula restent faibles. En conséquence, les déplacements des insertions du long biceps et du long triceps restent limités. De plus, la cinématique du complexe de l'épaule (thorax, clavicule, scapula, humérus) est extrêmement complexe et a fait l'objet de très nombreuses études. Considérant le cadre de notre étude et les objectifs de notre modèle, il ne nous apparaît pas judicieux de modéliser toute la cinématique de l'épaule simplement pour avoir une plus grande précision sur les insertions du long biceps et du long triceps.

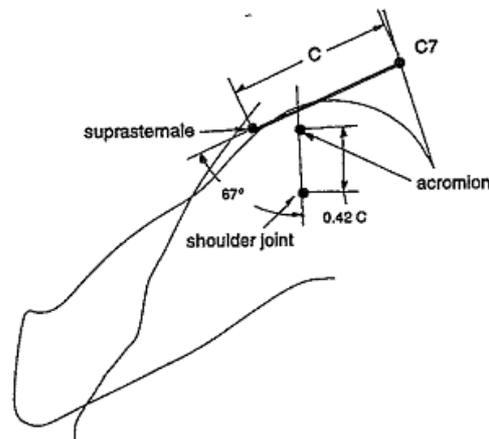


Figure 19 - Localisation du centre de l'épaule par régression (Reed 1999).

En conséquence, nous ne modélisons pas la cinématique complète du complexe de l'épaule. Dans notre modèle, la scapula et la clavicule sont considérées fixes par rapport au thorax.

Le centre de l'articulation gléno-humérale, ou SJC ('Shoulder Joint Center'), est pris au centre de la sphère approximant au mieux la tête humérale. Sa position expérimentale est obtenue

par régression à partir des marqueurs C7, IJ, PX et Acromion, selon la méthode définie par Reed ([8]) (cf. Figure 19). Cette méthode donne la position de SJC dans le repère du segment torse T_T , pour une posture proche d'une position de conduite.

L'attitude de l'humérus (segment Bras) est décrite par la matrice homogène T_H . Cette dernière est calculée à partir des marqueurs LHE, MHE et du point SJC. La construction du repère est détaillée dans le Tableau 2.

5.2.5. Attitude du complexe bras – avant-bras

Comme nous l'avons vu au chapitre précédent, certains muscles fléchisseurs du coude ont également une action pronatrice ou supinatrice. Ces actions secondaires entraînent des co-contractions lors d'efforts de flexion ou d'extension du coude. En conséquence, la répartition des efforts musculaires en est modifiée. Il nous apparaît donc important de prendre en compte la prono-supination dans notre modèle.

Or, l'action pronatrice ou supinatrice des muscles dépend de la localisation de leur insertion sur le radius. Plus précisément, le muscle sera pronateur ou supinateur selon que son insertion se trouve d'un côté ou de l'autre de l'axe de prono-supination. Les bras de levier des muscles en prono-supination sont assez faibles, ce qui signifie que la modélisation ne peut pas être trop grossière sous peine de faire des erreurs importantes dans l'estimation de ces derniers. Pour obtenir une estimation satisfaisante de l'action pronatrice et supinatrice, nous avons besoin :

- D'une estimation correcte de l'axe de prono-supination,
- D'une modélisation suffisamment précise de la géométrie de l'ulna, en particulier d'une bonne représentation des courbures pronatrice et supinatrice,
- D'une cinématique correcte de l'ulna lors de mouvements de prono-supination.

Remarquons cependant qu'il est impossible expérimentalement d'enregistrer les mouvements du radius et de l'ulna indépendamment. En effet, il faudrait pour cela placer 3 marqueurs sur chacun de ces deux os. Or, les seuls points anatomiques sur lesquels nous pouvons placer des marqueurs de manière fiable sont les styloïdes radial et ulnaire. Les marqueurs techniques placés sur l'avant-bras ne suivent pas correctement les mouvements du radius lors de la prono-supination car les mouvements de la peau par rapport aux os sont très importants. Il est donc nécessaire d'ajouter des contraintes supplémentaires pour pouvoir reconstruire le mouvement du radius et de l'ulna.

Nous adoptons donc la modélisation suivante :

- L'ulna est en liaison pivot avec l'humérus, seule la flexion-extension est permise.
- Le radius est en liaison rotule avec l'humérus par le centre du condyle huméral.
- Le radius est en rotation autour de l'axe de prono-supination qui passe par le centre du condyle huméral et le centre de la tête ulnaire.

5.2.6. Attitude de l'ulna

L'ulna n'a qu'un DDL en flexion-extension par rapport à l'humérus. L'axe de flexion-extension est pris comme l'axe joignant les condyles huméraux. Ainsi ces points sont communs à l'humérus et à l'ulna (fixes dans chacun de ces repères). On peut exprimer O_H dans le repère lié à l'ulna.

Le centre de la tête ulnaire, UHC, est sur l'axe de pronosupination. Ce point est d'abord repéré sur le modèle squelettique dans la position de référence. Les styloïdes radial et ulnaire sont également repérés de la même manière. Dans cette position, nous évaluons la position de UHC par une fraction de la distance entre US et RS. Nous faisons l'hypothèse que durant l'expérimentation, les marqueurs US et RS placés sur les styloïdes suivent la peau qui, elle, glisse sur les os en suivant le mouvement de pronosupination. Par conséquent, le marqueur US décrit une rotation autour de l'axe de pronosupination.

Nous choisissons de projeter le point UHC initialement estimé sur l'axe US-RS. Le point UHC est reconstruit, à chaque instant, comme restant sur la droite reliant US et RS, avec la proportion de distance entre US et RS initialement établie.

L'attitude de l'ulna est décrite par la matrice T_U . Cette dernière est calculée à partir des points UHC, MHE et LHE. La construction du repère est détaillée dans le Tableau 2.

5.2.7. Attitude du radius

Le radius possède 3 DDL en rotation par rapport à l'humérus (liaison rotule). Nous prenons comme centre de cette liaison, RJC, le centre de la sphère approximant au mieux le condyle huméral. Comme tous les points localisés sur le modèle squelettique, RJC est ensuite exprimé dans le repère local de l'humérus et du radius en utilisant la position de référence du repère Humos.

Le radius possède également deux DDL en pivot glissant autour de l'axe de pronosupination. Cet axe est défini comme l'axe joignant le centre de l'articulation huméro-radiale RJC et le centre de la tête ulnaire UHC. Le DDL « manquant » provient du fait que l'axe du pivot passe par RJC.

L'attitude du radius est décrite par la matrice T_R . Cette dernière est calculée à partir des points RS, RJC (déterminé après placement de l'humérus) et UHC (déterminé après placement de l'ulna). La construction du repère est détaillée dans le Tableau 2.

L'axe de flexion-extension du coude est l'axe Z_H . L'axe de pronosupination (axe de rotation du radius) est l'axe UHC – RJC. Ces deux axes ne sont pas orthogonaux. Pour le calcul dynamique, il convient de choisir une base orthonormée. Comme les efforts les plus importants se font en flexion-extension, nous choisissons de favoriser cet axe. Le calcul des actions mécaniques se fait dans la matrice T_U . L'axe Z_U est l'axe de flexion-extension, l'axe Y_U est l'axe de pronosupination. Les efforts musculaires doivent équilibrer les moments sur ces deux axes. Nous considérons que les moments sur l'axe X_U ne sont pas dus aux muscles mais équilibrés par les structures articulaires passives. Remarquons que pour le coude, les axes de flexion-extension et de pronosupination cinématiques (Z_H et P , respectivement) sont différents des axes mécaniques, sur lesquels sont exprimées les réactions (forces et moments) articulaires (Z_U et Y_U respectivement).

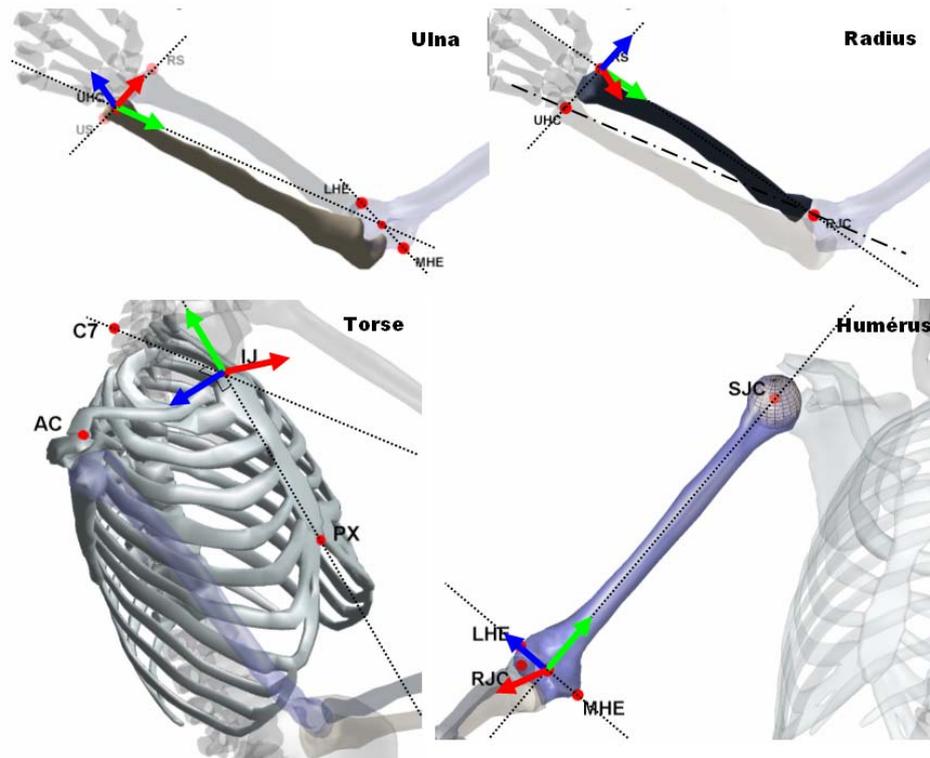


Figure 20 - Repère local associé à chaque segment. X Y Z

Tableau 2 - Construction des repères locaux associés à chaque segment.

Segment	Repère	Construction	Remarques
Torse	O_T	IJ	Marqueur
	Y_T	De PX à O_T	Les deux points de l'axe sont des marqueurs
	Z_T	Ortho. à (PX, IJ, C7)	Les trois points sont des marqueurs. Orienté vers la droite
	X_T	$Y_T \times Z_T$	Orienté vers l'avant
Humérus	O_H	Centre (LHE, MHE)	Les deux points sont des marqueurs.
	Y_H	De O_H à SJC	SJC est obtenu dans le repère Torse par régression
	X_H	Ortho. à (SJC, LHE, MHE)	Orienté vers l'avant
	Z_H	$X_H \times Y_H$	Axe de flexion-extension cinématique
Ulna	O_U	UHC	Obtenu par régression à partir des marqueurs (US, RS)
	Y_U	De O_U à O_H	Axe de pronation-supination mécanique
	X_U	Ortho. à (LHE, MHE, O_U)	Marqueurs
	Z_U	$Y_U \times X_U$	Axe de flexion-extension mécanique
Radius	O_R	RS	Marqueur
	Y_R	De O_R à RJC	RJC localisé sur le modèle
	X_R	Ortho. à (UHC, RS, RJC)	
	Z_R	$X_R \times Y_R$	
	P	De UHC à RJC	Axe de pronation-supination cinématique

Afin de pouvoir exprimer les positions des segments du membre supérieur de manière plus intuitive, nous calculons des angles articulaires à partir des matrices homogènes T associées à chaque segment. Les conventions adoptées pour le calcul des angles sont résumées dans le Tableau 3. Nous respectons les conventions de l'ISB (Wu et al., 2005) lorsque celles-ci sont cohérentes avec nos choix de modélisation.

Tableau 3 - conventions pour la définition des angles articulaires à partir des matrices homogènes liées aux repères segmentaires.

Articulation	angle	Définition	Remarques
Epaule (glénohumérale)	θ_{FE}	Rotation de T_H / T_T selon Z_T	Flexion de l'épaule
	θ_{AA}	Rotation de $T_{H'} / T_T$ selon X'	Abduction de l'épaule
	θ_R	Rotation de $T_{H''} / T_T$ selon $Y_{H''}$	Rotation axiale de l'épaule
Coude	θ_{FE}	Rotation de T_U / T_H autour de Z_H	Flexion du coude
	θ_{PS}	Rotation de T_R / T_H autour de P	Prono-supination

5.2.8. Données musculaires

Nous souhaitons prendre en compte les muscles entrant en action dans les mouvements de flexion et d'extension du coude. Les muscles suivants sont modélisés :

- Biceps brachial, courte et longue portion. Les deux chefs du biceps sont modélisés par deux lignes d'action ayant des insertions proximales différentes sur la scapula (cf. § 5.1.2).
- Brachoradial ou Long supinateur, qui possède un seul chef, modélisé par une ligne d'action allant de l'humérus à l'extrémité distale du radius.
- Brachial antérieur, modélisé également par une ligne d'action s'insérant sur l'humérus d'une part et sur l'ulna d'autre part.
- Triceps brachial, divisé en trois lignes d'action représentant chacune un de ses chefs. La longue portion s'insère sur l'omoplate (segment Torse) alors que les deux autres s'insèrent sur l'humérus.

Tableau 4 - Données géométriques du modèle musculaire du membre supérieur. PCSA = Section physiologique (cm²). Body = repère d'expression des coordonnées (T : Torse, H : Humérus, R : Radius, U : Ulna). Coordonnées des points en mm.

Muscle	Nom	Description	PCSA	Noeud	Segment	X	Y	Z
Biceps Brachial	Biceps_bra_long	Long chef du biceps	11.91	Origine	T	-42.2	7.5	153.0
				Via_1	H	18.1	5.6	1.44
				Insertion	R	1.2	-45.5	-19
	Biceps_bra_short	Court chef du biceps	13.99	Origine	T	-42.2	7.5	153.0
				Insertion	R	1.2	-45.5	-19
Brachialis	Brachialis	Brachial antérieur	25.88	Origine	H	14.7	-184.3	-0.8
				Insertion	U	-8.6	-56.8	-1.2
Brachoradialis	Brachoradialis	Long supinateur	5.65	Origine	H	12.5	-267.6	1.1
				Insertion	R	9.0	-251.9	9.7
Triceps	Triceps_bra_med	Chef médial du triceps	18.78	Origine	H	-7.9	-222.1	-5.1
				Via_1	U	-17.4	20.4	-0.4
				Insertion	U	-38.1	12.2	-5.4
	Triceps_bra_lat	Chef latéral du triceps	38.45	Origine	H	-6.5	-73.8	-3.0
Via_1				U	-17.4	20.4	-0.4	
Insertion				U	-38.1	12.2	-5.4	
	Triceps_bra_lng	Long chef du triceps	19.07	Origine	T	-49.3	9.7	149.6
Via_1				U	-17.4	20.4	-0.4	
Insertion				U	-38.1	12.2	-5.4	

Il existe dans la littérature (Amis et al., 1980, Gonzalez et al., 1996, Murray et al., 1995, Lemay et al., 1996) des jeux de données géométriques pour les muscles du membre supérieur, issus d'études anatomiques. Cependant, les systèmes d'axes utilisés ne sont pas toujours clairement définis, et il est donc difficile d'utiliser les données fournies dans ces publications. L'article de Garner et Pandy (2000) nous donne cependant une description complète et

exploitable des données géométriques des muscles, et nous utilisons ces valeurs pour notre modèle. Certaines aberrations, par exemple la pénétration du Triceps dans l'ulna lorsque le coude est très fléchi, sont relevées, le modèle est corrigé en conséquence par ajustement des points d'origine, d'insertion et l'ajout d'éventuels points de passage. La géométrie musculaire est également comparée aux descriptions anatomiques de Kapandji (2002). Les coordonnées des points d'origine, d'insertion et de passage sont présentées dans le Tableau 4 ci-dessus. La Figure 21 présente une vue d'ensemble du modèle.

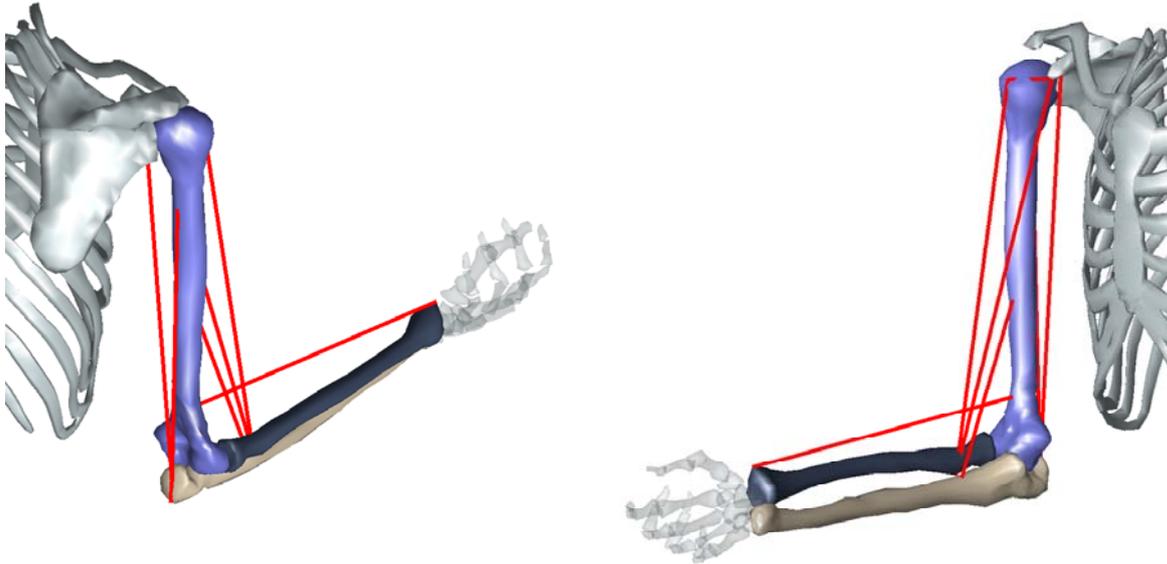


Figure 21 - vue d'ensemble de la représentation géométrique du modèle musculaire.

5.3. Evaluation du modèle

Nous procédons maintenant à l'évaluation de notre modèle musculaire ainsi construit. Bien évidemment, nous procédons en premier lieu à une inspection visuelle du modèle dans différentes configurations, notamment afin de s'assurer que les lignes d'action musculaires ne suivent pas des chemins aberrants lorsque la position du coude varie. Cette évaluation est purement qualitative et assez grossière, mais elle permet toutefois de détecter de grosses incohérences dans la géométrie musculaire.

Ensuite, et comme pour le modèle du membre inférieur, cette évaluation se fait en deux étapes :

La première étape est une validation de la géométrie du modèle. En particulier, nous nous intéressons aux bras de levier musculaires, car ils donnent une indication directe et quantitative de l'action physiologique d'un muscle et de son efficacité.

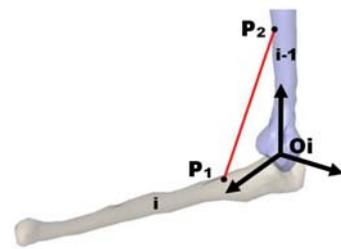
La deuxième étape consiste à évaluer la capacité du modèle à prédire les efforts volontaires maximaux (FMV) en flexion et extension isométrique du coude. D'une part, la valeur absolue de la FMV prédite par notre modèle nous indique sa fidélité par rapport à un sujet réel en termes de capacité d'effort. Ensuite, l'étude de la variation de la FMV en fonction de la position du coude constitue une évaluation globale du modèle.

5.3.1. Bras de levier musculaires

Nous calculons les bras de levier musculaires sur chacun des deux axes de l'avant-bras, soit l'axe de flexion-extension Z_U et l'axe de pronation-supination Y_U . Les bras de levier sont calculés pour différentes positions de l'avant bras afin de s'assurer que l'action de chaque muscle reste correcte sur toute l'amplitude articulaire. Rappelons l'expression du vecteur bras de levier :

$$\overrightarrow{BL_{j/i}} = \overrightarrow{O_i P_{1j}} \times \frac{\overrightarrow{P_1 P_2}}{\|\overrightarrow{P_1 P_2}\|} \quad (8),$$

où $BL_{j/i}$ désigne le bras de levier du muscle j sur le joint $i-1/i$ (action de $i-1$ sur i), O_i le centre du joint, P_1 et P_2 l'insertion du muscle j sur le segment i et $i-1$, respectivement. $BL_{j/i}$ est exprimé dans le repère du segment i , donc dans notre cas dans le repère T_U .



Dans le cas des muscles possédant plusieurs chefs (ici le biceps et le triceps, avec respectivement 2 et 3 chefs), nous calculons un BL global. Celui-ci correspond à la moyenne des BLs de chaque chef, pondérée par sa PCSA :

$$\overrightarrow{BL_{TOT}} = \sum_k \frac{PCSA_k \cdot \overrightarrow{BL_k}}{PCSA_{TOT}} \quad (9),$$

où k désigne le k -ième chef du muscle, $PCSA_k$ la section physiologique de ce chef et BL_k le bras de levier calculé pour ce chef. On obtient une seule valeur de bras de levier pour un muscle possédant plusieurs chefs. Procéder ainsi revient à considérer que les différentes portions d'un même muscle exercent le même effort, donc qu'elles sont commandées par les mêmes unités motrices.

Les bras de levier de chaque muscle sont calculés pour des angles de flexion du coude allant de 20° à 140° , et des angles de pronosupination de 0° à 160° , et ce par pas de 20° . Au total, 63 positions sont calculées. Nous conservons les dimensions du modèle Humos original. La Figure 22 ci-dessus montre les valeurs des bras de levier musculaires en flexion-extension (axe Z_U), en fonction des angles de flexion-extension et de pronosupination. Une valeur positive indique une action de flexion, une valeur négative indique une action d'extension.

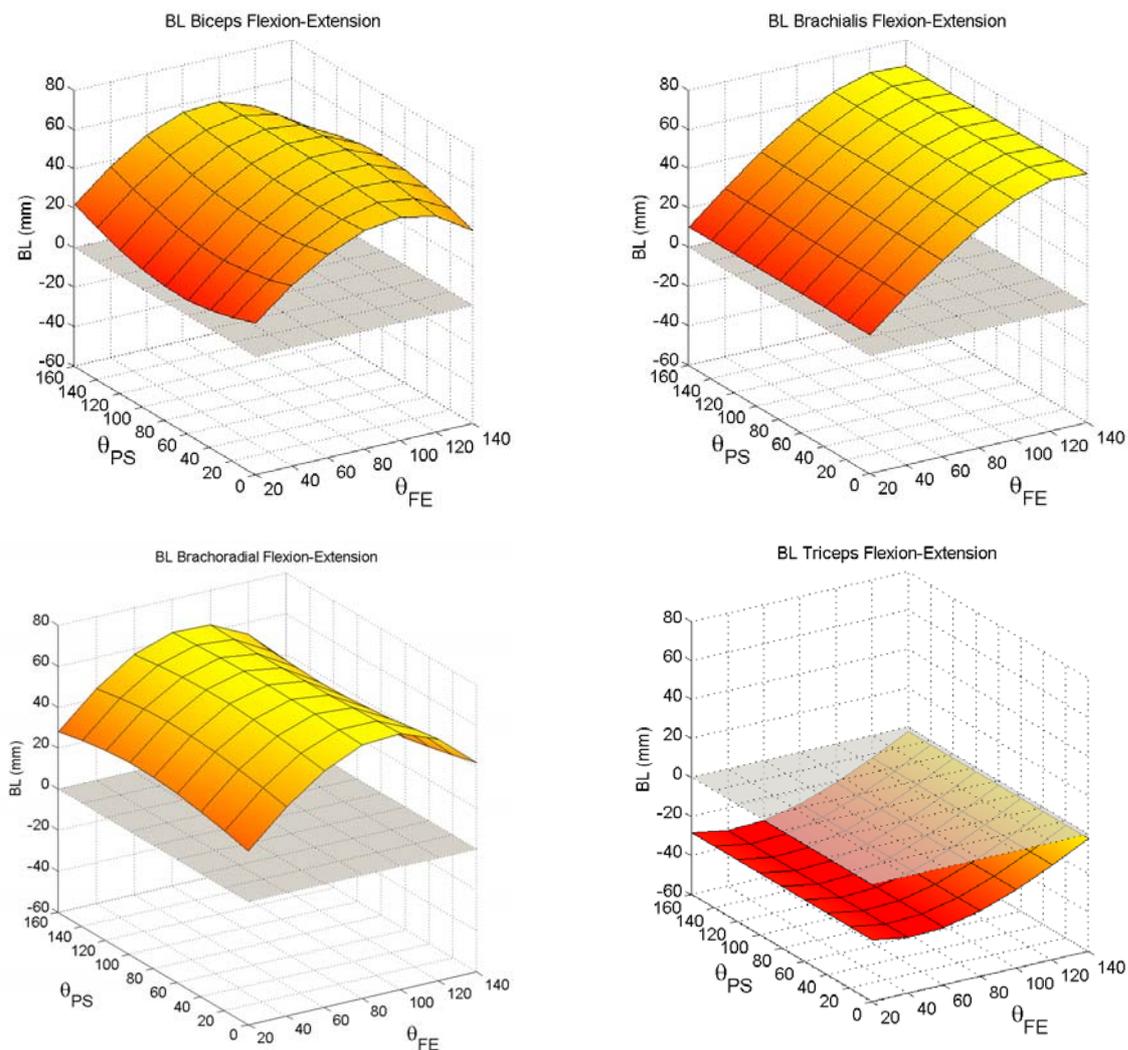


Figure 22 - bras de levier en flexion-extension des muscles du modèle, en fonction de l'angle de flexion du coude θ_{FE} et de l'angle de pronosupination θ_{PS} . Un bras de levier positif indique un fléchisseur, un bras de levier négatif, un extenseur.

Le brachial présente le BL le plus important avec une valeur maximum de 67.5 mm dans la flexion extrême (140°). Le BL et donc l'efficacité de ce muscle décroît avec l'extension du

coude. Son BL minimal est de 10.5 mm dans l'extension extrême (20°). La position en pronosupination n'a pas d'influence sur le BL du brachial puisque ce dernier s'insère sur l'ulna.

Le brachoradial ou long supinateur possède un BL maximal de 64.8 mm pour une flexion intermédiaire du coude (80°). Lorsque le coude s'écarte de 80° de flexion, le BL décroît pour atteindre un minimum de 24.6 mm dans l'extension extrême et 31.8 mm dans la flexion extrême. A titre de comparaison, les études de Garner et Pandy (2000) et de Murray (1995) donnent des valeurs maximales de 75 mm et 60 mm respectivement, ce qui est comparable à notre modèle, alors que celle de An et al. (1981) donne une valeur inférieure avec un BL maximal de 40 mm pour ce muscle. La Figure 23a montre la valeur du BL du brachoradial en fonction de l'angle de flexion θ_{FE} , pour un angle de pronosupination fixe $\theta_{PS} = 80^\circ$ (ce qui correspond à une « coupe » à $\theta_{PS} = 80^\circ$ de la surface de la Figure 22). Sur la même figure, sont représentées des valeurs tirées de la littérature : celles obtenues selon le modèle de Garner et Pandy, ainsi que celles fournies par les trois études anatomiques de An (1981), Murray (1995) et Lemay (1996) pour « une position neutre de pronosupination ». La valeur de l'angle de pronosupination n'est toutefois pas précisée.

L'angle de pronosupination a un également un effet sur le bras de levier du brachoradial. Ce dernier est maximal pour une position neutre de pronosupination (80°) et diminue lorsque l'on s'écarte de cette position. Pour un angle de flexion donné, la variation du BL du brachoradial due à l'angle de pronosupination est de 13% en moyenne. L'angle de pronosupination a un effet plus important dans les positions de flexion et d'extension extrême avec une variation du BL de 24% et 26% respectivement. Elle est de 3% seulement en flexion moyenne (80°).

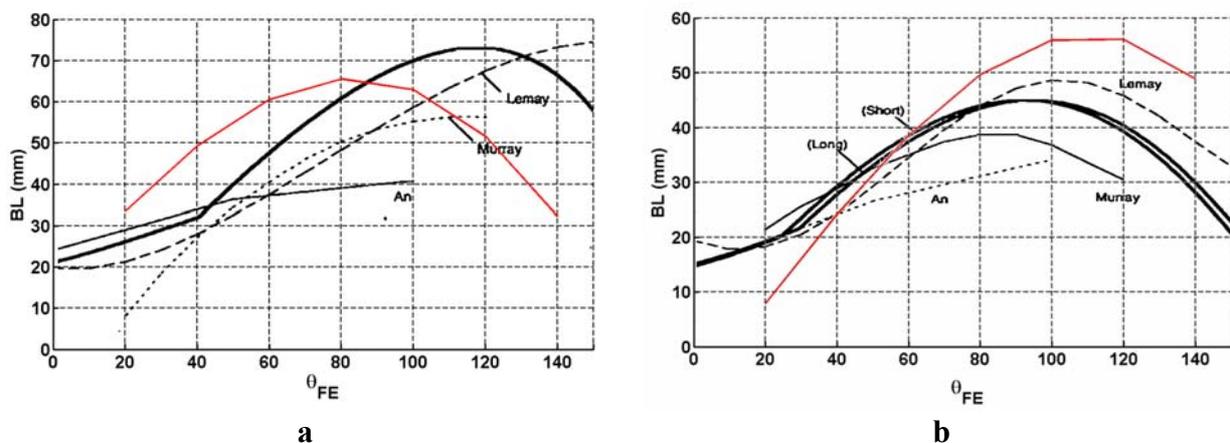


Figure 23 - bras de levier en flexion-extension du Brachoradial (a) et du Biceps brachial (b), en fonction de l'angle de flexion du coude θ_{FE} . Trait rouge : résultats de notre modèle pour un angle de pronosupination $\theta_{PS} = 80^\circ$ Trait noir épais : résultats du modèle de Garner et Pandy (2000) pour « une position neutre de pronosupination » (les deux portions du biceps sont représentées séparément). Les autres valeurs sont issues d'études anatomiques (An (1981), Murray (1995), Lemay (1996)).

Le biceps présente un BL maximal de 55.8 mm pour une position moyenne de flexion (100°) et en position de pronation (140°). A titre de comparaison Garner et Pandy donnent une valeur maximale de 45 mm pour le BL de ce muscle, mais dans « une position de pronosupination neutre » soit environ 80° dans notre modèle, et Murray donne un BL maximal de 40 mm. Comme pour le brachoradial, le BL du biceps décroît lorsque l'angle de flexion s'éloigne de 100°. En extension maximale, il est de 28.8 mm et en flexion maximale de 48.8 mm. La Figure 23b compare la variation du BL du biceps en fonction de l'angle de flexion, obtenue

selon notre modèle et pour un angle de prono-supination de 80° , avec le modèle de Garner et Pandy et les trois études anatomiques de An, Murray et Lemay.

La position de prono-supination joue également un rôle dans l'efficacité du biceps en flexion du coude. De manière générale le BL du biceps est plus important en position de pronation que de supination. Le BL du biceps varie d'en moyenne 25.3% en fonction de l'angle de prono-supination pour un même angle de flexion. L'effet de la prono-supination est plus marqué dans la flexion et dans l'extension extrêmes (variation de 24.8% et 64.7% respectivement) que pour des flexions moyennes (12% de variation à 80° de flexion).

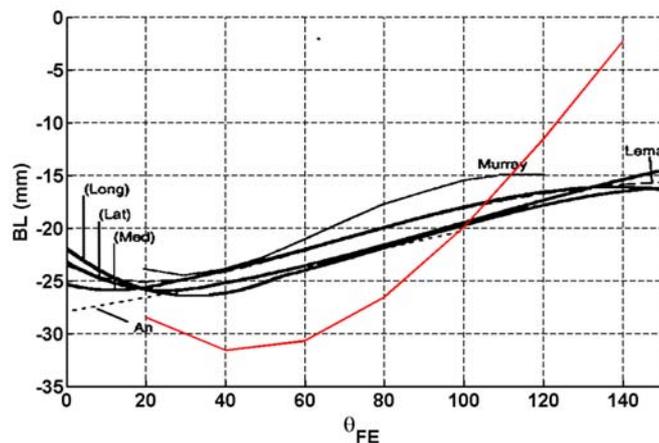


Figure 24 - bras de levier en flexion-extension du Triceps brachial, en fonction de l'angle de flexion du coude θ_{FE} . Trait rouge : résultats de notre modèle. Trait noir épais : résultats du modèle de Garner et Pandy (les trois portions sont représentées séparément). Les autres valeurs sont issues d'études anatomiques (An, Murray, Lemay).

Le triceps possède un BL négatif qui traduit son rôle d'extenseur. Son BL est maximal (en valeur absolue) à 40° de flexion du coude, il atteint -31.6 mm dans cette position. Le bras de levier diminue lorsque le coude est fléchi ou étendu à partir de cette position. En extension extrême, le BL du triceps est de -28.5 mm. Dans des positions de flexion extrême, le triceps est peu efficace car son bras de levier devient très faible, à 120° de flexion il vaut -11.5 mm, et -2.3 mm à 140° de flexion. La position en prono-supination n'a pas d'effet sur le BL du triceps du fait que celui-ci s'insère sur l'ulna. La Figure 24 compare les valeurs du BL du triceps obtenues par notre modèle avec celles du modèle de Garner et Pandy et avec les études anatomiques de An, Lemay et Murray.

La Figure 25 montre les bras de levier en prono-supination (axe Yu) des deux muscles ayant une action sur cette mobilité, à savoir le biceps brachial et le brachoradial. Comme pour le calcul des bras de levier en flexion, les bras de levier en prono-supination sont calculés pour des flexions du coude de 20° à 140° par pas de 20° , et des angles de prono-supination variant de 0° à 160° par pas de 20° .

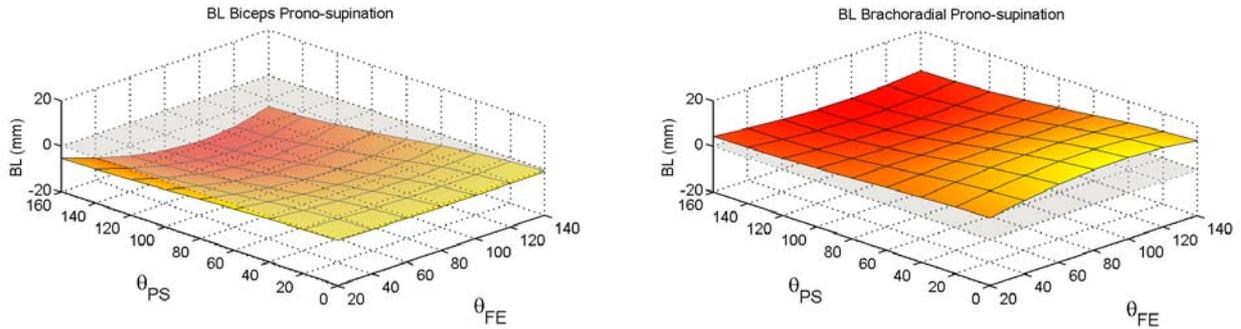


Figure 25 - bras de levier en pronation-supination du Biceps brachial et du Brachioradial, en fonction de l'angle de flexion du coude θ_{FE} et de l'angle de pronation-supination θ_{PS} . Un bras de levier positif indique un supinateur, un bras de levier négatif, un pronateur.

Le biceps brachial possède un BL négatif en pronation-supination, ce qui indique une action de supination. La valeur moyenne de ce BL est très inférieure à celle du BL en flexion-extension. Il atteint une valeur maximale (en valeur absolue) de -18.6 mm en pronation extrême ($\theta_{PS} = 160^\circ$) et pour une valeur moyenne de flexion ($\theta_{FE} = 80^\circ$). La valeur absolue du BL augmente avec l'angle de pronation-supination θ_{PS} , ce qui indique que l'action supinatrice du biceps est plus importante en pronation qu'en supination. En supination extrême ($\theta_{PS} = 0^\circ$) le BL atteint une valeur minimale de -1.1 mm. Le biceps a donc une action supinatrice très faible dans cette position.

La Figure 26 compare les valeurs du BL en supination du biceps obtenues par notre modèle avec celles du modèle de Garner et Pandy et avec les études anatomiques de An, Lemay et Murray. L'angle de flexion du coude est de 90° dans notre modèle et dans celui de Garner et Pandy, le coude est en position de flexion moyenne dans les trois études anatomiques.

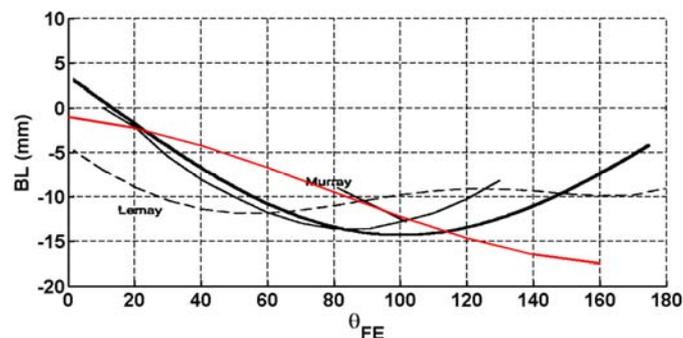


Figure 26 - bras de levier du du Biceps brachial en pronation-supination, en fonction de l'angle de pronation-supination θ_{PS} . Trait rouge : résultats de notre modèle pour un angle de flexion $\theta_{FE} = 90^\circ$. Trait noir épais : résultats du modèle de Garner et Pandy pour $\theta_{FE} = 90^\circ$. Les autres valeurs sont issues d'études anatomiques (An, Murray, Lemay).

Le brachioradial possède un BL positif sur toute l'amplitude articulaire, ce qui indique une action de pronation de ce muscle. Le brachioradial est d'autant plus efficace en pronation que l'avant-bras est en supination. Le BL en pronation-supination est maximal dans la supination extrême ($\theta_{PS} = 0^\circ$), il atteint 15.7 mm dans cette position. Il décroît au fur et à mesure que l'angle de pronation-supination augmente, et est minimal en pronation complète ($\theta_{PS} = 160^\circ$), avec une valeur de 4.4 mm.

5.3.2. FMV en flexion-extension isométrique

La deuxième étape de l'évaluation de notre modèle consiste à simuler les efforts volontaires maximaux (FMV) en flexion et extension isométrique du coude, afin de les comparer à des résultats expérimentaux. Cette étape est une validation globale du modèle, puisque les FMV isométriques dépendent à la fois de la géométrie musculaire et des capacités maximum d'effort de chaque muscle.

Pour simuler les FMV isométriques, nous procédons de la manière suivante : tout d'abord, le modèle est placé dans la position souhaitée. Nous imposons des angles nuls à l'épaule, ce qui correspond globalement au bras placé le long du torse. Puis un faible moment M_{FE} est imposé sur l'axe Z_U (axe de flexion-extension du coude) alors que le moment de pronosupination est imposé à zéro. L'algorithme d'optimisation calcule les forces musculaires équilibrant ce moment, tout en assurant un moment de pronosupination nul. Si une solution est trouvée, la valeur de M_{FE} est augmentée de ΔM_{FE} et les forces musculaires correspondantes sont recalculées. M_{FE} est incrémenté jusqu'à ce que l'algorithme d'optimisation ne trouve plus de solution. Ceci correspond à une solution donnant une force musculaire négative ou supérieure à la force maximale. La valeur maximale de M_{FE} pour laquelle une solution valide existe est prise comme le couple maximal que le modèle musculaire peut produire (FMV) sur cet axe.

Les FMV en flexion et en extension du coude sont calculées pour différentes positions. Comme pour le calcul des bras de levier musculaires, nous effectuons le calcul pour des angles de flexion θ_{FE} variant de 20° à 140° et pour des angles de pronosupination de 0° à 160° , par pas de 20° , soit 63 positions au total. Le moment M_{FE} est incrémenté par pas de $\Delta M_{FE} = 0.1 \text{ N.m}$. Comme pour le calcul des bras de levier musculaires nous conservons les dimensions du modèle Humos original.

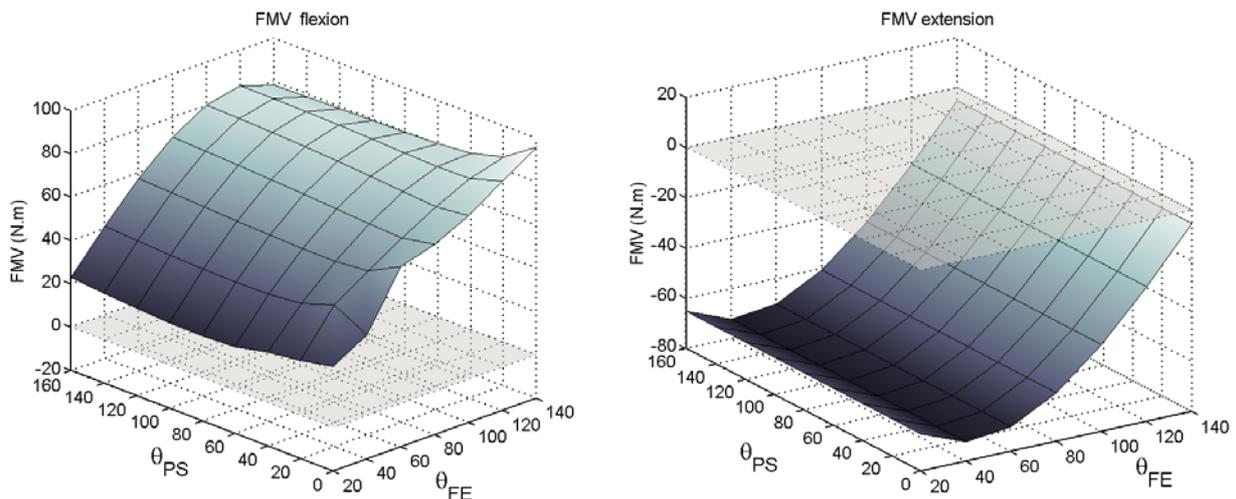


Figure 27 - FMV en flexion et en extension isométriques du coude obtenues par notre modèle, en fonction de l'angle de flexion-extension et de l'angle de pronosupination.

Remarquons que l'on équilibre le moment de pronosupination. Ceci signifie que l'avant-bras est maintenu dans une position de pronosupination fixe lors de l'effort de flexion ou d'extension. Expérimentalement, nous pouvons faire l'analogie avec une mesure de la FMV où l'avant-bras appuie sur une structure n'empêchant pas la rotation en pronosupination, par

exemple s'il est passé dans une sangle lâche. Dans d'autres cas, par exemple si l'effort s'exerce sur une poignée tenue à la main, alors le couple de prono-supination n'est peut-être pas nul. Notre simulation de FMV correspond donc à une mesure expérimentale effectuée au moyen d'une sangle et pas d'une poignée.

La Figure 27 présente les FMV obtenues par notre modèle.

La FMV en flexion atteint une valeur maximale de $FMV_{FM_{Max}} = 95.8 \text{ N.m}$ pour un angle de flexion de 140° (flexion complète) et en supination complète ($\theta_{PS} = 0^\circ$). Globalement, la FMV croît avec l'angle θ_{PS} , ce qui signifie que la FMV en pronation est supérieure à celle en supination. Toutefois ceci n'est pas vrai pour des angles de prono-supination très faibles, puisqu'à $\theta_{PS} = 0^\circ$, la FMV en flexion est supérieure à celle obtenue pour $\theta_{PS} = 20^\circ$. Nous suspectons que l'augmentation de la FMV pour $\theta_{PS} = 0^\circ$ est due à un artefact géométrique de notre modèle : en supination complète, le Biceps brachial a une action quasiment nulle en prono-supination et de ce fait il peut exercer une force très importante en flexion, causant une FMV très importante. Si l'on exclut les configurations correspondant à la supination complète ($\theta_{PS} = 0^\circ$), la FMV en flexion est maximale pour un angle de flexion du coude θ_{FE} de 120° qui correspond à une position relativement fléchie, et une position de pronation maximale ($\theta_{PS} = 160^\circ$). Elle atteint 85.2 N.m dans cette position.

La Figure 28 (gauche) présente la FMV en flexion obtenue grâce à notre modèle ainsi que les valeurs données par le modèle de Garner et Pandy (2000), et par les études de Amis et al. (1980), Knapick et al. (1983) et Hutchins (1993). Globalement, notre modèle donne des valeurs comparables à ces études, avec une FMV maximale de l'ordre de 80 N.m . Notre étude donne une position optimale (FMV de flexion maximale) de 120° de flexion, ce qui correspond à une flexion plus importante que dans les études citées ci-dessus pour lesquelles l'angle optimal est de 70° environ.

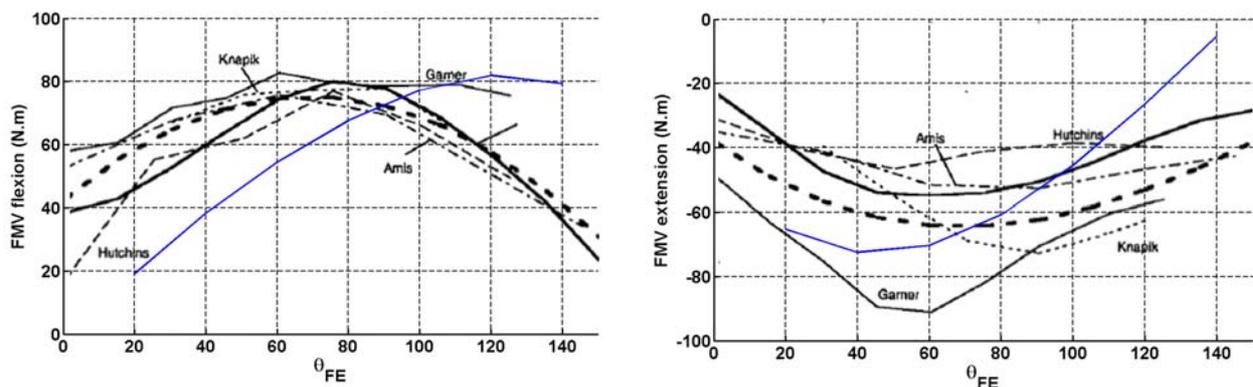


Figure 28 - FMV en flexion (gauche) et en extension (droite) isométriques du coude, obtenues par notre modèle (en bleu), en fonction de l'angle de flexion-extension, pour un angle de prono-supination de 80° . Valeurs obtenues par le modèle de Garner et Pandy (noir épais), et valeurs expérimentales obtenues par Garner et Pandy, Amis et al., Knapick et al. et Hutchins. Dans tous les cas, les angles de flexion et d'abduction de l'épaule sont nuls (bras le long du torse).

La FMV en extension est indépendante de la position de l'avant-bras en prono-supination. Ceci est dû au fait que le Triceps brachial s'insère sur l'ulna et non pas sur le radius. La FMV en extension est maximale pour un angle de flexion du coude de 40° et atteint 72.2 N.m dans cette position. Elle décroît lorsque le coude est fléchi ou étendu à partir de cette position. La

FMV en extension est très faible pour une position de flexion extrême ($\theta_{FE} = 140^\circ$), elle est de seulement 5.1 N.m dans cette position.

La Figure 28 (droite) compare la FMV en extension obtenue par notre modèle avec les valeurs données par le modèle de Garner et Pandy (2000), et par les études de Amis et al. (1980), Knapick et al. (1983) et Hutchins (1993). Comme pour la flexion, les valeurs de FMV sont similaires avec un maximum d'environ 60 N.m. L'étude de Garner et Pandy donne des valeurs sensiblement supérieures alors que les autres études, ainsi que le modèle de Garner et Pandy, donnent des valeurs légèrement inférieures. La FMV est maximale pour une position intermédiaire du coude ($\theta_{FE} = 60^\circ$) dans toutes les études présentées. En revanche, dans des positions de flexion importante ($\theta_{FE} = 120$ à 140°), notre modèle prédit des FMV en extension plus faibles que les études ci-dessus. En moyenne, les études présentées donnent une FMV de 40 N.m pour $\theta_{FE} = 140^\circ$, notre modèle donne 5.1 N.m dans la même position.

5.4. Discussion

Plusieurs choses ressortent du développement du modèle musculosquelettique du membre supérieur.

Tout d'abord, l'étude anatomique nous a montré qu'il est difficile de modéliser le complexe bras-avant-bras au moyen de joints cinématiques purs. Ceci est dû principalement à la nature du mouvement de pronosupination : ce degré de liberté ne se trouve pas dans le coude, mais pour ainsi dire réparti sur toute la longueur de l'avant-bras. Par conséquent, il n'est pas possible de modéliser le coude par un cardan, comme cela est fait dans certains mannequins cinématiques. Les trajets musculaires ne seraient pas corrects dans ce cas.

Concernant les bras de levier musculaires, ils sont comparables à d'autres données de bras de levier issues de la littérature. Ceci tend à valider la géométrie de notre modèle.

Toujours en ce qui concerne les bras de levier musculaires, leur étude a permis de mettre en évidence l'importance des points de passage (*via points*) pour obtenir des bras de levier corrects. Ceci est particulièrement visible dans le cas du muscle brachoradial. En effet, lorsque l'on compare le bras de levier en flexion obtenu pour ce muscle avec celui d'un autre modèle utilisant des surfaces de déviation, nous nous apercevons que pour des angles de flexion du coude faibles, notre modèle donne des valeurs très faibles alors que le modèle utilisant des surfaces de déviation montre une décroissance beaucoup moins prononcée pour le bras de levier. La même observation peut être faite pour le triceps en extension : dans notre modèle, nous utilisons un *via point*, et ceci donne une variation du BL beaucoup plus marquée que pour d'autres modèles utilisant des surfaces de déviation à la place.

Nous voyons donc que le choix d'utiliser des *via points* ou des surfaces de déviation est d'une grande importance pour l'obtention d'une géométrie musculaire correcte.

L'étude des bras de levier musculaires montre encore une fois l'importance de prendre en compte la pronosupination dans notre modèle. En effet, le bras de levier de certains muscles, par exemple, varie de manière non négligeable en fonction de la position en pronosupination. De plus, la prise en compte de cette mobilité permet de mettre en lumière le caractère synergique-antagoniste de certains muscles. Ici, le biceps et le long supinateur sont tous les deux fléchisseurs mais sont antagonistes pour le mouvement de pronosupination. C'est une caractéristique importante, qui n'aurait pas été prise en compte dans notre modèle si l'on avait omis le mouvement de pronosupination.

L'étude des bras de levier musculaires est donc à nos yeux une première étape de validation du modèle, absolument nécessaire avant d'effectuer des simulations d'efforts. En effet, l'étude des bras de levier permet de valider la fonction physiologique des muscles de manière qualitative et de déceler très rapidement d'éventuelles aberrations dans la géométrie du modèle musculaire.

Enfin, les couples isométriques maximaux (FMV) prédits par notre modèle sont en accord avec les données existant dans la littérature, à la fois issues d'autres modèles numériques et d'études expérimentales. Ceci constitue une seconde validation du modèle que nous avons mis en place. Cependant, nous pouvons remarquer que pour des positions extrêmes (proches

des limites articulaires), notre modèle se dégrade dans le sens où les FMV prédites s'écartent des valeurs données par la littérature.

Encore une fois, l'étude des FMV montre qu'il est très important de prendre en compte le mouvement de pronosupination, même pour prédire des efforts de flexion-extension du coude. En effet, nous voyons que la position en pronosupination de l'avant-bras influence la capacité d'effort en flexion-extension de manière non négligeable.

De manière plus générale, la modélisation du membre supérieur nous montre que les hypothèses de modélisation adoptées sont extrêmement importantes. Dans notre cas, le choix d'avoir modélisé l'avant-bras, non pas par un seul solide rigide comme c'est le cas dans les mannequins cinématiques, mais par deux solides (ulna et radius), est nécessaire pour obtenir des résultats cohérents.

Lorsque l'on passe d'un mannequin purement cinématique ou dynamique à un modèle incluant les muscles, il est donc parfois nécessaire de revoir la modélisation adoptée, puisqu'une modélisation trop « simpliste », qui est suffisante pour une analyse cinématique ou dynamique, ne l'est plus dans le cas du calcul des efforts musculaires.

Enfin, remarquons que notre modèle se comporte bien pour des positions pas trop extrêmes de flexion-extension et de pronosupination du coude. En revanche, le comportement (bras de levier musculaires, FMV) se dégrade significativement pour des positions très proches des limites articulaires. Ceci est bien évidemment un problème. Cependant, dans la plupart des études ergonomiques, de telles positions ne sont quasiment jamais observées. Notre modèle est donc largement utilisable dans de telles études. Cependant il faudra reconsidérer certains points si l'on souhaite simuler des tâches impliquant des positions extrêmes. En résumé, l'utilisation finale que nous souhaitons faire d'un modèle gouverne les choix de modélisation.

5.5. Références

- Amis, A.A., Dowson, D., Wright, W., 1980. Elbow joint force predictions for some strenuous isometric actions. *Journal of Biomechanics* 13, 765-775.
- Amis, A.A., Dowson, D., Wright, V., 1980. Analysis of elbow forces due to high-speed forearm movements. *Journal of Biomechanics* 13, 825-831.
- An, K.N., Hui, F.C., Morrey, B.F., Linscheid, R.L., Chao, E.Y., 1981. Muscles across the elbow joint : a biomechanical analysis. *Journal of Biomechanics* 13, 765-775.
- Bouisset, S., 2002. *Biomécanique et physiologie du mouvement*. Masson. ISBN 2 225 83157 2.
- Garner, B.A., Pandy, M.G., 2000. Musculoskeletal model of the upper limb based on the Visible Human Male dataset. *Computer methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 4, 93-126.
- Gonzalez, R.V., Hutchins, E.L., Barr, R.E., Abraham, L.D., 1996. Development and evaluation of a musculoskeletal model of the elbow joint complex. *Journal of Biomechanical Engineering* 118, 32-40.
- Hogfors, C., Sigholm, G., Herbets, P., 1987. Biomechanical model of the human shoulder joint. 1 – Elements. *Journal of Biomechanics* 20, 157-166.
- Hogfors, C., Peterson, B., Sigholm, G., Herbets, P., 1991. Biomechanical model of the human shoulder joint. 2 – The Shoulder Rhythm. *Journal of Biomechanics* 24, 699-709.
- Hutchins, E.L., 1993. The musculoskeletal geometry of the human elbow and wrist : an analysis using torque-angle relationships. Master thesis, The University of Texas, Austin.
- Kapandji, I.A., 2002. *Physiologie articulaire – schémas commentés de mécanique humaine*. Tome 1 – Membre supérieur. Maloine, 2002. ISBN 2 224 00621 7.
- Karlsson, D., Peterson, B., 1992. Towards a model for force predictions in the human shoulder. *Journal of Biomechanics* 25, 189-192.
- Knapik, J., Wright, J.E., Mawdsley, R.H., Braun, J., 1983. Isometric, isotonic, and isokinetic torque variations in four muscle groups through a range of joint motion. *Physical Therapy* 63, 938-947.
- Lemay, M.A., Crago, P.E., 1996. A dynamical model for simulating movements of the elbow, forearm, and wrist. *Journal of Biomechanics* 29, 1319-1330.
- Murray, W.M., Delp, S.L., Buchanan, T.S., 1995. Variation of muscle moment arms with elbow and forearm position. *Journal of Biomechanics* 28, 513-525.

Raikova, R., 1992. A general approach for modelling and mathematical investigation of the human upper limb. *Journal of Biomechanics* 25, 857-867.

Veizin, P., Verriest, J.P., 2005. Development of a set of numerical human models for safety. *Proceedings of the 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles*, Published by U.S. Department of Transportation NHTSA, Paper No 163.

Wu, G. et al, 2005. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics* 38, pp. 981-992.

6. Modèle musculosquelettique du membre inférieur

Dans ce chapitre, nous décrivons le développement sous Matlab® d'un modèle musculosquelettique du membre inférieur. Plus précisément, nous souhaitons obtenir un modèle permettant d'estimer les efforts à la hanche, au genou et à la cheville.

Dans une première partie, nous décrivons l'anatomie et la physiologie du membre inférieur, en particulier pour les articulations de la hanche, du genou et de la cheville. Cette étude bibliographique nous permet d'orienter nos choix de modélisation en répondant aux questions suivantes : par combien de segments rigides modélisons-nous le membre inférieur, et lesquels ? Quels muscles sont importants dans la dynamique du membre inférieur ? Quelle représentation géométrique adoptons-nous pour ces muscles ?

Après avoir répondu à ces questions, nous décrivons le développement du modèle numérique du membre inférieur. Ce développement comprend les mêmes étapes que dans le cas du membre supérieur. Tout d'abord nous importons depuis un modèle d'humain numérisé la géométrie du squelette du membre inférieur. Puis, les différents segments rigides sont isolés. Chacun de ces segments est replacé dans son repère local. Puis la géométrie des muscles du membre inférieur est définie à partir de données de la littérature. Les points d'origine, de passage et d'insertion musculaires sont exprimés en coordonnées locales dans les repères des segments auxquels ils appartiennent.

Une fois la géométrie musculaire incluse dans le modèle, nous procédons à l'évaluation de sa qualité. Pour cela, nous calculons les bras de levier musculaires dans différentes positions articulaires. Ensuite, nous récupérons dans la littérature les données physiologiques des muscles pour les inclure dans notre modèle.

Enfin, nous évaluons le modèle complet de manière globale, en simulant des efforts volontaires maximaux et en les comparant avec des résultats expérimentaux.

6.1. Anatomie du membre inférieur

6.1.1. Cinématique

Afin d'obtenir un comportement des muscles qui soit fidèle à la réalité physiologique, il est nécessaire d'examiner et de comprendre d'abord l'organisation du membre inférieur. Quels os sont mis en mouvement ? Comment ces os s'articulent-ils entre eux ? En résumé, quelle est la cinématique du membre inférieur ?

Le membre inférieur a été très extensivement étudié par les biomécaniciens, mais aussi par les médecins et les physiologistes. En effet, c'est le membre directement impliqué dans la posture debout et dans la locomotion. Nous utilisons comme référence l'ouvrage de Kapandji (Kapandji, 1994) pour décrire l'anatomie du membre inférieur.

La hanche est l'articulation la plus proximale du membre inférieur. Elle lie le bassin et le fémur.

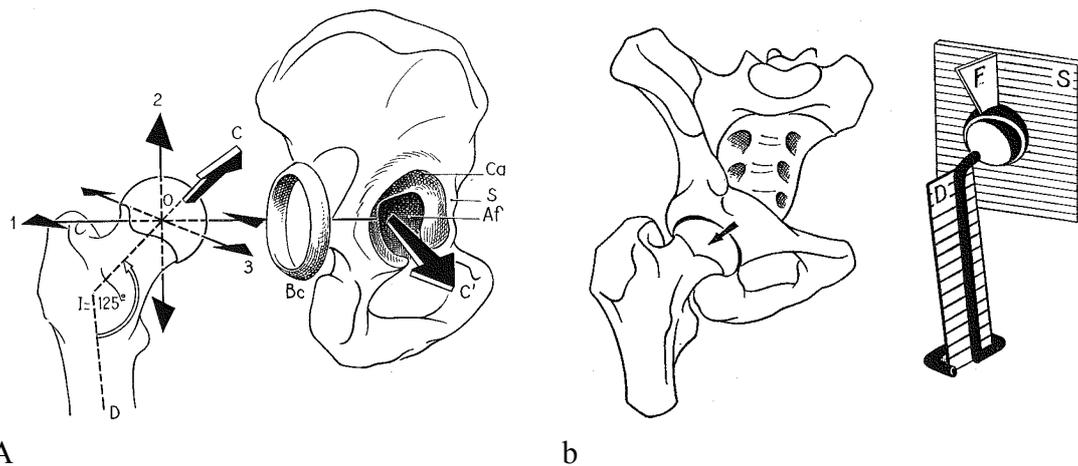


Figure 29 - schéma de l'articulation de la hanche, avec le bassin et le fémur présentés séparément (a) et une fois regroupés (b). b. à droite : représentation schématique du fémur (D), du cotyle (F) et de l'os iliaque (S).

Le bassin est constitué du sacrum en arrière, en haut duquel vient s'articuler la colonne lombaire. En bas du sacrum se trouve le coccyx. De part et d'autre du sacrum se trouvent les deux os iliaques. Si dans la réalité ces os sont articulés entre eux, les amplitudes de leurs mouvements relatifs restent très faibles. Nous considérons donc le bassin comme un seul segment rigide.

Sur chacun des os iliaques se trouve une cavité, appelée cavité cotyloïde ou plus simplement cotyle (Figure 29a, Ca). Le cotyle a la forme d'une demi sphère limitée sur son pourtour par le sourcil cotyloïdien (Figure 29a, S). Les cotyles forment la première moitié de l'articulation de la hanche.

Dans le cotyle vient s'articuler la tête fémorale qui est l'extrémité proximale du fémur (Figure 29a). La tête fémorale est constituée par les 2/3 d'une sphère de 45 mm de diamètre environ. Elle est donc de forme complémentaire au cotyle. Ainsi, l'articulation de la hanche est de type sphérique et possède 3 degrés de liberté en rotation : c'est une énarthrose (Figure 29b).

L'extrémité distale du fémur comporte deux condyles de forme arrondie. Ces condyles viennent reposer sur les glènes du plateau tibial. Les glènes tibiales forment deux concavités de forme complémentaire aux condyles fémoraux. Cependant leur concavité est faible, donc contrairement à la hanche, la coaptation articulaire du genou n'est pas due uniquement à la forme des surfaces articulaires.

Lors du mouvement de flexion du genou, les condyles fémoraux ont un mouvement de roulement et glissement sur les glènes (Figure 30a). En conséquence, le centre de rotation n'est pas fixe, le genou ne peut pas être assimilé à un joint cinématique pur.

De plus, le genou possède également un degré de liberté en rotation axiale. En position neutre de rotation axiale les condyles sont en contact avec la partie moyenne des glènes. Lors de la rotation externe du genou, le condyle externe avance dans la glène externe alors que le condyle interne recule dans la glène interne (Figure 30b, gauche). Lors de la rotation interne, c'est l'inverse qui se produit (Figure 30b, droite). L'axe de rotation axiale ne passe pas par le

centre du plateau tibial mais est légèrement décalé vers l'intérieur. La rotation axiale du genou n'est possible que lorsque le genou est fléchi.

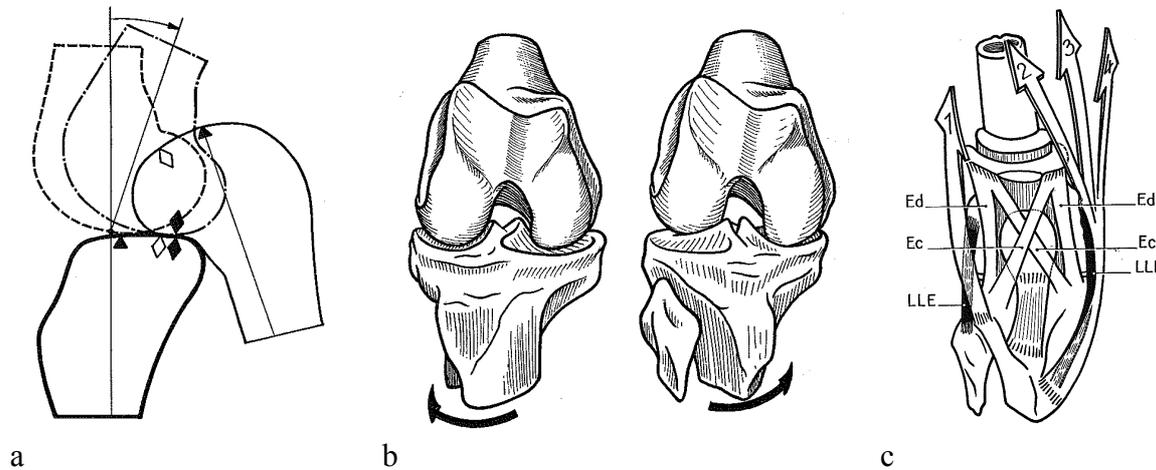


Figure 30- schématisation du mouvement de flexion-extension (a) et de rotation axiale (b) du genou. Structures tendineuses et ligamentaires prévenant les mouvements d'abduction-adduction (c) : Ligaments latéraux interne (LLI) et externe (LLE), bandelette de Maissiat (1), patte d'oie (2,3,4) ; expansions directes (Ed) et croisées (Ec) du tendon du quadriceps.

Nous pouvons imaginer que la forme des surfaces articulaires permette un mouvement d'abduction-adduction. Cependant, ce mouvement est limité par de puissantes structures ligamentaires et tendineuses (Figure 30c). Tout d'abord, le ligament latéral interne (LLI) et le ligament latéral externe (LLE), s'insérant respectivement sur les bords interne et externe des condyles fémoraux et du plateau tibial, assurent la stabilité passive. Chacun de ces ligaments est doublé par une structure tendineuse. Le LLI est doublé par le tendon commun du sartorius, du demi-tendineux et du droit interne. Ce tendon est appelé la « patte d'oie ». Le LLE est doublé par la bandelette de Maissiat qui est la terminaison du fascia lata. Enfin, l'extrémité tendineuse du quadriceps forme des expansions directes (Ed) et croisées (Ec) qui renforcent encore la stabilité latérale.

Les mouvements d'abduction-adduction du genou sont donc à la fois limités par des structures passives (LLE, LLI) et par l'effet des contractions musculaires. Selon certaines études (Lloyd et Buchanan 1996, 2001 ; Zhang et Wang, 2001) ce mouvement est stabilisé majoritairement par les ligaments et les autres structures passives de la capsule articulaire. L'étude de Lloyd et al. (2001) montre que les contractions musculaires fournissent entre 11 et 14% du moment d'abduction-adduction. Dans notre modèle, nous simplifions ceci en considérant que l'abduction-adduction du genou est entièrement stabilisée par les structures passives.

Les deux os de la jambe, le tibia et la fibula, possèdent entre eux deux articulations, une proximale et une distale. Cependant, la mobilité de ces articulations est faible, et est principalement limitée par des structures passives. Nous considérons donc l'ensemble tibia-fibula comme un seul solide rigide dans notre modèle.

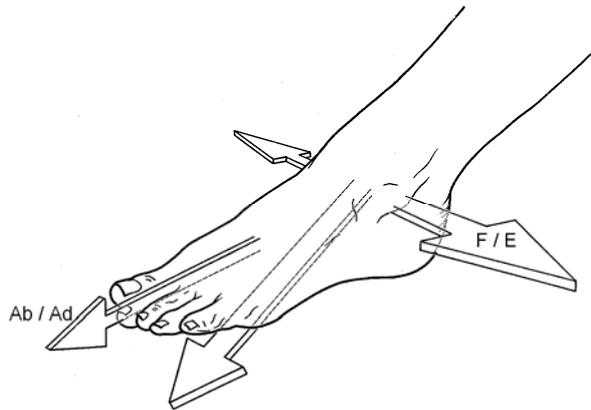


Figure 31 - axes de rotation de la cheville. F/E : flexion-extension. Ab/Ad : abduction-adduction. Les deux axes ne sont pas concourants.

Enfin, l'« articulation » de la cheville est en réalité constituée de plusieurs surfaces articulaires. Tout d'abord, les extrémités distales du tibia et de la fibula sont en contact avec la partie supérieure de l'astragale. Du fait de la forme des surfaces articulaires, cette articulation permet uniquement des mouvements de flexion-extension du pied. L'axe de rotation passe par les deux malléoles. La partie inférieure de l'astragale est en contact avec le calcaneum, et cette articulation permet les mouvements d'abduction-adduction du pied. Par analogie avec le membre supérieur, ces mouvements sont communément appelés pronation et supination. Cependant, cette rotation s'effectue autour d'un axe antéro-postérieur et nous l'appellerons donc abduction-adduction pour garder une dénomination cohérente.

Comme ils ne correspondent pas aux mêmes surfaces articulaires, les axes de flexion-extension et d'abduction-adduction ne sont pas concourants.

6.1.2. Muscles de la hanche

Les muscles **fléchisseurs** de la hanche sont nombreux (Figure 32a). Cependant, certains ont une action assez faible, voire négligeable. Nous nous contentons ici de décrire les principaux fléchisseurs.

Le psoas et l'iliaque sont deux chefs distincts possédant la même insertion distale sur le petit trochanter. L'iliaque s'insère sur la crête iliaque alors que le psoas s'insère sur les vertèbres lombaires et jusqu'à T12. Il a donc une action très importante sur la lordose lombaire. Entre leur origine et leur insertion, ces deux muscles sont déviés par l'éminence ilio-pectinée du bassin. De ce fait, leur bras de levier est pratiquement le même. Dans notre modèle, nous représentons le psoas et l'iliaque comme un seul muscle nommé iliopsoas. Ils forment le fléchisseur de hanche le plus puissant.

Le droit antérieur, ou rectus femoris, est également un fléchisseur puissant. Par ailleurs, ce muscle est bi-articulaire : il est également extenseur du genou. Nous reviendrons sur le rôle particulier des muscles bi-articulaires du membre inférieur à la fin de cette section.

Les autres fléchisseurs ayant une action significative sont le sartorius (environ 3 fois moins puissant que le rectus femoris en flexion de hanche) et le tenseur du fascia lata (TFL).

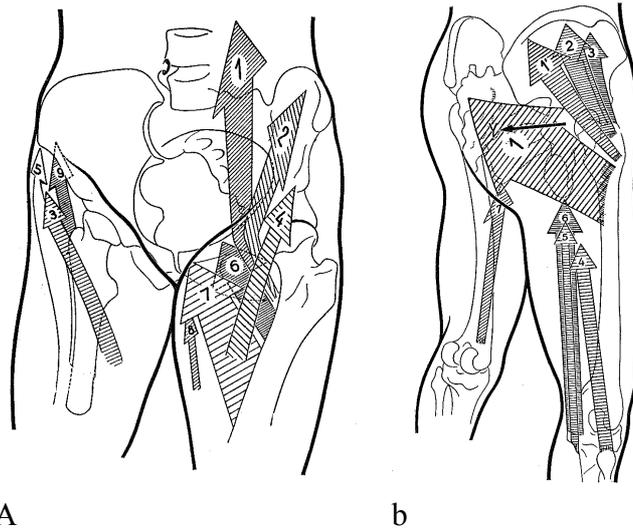


Figure 32 – a. muscles fléchisseurs de la hanche : psoas (1), iliaque (2), sartorius (3), rectus femoris (4), TFL (5). b. muscles extenseurs de la hanche : grand fessier (1 et 1'), long biceps (4), demi-tendineux (5) et demi-membraneux (6).

Les **extenseurs** de la hanche (Figure 32b) se divisent en deux groupes selon qu'ils sont mono-articulaires (et donc s'insèrent sur le fémur) ou bi-articulaires (et s'insèrent sous le genou).

Le seul extenseur mono-articulaire est le grand fessier. Ce muscle est très volumineux et c'est le plus puissant muscle du corps. Son action d'extension est donc considérable.

Les extenseurs bi-articulaires sont trois : le long biceps, le demi-tendineux et le demi-membraneux. L'efficacité de ces trois muscles pris ensemble est environ deux tiers de celle du grand fessier selon Kapandji (1994). Ces muscles sont également fléchisseurs du genou et ont donc une action synergique-antagoniste avec le rectus femoris.

Les muscles **abducteurs** de la hanche sont peu nombreux (Figure 33a). Le muscle principal de l'abduction est le moyen fessier, qui est en forme d'éventail et s'insère sur toute la longueur de l'os iliaque et sur le grand trochanter. Du fait de la localisation de ces insertions, ce muscle est très efficace en abduction car sa direction est quasiment perpendiculaire à son bras de levier.

Le petit fessier est essentiellement abducteur, il possède la même forme en éventail que le moyen fessier et est plus profond que ce dernier. Son efficacité est d'environ un tiers de celle du moyen fessier. Les petit et moyen fessiers sont également fléchisseurs par leurs faisceaux antérieurs et extenseurs par leurs faisceaux postérieurs.

Enfin, le TFL est un abducteur puissant de hanche lorsque cette dernière est en position neutre de flexion-extension.

Les muscles **adducteurs** de la hanche sont très nombreux et puissants (Figure 33b).

Le principal est le grand adducteur. Ce dernier s'insère sur la branche ischio-pubienne du bassin, et sur quasiment toute la longueur du fémur. Il a donc une forme d'éventail, et de ce fait, est efficace quelle que soit la position de la hanche en abduction. Il est divisé en trois faisceaux, appelés court adducteur ou faisceau supérieur, long adducteur ou faisceau moyen,

et troisième adducteur ou faisceau inférieur, en fonction de la position de leur insertion fémorale (tiers supérieur, moyen et inférieur de la diaphyse fémorale respectivement). Antérieurement au grand adducteur se trouvent le moyen et le petit adducteur, dont les zones d'insertion sont semblables à celles du faisceau moyen du grand adducteur. Cependant, leur action d'adduction est bien plus faible que celle du grand adducteur.

Le droit interne forme le bord interne de l'éventail du grand adducteur et possède une action d'adduction importante.

Enfin, les trois muscles ischio-jambiers bi-articulaires, à savoir le long biceps, le semi-membraneux et le semi-tendineux, ont aussi une importante action d'adduction de hanche, bien qu'ils soient principalement extenseurs de hanche et fléchisseurs du genou.

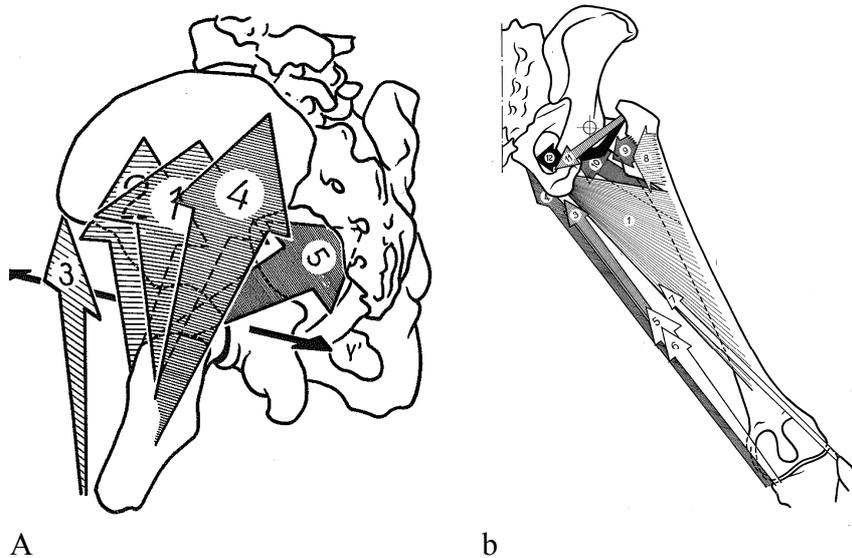


Figure 33 - a. muscles abducteurs de hanche : moyen fessier (1), petit fessier (2), TFL (3). b. muscles adducteurs de hanche : grand adducteur (1), droit interne (4), demi-membraneux (5), demi-tendineux (6), long biceps (7).

6.1.3. Muscles du genou

L'architecture des muscles fléchisseurs et extenseurs du genou est relativement simple.

Le muscle **extenseur** du genou est le quadriceps crural (Figure 34a). C'est un muscle extrêmement puissant puisqu'il doit lutter contre la gravité dès que le genou est fléchi. Le quadriceps est formé de trois chefs mono-articulaires, les vastes, et d'un muscle bi-articulaire, le rectus femoris. Ces quatre muscles s'insèrent au niveau du tibia sur un tendon commun se terminant sur la tubérosité tibiale antérieure (TTA) après s'être réfléchis sur la rotule. La rotule éloigne ce tendon de l'axe de flexion du genou, augmentant ainsi l'efficacité du quadriceps d'environ 50%. Les trois muscles mono-articulaires sont le vaste externe, le vaste intermédiaire et le vaste interne. Les vastes interne et externe s'insèrent sur le bord postérieur du fémur alors que le vaste intermédiaire s'insère sur son bord antérieur. Le rectus femoris s'insère en haut sur la face latérale de l'aile iliaque.

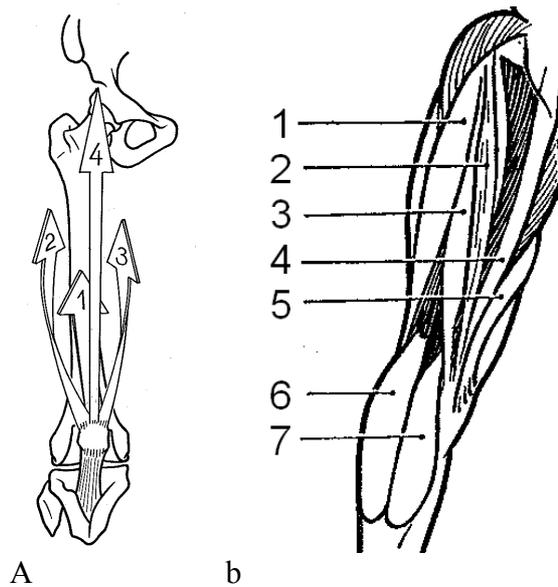


Figure 34 - a. muscles extenseurs du genou : vaste intermédiaire (1), vaste externe (2), vaste interne (3), rectus femoris (4). b. Muscles extenseurs du genou : long biceps (1), demi-tendineux (2), demi-membraneux (3), droit interne (4), sartorius (5), gastrocnémien latéral (6) et médial (7).

Les muscles **fléchisseurs** du genou sont tous bi-articulaires à l'exception du court biceps (Figure 34b). Ces muscles peuvent se diviser en trois groupes :

- Les ischio-jambiers (déjà décrits précédemment comme extenseurs de hanche) à savoir le demi-membraneux, le demi-tendineux et les long et court biceps. Le demi-membraneux et le demi-tendineux s'insèrent sur le bord externe du tibia alors que le biceps s'insère sur le bord interne. Ce groupe est le plus puissant en flexion du genou.
- Les muscles de la patte d'oie, à savoir le sartorius, le droit interne et le long biceps (qui appartient aussi aux ischio-jambiers), qui s'insèrent sur un tendon commun sur le bord interne du tibia.
- Les gastrocnémiens ou jumeaux, qui sont également extenseurs de cheville, s'insèrent au-dessus des condyles fémoraux et sont également fléchisseurs du genou. Cependant, leur action en flexion est faible, ils ont davantage un rôle de stabilisation du genou que de véritable flexion.

La puissance totale des fléchisseurs du genou est environ un tiers de celle des extenseurs (quadriceps).

6.1.4. Muscles de la cheville

Nous avons vu au chapitre précédent que la cheville possède deux mobilités, une en flexion-extension, et une en abduction-adduction. L'examen d'une coupe horizontale de la cheville permet de déterminer la fonction de chaque muscle (Figure 35a). Les muscles qui passent en avant de l'axe de flexion-extension sont fléchisseurs de la cheville, ceux qui passent en arrière sont extenseurs. De même, les muscles passant à l'extérieur de l'axe d'abduction-adduction sont abducteurs, ceux passant à l'intérieur sont adducteurs. L'examen de la Figure 35a montre

que tous les muscles de la cheville ont à la fois une action de flexion ou extension et d'abduction ou d'adduction. On peut donc diviser ces muscles en quatre groupes.

Les muscles **fléchisseurs et adducteurs** sont au nombre de deux : le jambier antérieur et l'extenseur du gros orteil. Le jambier antérieur est légèrement plus adducteur que l'extenseur du gros orteil.

Les muscles **fléchisseurs et abducteurs** sont au nombre de deux, à savoir l'extenseur commun des orteils et le péronier antérieur. Le péronier antérieur est beaucoup plus abducteur que l'extenseur commun des orteils.

Nous voyons donc que pour obtenir une flexion pure de la cheville (sans abduction ou adduction), ces deux groupes musculaires doivent se contracter simultanément afin d'équilibrer le moment d'abduction-adduction.

Les muscles **extenseurs et adducteurs** sont le jambier postérieur, le fléchisseur commun des orteils et le fléchisseur propre du gros orteil.

Les muscles **extenseurs et abducteurs** sont le long et le court péronier latéral.

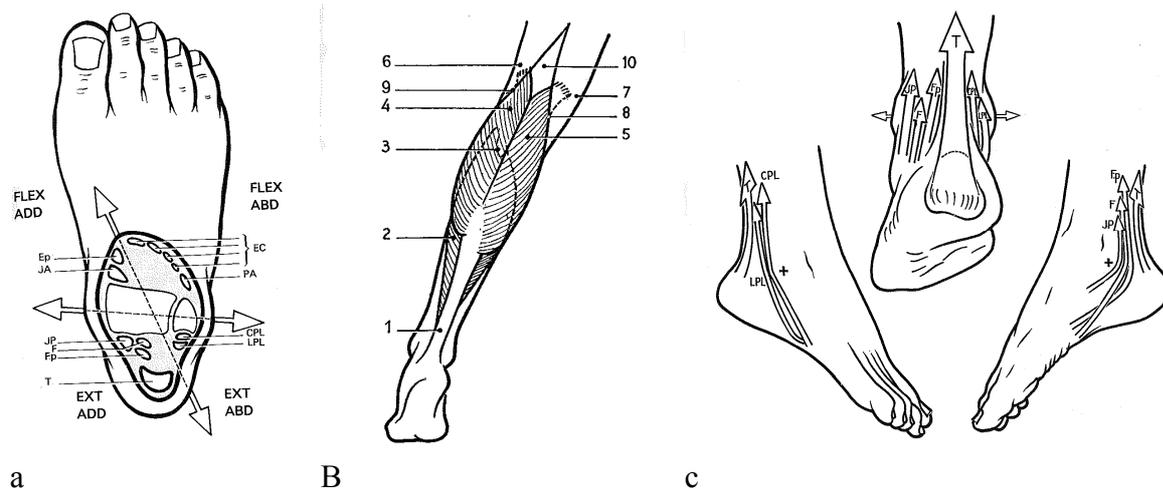


Figure 35 - Coupe horizontale au niveau de la tibio-tarsienne, présentant les deux axes de mobilité (flèches) ainsi que la section des différents muscles : Extenseurs du gros orteil (Ep), jambier antérieur (JA), extenseur des orteils (Ec), péronier antérieur (PA), long et court péronier latéral (CPL, LPL), triceps sural (T), fléchisseur du gros orteil (Fp), fléchisseur des orteils (F), jambier postérieur (JP). b. anatomie du triceps sural : tendon (1), soléaire (2), gastrocnémien latéral (4) et médial (5). c. lignes d'action des extenseurs de la cheville.

Enfin, le **triceps sural** mérite d'être décrit à part. Tout d'abord, c'est le seul extenseur vraiment efficace : il est quatorze fois plus puissant que les cinq autres extenseurs décrits ci-dessus. Ensuite, son action d'abduction-adduction est négligeable puisqu'il passe quasiment sur l'axe d'abduction-adduction. Nous pouvons donc considérer que le triceps sural est le muscle de l'extension.

Le triceps est formé de trois corps musculaires distincts (Figure 35a). Deux d'entre eux sont bi-articulaires : ce sont les gastrocnémiens médial et latéral, qui s'insèrent au-dessus du condyle fémoral interne et externe, respectivement. D'après la localisation de leurs insertions

proximales, ces muscles sont fléchisseurs du genou. En réalité, ils sont inefficaces dans ce rôle. En revanche, la position de flexion du genou a une influence énorme sur l'efficacité de gastrocnémiens dans l'extension de cheville : lorsque le genou est étendu, ils sont étirés et peuvent donc développer une force maximale. Au contraire, lorsque le genou est fléchi ils sont détendus et inefficaces ; dans ce cas, c'est le soléaire seul qui crée l'extension de la cheville. Le soléaire est le seul muscle mono-articulaire du triceps sural, il s'insère en haut à la fois sur le tibia et sur la fibula, et est plus profond que les jumeaux. Son efficacité en extension de cheville est à peu près la même que celle des deux gastrocnémiens réunis ; en revanche, contrairement à ces derniers, son efficacité ne dépend pas de la position du genou.

Nous pouvons résumer l'action des muscles de la cheville comme suit :

- La flexion pure de la cheville est obtenue par co-contraction synergique antagoniste des extenseurs des orteils et du gros orteil, du jambier antérieur et du péronier antérieur.
- L'extension de la cheville est due à la seule action du triceps sural.
- L'adduction de la cheville est due à la co-contraction du jambier antérieur et du jambier postérieur : les jambiers sont les adducteurs de la cheville.
- L'abduction est obtenue par co-contraction du péronier antérieur, et des court et long péroniers latéraux : les péroniers sont les abducteurs de la cheville.

Remarquons que nous avons passé sous silence les muscles rotateurs axiaux du genou et de la hanche. Ceci afin de ne pas surcharger la description de la physiologie du membre inférieur d'une part, et d'autre part, parce que les études de cas des chapitres suivants mettent en jeu des mouvements du membre inférieur situés dans le plan sagittal principalement, et donc les mouvements de rotation axiale demeurent faibles.

6.1.5. Points anatomiques

Lorsque l'on veut enregistrer le mouvement du membre inférieur, il est nécessaire de coller sur la peau du sujet des marqueurs rétro-réfléchissants. Ces marqueurs sont placés de manière à limiter les mouvements parasites dus au glissement de la peau et à l'oscillation des masses molles (muscles, graisses). D'autre part, il est souhaitable d'assurer une certaine reproductibilité du protocole de mesure d'un sujet à l'autre. En conséquence, les marqueurs sont souvent placés sur des points anatomiques remarquables, qui correspondent à des zones où les os sont peu profonds sous la peau. Ces points anatomiques sont les suivants :

- Pour le bassin, les épines iliaques antéro-supérieures droite et gauche RASIS et LASIS ; et les épines postéro-supérieures droite et gauche RPSIS et LPSIS.
- Pour le fémur, le grand trochanter GT, l'extrémité la plus médiale du condyle médial MFC et l'extrémité la plus latérale du condyle latéral LFC.
- Pour la jambe (ensemble tibia-fibula), la tubérosité tibiale antérieure TTA, la tête de la fibula FH, et les malléoles interne (tibiale) MALI et externe MALE.
- Pour le pied, le point le plus postérieur du calcanéum CAL, et les extrémités distales du 1^{er} et 5^e métatarse META1 et META5.

Il convient donc de repérer ces points anatomiques particuliers sur notre modèle numérique du membre inférieur.

6.2. Développement du modèle

6.2.1. Données squelettiques

Pour obtenir les données géométriques du squelette du membre inférieur, nous utilisons le modèle numérique HUMOS (Vezin et al, 2005). Ce modèle est issu de la digitalisation d'un sujet post-mortem figé en position de conduite. Il contient la géométrie de tous les organes et os du corps et correspond à un sujet proche du 50^e centile homme.

Nous isolons les éléments d'intérêt, à savoir le bassin (composé des os iliaques, du sacrum et du coccyx), le fémur, la patella, le tibia, la fibula, et les os du pied.

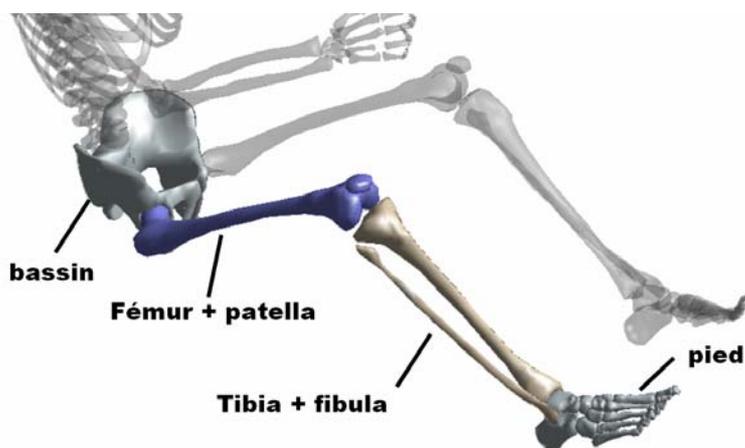


Figure 36 - vue générale des membres inférieurs du modèle Humos et des différents éléments exportés.

Nous exportons ensuite les maillages de ces éléments au format VRML, qui est un des formats standard utilisé pour la description d'objets en 3 dimensions. Nous mettons en place un script Matlab permettant de convertir ces données VRML en un format interprétable par Matlab.

Le fémur et la patella sont considérés comme un seul segment rigide. Dans notre modèle, il n'y a donc pas de mouvement relatif de ces deux os. Cette approximation semble correcte lorsque l'on simule des mouvements où la position du sujet est proche de la position de base du modèle HUMOS, c'est-à-dire une position de conduite. Par la suite, le segment « fémur » désignera l'ensemble fémur + patella.

De même, et pour les raisons évoquées au chapitre précédent, le tibia et la fibula sont considérés comme un seul segment rigide. Ceci nous semble peu gênant dans la mesure où les mouvements relatifs de ces deux os sont très faibles et influent peu, voire pas, sur l'activité musculaire. Lorsque nous parlerons par la suite du « segment tibia » il s'agit de l'ensemble tibia + fibula.

Enfin, le pied est considéré également comme un segment rigide. L'astragale, le calcanéum, les os de l'avant-pied, les métatarses et les phalanges sont regroupés. Ici, l'approximation est assez forte puisque les mouvements de la voûte plantaire et des orteils ne sont pas négligeables, notamment dans des activités telles que la marche. Cependant, la modélisation

du complexe du pied est relativement difficile et pourrait certainement constituer un sujet d'étude à elle seule. Notre objectif étant d'évaluer les possibilités d'un modèle simplifié du membre inférieur, nous laissons ceci de côté, tout en gardant à l'esprit qu'il s'agit d'une approximation assez forte.

6.2.2. Points anatomiques

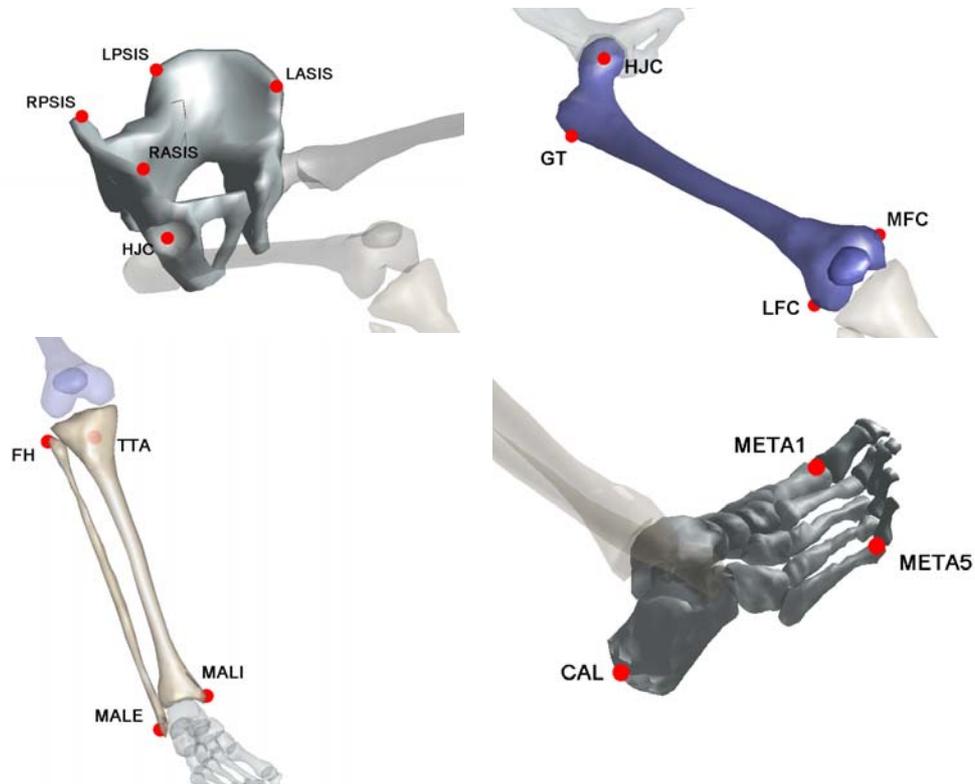


Figure 37 – Localisation des points anatomiques remarquables.

Tableau 5 - définition des points remarquables du modèle.

Segment	Dénomination	Description	Intérêt
Bassin	RASIS	Epine antéro-supérieure droite	Marqueur
	LASIS	Epine antéro-supérieure gauche	Marqueur
	RPSIS	Epine postéro-supérieure droite	Marqueur
	LPSIS	Epine postéro-supérieure gauche	Marqueur
	HJC	Centre du cotyle	Centre de la hanche
Fémur	HJC	Centre de la tête fémorale	Centre de la hanche ; idem Bassin
	GT	Grand trochanter	Marqueur
	MFC	Condyle interne	Marqueur
	LFC	Condyle externe	Marqueur
Tibia	TTA	Tubérosité tibiale	Marqueur
	MALE	Malléole externe	Marqueur
	MALI	Malléole interne	Marqueur
	FH	Tête de la fibula	Marqueur
Pied	CAL	Point le plus postérieur du calca.	Marqueur
	META1	Tête du 1 ^{er} métatarse	Marqueur
	META5	Tête du 5 ^{er} métatarse	Marqueur

Une fois les différents segments du membre inférieur exportés sous Matlab, nous identifions sur chacun d'entre eux les points anatomiques remarquables, qui serviront à la reconstruction du mouvement.

6.2.3. Attitude du bassin

Le bassin est placé par rapport au repère global en utilisant les quatre marqueurs placés sur les épines iliaques antérieures et postérieures. Son attitude est décrite par la matrice T_B . Si, expérimentalement, un mouvement de circumduction de la hanche est effectué par le sujet, le centre de la hanche HJC est calculé, à partir de ces données expérimentales, dans le repère T_B . Si la circumduction n'est pas disponible, le point HJC utilisé est celui qui a été identifié sur le modèle squelettique.

6.2.4. Attitude du fémur

L'attitude du fémur est décrite par la matrice T_F . Comme nous l'avons vu au §6.1.1, l'articulation de la hanche peut être assimilée à une liaison rotule avec une approximation assez bonne. Ceci a deux conséquences.

Tout d'abord, assimiler l'articulation de la hanche à une rotule nous permet de placer le fémur par rapport au bassin en utilisant des angles articulaires uniquement. Ceci revient à négliger les translations relatives de ces deux segments.

Deuxièmement, si l'on dispose du mouvement de circumduction de la hanche durant l'expérimentation, nous pouvons calculer la position du centre de la hanche HJC, à la fois dans le repère local du bassin et dans celui du fémur. Ce calcul est fait en utilisant la méthode récursive mise en place par Guttierrez (1996). La matrice T_F est ensuite calculée en utilisant les points HJC, LFC et MFC.

Si le mouvement de circumduction n'est pas disponible, la détermination expérimentale de HJC n'est pas possible. La matrice T_F est alors calculée en utilisant les marqueurs LFC et MFC ainsi que le marqueur GT placé sur le grand trochanter.

Notons que dans le premier cas, le point HJC est commun aux deux segments bassin et fémur. Ceci revient à considérer qu'il existe une liaison rotule entre ces deux segments. Au contraire, dans le deuxième cas de figure, aucune hypothèse n'est faite sur la cinématique relative des deux segments. Comme nous l'avons vu au chapitre précédent, l'articulation de la hanche est tellement proche d'une véritable liaison rotule que les deux méthodes sont extrêmement proches au final. Cependant, la deuxième méthode présente à nos yeux quelques inconvénients : le grand trochanter n'est pas véritablement un point anatomique mais plutôt une surface de quelques centimètres carrés ; il est donc difficile d'obtenir une bonne répétabilité dans le placement du marqueur GT. De plus, chez des sujets obèses ou très musculeux, la palpation du grand trochanter n'est pas évidente. Enfin, les phénomènes de glissement de peau sont assez importants au niveau du grand trochanter, ce qui crée des artefacts lors de la reconstruction. Certes, le marqueur GT est nécessaire lors du mouvement de circumduction, mais nous utilisons une circumduction de faible amplitude, ce qui réduit les effets de glissement de peau sur GT. En conséquence, nous recommandons lorsque c'est possible de recourir à un mouvement de circumduction de hanche pour pouvoir déterminer le point HJC.

6.2.5. Attitude du tibia et de la fibula

Le tibia et la fibula sont considérés comme un seul segment rigide dont l'attitude est décrite par la matrice T_T .

Comme nous l'avons vu au §6.1.1, le tibia a un mouvement de roulement et glissement par rapport au fémur. Il est donc difficile d'assimiler l'articulation du genou à un joint cinématique pur. En effet, l'amplitude du déplacement du centre instantané de rotation lors de mouvements de flexion-extension du genou n'est pas négligeable par rapport au diamètre des condyles fémoraux.

Cependant, les mouvements de glissement des condyles fémoraux sur le plateau tibial sont de l'ordre de quelques centimètres tout au plus. En situation expérimentale, nous sommes confrontés à des phénomènes tels que les glissements de peau, qui rendent difficile l'enregistrement de tels déplacements avec une précision suffisante. Si les amplitudes des glissements de peau sont du même ordre de grandeur que celles des mouvements de glissement des condyles sur les glènes, nous pouvons légitimement nous demander s'il est justifié de tenter de reconstruire ces mouvements.

De plus, nous voulons pouvoir simuler certaines positions pour lesquelles nous ne disposons pas d'enregistrements de mouvement. Ceci est nécessaire, par exemple, pour la simulation d'efforts volontaires maximaux de flexion-extension du genou dans différentes positions, qui servent à l'évaluation du modèle. Nous imposons alors des angles de flexion du genou et non pas une position globale du tibia. Pour pouvoir positionner le tibia en fonction d'angles de rotation seulement, il est nécessaire de faire des hypothèses supplémentaires.

De plus, des études précédentes (Jinha et al., 2006) montrent que les forces musculaires calculées sont très dépendantes du nombre de DDLs considérés. Les études de Lloyd et al. (1996, 2001) et de Zhang et al. (2001) montrent que le moment d'abduction-adduction au genou est absorbé principalement par les structures passives. Selon l'étude de Lloyd et al. (2001), les muscles ne fournissent que 11 à 14% du moment d'abduction-adduction. De même, l'étude numérique de Fregly (2009) montre que les muscles contribuent peu à ce moment. Dans leurs études, Glitsch (1997), Li (1998) modélisent le genou par une liaison rotule, pour un calcul en dynamique inverse, et ils ont montré qu'une telle modélisation tend à donner des forces musculaires trop élevées. L'étude de Dumas (2008) montre que, pendant la phase d'appui de la marche, le moment net d'abduction-adduction est essentiellement passif. Finalement, il semble que les muscles équilibrent les moments de flexion-extension et de rotation axiale au genou, alors que les moments d'abduction-adduction sont absorbés principalement par les structures passives.

Pour ces raisons, nous considérons que le tibia est en liaison de type cardan (2 DDL) avec le fémur, les deux degrés de liberté étant la flexion-extension et la rotation axiale. Le centre des condyles fémoraux est pris comme centre articulaire. Ce point est donc commun aux deux segments fémur et tibia. Le glissement des condyles fémoraux sur les glènes tibiales est ainsi considéré nul, ce qui est une approximation assez forte. Nous y reviendrons plus loin dans ce chapitre.

La matrice T_T est construite en utilisant les marqueurs MALE, MALI, FH, LFC et MFC.

6.2.6. Attitude du pied

Nous avons vu que l'« articulation » de la cheville, à deux degrés de liberté, est en fait constituée de deux articulations vraies, chacune possédant un degré de liberté en rotation, et dont les axes ne sont pas concourants. Comme pour le genou, modéliser la cheville par un seul joint cinématique constitue donc une approximation. L'idéal consiste à prendre en compte les mouvements de l'astragale par rapport à la jambe d'une part (flexion-extension), et par rapport à l'avant-pied d'autre part (abduction-adduction).

Cependant, notre objectif n'est pas une analyse fine des mouvements des différents os de la cheville comme c'est parfois le cas dans des études orthopédiques. Par conséquent, nous considérons dans notre modèle que les deux degrés de liberté de la cheville se situent sur des axes concourants, le point d'intersection de ces axes étant situé au centre des malléoles. Ceci revient à ramener l'axe d'abduction-adduction au niveau de l'axe de flexion-extension. Dans notre modèle, l'articulation de la cheville est donc de type cardan. Le centre articulaire est le centre des malléoles externe et interne, ce point est donc commun au segment jambe et au segment pied. Les marqueurs placés sur les malléoles sont donc utilisés pour reconstruire la position du pied. D'un point de vue mécanique, aucun muscle de la cheville ne s'insère sur l'astragale. La modélisation que nous adoptons reste donc relativement correcte du point de vue musculaire.

La matrice T_p décrivant l'attitude du pied est construite à partir des marqueurs CAL, META1, META5, MALE et MALI.

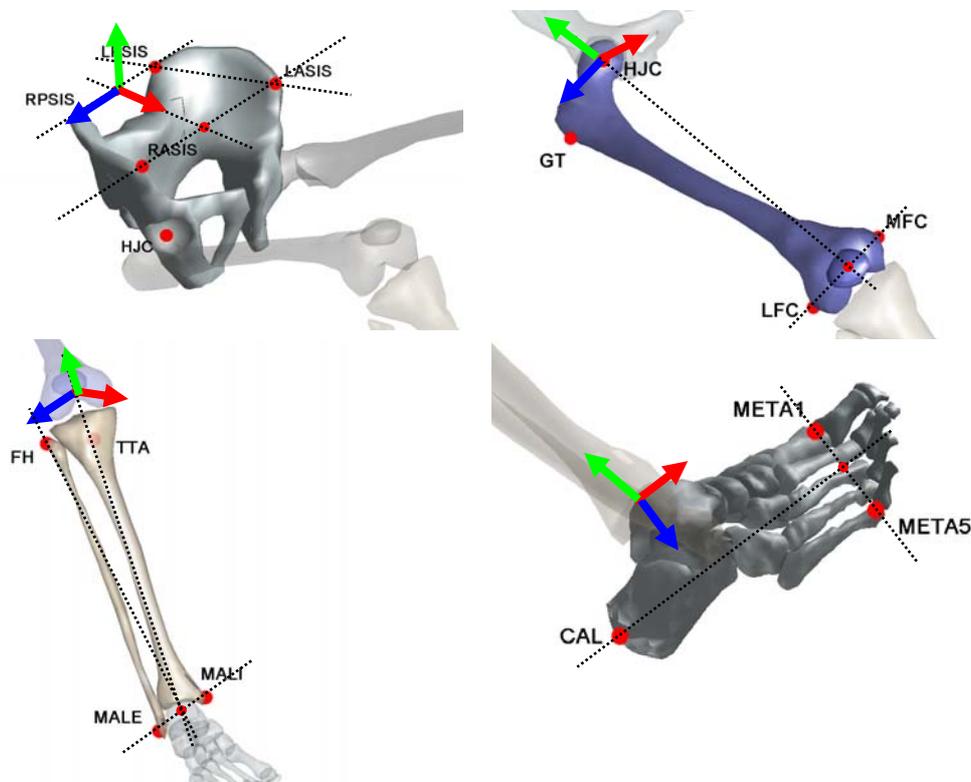


Figure 38 - repères locaux associés à chaque segment. X Y Z.

Tableau 6 - Définition des repères locaux de chaque segment.

Segment	Repère	Construction	Remarques
Bassin	O_B	Centre (RPSIs, LPSIS)	Les deux points sont des marqueurs.
	Z_B	De EIASG à EIASD	Les deux points sont des marqueurs.
	Y_B	Ortho. à Z_B et dans le plan (RASIS, LASIS, LPSIS)	Orienté vers l'avant
	X_B	$Y_B \times Z_B$	Orienté vers le haut
Fémur	O_F	Centre de la hanche HJC	Déterminé par circumduction lorsque possible
	Z_F	De MFC à LFC	Les deux points sont des marqueurs.
	X_F	Ortho. au plan (LFC, MFC, HJC)	Orienté vers l'avant
	Y_F	$Z_F \times X_F$	Orienté vers le haut
Tibia	O_T	Centre de MFC et LFC	KJC
	Z_T	De MALE à MALI	Les deux points sont des marqueurs
	X_T	Ortho. au plan (KJC, AJC, FH)	Orienté vers l'avant
	Y_T	$Z_T \times X_T$	Orienté vers le haut
Pied	O_P	Centre de MALE et MALI	AJC
	Z_P	De META1 à META5	Les deux points sont des marqueurs
	X_P	De CAL au centre de (META1, META5)	Orienté vers l'avant
	Y_P	$Z_P \times X_P$	Orienté vers le haut

Pour exprimer de manière plus concrète la position des segments du membre inférieur, nous pouvons utiliser des angles articulaires à la place des matrices homogènes. Ces angles articulaires sont déduits des matrices homogènes selon les conventions définies dans le Tableau 7. Nous respectons les préconisations de l'ISB (Wu et al. 2002) lorsqu'elles sont cohérentes avec nos hypothèses de modélisation.

Tableau 7 - conventions pour la définition des angles articulaires à partir des matrices homogènes liées aux repères segmentaires.

Articulation	angle	Définition	Remarques
Hanche	θ_{FE}	Rotation de T_F / T_B selon Z_B	Flexion de hanche
	θ_{AA}	Rotation de $T_{F'} / T_B$ selon X'	Abduction de hanche
	θ_R	Rotation de $T_{F''} / T_B$ selon $Y_{F''}$	Rotation axiale de hanche
Genou	θ_{FE}	Rotation de T_T / T_F selon Z_F	Flexion du genou
	θ_R	Rotation de $T_{T'} / T_F$ selon $Y_{T'}$	Rotation axiale du genou
Cheville	θ_{FE}	Rotation de T_P / T_T selon Z_T	Flexion de cheville
	θ_{AA}	Rotation de T_P / T_T selon $X_{P'}$	Abduction de cheville

6.2.7. Données musculaires

La géométrie musculaire de notre modèle est tirée des données de Delp (1990). Nous transposons les coordonnées des points d'origine, d'insertion et de passage (« via points ») dans le système de coordonnées que nous utilisons. Il est parfois nécessaire d'ajuster visuellement certains de ces points, pour supprimer des incohérences ou mieux correspondre à la description anatomique qui est faite des muscles.

Au total, notre modèle du membre inférieur comprend 32 muscles distincts, c'est-à-dire qu'au total, 32 efforts musculaires indépendants sont calculés lors de l'optimisation. Cependant, soulignons que chaque muscle peut être lui-même constitué de plusieurs lignes d'action, et

chaque ligne d'action peut présenter un ou plusieurs points de passage. Dans ce cas, une seule force musculaire est calculée et appliquée à toutes les lignes d'action constituant le muscle.

L'ensemble des données de la géométrie musculaire est disponible en Annexe 1. La Figure 39 présente une vue d'ensemble du modèle mis en place.

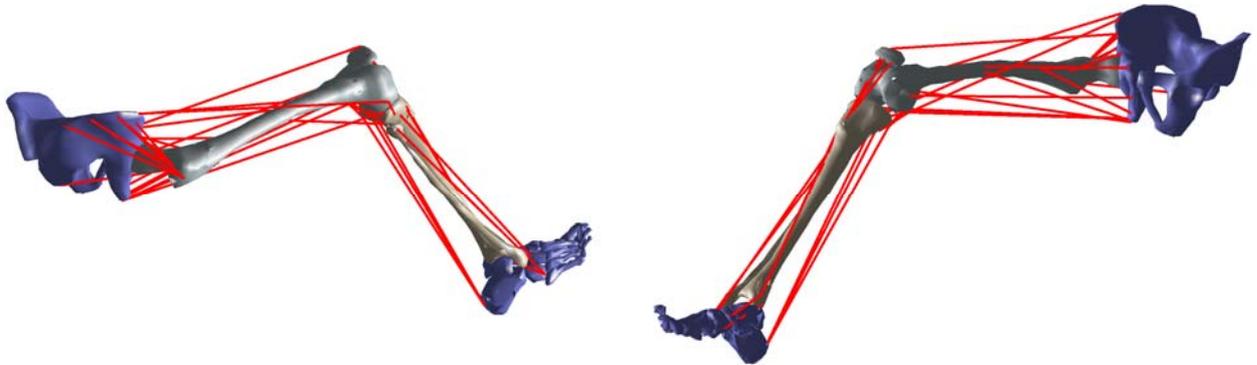


Figure 39 - vue générale du modèle musculosquelettique du membre inférieur.

Rappelons que notre modèle inclut également les sections physiologiques (PCSA) des muscles. Ces données sont nécessaires pour déterminer la capacité d'effort maximale de chaque muscle. Les PCSA sont tirées de l'étude de Thorpe et al. (1997).

6.3. Evaluation du modèle

Après avoir construit notre modèle du membre inférieur, et avant de l'utiliser pour simuler des situations expérimentales, nous souhaitons nous assurer qu'il donne des résultats réalistes, en termes de capacité d'effort notamment. En effet, tout comme il est nécessaire que les modèles numériques respectent l'anthropométrie des sujets, le modèle développé doit être proche d'un homme moyen (50^e centile) en termes de capacité d'efforts statiques. Ceci constitue une première évaluation du modèle, avant de l'utiliser dans des applications plus complexes.

6.3.1. Bras de levier musculaires

Rappelons que le moment qu'exerce un muscle sur une articulation est égal au produit de la force développée par ce muscle et de son bras de levier par rapport au centre articulaire. Deux facteurs principaux jouent donc un rôle dans la prédiction de la capacité d'effort : la capacité d'effort maximale du muscle, et son bras de levier par rapport à l'articulation.

Tout d'abord, la capacité d'effort individuelle de chaque muscle doit être correcte. Nous considérons que la force maximale isométrique F_{0j} que peut développer le muscle j est proportionnelle à sa section physiologique (PCSA) :

$$F_{0j} = k \cdot \text{PCSA}_j.$$

Nous prenons $k = 30 \text{ N/cm}^2$, comme indiqué dans l'étude de Kromer (1993). Nous voyons ici que des valeurs correctes de PCSA sont nécessaires pour obtenir des valeurs réalistes de forces musculaires maximales. Les données de la littérature sont abondantes concernant la PCSA des muscles du membre inférieur. Signalons cependant qu'en fonction du protocole utilisé (âge du spécimen, cadavre frais ou pas, mesure sur muscle mis en tension ou non) les valeurs fournies par les différentes études varient assez fortement. A titre d'exemple, le Tableau 8 donne les valeurs de PCSA de quelques muscles du membre inférieur, fournies par deux études différentes. Nous voyons clairement que les valeurs divergent assez fortement. Lorsque l'on utilise des valeurs de PCSA tirées de la littérature, il convient d'être prudent et d'examiner en détail le protocole utilisé.

Tableau 8 - PCSA normalisées de quatre muscles du membre inférieur, selon les études cadavériques de Friedrich (1990) et Wickiewicz (1983).

Muscle	Friederich	Wickiewicz
Long adducteur	0.66	0.39
Long biceps	0.80	1.06
Semi-tendineux	0.68	0.40
Gastrocnémien méd.	1.48	1.93

Dans la pratique, une variation de la PCSA entraîne une variation quasiment proportionnelle de la capacité d'effort maximale du modèle. Les valeurs de PCSA utilisées peuvent donc éventuellement être corrigées si notre modèle prédit globalement des efforts maximaux trop faibles ou trop importants.

Deuxièmement, il est capital que les bras de levier musculaires soient corrects. Dans la plupart des cas, les lignes d'action musculaires passent à quelques centimètres des centres ou

axes articulaires. Une modification, même faible, de la géométrie musculaire peut donc entraîner une modification importante de la valeur des bras de levier (BLs) et en conséquence de l'efficacité d'un muscle. De plus, la valeur des BLs nous donne une indication directe de l'action d'un muscle, et de son efficacité. En effet, le signe du BL autour d'un axe articulaire donné indique la nature de l'action du muscle. Par exemple, un muscle passant en avant de l'axe de flexion-extension de la hanche, donc ayant un BL positif, sera fléchisseur, alors qu'un BL négatif indiquera un muscle extenseur.

L'examen du signe des bras de levier musculaires permet donc de valider la nature des actions musculaires de notre modèle, c'est-à-dire de vérifier si un muscle est bien fléchisseur, ou adducteur d'une articulation donnée par exemple. Cet examen peut être effectué facilement sur toute l'amplitude articulaire. Nous pouvons ainsi déterminer si l'action des muscles reste correcte quelle que soit la position du modèle.

L'examen de la valeur absolue des BLs permet de déterminer l'efficacité d'un muscle sur un degré de liberté donné. Par exemple, un muscle peut avoir un BL très faible par rapport à un axe donné, ce qui indiquera que ce muscle est inefficace en pratique sur le DDL correspondant.

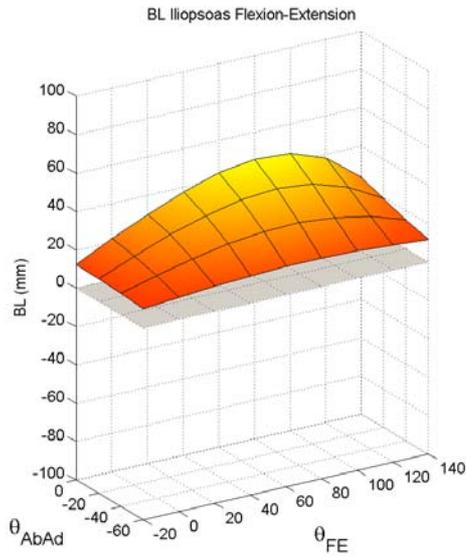
Les bras de levier musculaires sont calculés selon la même méthode que celle présentée au chapitre 5.3.1.

Pour éviter une lourdeur inutile, nous présenterons les valeurs absolues des bras de levier. De même, lorsque nous évoquons le « minimum » ou le « maximum » de la valeur d'un BL, il s'agit du minimum et du maximum de la valeur absolue de ce BL. Le signe du BL est naturellement déduit de la fonction physiologique du muscle. Lorsque nous étudions une articulation, tous les angles des autres articulations sont pris égaux à zéro.

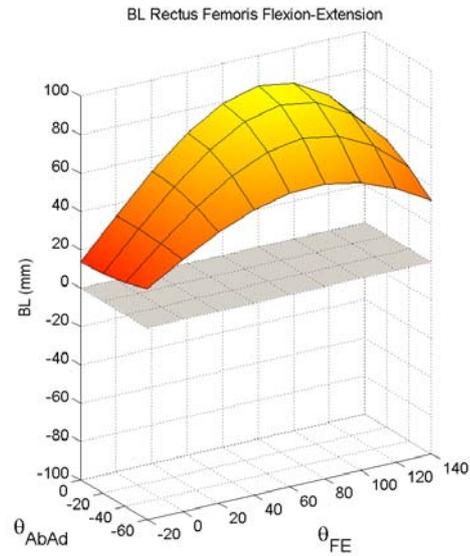
Hanche – fléchisseurs et extenseurs

Tous les muscles qui croisent la hanche ont une action de flexion ou d'extension. Cependant certains sont inefficaces en pratique, alors que c'est le rôle principal de certains autres. Nous examinons le BL des muscles ayant une action de flexion-extension significative, soit pour la flexion, le droit antérieur et le psoas-iliaque, et pour l'extension, le grand fessier et les ischio-jambiers (semi-membraneux, semi-tendineux et long biceps). Pour ces derniers, nous présentons la valeur moyenne du BL de ces trois muscles. Leurs BLs individuels sont toutefois très proches puisque leurs insertions sont très proches. Les résultats sont présentés sur la Figure 40.

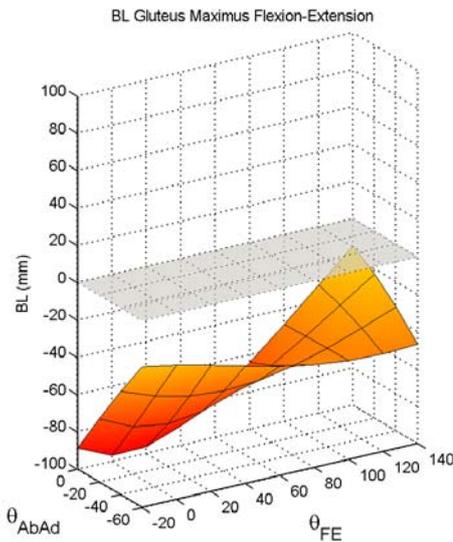
Le BL en flexion-extension est la composante en Z_B du vecteur bras de levier. Les bras de levier sont calculés sur toute l'amplitude de mouvement de la hanche, c'est-à-dire de 20° d'extension à 140° de flexion, et de 0° à 60° d'abduction (60° d'abduction de hanche n'est pas atteignable par tous les sujets).



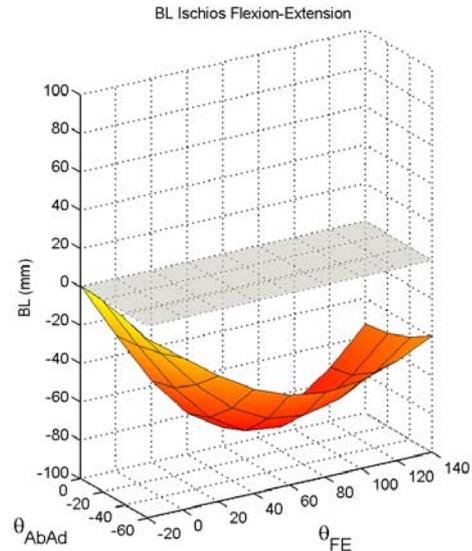
a



b



c



d

Figure 40 - bras de levier en flexion-extension des principaux fléchisseurs et extenseurs de la hanche. En haut : fléchisseurs (a. Psoas-iliaque. b. Droit antérieur). En bas : extenseurs (c. Grand fessier. d. Ischio-jambiers (semi-membraneux, semi-tendineux, long biceps)).

Le droit antérieur (Figure 40b) présente le bras de levier le plus important en flexion de hanche, quasiment deux fois supérieur à celui du psoas-iliaque. Comme, de plus, sa section physiologique est importante, ceci en fait un fléchisseur de hanche extrêmement puissant. Le BL du droit antérieur atteint une valeur maximale de 84.1 mm pour une position de hanche semi-fléchie ($\theta_{FE} = 80^\circ$) et en abduction neutre ($\theta_{AA} = 0^\circ$) et le muscle est donc le plus efficace dans cette position. L'efficacité du droit antérieur en flexion de hanche diminue lorsque l'abduction de la hanche augmente. A 60° d'abduction, son BL vaut seulement 53.7 mm pour le même angle de flexion (80°), soit une diminution de 37%. De même, l'efficacité diminue lorsque l'on s'écarte de la valeur de 80° de flexion de hanche. Pour la hanche en extension complète ($\theta_{FE} = -20^\circ$), le BL du droit antérieur vaut 20.4 mm soit 4 fois moins

qu'en position de flexion optimale. En flexion complète ($\theta_{FE} = 140^\circ$), il vaut 51.8 mm soit une diminution de 38%.

Le psoas-iliaque (Figure 40a) présente le même comportement, avec un BL maximal de 46.0 mm à 80° de flexion et 0° d'abduction de hanche, et qui diminue lorsque l'abduction augmente ou que l'on s'écarte de 80° de flexion. En abduction extrême ($\theta_{AA} = -60^\circ$) et pour la même position de flexion, il ne vaut que 14.9 mm soit trois fois moins environ. En extension extrême ($\theta_{FE} = -20^\circ$), le BL du psoas-iliaque vaut 12.5 mm, et 23.8 mm en flexion extrême ($\theta_{FE} = 140^\circ$).

Globalement, les fléchisseurs de hanche ont une efficacité maximale (BL maximal) pour une hanche semi-fléchie et une abduction neutre.

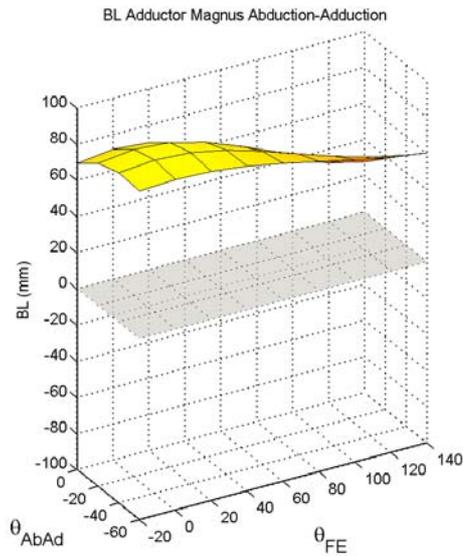
Pour les extenseurs, le grand fessier (Figure 40c) possède un BL moyen de 53.4 mm, et un BL maximal de 97.1 mm, lorsque la hanche est en position de rectitude (0° de flexion et 0° d'abduction). Ce bras de levier important combiné à sa grande section physiologique en fait un extenseur de hanche très efficace. Son BL diminue lorsque la hanche s'écarte de la position de rectitude. En extension maximale ($\theta_{FE} = -20^\circ$), il vaut 88.9 mm, et 64.3 mm pour 80° de flexion, ce qui indique que le grand fessier garde une bonne efficacité sur une grande partie de l'amplitude de flexion-extension de la hanche, toujours en abduction neutre. En revanche, pour des flexions de hanche plus importantes, le BL du grand fessier diminue fortement. En flexion maximale ($\theta_{FE} = 140^\circ$, $\theta_{AA} = -60^\circ$), il atteint son minimum avec 14.8 mm soit une diminution de 85%. La position en abduction a une grande influence également. En flexion neutre ($\theta_{FE} = 0^\circ$), le BL du grand fessier varie de 28.1 à 97.1 mm, en fonction de l'angle d'abduction θ_{AA} , soit une variation de 71%.

Les ischio-jambiers ont un bras de levier moyen comparable à celui du grand fessier, avec une valeur moyenne de 53.2 mm. Le BL des ischio-jambiers est maximal pour une flexion moyenne de hanche ($\theta_{FE} = 80^\circ$) en abduction neutre ($\theta_{AA} = 0^\circ$). Il vaut 56.0 mm dans cette position. La valeur du bras de levier décroît lorsque la hanche est fléchie ou étendue à partir de cette position. En extension extrême ($\theta_{FE} = -20^\circ$), le BL vaut seulement 0.8 mm, les ischio-jambiers sont donc pratiquement inefficaces lorsque la hanche est étendue au maximum. En flexion maximale ($\theta_{FE} = 140^\circ$), le BL des ischio-jambiers vaut 53.7 mm. L'angle d'abduction a également une influence non négligeable sur le bras de levier des ischio-jambiers. En flexion neutre de la hanche ($\theta_{FE} = 0^\circ$), le BL varie de 20.8 mm à 29.6 mm, en fonction de l'angle θ_{AA} , soit une variation de 30%.

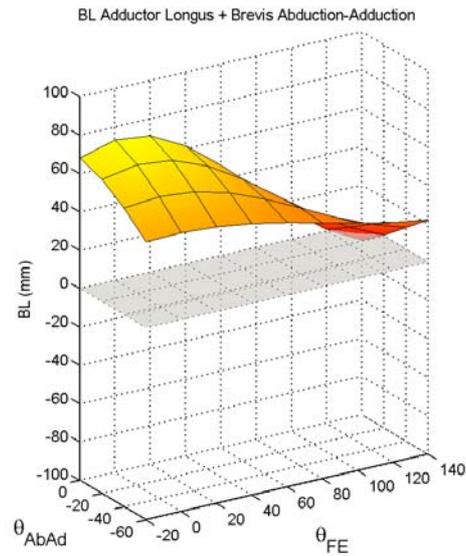
Hanche – abducteurs et adducteurs

Comme précédemment, nous examinons ici les muscles dont la fonction principale est l'abduction ou l'adduction de hanche. Ceci comprend le grand, le moyen et le petit adducteurs pour l'adduction, et les moyen et petit fessiers pour l'abduction. Lorsqu'un muscle est modélisé par plusieurs lignes d'action, le BL présenté est la moyenne des BLs de toutes les lignes d'action. Ceci est le cas pour tous les muscles ici, à l'exception du moyen et du petit adducteurs. Cependant, les insertions de ces deux muscles sont très proches et leur BL est donc similaire. Nous présentons donc également la moyenne de leurs bras de levier.

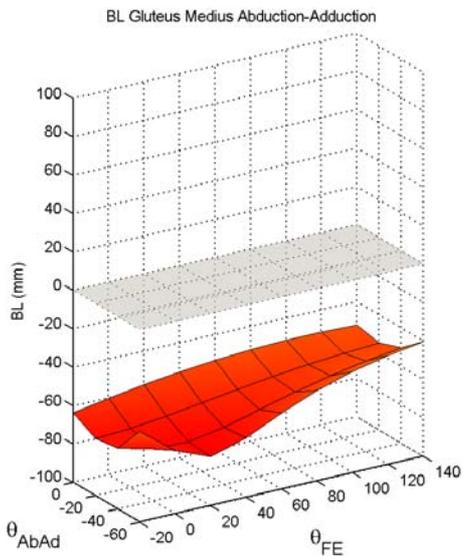
L'action d'abduction-adduction est la composante en X_B du vecteur bras de levier. Une valeur positive indique une action d'adduction, une valeur négative, une action d'abduction.



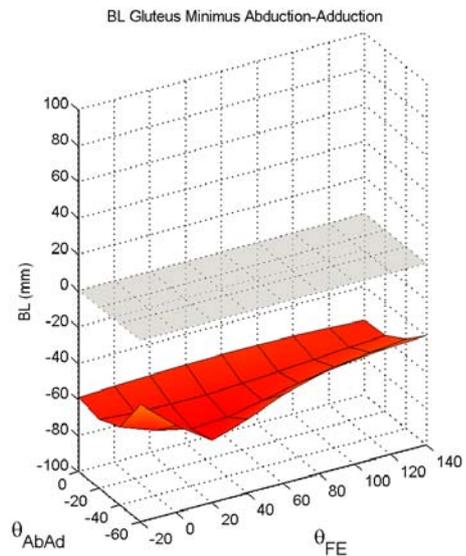
a



b



c



d

Figure 41 - bras de levier en abduction-adduction des principaux adducteurs et abducteurs de la hanche. En haut : adducteurs (a. grand adducteur. b. moyen+petit adducteur). En bas : abducteurs (c. moyen fessier. d. petit fessier).

Comme attendu, le grand adducteur possède le BL le plus important en adduction de hanche avec une valeur moyenne de 65.1 mm. Cette valeur est atteinte pour $\theta_{FE} = 0^\circ$ et $\theta_{AA} = -40^\circ$. La valeur minimale du BL de ce muscle est de 27.8 mm, ce qui représente une diminution de 57%. Le grand adducteur reste donc efficace sur toute l'amplitude de mouvement de la hanche. Les valeurs de BL les plus faibles correspondent à des flexions importantes de la hanche et à une abduction neutre.

Le moyen et le petit abducteur présentent un BL moyen environ deux fois plus faible que celui du grand adducteur, avec une valeur moyenne de 38.7 mm. Le BL maximal est atteint pour $\theta_{FE} = 0^\circ$ et $\theta_{AA} = 0^\circ$, soit une position de rectitude de la hanche, et vaut 73.1 mm dans cette position. Globalement, le BL décroît lorsque l'abduction augmente, sauf pour des positions de flexion extrême où l'on observe le phénomène inverse. En flexion maximale (θ_{FE}

= 140°), le BL de ces deux muscles est très faible, et son signe s'inverse même pour 140° de flexion et 0° d'abduction. Ceci est une erreur de notre modèle, il est évident qu'en réalité ces muscles ne sont jamais abducteurs, quelle que soit la position de la hanche. Cependant des flexions de la hanche aussi importantes ($\theta_{FE} = 140^\circ$) sont rarement observées dans les études qui nous intéressent. Toutefois, ceci doit être gardé à l'esprit si l'on souhaite utiliser le modèle dans d'autres applications où de telles positions peuvent exister.

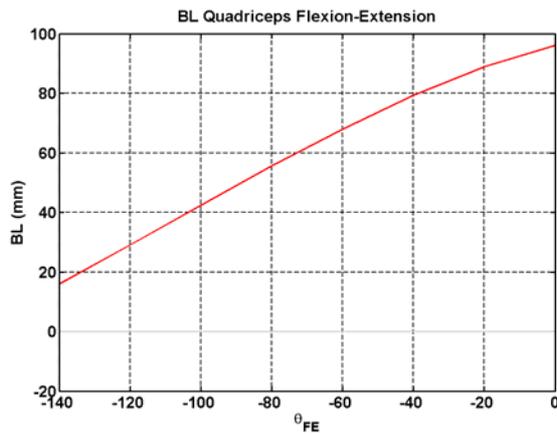
En abduction de hanche, le moyen fessier possède comme attendu le BL le plus important avec une valeur moyenne de 59.5 mm. La valeur maximale, 74.7 mm, est atteinte en flexion légère de la hanche ($\theta_{FE} = 20^\circ$) et pour 60° d'abduction. Rappelons cependant que 60° d'abduction est une valeur extrême qui ne peut pas être atteinte par tout le monde. Pour une valeur plus raisonnable de 40° d'abduction, le BL vaut alors 73.8 mm. Remarquons également que le BL en abduction du moyen fessier ne varie quasiment pas sur toute l'amplitude articulaire. En effet, ses valeurs maximales et minimales sont respectivement 74.4 et 40.5 mm, soit une variation de 46%, ce qui est relativement faible. Nous pouvons également observer que le BL du moyen fessier diminue très fortement pour des extensions et abductions extrêmes de hanche. Ceci est, comme pour le moyen adducteur, probablement un artefact de notre modèle, dû au fait que nous représentons des muscles larges par quelques lignes d'action. Si l'on exclut cette position extrême et difficilement atteignable dans la pratique ($\theta_{FE} = -20^\circ$ et $\theta_{AA} = -60^\circ$), le BL minimal du moyen fessier est de 56.5 mm, et sa variation sur toute l'amplitude de mouvement n'est alors que de 24%. Le moyen fessier est donc un abducteur de hanche très efficace, et ce sur toute l'amplitude de mouvement de la hanche, ce qui est conforme à sa description physiologique (cf. §6.1.2).

Le petit fessier possède un bras de levier moyen inférieur à celui de moyen fessier (56.9 mm). Ceci est conforme à son anatomie, le petit fessier se trouvant sous le moyen fessier. Comme celui du moyen fessier, son BL varie très peu sur toute l'amplitude articulaire. Si l'on exclut la position d'extension et d'abduction extrêmes, ses valeurs maximales et minimales sont de 68.4 mm et 39.8 mm respectivement, soit une variation de 41%.

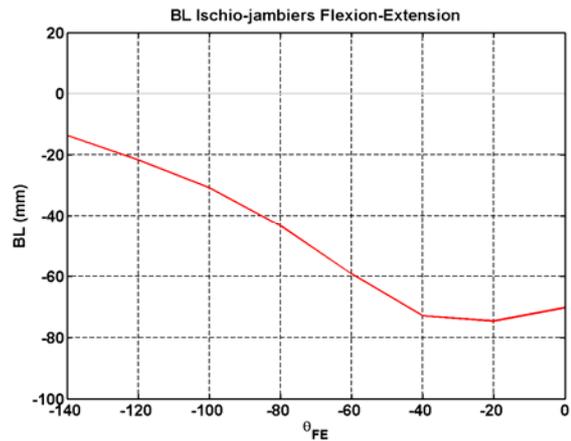
Puisque le moyen et le petit fessiers ont des bras de leviers très similaires, et surtout dont la variation en fonction de la position est très similaire également, il serait possible de représenter ces deux muscles par un seul dans notre modèle, dont le BL serait égal au BL moyen de ces deux muscles.

Genou – fléchisseurs et extenseurs

Pour l'articulation du genou, nous présentons les bras de levier des principaux fléchisseurs et extenseurs, à savoir les muscles du quadriceps pour l'extension, et les ischio-jambiers pour la flexion. Le BL en flexion-extension est la projection sur Z_F du vecteur bras de levier. Nous regroupons les muscles d'un même corps musculaire. Ainsi, le bras de levier du quadriceps est la moyenne des BLs du droit antérieur et des vastes interne, intermédiaire et externe. Le BL des ischio-jambiers est la moyenne des BLs du semi-membraneux, semi-tendineux, long et court biceps. Comme l'amplitude de rotation axiale du genou est faible, et a peu d'influence sur le BL de ces muscles, nous ne considérons ici que la position en flexion-extension du genou. Nous calculons les bras de levier pour des positions allant de 140° de flexion ($\theta_{FE} = -140^\circ$) à l'extension complète ($\theta_{FE} = 0^\circ$) par incréments de 20°.



a



b

Figure 42 - bras de levier en flexion-extension des muscles du quadriceps (a) et des ischio-jambiers (b).

Le quadriceps est naturellement extenseur du genou sur toute l'amplitude de mouvement. La valeur moyenne du BL est de 59.3 mm. Le BL est maximal en extension complète ($\theta_{FE} = 0^\circ$) et vaut 96.0 mm dans cette position. Il décroît au fur et à mesure que le genou est fléchi. En flexion maximale, il vaut 15.9 mm soit une diminution de 83% entre les deux positions extrêmes. Rappelons que dans notre modèle la patella est fixe par rapport au fémur, ce qui n'est pas le cas en réalité. Or, les quatre muscles du quadriceps fémoral sont déviés par cet os, ce qui modifie significativement leur bras de levier (cf. § 6.1.3). La position de la patella par rapport au fémur est celle issue directement du modèle HUMOS, qui est à l'origine en position de conduite, ce qui correspond à une flexion intermédiaire du genou (voir la Figure 39 pour la position de référence). Nous supposons donc que la position de la patella est correcte pour des positions proches de cette dernière. En revanche, en flexion extrême, la position de la patella est mal estimée, entraînant une sous-estimation du BL du quadriceps. Cependant encore une fois, il est rare dans notre domaine d'étudier des mouvements amenant à des flexions de genou aussi extrêmes. Dans la plupart des cas expérimentaux, nous restons loin des butées articulaires, donc un bras de levier correct pour des positions intermédiaires de flexion est suffisant à nos yeux.

Les muscles ischio-jambiers possèdent un BL moyen en flexion du genou de 48.3 mm, ce qui est comparable au BL moyen du quadriceps en extension. Le BL maximal est atteint pour 20° de flexion et vaut 74.6 mm dans cette position. Il est quasiment constant entre 0° et 40° de flexion, puis diminue ensuite lorsque la flexion du genou augmente. En flexion maximale ($\theta_{FE} = -140^\circ$), il vaut 13.7 mm, soit une diminution de 81% par rapport à la valeur maximale du BL.

Cheville – Triceps sural

Comme nous l'avons vu au § 6.1.4, le seul extenseur efficace de la cheville est le triceps sural, composé des deux gastrocnémiens et du soléaire. Le bras de levier de ce muscle est donc essentiel dans le comportement en extension de cheville.

Nous représentons sur la Figure 43 le BL du triceps sural en flexion-extension de cheville, qui est la moyenne des BLs des trois chefs musculaires qui le composent. Le BL en flexion-extension est la projection sur Z_T du vecteur bras de levier. Nous calculons ce bras de levier

sur toute l'amplitude de mouvement de la cheville, soit de 80° d'extension ($\theta_{FE} = -80^\circ$) à 20° de flexion ($\theta_{FE} = 20^\circ$), et de 20° d'abduction ($\theta_{AA} = -20^\circ$) à 20° d'adduction ($\theta_{AA} = 20^\circ$), par pas de 20°.

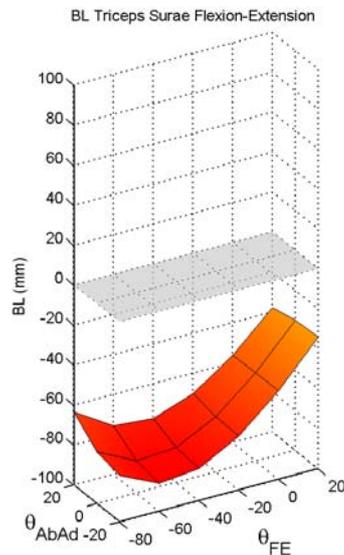


Figure 43 - BL du triceps sural en flexion-extension de cheville, en fonction de l'angle de flexion-extension (θ_{FE}) et d'abduction-adduction (θ_{AbAd}) de la cheville.

Comme attendu, le triceps est extenseur de la cheville sur toute l'amplitude articulaire. Le BL est maximal en position d'extension intermédiaire ($\theta_{FE} = -60^\circ$) et atteint une valeur de 86.1 mm dans cette position. Lorsque la cheville est fléchie ou étendue à partir de cette position optimale, le BL décroît. Il vaut 77.0 mm en extension maximale et 39.9 mm seulement en flexion maximale, soit environ deux fois moins que dans la position optimale. L'angle d'abduction-adduction n'a pratiquement aucune influence sur le BL du triceps sural : pour 60° d'extension, la variation relative du BL en fonction de l'angle d'adduction de la cheville n'est que de 12%. Ceci peut s'expliquer par le fait que la ligne d'action des trois chefs du triceps passe très près de l'axe d'abduction-adduction de la cheville.

Cheville – extenseurs des orteils

L'extenseur commun des orteils et l'extenseur du gros orteil sont principalement fléchisseurs de la cheville. Ils sont également adducteurs pour l'extenseur du gros orteil et abducteur pour l'extenseur commun. Cependant, comme nous l'avons vu au § 6.1.4, l'abduction et l'adduction de cheville sont le fait des péroniers et des jambiers, respectivement. Nous considérons donc uniquement ici le bras de levier en flexion de cheville pour les extenseurs des orteils.

Le bras de levier de ces deux muscles est calculé de la même manière et pour les mêmes angles articulaires que pour le triceps. Les résultats sont présentés sur la Figure 44 ci-dessous.

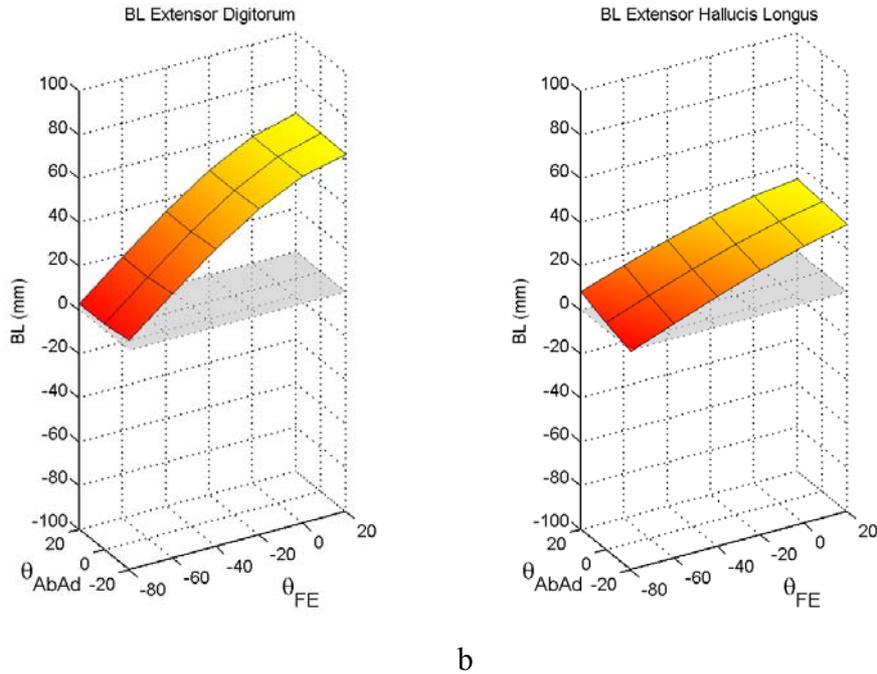


Figure 44 - BL en flexion-extension de cheville de l'extenseur commun des orteils (a) et de l'extenseur du gros orteil (b), en fonction de l'angle de flexion-extension (θ_{FE}) et d'abduction-adduction (θ_{AbAd}) de la cheville.

Les deux muscles sont fléchisseurs de cheville (bras de levier positif) sur l'ensemble de l'amplitude articulaire de la cheville.

L'extenseur commun possède le BL le plus important, avec une valeur moyenne de 37.7 mm. Il est d'autant plus efficace que la cheville est fléchie. En flexion maximale ($\theta_{FE} = 20^\circ$), il atteint sa valeur maximale de 63.1 mm, pour une adduction neutre de cheville ($\theta_{AA} = 0^\circ$). En extension maximale en revanche ($\theta_{FE} = -80^\circ$), le BL de ce muscle vaut seulement 2.7 mm, toujours pour une adduction neutre. L'extenseur commun est donc très peu efficace lorsque la cheville est en position d'extension importante. La position en abduction-adduction n'a quasiment aucune influence sur la valeur du bras de levier. Pour une flexion neutre de cheville, le BL varie de 6% seulement.

L'extenseur propre du gros orteil possède un bras de levier moyen légèrement inférieur, avec une valeur moyenne de 19.2 mm soit environ deux fois moins que l'extenseur commun. En revanche, la variation du bras de levier avec l'angle de flexion-extension suit la même tendance : ce dernier augmente avec l'angle de flexion de la cheville. En flexion maximale ($\theta_{FE} = 20^\circ$), le BL de l'extenseur propre atteint sa valeur maximale, soit 33.0 mm, pour 20° d'adduction de cheville ($\theta_{AA} = 20^\circ$). La valeur minimale est atteinte en extension et adduction maximales ($\theta_{FE} = -80^\circ$, $\theta_{AA} = 20^\circ$), elle est de 0.7 mm dans cette position. Comme pour l'extenseur commun, l'extenseur propre est donc très peu efficace dans son action de flexion lorsque la cheville est très étendue. Globalement, l'extenseur propre est plus efficace lorsque la cheville est en adduction qu'en abduction. Pour une flexion neutre de cheville ($\theta_{FE} = 0^\circ$), le BL de l'extenseur propre varie de 15% en fonction de l'angle d'abduction-adduction θ_{AA} .

D'une manière générale, remarquons que le bras de levier des fléchisseurs est inférieur au bras de levier en extension du triceps sural. Ceci, combiné à une section physiologique plus

faible pour les fléchisseurs, fait que le couple maximal en flexion de cheville est largement inférieur à celui en extension. Nous vérifierons ceci dans la section suivante de ce chapitre.

Cheville – Jambiers

Comme nous l'avons évoqué au § 6.1.4, les jambiers sont les muscles adducteurs de la cheville. Leur co-contraction synergique antagoniste permet d'obtenir un moment d'adduction pur.

Nous souhaitons vérifier que notre modèle reproduit bien ce comportement. Pour cela, nous calculons les bras de levier de ces deux muscles, à la fois en flexion-extension et en abduction-adduction de cheville. L'axe d'abduction-adduction est X_T , le BL en adduction est donc la projection du vecteur bras de levier sur X_T . Nous calculons les valeurs des bras de levier pour les mêmes positions que dans le cas du triceps sural. Les résultats sont présentés dans la Figure 45 ci-dessous.

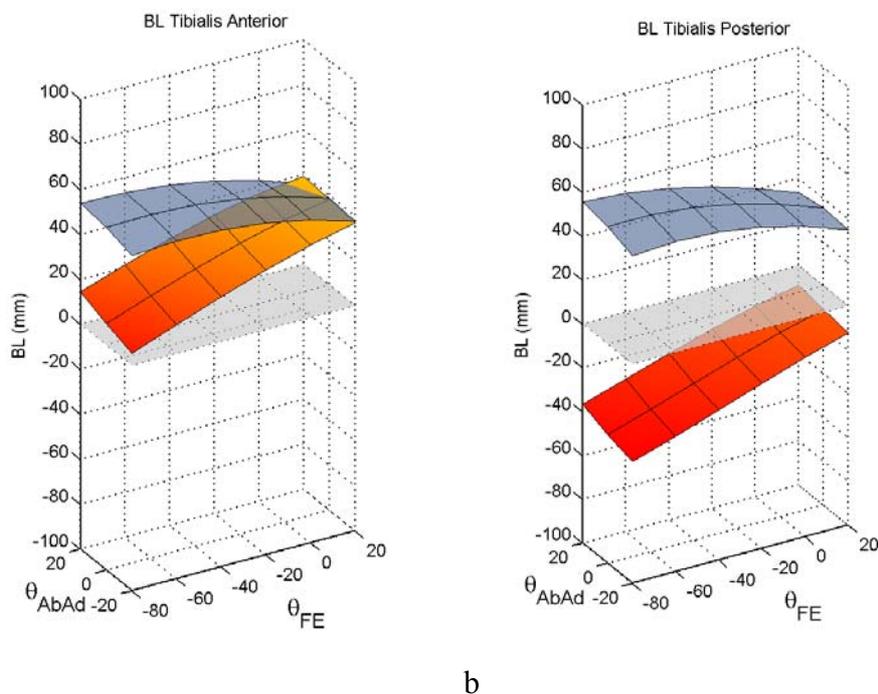


Figure 45 - BL du jambier antérieur (a) et postérieur (b) en flexion-extension et en abduction-adduction de cheville, en fonction de l'angle de flexion-extension (θ_{FE}) et d'abduction-adduction (θ_{AbAd}) de la cheville. Le bras de levier en flexion-extension est représenté en rouge, celui en abduction-adduction est représenté en bleu.

Comme attendu, les deux jambiers ont un BL positif en abduction-adduction, ce qui indique que ces deux muscles sont adducteurs. Leurs BLs en adduction sont très similaires. Le jambier antérieur possède un BL moyen de 47.1 mm en adduction, contre 46.6 mm pour le jambier postérieur. Ce maximum est atteint lorsque la cheville est étendue au maximum ($\theta_{FE} = -80^\circ$) et en adduction maximale ($\theta_{AA} = 20^\circ$). Le BL en adduction varie très peu (16 %) sur toute l'amplitude articulaire de la cheville, ce qui indique que ces deux muscles conservent leur efficacité en tant qu'adducteurs quelle que soit la position de cette dernière.

Concernant l'action en flexion-extension, le jambier antérieur est fléchisseur alors que le jambier postérieur est extenseur, ce qui correspond encore une fois à leur description anatomique. La co-contraction de ces deux muscles permet donc d'obtenir un moment d'adduction pur, puisque les moments en flexion et extension de ces deux muscles s'annulent (contraction synergique antagoniste).

Le jambier antérieur possède un bras de levier moyen de 25.2 mm en flexion. Ce dernier varie peu en fonction de l'angle d'abduction-adduction. En revanche, l'angle de flexion-extension a une grande influence. Plus la cheville est fléchie, plus le BL est faible. En extension maximale ($\theta_{FE} = -80^\circ$), il vaut 14.3 mm seulement, et il atteint 39.0 mm en flexion maximale, et ce pour une position neutre d'adduction ($\theta_{AA} = 0^\circ$).

Le jambier postérieur possède un BL moyen de 25.4 mm en extension de cheville. Ceci est du même ordre de grandeur que le BL du jambier antérieur en flexion, ce qui indique qu'aucun muscle ne domine l'autre en cas de co-contraction. Comme pour le jambier antérieur, la position d'adduction de la cheville a très peu d'influence sur ce bras de levier. En revanche, la position de flexion-extension a une grande influence : plus la cheville est étendue, plus le BL est important. Il atteint 41.5 mm en extension complète et 10.9 mm en flexion complète. Cette variation est donc à l'inverse de celle du jambier antérieur.

En conséquence, lorsque la cheville est étendue, le jambier postérieur est très efficace en extension, et il faut alors une importante co-contraction du jambier antérieur pour compenser cette action d'extension. Le contraire se produit en flexion complète : le jambier postérieur doit exercer un effort important pour compenser le grand moment de flexion induit par le jambier antérieur. En position de flexion intermédiaire ou neutre, les bras de levier en flexion-extension de ces deux muscles sont comparables, c'est donc dans ces positions que nous pouvons nous attendre à obtenir le moment d'adduction maximal.

Cheville – péroniers

Les péroniers sont les abducteurs de la cheville (cf. § 6.1.4). Comme dans le cas des jambiers, le péronier antérieur est fléchisseur alors que le long et le court péronier latéral sont extenseurs. L'abduction pure de cheville est obtenue par co-contraction de ces muscles.

Nous calculons donc de nouveau les bras de levier de ces muscles, à la fois en flexion-extension et en abduction-adduction. Nous présentons les bras de levier des long et court péroniers latéraux ensemble, le bras de levier présenté est la moyenne des BLs de ces deux muscles. Les résultats sont présentés sur la Figure 46.

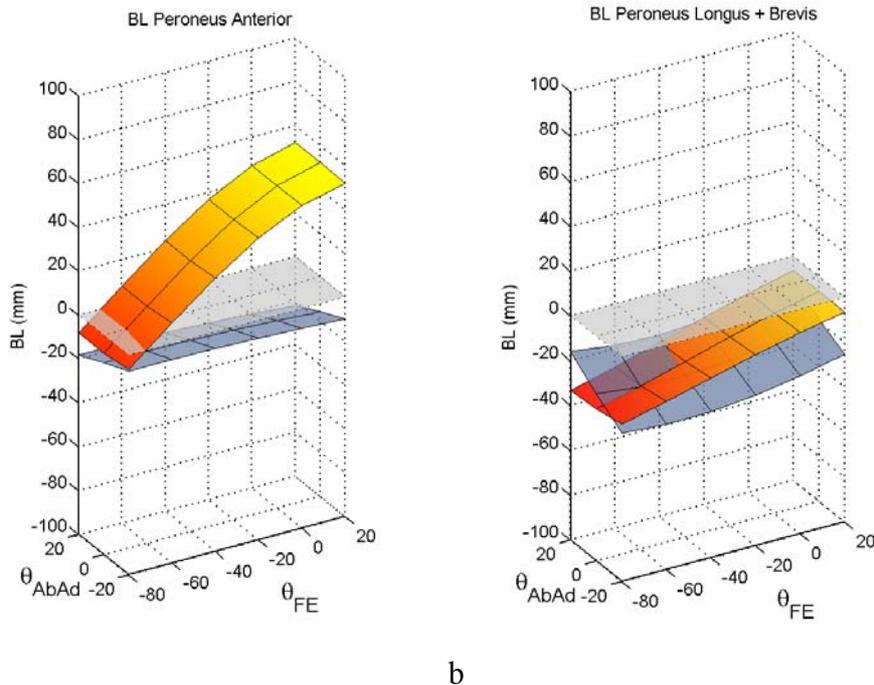


Figure 46 - BL du jambier antérieur (a) et postérieur (b) en flexion-extension et en abduction-adduction de cheville, en fonction de l'angle de flexion-extension (θ_{FE}) et d'abduction-adduction (θ_{AbAd}) de la cheville. Le bras de levier en flexion-extension est représenté en rouge, celui en abduction-adduction est représenté en bleu.

Nous observons le même type de comportement que pour les jambiers, à savoir : le péronier antérieur est fléchisseur, les long et court péroniers latéraux sont extenseurs, et tous sont abducteurs. L'abduction pure est donc obtenue par co-contraction de ces trois chefs musculaires.

Le péronier antérieur possède un BL moyen en abduction de 14.0 mm. La valeur de ce bras de levier reste quasiment constante quelle que soit la position de flexion-extension de la cheville. En revanche, la position d'abduction-adduction (angle θ_{AA}) a une grande influence. Pour une position neutre de flexion ($\theta_{FE} = 0^\circ$), le BL du péronier antérieur varie de 9.0 à 20.9 mm, soit une variation de 57%. Le bras de levier augmente lorsque la cheville est en abduction.

Les long et court péroniers latéraux possèdent un BL moyen en abduction de 24.5 mm. Ils sont donc légèrement plus efficaces en abduction que ne l'est le péronier antérieur. Comme dans le cas de ce dernier, la position de flexion-extension de la cheville n'influe quasiment pas sur la valeur de ce BL, alors que la position d'adduction-abduction a une influence significative. Pour une position neutre de flexion ($\theta_{FE} = 0^\circ$), le BL de ces muscles varie de 15.0 à 29.8 mm, soit une variation de 50%. A l'inverse du péronier antérieur, le bras de levier augmente lorsque la cheville est en adduction.

Le péronier antérieur est fléchisseur de la cheville, ce qui est conforme à sa description anatomique. Son bras de levier moyen en flexion de cheville est de 26.7 mm. Ce dernier augmente lorsque la cheville est plus fléchie. En flexion maximale ($\theta_{FE} = 20^\circ$) et en abduction neutre ($\theta_{AA} = 0^\circ$), il atteint sa valeur maximale de 52.1 mm. En extension maximale ($\theta_{FE} = -80^\circ$), le BL devient même négatif, ce qui indique que dans notre modèle, le péronier antérieur est extenseur de cheville dans les positions d'extension extrêmes. Ceci n'est pas un phénomène décrit par les physiologistes, nous supposons donc que ceci est dû aux

approximations de la modélisation géométrique de ce muscle. En effet, le péronier antérieur ne s'étend pas en ligne droite entre son origine et son insertion, mais il est dévié par les structures osseuses de la cheville. L'inversion de l'action de flexion du péronier antérieur pourrait conduire à une mauvaise estimation des efforts musculaires à la cheville, dans le cas où l'on simule des tâches induisant des extensions extrêmes de cheville. Encore une fois, ceci est rarement le cas dans le domaine d'application qui nous intéresse.

6.3.2. Forces Maximales Volontaires isométriques

Maintenant que nous avons examiné les bras de levier des principaux muscles du membre inférieur, et que nous nous sommes assurés qu'ils sont corrects, nous souhaitons évaluer notre modèle en termes de prédiction de capacité d'effort, articulation par articulation. En effet, la simulation des efforts maximaux permet de vérifier que notre modèle correspond bien aux capacités réelles d'un « homme moyen » (50^e centile).

Afin de simuler les Forces Maximales Volontaires (FMV) isométriques, nous procédons de la manière suivante : tout d'abord le modèle est placé dans une position neutre, c'est-à-dire que tous les repères locaux des segments sont alignés, ou que tous les angles articulaires sont égaux à zéro. Ensuite, nous plaçons l'articulation à tester dans la position désirée. Puis un faible moment M est imposé sur l'axe correspondant au degré de liberté que nous souhaitons tester sur l'articulation (flexion-extension, abduction-adduction, etc). L'algorithme d'optimisation calcule les forces musculaires équilibrant ce moment, tout en assurant que les moments articulaires sur les autres axes fonctionnels restent nuls. Si une solution est trouvée, la valeur de M est augmentée de ΔM et les forces musculaires correspondantes sont recalculées. M est incrémenté jusqu'à ce que l'algorithme d'optimisation ne trouve plus de solution admissible. Ceci correspond à une solution donnant une force musculaire négative ou bien supérieure à la force maximale du muscle correspondant. Nous choisissons un pas de 1 N.m pour l'incrément ΔM . La valeur maximale de M pour laquelle une solution valide existe est prise comme le couple maximal que le modèle musculaire peut produire (FMV) pour l'articulation et le DDL testés. Les couples maximaux (ou FMV) sont calculés pour les mêmes angles articulaires que les bras de levier musculaires.

Hanche – Flexion/extension

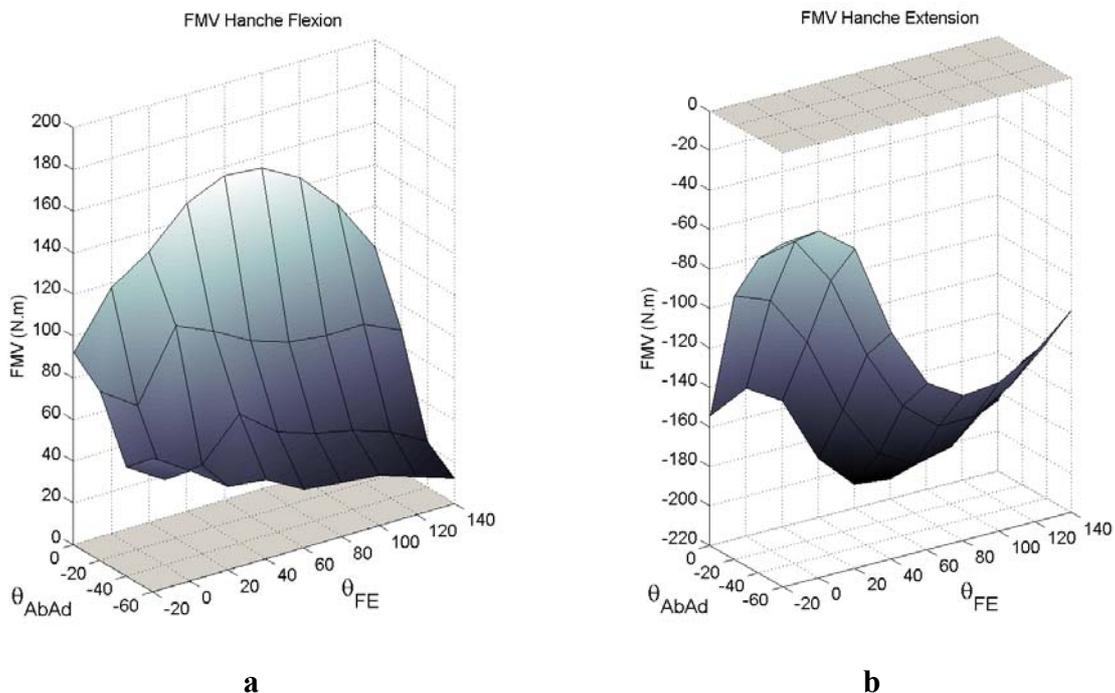


Figure 47 - FMV isométrique en flexion (a) et en extension (b) de hanche, en fonction de l'angle de flexion-extension (θ_{FE}) et d'abduction-adduction (θ_{AbAd}) de hanche.

La FMV moyenne en flexion de hanche (Figure 47a) est de 71.7 N.m. Le maximum est atteint en position neutre d'abduction ($\theta_{AA} = 0^\circ$) et pour une position de flexion intermédiaire ($\theta_{FE} = 60^\circ$). La FMV vaut 156 N.m dans cette position. Lorsque la hanche est fléchie ou étendue à partir de cette position, la FMV décroît. En extension maximale, elle vaut 92 N.m, et en flexion maximale, 100 N.m, toujours pour 0° d'abduction de hanche. La position en abduction a une très grande influence sur la FMV en flexion. Cette dernière décroît très fortement au fur et à mesure que la cuisse est placée en abduction. Pour 60° de flexion, la FMV en flexion vaut 156 N.m à 0° d'abduction, mais seulement 84 N.m pour 20° d'abduction, et 48 N.m pour 40° d'abduction. La FMV diminue donc de près de 70% lorsque l'on passe de 0° à 40° d'abduction.

La FMV en extension de hanche (Figure 47b) est supérieure (en valeur absolue) à celle en flexion, avec une valeur moyenne de 140.3 N.m et une valeur maximale de 210 N.m. Cette valeur maximale est atteinte pour 80° de flexion et 0° d'abduction. Comme pour la FMV en flexion, la position optimale, pour laquelle la FMV est maximale, correspond à une flexion intermédiaire de hanche, et une abduction nulle. Globalement la FMV décroît lorsque la hanche est plus fléchie ou plus étendue à partir de l'angle de flexion optimal de 80° . Toutefois, en extension complète ($\theta_{FE} = -20^\circ$), la FMV est légèrement plus importante qu'en position de rectitude ($\theta_{FE} = 0^\circ$). Enfin, comme nous l'avons observé pour la flexion, la FMV en extension décroît énormément lorsque l'abduction de hanche augmente. Pour 80° de flexion, la FMV en extension vaut 210 N.m en abduction neutre ($\theta_{AA} = 0^\circ$), 195 N.m pour 20° d'abduction, et seulement 168 N.m pour 40° d'abduction.

Genou – Flexion/extension

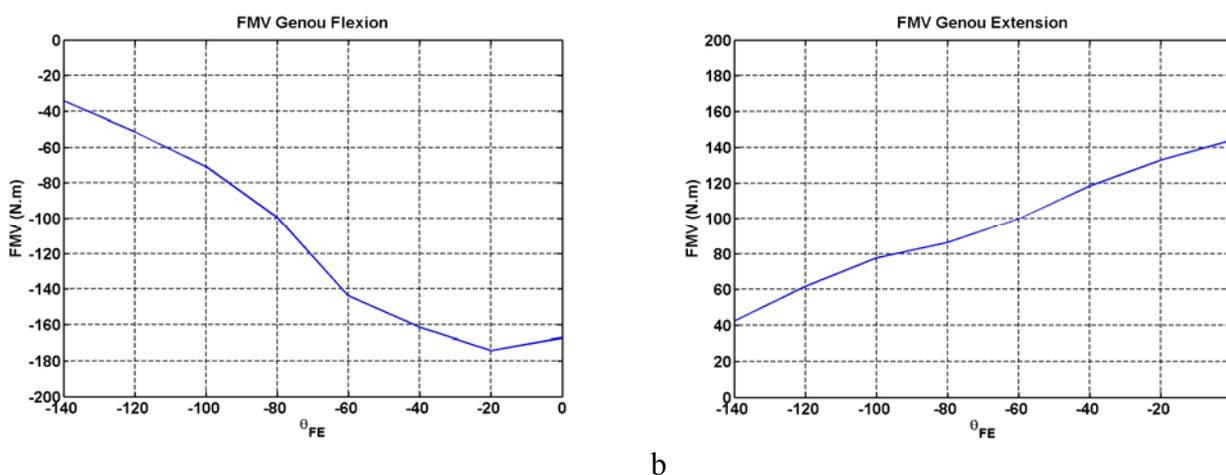


Figure 48 - FMV isométrique en flexion (a) et en extension (b) du genou, en fonction de l'angle de flexion (θ_{FE}) du genou.

Pour les FMV en flexion et extension du genou, nous considérons uniquement la position en flexion-extension, car les amplitudes des mouvements de rotation axiale sont faibles.

En flexion, la FMV moyenne sur toute l'amplitude de flexion est de 113 N.m. Le maximum est atteint pour 20° de flexion à partir de la position de rectitude ($\theta_{FE} = -20^\circ$) et elle vaut 174 N.m dans cette position. Lorsque la flexion du genou est plus importante, la FMV diminue. En flexion extrême ($\theta_{FE} = -140^\circ$), elle ne vaut que 34 N.m. De même, la FMV en extension

maximale est légèrement inférieure à la FMV observée pour 20° de flexion avec une valeur de 167 N.m. Nous pouvons remarquer que l'allure générale de la FMV en flexion est très proche de celle du bras de levier des ischio-jambiers, qui sont les principaux fléchisseurs du genou.

En extension, la FMV moyenne vaut 95.3 N.m. Cette dernière augmente lorsque le genou est étendu. LA FMV est donc maximale lorsque le genou est en extension complète ($\theta_{FE} = 0^\circ$), elle vaut alors 144 N.m. Plus le genou est fléchi, plus la FMV en extension diminue. Elle est minimale en flexion complète ($\theta_{FE} = -140^\circ$) avec une valeur de 42 N.m soit une diminution de plus de trois fois par rapport à la valeur maximale. Comme pour la flexion, l'allure de la FMV en extension est très proche de celle du bras de levier des extenseurs du genou, à savoir les muscles du quadriceps.

Nous pouvons trouver une explication au fait que l'évolution de la FMV en flexion et extension du genou suive la même tendance que celle des bras de levier des muscles correspondants. Premièrement, nous avons fait l'hypothèse que les muscles n'équilibrent que deux degrés de liberté dans le genou, l'abduction-adduction étant stabilisée par les structures passives. Ensuite, les principaux groupes musculaires responsables de la flexion et de l'extension n'ont qu'une action faible en rotation axiale. Ceci est tout à fait vérifié pour les muscles du quadriceps, qui s'insèrent sur la tubérosité tibiale donc quasiment le long de l'axe longitudinal du tibia, et ne créent donc quasiment aucun moment de rotation axiale lorsqu'ils se contractent. Puisque ces muscles exercent presque uniquement un moment de flexion-extension, seule une faible quantité de co-contraction est nécessaire de la part des autres muscles pour équilibrer la rotation axiale. En conséquence, les efforts de flexion et extension du genou sont générés par une contraction quasiment isolée du groupe musculaire correspondant (quadriceps ou ischio-jambiers) et les bras de levier de ces muscles déterminent presque directement les FMV.

Cheville – Flexion/extension

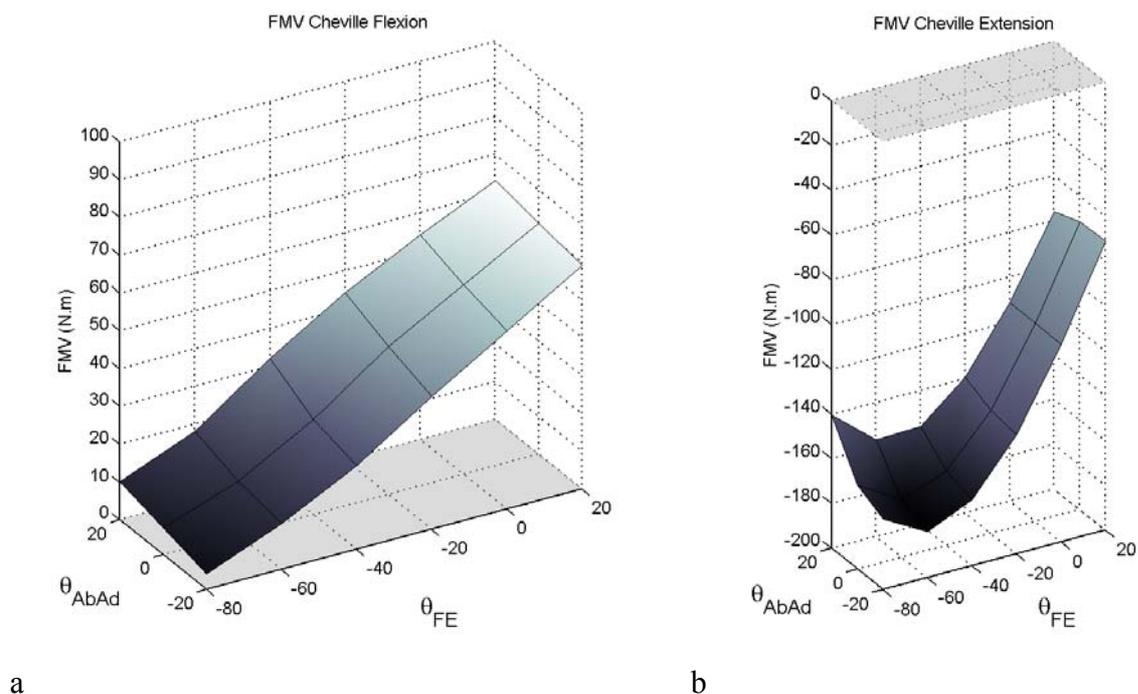


Figure 49 - FMV isométrique en flexion (a) et en extension (b) de cheville, en fonction de l'angle de flexion-extension (θ_{FE}) et d'abduction-adduction (θ_{AbAd}) de la cheville.

En flexion, la FMV moyenne sur l'ensemble de l'amplitude articulaire est de 33.1 N.m. La FMV est la plus faible lorsque la cheville est étendue au maximum ($\theta_{FE} = -80^\circ$), elle vaut 7 N.m dans cette position et pour une abduction neutre ($\theta_{AA} = 0^\circ$). Au fur et à mesure que la cheville est fléchie, la FMV en flexion augmente, pour atteindre 50 N.m en flexion neutre ($\theta_{FE} = 0^\circ$) correspondant approximativement à la position de la cheville en position debout. En flexion maximale ($\theta_{FE} = 20^\circ$), la FMV en flexion est maximale avec une valeur de 61 N.m, toujours en abduction neutre. La position en abduction-adduction a peu d'influence : pour 0° de flexion, la FMV en flexion vaut 47 N.m en abduction maximale ($\theta_{AA} = -20^\circ$), et 54 N.m en adduction maximale ($\theta_{AA} = 20^\circ$), soit une augmentation de 15% entre ces deux positions. Pour un angle de flexion donné, la FMV en flexion est toujours légèrement supérieure en adduction qu'en abduction.

En extension, la FMV moyenne est largement supérieure à celle en flexion, avec une valeur moyenne de 136.9 N.m, soit presque 5 fois plus que la FMV en flexion. La valeur maximale est obtenue en extension intermédiaire ($\theta_{FE} = -60^\circ$), elle vaut 179 N.m. En extension maximale la FMV est légèrement inférieure avec une valeur de 169 N.m. En revanche la FMV diminue assez fortement lorsque la cheville est fléchie. En position de flexion neutre ($\theta_{FE} = 0^\circ$), elle vaut 112 N.m pour 0° d'abduction, et en flexion maximale ($\theta_{FE} = 20^\circ$), elle vaut 72 N.m, toujours pour 0° d'abduction. L'angle d'abduction-adduction n'a qu'un effet très limité sur la FMV en extension. Pour 60° d'extension ($\theta_{FE} = -60^\circ$), la FMV vaut 179 N.m en abduction maximale ($\theta_{AA} = -20^\circ$), et 157 N.m en adduction maximale ($\theta_{AA} = 20^\circ$), soit une diminution de 12%. Ceci peut s'expliquer par le fait que les lignes d'action des muscles du triceps sural, le seul extenseur efficace de la cheville, se trouvent pratiquement dans le plan sagittal passant par l'axe long de la jambe, et n'ont donc pratiquement aucune action d'abduction ou d'adduction. Enfin, le fait que la FMV en extension soit très supérieure à celle en flexion correspond bien aux observations expérimentales. L'extension de la cheville intervient dans de nombreuses tâches de la vie courante, dont la marche, et la cheville doit alors supporter tout le poids du corps, ce qui requiert un moment d'extension très important. Au contraire, la flexion de la cheville s'effectue dans la plupart des situations sans charge résistante, ce mouvement sert uniquement à relever le bout du pied, et le couple requis est en conséquence assez faible.

L'ouvrage de Chaffin et al. (1999) donne (page 262) des équations de régression, permettant d'estimer les couples isométriques maximaux pour différentes articulations, en fonction des angles articulaires. Ces régressions polynomiales sont construites à partir de données d'efforts maximaux issues des campagnes expérimentales menées par Clark (1966) pour le genou et la hanche, et par Burggraaf (1972) pour la cheville. Les sujets de ces études étaient des étudiants américains. Seules les données en extension sont disponibles pour la cheville.

Nous utilisons ces régressions pour calculer les couples maximaux en flexion et extension de hanche et de genou, et en extension de cheville, dans les mêmes positions que pour l'évaluation de notre modèle. Les résultats sont présentés sur la Figure 50.

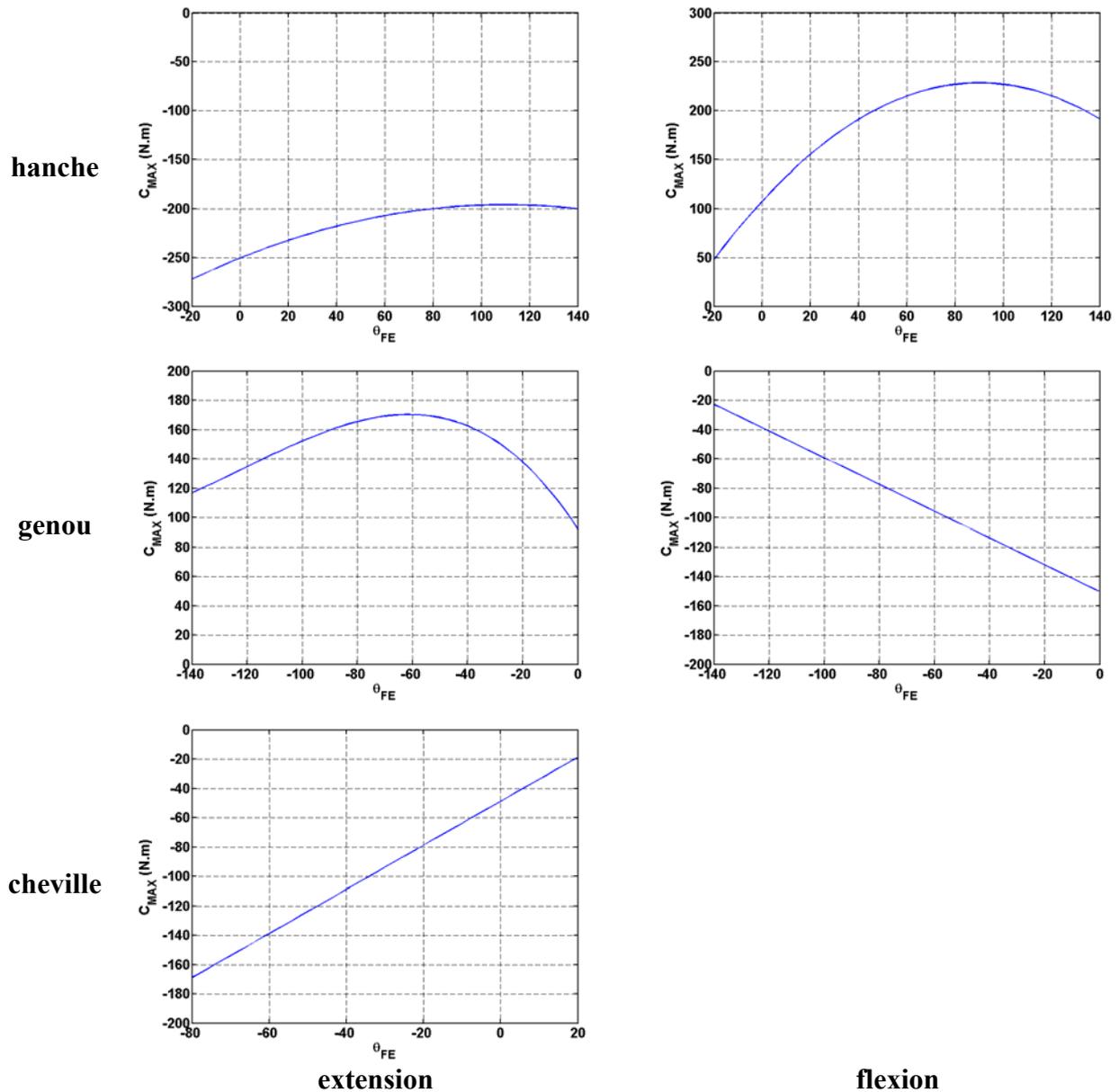


Figure 50 - Couples maximaux en flexion et extension de hanche, du genou et de la cheville. Les courbes montrent les régressions obtenues à partir de valeurs expérimentales par Clarke (1966) pour la hanche et le genou, et par Burggraaf (1972) pour la cheville.

Pour la hanche, les valeurs des couples maximaux en flexion et extension sont du même ordre de grandeur que celles de notre modèle. Le couple maximal en extension est de 271 N.m, contre 210 N.m pour notre modèle. En flexion, le couple maximal est de 228 N.m, et 156 N.m pour notre modèle. Cependant, ces couples maximaux ne sont pas atteints dans les mêmes positions. Avec notre modèle, le couple maximal en extension de hanche est maximal pour une flexion intermédiaire, diminue lorsque l'on s'écarte de cette position intermédiaire, et redevient important dans l'extension maximale. Selon la régression de Chaffin et al., le couple en extension est maximal pour une position d'extension complète, puis diminue lorsque la hanche est plus fléchie, et augmente de nouveau pour des positions de flexion extrêmes. Pour les efforts de flexion en revanche, nous observons le même comportement pour notre modèle et pour l'étude de Chaffin et al., avec un effort isométrique maximal pour une flexion intermédiaire, et qui décroît lorsque l'on s'éloigne de cette position.

Pour le genou, les ordres de grandeur des couples maximaux sont également comparables avec ceux de notre modèle. Le couple maximal en flexion vaut 150 N.m, contre 174 N.m dans notre modèle. De plus, en flexion de genou, nous observons la même évolution du couple maximal en fonction de l'angle de flexion du genou : une position intermédiaire pour laquelle le couple est maximal, et une diminution de ce couple lorsque le genou est plus fléchi ou plus étendu à partir de cette position. En extension, le couple maximal vaut 170 N.m dans cette étude contre 144 N.m pour notre modèle. De plus, dans les deux cas, nous voyons que le couple en extension est maximal pour une extension maximale du genou et diminue au fur et à mesure que l'on fléchit le genou.

Pour l'extension de la cheville, encore une fois les valeurs des couples maximaux en extension sont comparables : la régression proposée par Chaffin donne une valeur maximale de 168 N.m, contre 179 N.m pour notre modèle. Selon Chaffin, le couple d'extension augmente lorsque l'extension de la cheville augmente. Dans notre modèle, le couple d'extension diminue pour des positions d'extension extrêmes. Si l'on exclut l'extension extrême, le comportement est le même.

6.4. Discussion

Comme pour le modèle du membre supérieur, le développement de notre modèle du membre inférieur met en lumière plusieurs points.

Tout d'abord, nous avons vu dans ce chapitre que les choix de modélisation sont d'une importance capitale pour obtenir ensuite des résultats cohérents. Il s'agit toujours de trouver le bon compromis entre la finesse de modélisation et les objectifs que nous souhaitons atteindre.

Ceci est le cas notamment pour la modélisation de l'articulation du genou. En effet, il est relativement admis dans la littérature que les amplitudes des mouvements d'abduction-adduction sont très faibles, rendant ce DDL négligeable du point de vue cinématique. En revanche, il n'est pas clairement établi si les mouvements d'abduction-adduction sont stabilisés par les muscles ou par les structures passives. Au vu de l'étude bibliographique que nous avons effectuée, les structures passives semblent équilibrer la majorité de ces mouvements, et nous avons donc choisi de ne pas prendre en compte ce DDL dans le calcul des efforts musculaires, ce qui revient à dire que les structures passives stabilisent la totalité de l'abduction-adduction. Ceci a une influence très importante sur les résultats, notamment en termes de capacités d'effort maximales.

Dans les modèles musculosquelettiques, il n'y a donc pas nécessairement correspondance entre les « degrés de liberté » cinématiques et dynamiques. Il est possible qu'un degré de liberté soit bloqué d'un point de vue cinématique, mais que ce même DDL soit quand même équilibré par les muscles, et il est alors nécessaire de le prendre en compte dans le calcul des efforts musculaires. Encore une fois, ces choix de modélisation, basés sur l'étude de la littérature et de l'anatomie, sont extrêmement importants pour obtenir des résultats corrects en termes d'efforts musculaires.

Concernant les bras de levier musculaires, notre modèle donne des résultats corrects du point de vue qualitatif, puisque les fonctions physiologiques des muscles sont toujours conformes à la réalité anatomique. De plus, et comme dans le cas du membre supérieur, l'examen des bras de levier permet de vérifier l'existence de groupes de muscles synergiques-antagonistes, tels que les jambiers et les péroniers dans le cas de la cheville. Ceci n'est pas possible en examinant directement les couples articulaires maximaux par exemple. En conséquence, nous voyons une fois de plus que l'examen des bras de levier musculaires est une étape nécessaire et très importante de l'évaluation d'un modèle musculaire.

Les efforts isométriques maximaux (FMV) prédits par notre modèle sont en accord avec les données de la littérature, ce qui constitue la deuxième étape de validation de notre modèle. Cependant, comme dans le cas du membre supérieur, notre modèle donne de bons résultats à ce niveau pour des positions articulaires moyennes. Pour des positions extrêmes en revanche (proches des limites articulaires), les FMV prédites par notre modèle sont moins bonnes. Encore une fois, ceci n'est pas vraiment gênant dans des applications ergonomiques où les mouvements effectués n'impliquent pas d'adopter des postures proches des limites articulaires.

6.5. *Références*

- Burggraaf, J.D., 1972. An isometric biomechanical model for sagittal plane leg extension. Master's thesis, University of Michigan, Ann Arbor, MI.
- Chaffin, D.B., Andersson, G.B.J., Martin B.J., 1999. Occupational Biomechanics, 3rd edition. ISBN 0-471-24697-2. 181-269.
- Clark, H.H., 1966. Muscle strength and endurance in man. Prentice-Hall, Englewood Cliffs, NJ.
- Delp, S. L., 1990. Surgery simulation: A computer graphics system to analyse and design musculoskeletal reconstructions of the lower limb. Doctoral Thesis.
- Dumas, R., Cheze, L., 2008. Hip and knee joints are more stabilized than driven during the stance phase of gait: An analysis of the 3D angle between joint moment and joint angular velocity. *Gait and Posture* 28, 243-250.
- Fregly, BJ, Lin, Y.C., Walter, J.P., Pandy, M.G., Banks, S.A., D'Lima, D.D., 2009. Muscle and contact contributions to inverse dynamic knee loads during gait. Proceedings of the ASME 2009 Summer Bioengineering Conference SBC2009.
- Friederich, J.A., Brand, R. A., 1990. Muscle fiber architecture in the human lower limb. *Journal of Biomechanics* 23, 91-5.
- Glitsch, U., Baumann, W., 1997. The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. *Journal of Biomechanics* 30, 1123-1131.
- 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 1.
- Jinha, A., Ait-Haddou, R., Herzog, W., 2006. Predictions of co-contraction depend critically on degrees of freedom in the musculoskeletal model. *Journal of Biomechanics* 39, 1145-1152.
- Kromer, V., 1993. Analyse des forces musculaires au cours de la marche. Approche en corps rigides et simulation en mécanique plans flexibles par éléments finis. Ph.D. Thesis, Institut National Polytechnique de Lorraine.
- Li, G., Kawamura, K., Barrance, P., Chao, E.Y.S., Kaufman, K., 1998. Prediction of muscle recruitment and its effect on joint reaction forces during knee exercises. *Annals of Biomechanical Engineering* 26, 725-733.
- Lloyd, D.G., Buchanan, T.S., 1996. A model of load sharing between muscles and soft tissues at the human knee during static tasks. *Journal of Biomechanical Engineering*. 118, 367–376.
- Lloyd, D.G., Buchanan, T.S., 2001. Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. *Journal of Biomechanics* 34, 1257-1267.

Kapandji, I.A., 1994. Physiologie articulaire – schémas commentés de mécanique humaine. Tome 2 – Membre inférieur. Maloine, 2002. ISBN 2 224 01052-4.

Thorpe, S.K., Li, Y., Crompton, R.H., McNeill, A.R., 1997. Stresses in human leg muscles in running and jumping determined by force plate analysis and from published magnetic resonance images. *J. Exp. Biology* 201, 63-70.

Veziin, P., Verriest, J.P., 2005. Development of a set of numerical human models for safety. Proceedings of the 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, Published by U.S. Department of Transportation NHTSA, Paper No 163.

Wickiewicz, T.L., Roy, R.R., 1983. Muscle architecture of human lower limb. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 179, 275-283.

Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, D., Cristofolini, L., Witte, H., 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. *Journal of Biomechanics* 35, 543-548.

Zhang, L.Q., Wang, G., 2001. Dynamic and static control of the human knee joint in abduction–adduction. *Journal of Biomechanics* 34, 1107-1115.

Deuxième partie

Applications

7. Etude du cycle de marche

7.1. Introduction

La première application que nous faisons du modèle musculosquelettique du membre inférieur est l'étude du cycle de marche de sujets sains. Bien sûr, la marche est une activité très présente au quotidien et il serait peu justifié de parler d'inconfort pour une telle tâche.

Cependant, l'étude de la marche présente de nombreuses spécificités qui en font une très bonne application pour notre modèle.

Tout d'abord, le cycle de marche a été extensivement étudié depuis de nombreuses années, aussi bien par les biomécaniciens que par les cliniciens ou les physiologistes. Les caractéristiques cinématiques et dynamiques de la marche sont très bien connues. Une quantité considérable de données est disponible dans la littérature. Nous pourrions donc facilement comparer les résultats de notre modèle avec des données existantes.

De plus, la marche est un mouvement relativement lent, dont la dynamique est proche de tâches étudiées en ergonomie, telles que l'entrée-sortie de véhicule, l'actionnement de commandes automobiles, etc. Les caractéristiques dynamiques des muscles, en particulier la relation force-vitesse d'élongation, n'ont que peu d'influence. Notre modèle, qui n'inclut pas cette relation, semble donc bien adapté pour analyser un tel mouvement. De même, au cours de la marche, les positions articulaires restent relativement éloignées de leurs butées, et nous avons vu que notre modèle se comporte bien tant que les angles articulaires ne sont pas trop proches des angles maximaux.

Enfin, la marche a été étudiée au sein même de notre laboratoire, nous disposons donc de nombreuses données complètes de cycles de marche, et nous maîtrisons entièrement le protocole et les moyens utilisés.

Pour toutes ces raisons, nous choisissons d'utiliser les données de marche présentes au sein du laboratoire pour le premier cas d'étude.

Rappelons que l'objectif de ce travail de thèse est d'explorer les possibilités d'un modèle musculosquelettique dans les études ergonomiques, et en particulier ce que peut apporter un tel modèle par rapport à un modèle dynamique, sans muscles. Dans cette optique, les trois points que nous souhaitons étudier sont : les possibilités de prédiction d'efforts maximaux, le rôle des muscles bi-articulaires, et l'importance des efforts musculaires dans le calcul des réactions articulaires. Evidemment, l'étude de la marche ne nous permet pas d'examiner le premier point. En revanche, l'importance des muscles bi-articulaires dans la marche est bien connue. Les études de Zajac (2002) et Pedersen et al. (1997) montrent que l'activité musculaire autour d'une articulation est influencée par la dynamique de toutes les autres articulations du corps, notamment à cause de la faculté des muscles bi-articulaires à agir sur deux articulations à la fois. De plus, de nombreuses études s'intéressent aux réactions articulaires au cours de la marche, car ces dernières sont essentielles pour le développement de prothèses notamment. Citons par exemple les études de Crowninshield et al. (1978), Bergmann et al. (1984) et Brand et al. (1994), ou celles de Bergmann et al. (1990, 1992, 1993, 2001) qui ont enregistré les réactions articulaires à la hanche au moyen de prothèses

instrumentées. Avant d'étudier le possible rôle des réactions articulaires dans la perception de l'inconfort, nous désirons étudier l'importance de la prise en compte des efforts musculaires dans le calcul des réactions articulaires.

Les objectifs de cette étude sont donc les suivants :

Premièrement, nous souhaitons étudier l'importance des muscles bi-articulaires au cours du mouvement. Pour cela, nous évaluons les efforts musculaires selon deux méthodes. Dans la première, les muscles bi-articulaires sont considérés comme deux muscles mono-articulaires distincts, possédant la même géométrie que le bi-articulaire réel mais pouvant développer chacun un effort différent. Dans ce cas, les efforts musculaires peuvent être calculés en considérant chaque articulation du membre inférieur séparément. Dans la deuxième méthode, les muscles bi-articulaires exercent un effort unique et créent un moment sur les deux articulations qu'ils croisent. Dans cette méthode, il est donc nécessaire de considérer le membre inférieur comme un ensemble, nous ne pouvons plus calculer séparément les efforts musculaires autour de chaque articulation. La comparaison entre les deux méthodes nous permet de quantifier le rôle des muscles bi-articulaires dans la dynamique du mouvement.

Deuxièmement, nous souhaitons quantifier l'importance des efforts musculaires dans le calcul des réactions articulaires. Nous nous intéressons en particulier au calcul de la réaction à la hanche puisque c'est l'articulation pour laquelle le plus de données sont présentes dans la littérature. Pour cela, nous évaluons la réaction articulaire obtenue par le simple calcul de dynamique, c'est-à-dire sans prendre en compte l'effet des contractions musculaires. Puis, après avoir évalué les efforts musculaires grâce à notre modèle, nous recalculons la réaction à la hanche. Ceci est fait pour les deux méthodes de calcul des efforts musculaires décrites dans le paragraphe ci-dessus. De cette manière, nous pouvons aussi évaluer l'effet des muscles bi-articulaires sur la réaction articulaire.

7.2. Matériels et méthodes

7.2.1. Protocole expérimental

Comme précisé en introduction, nous avons utilisé des données issues d'expérimentations précédemment effectuées au sein du LBMC. Nous nous contentons donc de décrire brièvement le protocole expérimental. Le lecteur peut se référer à la publication de Doriot et Cheze (2004) pour une description détaillée du protocole.

Le cycle de marche de neuf sujets sains a été enregistré. Les sujets étaient trois femmes et six hommes proches du 50^e centile femme et homme, respectivement (23 ± 2 ans, 174 ± 7 cm et 64 ± 8 kg, tous sujets confondus).

Le système de capture de mouvement utilisé est le Motion Analysis (Motion Analysis Inc., Santa Rosa, CA), équipé de 5 caméras numériques Eagle (1.3 MPx). Tout d'abord, un calibrage de l'espace de travail est effectué. Puis 14 marqueurs rétro-réfléchissants sont placés sur le membre inférieur droit du sujet. Les marqueurs sont placés sur les épines iliaques antéro-supérieures droite et gauche, les épines iliaques postéro-supérieures droite et gauche pour le bassin ; le grand trochanter, les condyles fémoraux médial et latéral pour la cuisse ; la tubérosité tibiale, la tête de la fibula, les malléoles interne et externe pour la jambe ; le calcanéum, la tête des 1^{er} et 5^e métatarses pour le pied.

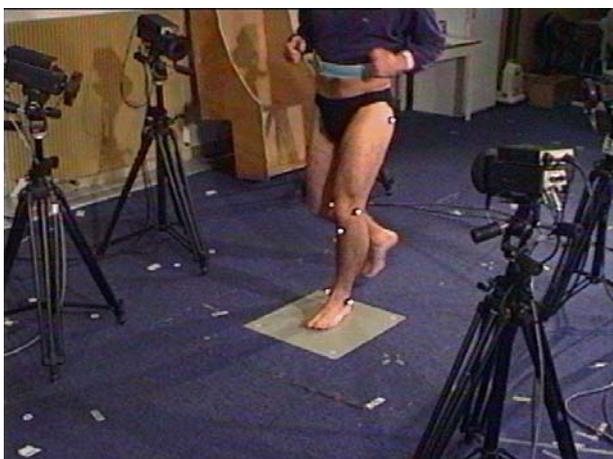


Figure 51 - Enregistrement d'un cycle de marche. On distingue les caméras Motion ainsi que la plateforme de forces.

Ensuite, un enregistrement statique dans lequel le sujet se tient debout et immobile est effectué. Nous utilisons cette position statique de référence pour déterminer les dimensions des segments du membre inférieur, afin de mettre à l'échelle notre modèle numérique.

Puis le sujet effectue un mouvement de circumduction de hanche. Ceci consiste à décrire avec la cuisse droite quelques cercles de faible amplitude à vitesse modérée. Ce mouvement permet de calculer la position du centre de la hanche HJC, en utilisant la méthode mise en place par Guttierrez (1996). Le point HJC est utilisé pour reconstruire le mouvement.

Ensuite, le sujet effectue quelques pas le long d'un parcours rectiligne d'une dizaine de mètres. Sur ce parcours est placée une plate-forme de forces 6 axes AMTI (AMTI, Watertown, MA) enregistrant les efforts de contact du pied sur le sol. Il est demandé au sujet de répéter les passages jusqu'à ce qu'il parvienne à poser le pied droit sur la plate-forme au cours d'un pas, tout en gardant une cadence de marche naturelle.

Lorsque le sujet se sent confortable avec la tâche à effectuer, l'enregistrement du mouvement est lancé pour un cycle de marche. Les cinq caméras Motion placées de part et d'autre du parcours de marche enregistrent le mouvement du sujet à une fréquence de 100 Hz. L'enregistrement est synchronisé avec celui de la plate-forme de forces.

Enfin, nous isolons le cycle de marche compris entre l'instant où le talon droit entre en contact avec la plate-forme de forces (contact talon droit), et le contact suivant entre le talon droit et le sol. Nous disposons ainsi d'un cycle complet, avec l'enregistrement des efforts de contact lors de la phase d'appui, pour le membre inférieur droit.

7.2.2. Traitement des données

Les trajectoires des marqueurs sont ensuite filtrées en utilisant un filtre passe-bas de type Butterworth de 4^e ordre dont la fréquence de coupure est de 6 Hz. Puis les trajectoires sont solidifiées en utilisant la procédure développée par Cheze et al. (1995). Les efforts de contact entre le pied droit et le sol, enregistrés par la plate-forme de forces, sont filtrés en utilisant le même filtre passe-bas.

A partir des trajectoires solidifiées des marqueurs, nous calculons les repères locaux associés à chaque segment : bassin, cuisse (ou fémur), jambe (ou tibia), et pied. Les matrices homogènes correspondantes sont T_B , T_F , T_T , T_P , respectivement. Les repères locaux sont calculés à chaque image du mouvement. Nous pouvons en déduire l'évolution des angles articulaires au cours du cycle de marche.

La plate-forme de force nous donne les efforts de contact entre le pied droit et le sol. Nous avons également besoin, pour écrire l'équilibre dynamique des segments corporels, des propriétés inertielles des segments. Celles-ci sont obtenues à partir des dimensions anthropométriques du sujet, en utilisant les équations proposées par Dumas et al. (2007).

En utilisant le torseur des actions de contact pied-sol, et les propriétés inertielles des segments, nous calculons récursivement les torseurs d'action intersegmentaires à la cheville, au genou et à la hanche droite. La méthode consiste à appliquer le théorème fondamental de la dynamique successivement à chacun des trois segments constituant le membre inférieur, en partant du pied et en remontant jusqu'à la cuisse, comme décrit dans le Chapitre 4.2.3. Nous n'entrerons pas ici dans le détail du calcul, le lecteur pourra se référer à l'étude de Doriot et al. (2004) pour une description exhaustive.

Au terme du traitement des données, nous disposons donc :

- de la cinématique du mouvement, sous forme des angles articulaires déduits des repères locaux T des segments à chaque instant,
- de la dynamique du mouvement (forces et moments articulaires).

Afin de pouvoir comparer les résultats pour les différents sujets, qui marchent à des vitesses différentes, nous normalisons le cycle de marche complet à 100 images.

7.2.3. Calcul des efforts musculaires

Pour le calcul des efforts musculaires au cours de la marche, nous utilisons la méthode d'optimisation statique décrite au Chapitre 4. Rappelons-en rapidement le principe :

Le problème consiste à minimiser la somme des carrés des contraintes musculaires (rapport entre la force développée par le muscle et sa section physiologique) :

$$\min \sum_{j=1}^n \left(\frac{F_j(t)}{PCSA_j} \right)^2 \quad (10),$$

soumis aux contraintes d'égalité suivantes :

$$\sum_{j=1}^{30} BL_{kj}(t) \cdot \overrightarrow{F_j}(t) = \overrightarrow{M_k}(t) \quad (11),$$

traduisant le fait que les moments articulaires sont générés par les efforts musculaires. F est le vecteur contenant les n forces musculaires à déterminer. M est le vecteur des moments nets articulaires calculés par la dynamique inverse, au centre articulaire. Les moments M_k sont extraits des torseurs d'actions intersegmentaires. BL_{kj} est la matrice contenant les bras de levier de chaque muscle par rapport à chaque degré de liberté, et où le terme bl_{kj} est non nul si le muscle j a une action sur le k -ième degré de liberté, c'est-à-dire, si le muscle j croise l'articulation contenant le k -ième DDL.

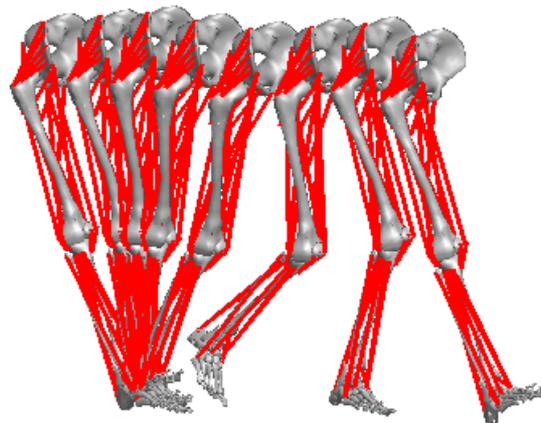


Figure 52 - exemple de cycle de marche reconstruit.

Comme évoqué dans l'introduction de ce chapitre, nous souhaitons quantifier l'influence des muscles bi-articulaires sur les schémas (*patterns*) de contraction musculaire et sur les forces de contact articulaires. Pour cela, nous résolvons l'équation (11) de deux manières différentes.

Dans la première approche, que nous appellerons *globale*, l'équation (11) est résolue simultanément pour la cheville, le genou et la hanche. La matrice BL_{kj} est alors de dimension 7×32 (7 DDLs et 32 muscles pour le membre inférieur) et le vecteur F a 32 composantes (les 32 efforts musculaires à déterminer). En conséquence, une force unique est calculée pour chaque muscle bi-articulaire.

Dans la seconde approche, appelée *joint-par-joint*, l'équation (11) est résolue indépendamment pour chaque articulation. En conséquence, nous résolvons 3 systèmes d'équations indépendants. Les 3 matrices BL_{kj} correspondant à la cheville, au genou et à la hanche, sont donc de taille 2×11 , 2×13 et 3×20 , respectivement. Ceci correspond au nombre de degrés de liberté équilibrés par les actions musculaires pour chaque articulation, et au nombre de muscles croisant l'articulation. Les muscles bi-articulaires, tels que le droit antérieur, sont par conséquent divisés en deux muscles mono-articulaires indépendants, et deux forces musculaires différentes sont donc calculées (dans le cas du droit antérieur par exemple, une force agissant à la hanche, et une agissant au genou). Dans la partie résultats, nous présentons la plus grande des deux forces calculées. Les points d'origine, d'insertion et de passage restent inchangés.

Nous avons également calculé les puissances musculaires. La puissance musculaire est définie comme le produit scalaire du moment musculaire à une articulation et de la vitesse angulaire, selon la définition de Zajac et al. (2002) :

$$P_{ij}(t) = \overrightarrow{M}_{ij}(t) \cdot \overrightarrow{\omega}_i(t) \quad (12),$$

P_{ij} est la puissance musculaire (scalaire) produite ou absorbée par le j -ième muscle à l'articulation i ; ω_i est la vitesse angulaire à l'articulation i et M_{ij} est le moment produit par le muscle j à l'articulation i :

$$\overrightarrow{M}_{ij}(t) = BL_{ij}(t) \cdot \overrightarrow{F}_j(t) \quad (13).$$

Pour les muscles bi-articulaires, nous calculons deux valeurs pour la puissance, correspondant aux deux articulations qu'ils croisent.

7.3. Résultats

7.3.1. Efforts des muscles bi-articulaires

La Figure 53 montre l'effort produit par les 3 principaux groupes musculaires du membre inférieur : le quadriceps, les ischio-jambiers et le triceps sural. Pour chacun des groupes musculaires, la force présentée est la somme des forces des muscles composant le groupe. Le quadriceps comprend le droit antérieur, ainsi que le vaste interne, le vaste intermédiaire et le vaste externe. Les ischio-jambiers comprennent le court et le long chef du biceps fémoral, le semi-membraneux et le semi-tendineux. Le triceps sural comprend le soléaire ainsi que les gastrocnémiens médial et latéral.

Pour le quadriceps (Figure 53, 1ère ligne), deux pics de force sont observés. Le premier survient juste après le contact du talon (16% du cycle). La force produite par ce groupe atteint 477 N pour l'approche *joint-par-joint*, et 987 N pour l'approche *globale*. Cette dernière donne donc un effort plus de deux fois (106%) supérieur à l'approche *joint-par-joint*. L'effort

décroît ensuite entre 16% et 35% du cycle, instant où le quadriceps est presque complètement silencieux. Puis, il augmente de nouveau jusqu'à 60% du cycle, ce qui correspond au décollement des orteils. A cet instant, le deuxième pic d'effort est atteint. Il vaut 452 N et 970 N pour la méthode *joint-par-joint* et la méthode *globale*, respectivement. Encore une fois, la méthode *globale* prédit donc une force plus importante (116%) que la méthode *joint-par-joint*. Durant toute la phase d'oscillation du membre inférieur droit (60-100% du cycle), l'effort exercé par le quadriceps reste relativement faible.

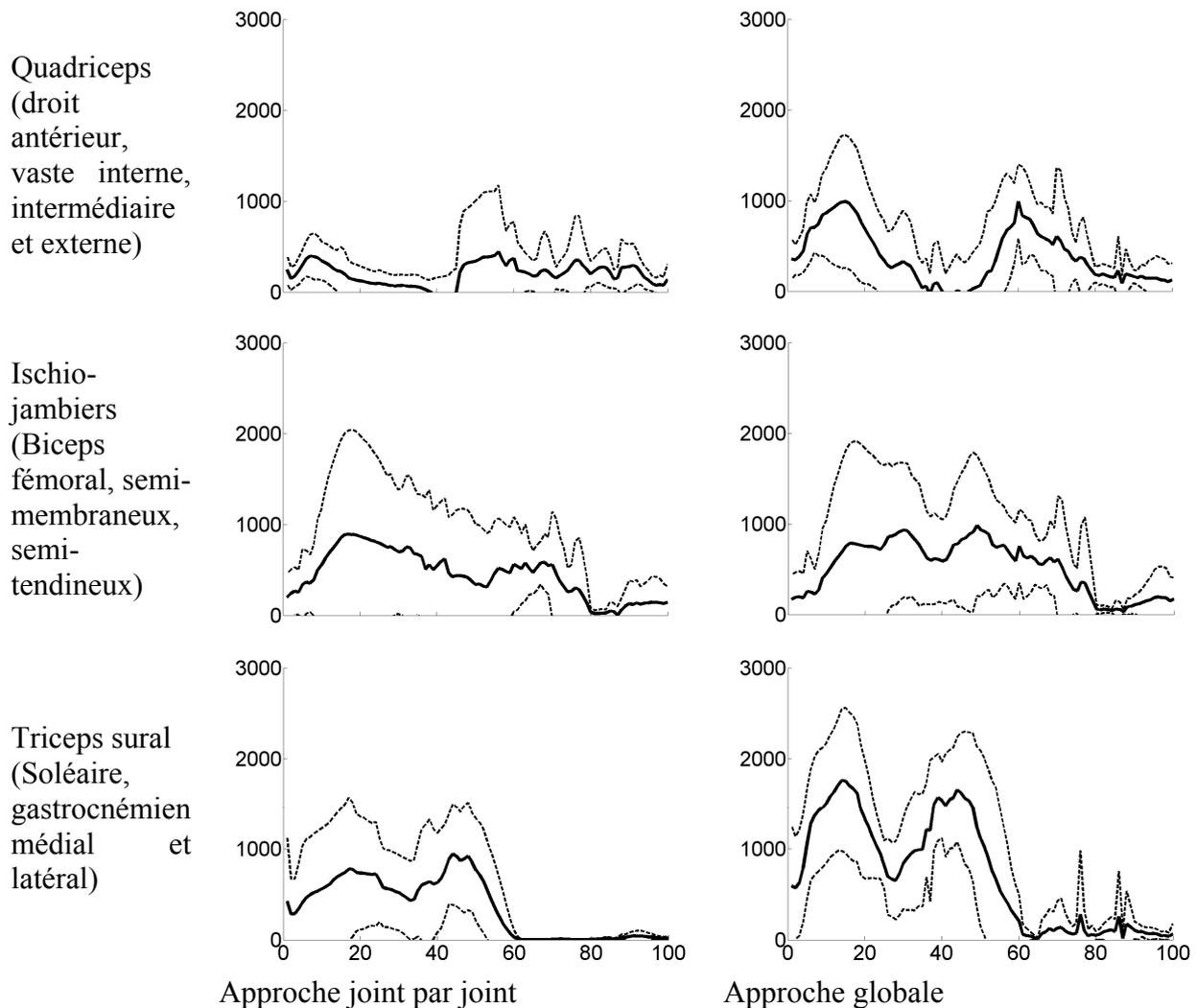


Figure 53 – Efforts (moyenne \pm 1 écart-type) développés par les 3 groupes musculaires principaux du membre inférieur durant le cycle de marche. En abscisse : temps normalisé (% du cycle). En ordonnée : effort musculaire (N).

L'effort exercé par les ischio-jambiers (Figure 53, 2ème ligne) est relativement constant durant toute la phase d'appui (0-60% du cycle). Avec l'approche *joint-par-joint*, la force maximale atteinte est de 960 N à 20% du cycle, alors qu'avec l'approche *globale* aucun pic de force n'est observé. La valeur moyenne de l'effort durant la phase d'appui est de 486 N pour l'approche *joint-par-joint*, et 620 N pour l'approche *globale*. Encore une fois, l'approche *globale* mène à un effort supérieur pour ce groupe musculaire, avec une valeur moyenne supérieure de 26% à celle prédite par l'approche *joint-par-joint*. Après le décollement des orteils (60% du cycle), l'effort produit par les ischio-jambiers décroît très fortement, et il est presque nul durant la phase d'oscillation (60-100% du cycle).

Concernant le triceps sural (Figure 53, 3ème ligne), l'effort qu'il produit est relativement faible lors du contact talon, puis il augmente rapidement pour atteindre un premier maximum à 20% et 15% du cycle pour l'approche *joint-par-joint* et *globale*, respectivement. L'amplitude de ce pic est de 781 N pour l'approche *joint-par-joint* et 1610 N pour l'approche *globale*. Encore une fois, la méthode *globale* donne une force maximale supérieure (+106%). Puis, l'effort du triceps décroît à partir de cet instant et atteint un minimum à 28% du cycle de marche. Il augmente ensuite de nouveau pour atteindre un deuxième pic d'effort à 45% du cycle, dont l'amplitude est de 862N et 1567N pour l'approche *joint-par-joint* et *globale*, respectivement. Une fois encore, l'approche *globale* prédit une force environ deux fois supérieure (+82%) pour ce muscle par rapport à l'approche *joint-par-joint*.

7.3.2. Efforts des muscles mono-articulaires

Nous ne souhaitons pas ici lister exhaustivement les efforts produits par tous les muscles de notre modèle. Nous nous contentons de décrire les efforts de quelques muscles mono-articulaires dont le rôle physiologique est le même que celui des bi-articulaires décrits au paragraphe précédent. L'objectif est ici de montrer la tendance observée lorsque l'on emploie l'une ou l'autre des deux approches.

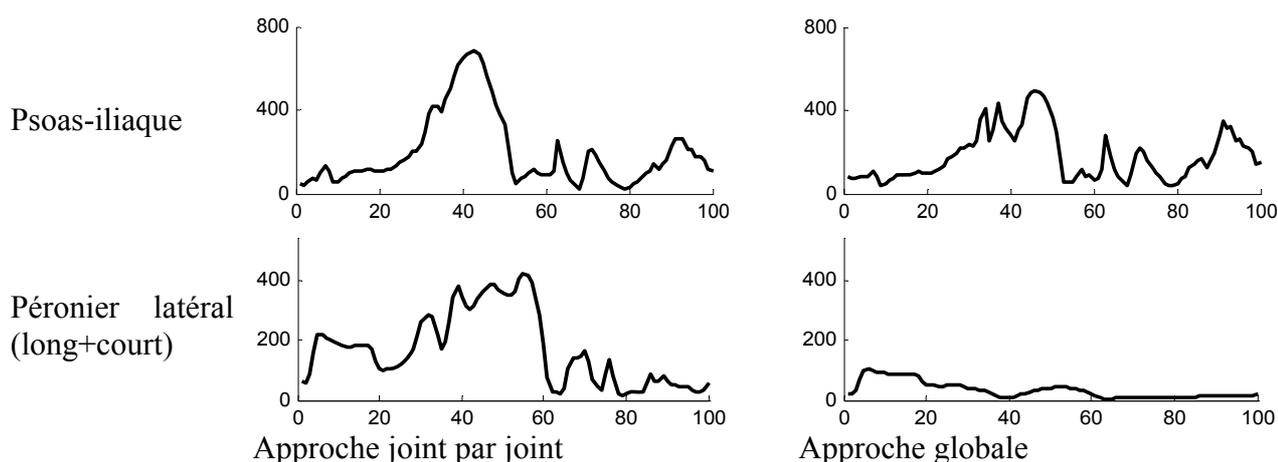


Figure 54 – Efforts développés par le psoas-iliaque et les péroniers latéraux durant le cycle de marche. En abscisse : temps normalisé (% du cycle). En ordonnée : effort musculaire (N).

Le psoas-iliaque est le principal fléchisseur de hanche avec le rectus femoris qui fait partie du quadriceps. Cependant, contrairement au rectus femoris qui est également extenseur du genou, le psoas-iliaque n'agit que sur la hanche et est donc mono-articulaire. La Figure 54 (1ère ligne) montre l'effort développé par ce muscle au cours du cycle de marche, selon les deux approches employées. Nous voyons que l'approche *joint-par-joint* prédit des efforts globalement supérieurs à l'approche *globale* pour ce muscle au cours du cycle de marche. L'effort maximal est de 770 N pour l'approche *joint-par-joint* et de 471 N seulement pour la méthode *globale*. L'allure de l'effort fourni par ce muscle est la même pour les deux méthodes, avec une augmentation progressive de l'effort à partir du contact talon jusqu'à environ 45% du cycle où le muscle atteint sa contraction maximale, puis une diminution rapide de l'effort entre 45 et 55% du cycle, et un effort très faible durant la phase d'oscillation (60-100% du cycle).

Les péroniers latéraux sont extenseurs de la cheville au même titre que le triceps sural, cependant, ils sont mono-articulaires alors que les deux muscles gastrocnémiens qui font partie du triceps sont également fléchisseurs du genou. Pour les péroniers, l'approche *joint-par-joint* prédit un effort moyen plus important que l'approche *globale*, puisque pour cette dernière l'effort prédit pour les péroniers est très faible. L'approche *joint-par-joint* donne un effort maximal de 432 N à 58% du cycle de marche, c'est-à-dire juste avant le décollement des orteils. L'approche *globale* donne un effort maximal de 102 N à 6 % du cycle de marche. En conséquence, l'approche *joint-par-joint* prédit un effort maximal pour ce muscle supérieur de 324% à l'effort maximal prédit par la méthode *globale*.

Plus généralement, l'approche *joint-par-joint* donne pour les muscles mono-articulaires des efforts plus importants que l'approche *globale*.

7.3.3. Effort de contact à la hanche

Tout d'abord, le calcul de dynamique inverse nous donne le torseur d'actions articulaire à la hanche. Nous extrayons de ce torseur la valeur de l'effort de contact, assimilé ici à la résultante de ce torseur. Ceci nous donne la part de l'effort de contact dû au poids du corps et aux effets inertiels uniquement. Cet effort est normalisé en le divisant par le poids du sujet afin de permettre une comparaison sur l'ensemble des 9 sujets. La valeur moyenne de l'effort de contact obtenu par le calcul de dynamique inverse est présentée sur la Figure 55.

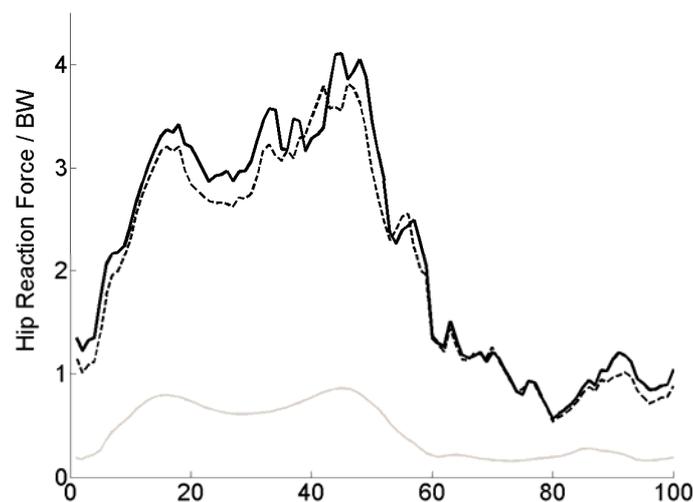


Figure 55 – amplitude de l'effort de contact à la hanche normalisé (effort de contact / poids du sujet) en fonction du temps normalisé (% du cycle de marche). Moyenne pour les 9 sujets. Trait gris : effort calculé par la dynamique inverse seule. Trait noir plein : effort de contact total (gravité + effet des contractions musculaires) obtenu par l'approche globale. Trait noir pointillé : effort de contact total obtenu par l'approche *joint-par-joint*.

Après avoir calculé les efforts musculaires au cours du cycle de marche par l'une ou l'autre méthode, nous recalculons l'effort de contact à la hanche en y incluant l'effet de ces efforts musculaires. En effet, les muscles se contractant autour de la hanche tendent à plaquer les deux surfaces articulaires l'une contre l'autre et ainsi augmentent l'effort de contact articulaire.

Sur la Figure 55 sont présentées les normes des efforts de contact à la hanche, en prenant en compte l'effet des contractions musculaires. Puisque les deux méthodes, *globale* et *joint-par-joint*, donnent des valeurs différentes pour les efforts musculaires, nous pouvons nous attendre à obtenir des valeurs différentes pour l'effort de contact.

Tout d'abord, remarquons que les contractions musculaires augmentent grandement l'effort de contact à la hanche. En effet, la valeur maximale de l'effort de contact calculé par la dynamique inverse seule est d'environ une fois le poids du corps. Lorsque l'on ajoute l'effet des forces musculaires, cette valeur maximale atteint plus de 4 fois le poids du corps. Nous voyons donc l'importance de prendre en compte les efforts musculaires lorsque l'on souhaite calculer les efforts de contact articulaires.

De plus, les deux méthodes *joint-par-joint* et *globale* donnent des valeurs très similaires pour cet effort de contact. En effet, l'approche *globale* donne une valeur moyenne supérieure de 7% à la valeur moyenne donnée par l'approche *joint-par-joint*. A l'instant où l'effort de contact est maximal, c'est-à-dire à 50% du cycle, l'approche *globale* donne une valeur supérieure de 7.6% à celle donnée par l'approche *joint-par-joint*.

7.3.4. Puissances musculaires

Afin d'examiner les capacités de transfert de puissance des muscles bi-articulaires, nous calculons également les puissances musculaires développées par le rectus femoris, les ischio-jambiers et les gastrocnémiens. Ces puissances sont calculées en utilisant les forces musculaires obtenues par la méthode *globale*. Elles sont présentées sur la Figure 56.

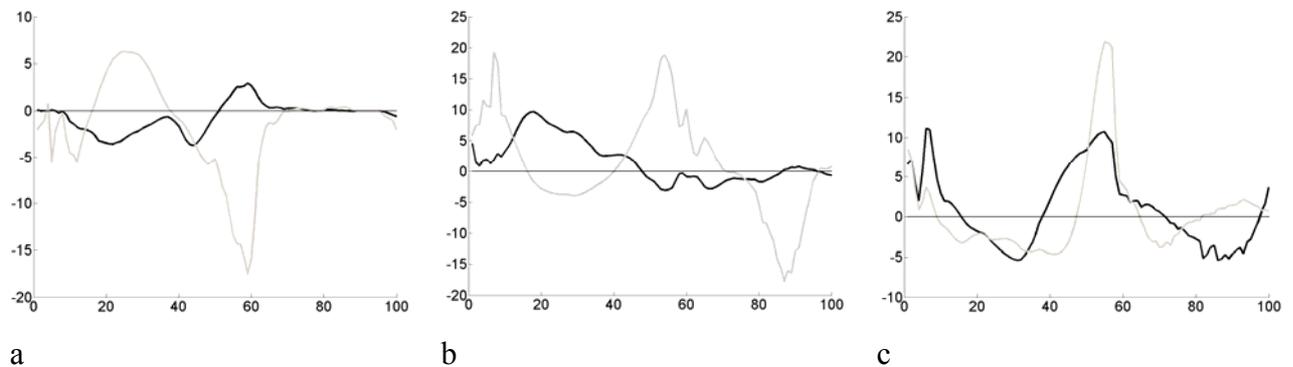


Figure 56 - puissance développée par le rectus femoris (a), les ischio-jambiers (b) et les gastrocnémiens (c) (W) en fonction du temps normalisé (% du cycle de marche). Moyenne pour les 9 sujets. En trait noir : puissance développée à l'articulation proximale (rectus femoris, ischio-jambiers : hanche ; gastrocnémiens : genou). En gris : puissance développée à l'articulation distale (rectus femoris, ischio-jambiers : genou ; gastrocnémiens : cheville).

La Figure 56a montre la puissance développée (générée ou absorbée) par le rectus femoris, à la hanche et au genou. Nous pouvons voir qu'entre 0% et 15% du cycle de marche, ce muscle produit une puissance négative à la fois à la hanche et au genou, il absorbe donc globalement de la puissance durant cette phase. Entre 15% et 40% du cycle en revanche, le rectus femoris produit une puissance positive au genou et négative à la hanche. Enfin, de 50% à 60% du cycle, le contraire se produit : le rectus femoris génère une puissance négative au genou, et positive à la hanche.

Nous pouvons faire une observation similaire pour les ischio-jambiers (Figure 56b) : de 20% à 40% du cycle de marche, ils produisent une puissance positive à la hanche et négative au genou ; et c'est le contraire de 50% à 80% du cycle, où ils produisent cette fois une puissance négative à la hanche, et positive au genou.

Enfin, les gastrocnémiens (Figure 56c) développent une puissance positive entre 0% et 10% du cycle, à la fois au genou et à la cheville, et une puissance négative entre 10% et 45% du cycle, toujours aux deux articulations qu'ils croisent. Juste avant la phase d'oscillation du membre inférieur droit, ils génèrent une puissance positive très importante, puis cette puissance décroît très rapidement une fois la phase d'oscillation amorcée (60-100% du cycle de marche).

7.4. Discussion

Tout d'abord, les efforts musculaires obtenus grâce à notre modèle sont similaires à d'autres résultats de simulation de la littérature, notamment ceux donnés dans l'étude d'Anderson et al. (1999, 2001) ; mais également avec les enregistrements EMG lors de la marche tels que ceux montrés par Winter (1987). Ceci tend à confirmer que notre modèle donne des résultats qualitativement corrects du point de vue des efforts musculaires.

Un des objectifs de cette étude est de montrer l'importance des muscles bi-articulaires. Pour cela, nous comparons les efforts musculaires calculés en modélisant les bi-articulaires fidèlement à leur fonction physiologique, ou en les divisant artificiellement en deux muscles mono-articulaires. Les forces musculaires obtenues par ces deux approches diffèrent significativement. L'approche *globale* donne toujours des efforts plus importants pour les muscles bi-articulaires, en particulier le rectus femoris et les gastrocnémiens. Lors des pics d'effort de ces muscles, les efforts prédits pour ces muscles par la méthode *globale* sont deux fois plus importants que ceux prédits par la méthode *joint-par-joint*. En même temps, l'approche *globale* donne des efforts plus faibles que l'approche *joint-par-joint* pour les muscles mono-articulaires dont la fonction physiologique est la même que les bi-articulaires. Par exemple, le psoas-iliaque est un fléchisseur puissant de la hanche, comme l'est le rectus femoris, et l'approche *joint-par-joint* donne pour le psoas-iliaque un effort maximal 43% plus important que celui obtenu par l'approche *globale*. En résumé, nous pouvons dire que l'activation des muscles bi-articulaires est toujours favorisée, si possible, par rapport à celle de muscles mono-articulaires remplissant la même fonction.

En revanche, la présence des muscles bi-articulaires n'a qu'un impact mineur sur les efforts de contact articulaires (voir Figure 55). L'effort de contact à la hanche, calculé par les deux approches incluant les efforts musculaires, est similaire à la fois avec les efforts mesurés au moyen de prothèses instrumentées (Bergmann et al. 1993, 2001), et avec les résultats de simulation donnés par Anderson et al. (1999, 2001). Nous pouvons légitimement nous demander pourquoi, alors que les efforts musculaires obtenus par les deux méthodes diffèrent significativement, les efforts de contact articulaires sont aussi semblables.

Une première explication peut être que, lorsque l'on calcule les efforts musculaires, la contrainte à respecter (l'équilibre mécanique de chaque segment) est la même pour les deux approches employées. En conséquence, l'utilisation de l'une ou l'autre approche change la répartition de la charge parmi les muscles de même fonction physiologique, mais l'activité

musculaire globale reste la même, et l'effort de contact articulaire est par conséquent similaire.

Nous savons de plus qu'une augmentation de la quantité de co-contraction, c'est-à-dire une augmentation simultanée de l'effort produit par des groupes musculaires antagonistes, augmente naturellement les efforts de contact articulaires. Dans notre modèle, la fonction de minimisation employée (somme des carrés des contraintes musculaires) est la même pour les deux méthodes. Par conséquent, le niveau de co-contraction obtenu est similaire, et il en est de même pour l'effort de contact articulaire.

Deuxièmement, la répartition de la charge parmi les muscles n'a que très peu d'influence sur ces efforts de contact articulaires. En revanche, l'emploi de fonctions de minimisation différentes, qui peut conduire à des niveaux de co-contraction différents, peut avoir une influence non négligeable. Il serait intéressant d'explorer cette hypothèse dans de futurs travaux.

En dehors de ces considérations, l'étude des puissances développées par les muscles bi-articulaires nous montre un des intérêts possibles de ce type de muscles. Le rôle des muscles bi-articulaires a depuis longtemps été source de questionnements. Par exemple, les études de Zajac et al. (2002, 2003) ou de Wells (1988) montrent qu'ils permettent de réduire le coût énergétique du mouvement. Soulignons cependant que l'étude de Wells n'employait pas de méthode d'optimisation, seuls des schémas prédéfinis de contractions musculaires étaient considérés. Il est intéressant dans notre cas d'examiner les puissances musculaires en utilisant les efforts musculaires obtenus par optimisation statique. La Figure 56 montre que les muscles bi-articulaires peuvent générer de la puissance à une articulation pendant qu'ils en absorbent à une autre, transférant ainsi de la puissance d'une articulation à l'autre. Ce transfert permet de réduire la quantité d'énergie dépensée pour effectuer un mouvement. Evidemment, ce type de transfert d'énergie n'est pas possible si tous les muscles sont mono-articulaires.

En conclusion de ce chapitre, deux points essentiels à nos yeux sont à retenir.

Premièrement, si l'on souhaite obtenir une bonne estimation des efforts de contact articulaires, pour inclure ces derniers dans des critères d'inconfort ou de gêne, il est absolument nécessaire de prendre en compte l'effet des contractions musculaires. Ceci rend nécessaire l'utilisation d'un modèle musculosquelettique.

Deuxièmement, la modélisation des muscles bi-articulaires est à nos yeux importante pour une application en ergonomie physique, et c'est d'ailleurs l'un des intérêts d'un modèle musculaire par rapport à un modèle seulement dynamique. En effet, ces muscles créent un moment sur deux articulations simultanément : la relation entre couples articulaires et efforts musculaires n'est donc pas directe.

7.5. Références

- Anderson, F.C., Pandy, M.G., 1999. Dynamic optimization of human walking. *Journal of Biomechanical Engineering* 123, 381-390.
- Anderson, F.C., Pandy, M.G., 2001. Static and dynamic optimization solutions for gait are practically equivalent. *Journal of Biomechanics* 34, 153-161.
- Bergmann, G., Rohlmann, A. and Graichen, F., 1990. Hip joint forces during physical therapy after joint replacement. *Proc. 36th M. Orthop. Res. Soc., New Orleans*.
- Bergmann, G., Graichen, F. and Rohlmann, A., 1992. Load reduction of hip joint implants by forearm crutches. *Proc. 8th M. Europ. Soc. Biomech., Rom*.
- Bergmann, G., Graichen, F. and Rohlmann, A., 1993. Hip joint forces during Walking and running, - measured in two patients. *J. Biomechanics* 26, 969-990.
- Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J., Duda, G.N., 2001. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics* 34, 859-871.
- Brand, R.A., Pedersen, D.R., Davy, D.T., Kotzar, G.M., Heiple, K.G., Goldberg, V.M., 1994. Comparison of hip force calculations and measurements in the same patient. *Journal of Arthroplasty* 9, 45-51.
- Cheze, L., Fregly, B.J., Dimnet, J., 1995. A solidification procedure to facilitate kinematic analysis based on video system data. *Journal of Biomechanics* 28, 879-884.
- Crowninshield, R.D., Johnston, R.C., Andrews, J.G., Brand, R.A., 1978. A biomechanical investigation of the human hip. *Journal of Biomechanics* 11, 75-85.
- Doriot, N., Cheze, L., 2004. A three-dimensional kinematic and dynamic study of the lower limb during the stance phase of gait, using an homogeneous matrices approach. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, n°1, p.1-6.
- Dumas, R., Cheze, L., Verriest, J.P., 2007. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics* 40, 543-553.
- 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 1.
- Pedersen, D.R., Brand, R.A., Davy, D.T., 1997. Pelvic muscle and acetabular contact forces during gait. *Journal of Biomechanics* 30, 959-965.
- Wells, R.P., 1988. Mechanical energy costs of human movement: an approach to evaluating the transfer possibilities of two-joint muscles. *Journal of Biomechanics* 21, 955-964.

Winter, D.A., Yack, H.J., 1987. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroenceph. Clin. Neurobiol.* 67, 402-411.

Zajac, F.E., Neptune, R.R., Kautz, S.A., 2002. Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait and Posture* 16, 215-232.

Zajac, F.E., Neptune, R.R., Kautz, S.A., 2003. Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part II: Lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait and Posture* 17, 1-17.

8. Etude des efforts de flexion-extension isométrique du coude

8.1. Introduction

Nous proposons ici une expérimentation orientée vers

1. la détermination expérimentale des liens existant entre effort fourni, position et perception subjective de cet effort ;
2. l'exploration du modèle musculaire du membre inférieur en terme de prédictions de capacités d'effort.

La première partie de ce chapitre traite de la partie expérimentale de l'étude, à savoir la démarche et le protocole employés, ainsi que l'analyse des résultats expérimentaux.

L'expérimentation mise en place vise deux objectifs :

- Déterminer l'évolution de la force maximale volontaire (FMV) en flexion et extension isométrique du coude, en fonction de la position articulaire. Ces résultats servent principalement à valider le modèle musculosquelettique du membre supérieur développé, en termes de prédiction de capacité d'effort (Phase 1 de l'expérimentation).
- Etablir des relations entre 1- la quantité d'effort réellement fournie et la perception (subjective) de cet effort, 2- l'effet de la position sur la perception d'effort (Phase 2 de l'expérimentation), et ce pour des efforts sub-maximaux de flexion et d'extension du coude.

Les hypothèses de travail correspondantes sont les suivantes :

- La position articulaire a un effet significatif sur la capacité d'effort. Il existe une position dite optimale pour laquelle la capacité est maximale. La capacité d'effort décroît lorsque l'on s'écarte de cette position (cf. Doheny et al., 2007 ; Chaffin et al, 1999). Cette tendance est vraie pour toute personne.
- La position articulaire n'a pas d'effet sur la perception du niveau d'effort. En d'autres termes, la perception sera la même pour deux positions différentes et pour la même quantité d'effort exprimée en pourcentage de l'effort maximal dans lesdites positions.

Au total, trois paramètres sont contrôlés : la quantité d'effort fourni, en flexion ou en extension du coude, la position articulaire (angle de flexion/extension du coude) et la direction de l'effort (flexion ou extension).

Cette expérimentation s'est déroulée du 13 au 29 février 2008 dans la salle dédiée aux expérimentations en ergonomie située dans les locaux de l'INRETS. L'expérimentation est divisée en deux sous-parties correspondant aux objectifs listés ci-dessus.

8.2. Matériel et Méthodes

8.2.1. Sujets

Les expérimentations sont réalisées avec 10 sujets volontaires hommes, âgés de 22 à 40 ans (28 ± 5 ans) et proches du 50^e centile (taille 1748 ± 48 mm, poids 73.1 ± 5.5 kg). Les sujets ne présentent pas de pathologies ni de traumatismes pénalisants au niveau des membres supérieurs (par exemple, accidents de la route, accidents du travail, etc). Tous les sujets sont droitiers.

Les principales mesures anthropométriques des participants, ainsi qu'une indication de leur capacité d'effort maximale en flexion et extension du coude, sont résumées dans le Tableau 9 ci-dessous. Les mesures anthropométriques complètes sont données en Annexe 2.

Tableau 9 - Principales caractéristiques des sujets. « CircBras » et « CircABras » sont respectivement la circonférence du bras et de l'avant bras des sujets. « FMV Flexion » et « FMV Extension » donnent le couple maximal moyenné sur toutes les positions, respectivement en flexion et en extension isométrique du coude.

Sujet	Age	Sexe	Stature (mm)	Poids (kg)	Circ. Bras (mm)	Circ. ABras (mm)	FMV Flex. (Nm)	FMV Ext. (Nm)
02_BC	26	M	1800	83.2	308	277	33.2	39.9
03_JC	29	M	1795	72.2	295	258	34.3	29.8
04_ND	37	M	1756	70.5	260	265	33.6	29.9
05_MM	50	M	1745	70.7	310	275	25.3	21.1
06_WS	44	M	1690	65	280	268	43.1	28.3
07_MY	26	M	1660	75	340	270	35.4	20.0
08_JL	45	M	1810	79.2	310	275	33.0	27.4
09_MD	27	M	1760	77.5	315	295	39.5	30.0
10_CJ	25	M	1720	70	290	268	36.3	34.1
11_SN	25	M	1750	68	280	260	31.2	28.9

8.2.2. Maquette expérimentale

La Figure 57 donne une vue d'ensemble du dispositif expérimental ainsi qu'un schéma de principe. Le bâti (1) de la maquette est issu d'une tourelle d'essais utilisée lors de tests de chocs mannequin dans le projet HUMOS, qui a été modifiée pour permettre la réalisation d'essais d'effort. La tourelle est dépouillée de tout élément superflu pour garder uniquement le châssis inférieur et les roulettes permettant le déplacement de la maquette, l'assise et les repose-pieds, ainsi que les barres assurant la rigidité de l'ensemble. Sur ce châssis est monté le dispositif constitué d'une barre transversale, passant devant l'assise, à l'extrémité droite de laquelle est fixée une roue mobile (2). Cette dernière est équipée d'une poignée sur laquelle vient reposer l'avant-bras du sujet, lui permettant d'exercer l'effort demandé. Le coude droit du sujet est en appui sur la barre transversale passant devant lui. De cette manière, l'axe anatomique de flexion extension du coude est très proche de l'axe de rotation de la roue.

Une chaîne (3) métallique est fixée par une extrémité au pourtour de la roue, l'autre extrémité étant fixée par l'intermédiaire d'un crochet métallique à un capteur d'effort (4) uniaxial (traction compression) de modèle TME-F-621-TC, étendue de mesure 0-100 daN (écart de linéarité 0.15% de l'EM). Ce capteur est solidaire du châssis, la fixation s'effectue également au moyen d'un crochet métallique. Le signal issu du capteur est récupéré sur la voie CH2 de la carte d'acquisition fournie avec le système VICON. De cette manière l'enregistrement de l'effort fourni et celui de la position du sujet sont synchrones.

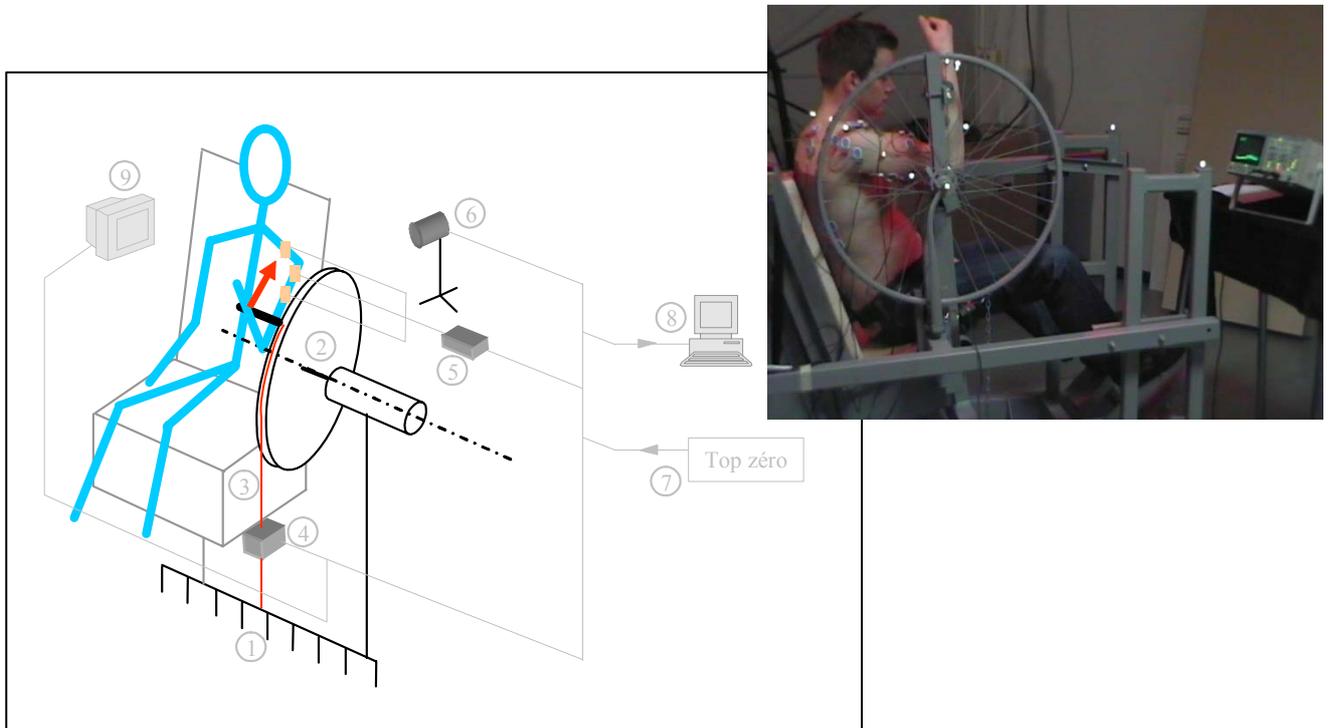


Figure 57 - schéma et photographie d'ensemble du dispositif expérimental.

La capture de la position du sujet s'effectue au moyen du système optoélectronique VICON 524 (6) muni de 9 caméras. La fréquence d'acquisition est de 50 Hz.

Une mousse de protection est placée sur la barre pour éviter toute sensation d'inconfort ou de douleur due au contact direct du coude avec la barre. De même, la poignée sur laquelle l'avant-bras du sujet vient exercer l'effort est recouverte d'une épaisseur de mousse pour les mêmes raisons. La hauteur et la profondeur d'assise, la hauteur de la barre transversale, ainsi que la distance entre la poignée et l'axe de la roue, sont réglables, de sorte que le sujet soit en position optimale pour exercer son effort.

8.2.3. Paramètres contrôlés, modalités et configurations testées

Les trois paramètres contrôlés sont l'angle de flexion du coude, l'effort fourni et la direction de l'effort.

Pour la direction d'effort, les deux modalités sont flexion et extension.

Comme l'amplitude maximale de flexion-extension du coude est variable dans une population, les angles de flexion que nous testons sont exprimés en proportion de l'amplitude de mouvement maximale du sujet. Pour ce faire, nous mesurons au préalable cette amplitude pour chaque sujet. Ensuite, nous déterminons quatre modalités en fonction de cette amplitude. Les 4 modalités sont dénommées comme suit :

FLEX : flexion maximale du coude plus 20° (~50°),
SFLEX : position intermédiaire 1 (coude semi fléchi, ~90°),
SEXT : position intermédiaire 2 (semi extension, ~130°),
EXT : extension maximale moins 20° (~160°).

De même, comme l'effort maximal est variable entre les sujets, nous déterminons d'abord l'effort maximal (FMV) pour chaque sujet dans chacune des 4 positions testées. A partir de cette mesure les modalités suivantes sont déterminées :

- Pour la Phase 1 : 100% de la FMV, 0% FMV (simple maintien de la position, sans effort supplémentaire), 33% et 66% FMV. Les notations respectives sont EFF100, EFF000, EFF033 et EFF066.
- Pour la Phase 2 : 20%, 50% et 80% FMV ; notées respectivement EFF020, EFF050 et EFF080.

Les modalités des Phases 1 et 2 sont différentes pour que le sujet ne soit pas conditionné par les valeurs testées en Phase 1 lorsqu'il estime l'effort fourni en Phase 2.

Les configurations testées sont donc :

Phase 1 : POSITION x 4 (FLEX, SFLEX, SEXT, EXT)
DIRECTION x 2 (FLE, EXT)
EFFORT x 3 (33, 66, 100% de la FMV)

Soit $(4*2*3) = 24$ configurations, auxquelles ajouter EFF000 (effort nul) pour les quatre positions. De plus une configuration est répétée 3 fois, ce qui donne au total 30 configurations pour la Phase 1.

Phase 2 : POSITION x 3 (SFLEX, SEXT, EXT)
DIRECTION x 1 (FLE)
EFFORT x 3 (20, 50, 80% de la FMV)

La configuration EFF050 - SFLEX est répétée 3 fois, ce qui donne 11 configurations pour la partie 2.

Au total nous testons 41 configurations par sujet. La durée moyenne d'une session est de 3h00.

8.2.4. Variables mesurées

Effort fourni

Durant toute l'expérimentation nous enregistrons l'effort grâce au capteur de traction (cf Figure 57). En connaissant la position de la roue et son axe, et celle du sujet, nous remontons au couple de flexion/extension au niveau du coude.

Position du sujet

Le système Vicon est employé avec les marqueurs suivants placés sur le bâti expérimental et sur le sujet :

- Pour le Thorax : C7, Incisura Jugularis (IJ, extrémité supérieure du sternum), Processus Xyphoïdis (PX, extrémité inférieure du sternum).
- Pour la Clavicule : Acromion AC.
- Pour le Bras : Condyle Externe et Condyle Interne du coude (LHC, MHC); plus trois marqueurs techniques « Epaule », « Bras1 » et « Bras2 ».
- Pour l'Avant-bras : Styloïde Radial RS, Styloïde Ulnaire US, plus trois marqueurs techniques « Avant-Bras 1 », « Avant-Bras 2 » et « Milieu Styloïdes » situé à équidistance des deux styloïdes et du côté du dos de la main.



Figure 58 - Position des marqueurs rétro-réfléchissants sur le sujet.

Au total 14 marqueurs rétro-réfléchissants sont posés sur le sujet. Il faut y ajouter 3 marqueurs sur le bâti de la maquette, un sur l'axe de pivot de la roue et un sur la poignée de la roue.

Perception de l'effort

Durant la Phase 2 et après chaque essai il est demandé aux sujets de donner une appréciation du niveau d'effort qu'ils ont fourni. Pour cela on emploie l'échelle proposée par Borg (1982) présentée sur la Figure 59.

aucun	0
juste perceptible	0.5
très faible	1
faible	2
modéré	3
un peu fort	4
fort	5
très fort	7
extrêmement fort	10

Figure 59 - Echelle de Borg utilisée dans l'expérimentation. La partie de gauche est présentée aux sujets, la partie de droite leur est masquée.

8.2.5. Procédure expérimentale

Pour l'ensemble des essais réalisés avec chacun des sujets, l'expérimentation se déroule comme suit :

1. Une calibration du système Vicon est effectuée au début de chaque session. La procédure usuelle de calibration a été suivie.
2. Les dimensions anthropométriques du sujet sont relevées (cf. Figure 60).

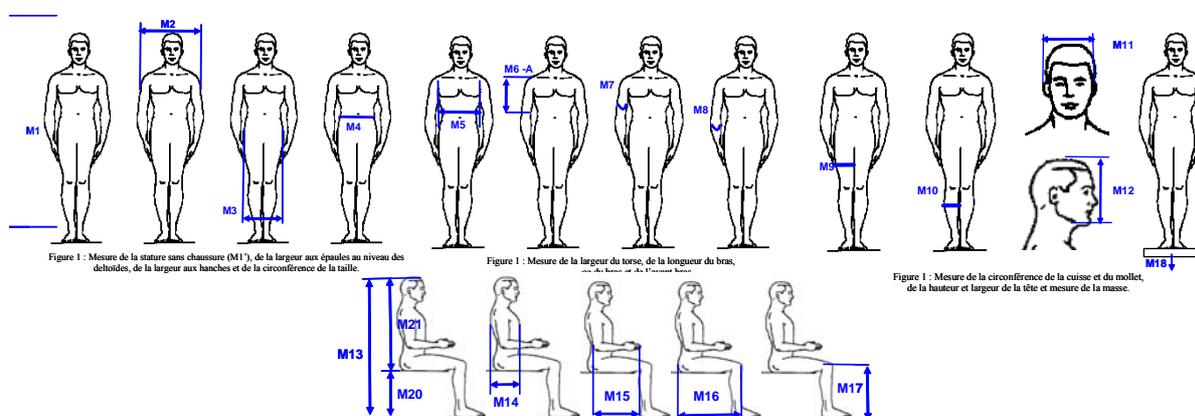


Figure 60 - mesures anthropométriques relevées.

3. Les marqueurs rétro-réfléchissants sont mis en place sur le sujet (cf. Figure 58).
4. Le sujet s'installe dans le siège de la maquette. La hauteur et profondeur de siège, la hauteur de la roue, la distance de la poignée à l'axe de la roue sont ajustées. Le sujet appuie son avant-bras sur la barre garnie de mousse, en position de supination.
5. Les angles de flexion et d'extension maximum du coude sont relevés au moyen d'un goniomètre, et les valeurs des angles de flexion du coude qui seront testées sont

établies à partir de ces deux mesures. La Phase 1 de l'expérimentation commence alors.

6. La longueur de la chaîne est réglée pour que l'angle de flexion du coude soit celui désiré pour l'essai. L'angle de flexion est ensuite vérifié au goniomètre et le réglage est alors réajusté si besoin.
7. Lancement de l'acquisition Vicon par l'opérateur, et de l'acquisition de l'effort synchronisée avec l'envoi d'un front montant (4.5V) sur la voie 2 de la carte (permettant la synchronisation des données).
8. Au « top » de l'opérateur le sujet exerce l'effort demandé. L'opérateur effectue un décompte à haute voix puis donne le signal « stop » quand l'effort a été maintenu 5 secondes.
9. Arrêt de l'acquisition, transfert des données au PC. Début d'un nouvel essai (étape 6).

L'ordre des essais a été randomisé pour chaque Phase ; toutefois, pour la Phase 1, il est nécessaire d'effectuer la mesure de l'effort maximal (100% FMV) en premier pour chaque position, afin de déterminer les valeurs d'effort intermédiaires à tester.

Pour la Phase 1, la mesure 100% FMV est effectuée en premier pour chaque position, puis les valeurs d'effort intermédiaires à tester (33% et 66% FMV) sont déterminées en fonction du résultat. Le sujet dispose du retour visuel sur oscilloscope, le palier à atteindre sur ce dernier lui est indiqué pour chaque test d'effort submaximal.

Pour la Phase 2, le retour visuel est supprimé, c'est l'opérateur qui indique au sujet d'augmenter ou de maintenir son effort pour atteindre le palier désiré. Une fois l'effort souhaité atteint le décompte des 5 secondes commence. Après chaque essai le sujet évalue (cf. § 8.2.4) l'effort qu'il a fourni.

8.2.6. Traitement des données

L'objectif est de déterminer la position du sujet (en termes d'angles articulaires) ainsi que l'effort réel exercé (couple de flexion ou d'extension du coude) pendant la phase où le sujet exerce l'effort.

Sélection des instants d'intérêt

Conformément aux recommandations de la littérature (Chaffin et al. 1999), les 3 secondes centrales du palier d'effort de 5 secondes sont utilisées. Pour cela, nous déterminons manuellement les frames de début et de fin d'application de l'effort (cf. Figure 61, frames « DebPal » et « FinPal »). Puis une routine Matlab sélectionne les frames correspondant aux 3 secondes centrales de ce palier (frames « Deb3s » et « Fin3s »). L'effort donné par le capteur est filtré (filtre Butterworth passe-bas 2 Hz, 4^e ordre, zero-lag) puis moyenné sur ces 3 secondes pour obtenir la valeur du couple exercé par le sujet.

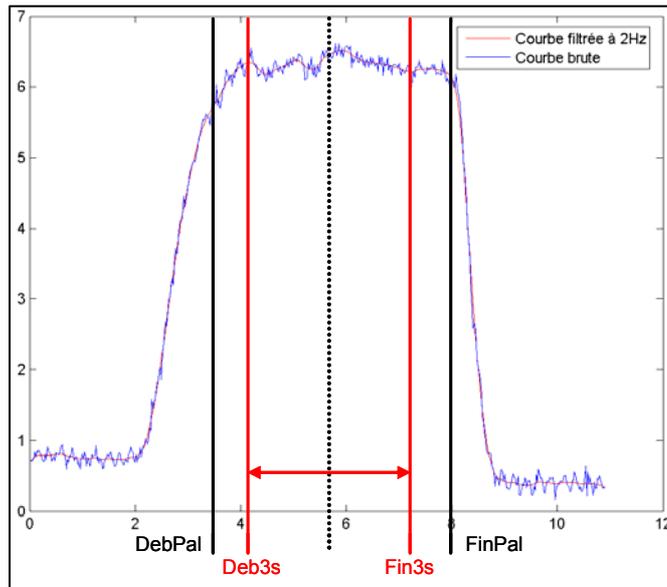


Figure 61 - Traitement de l'effort avec les courbes brute et filtrée, les début et fin de palier, ainsi que l'intervalle central de 3s sur lequel le moyennage est effectué.

Reconstruction de la position

Nous utilisons la même procédure que pour l'étude de la marche. Les trajectoires des marqueurs sont ensuite filtrées en utilisant un filtre passe-bas de type Butterworth de 4^e ordre dont la fréquence de coupure est de 6 Hz. Puis les trajectoires sont solidifiées en utilisant la procédure développée par Cheze et al. (1995). Les efforts enregistrés par le capteur uniaxial sont filtrés en utilisant le même filtre.

A partir des trajectoires solidifiées des marqueurs, nous calculons les matrices homogènes décrivant la position de chaque segment : torse, humérus, ulna et radius. Les matrices homogènes correspondantes sont T_T , T_H , T_U , T_R , respectivement. Les matrices sont calculées en utilisant les définitions du Tableau 2 dans le chapitre 5.2.5.

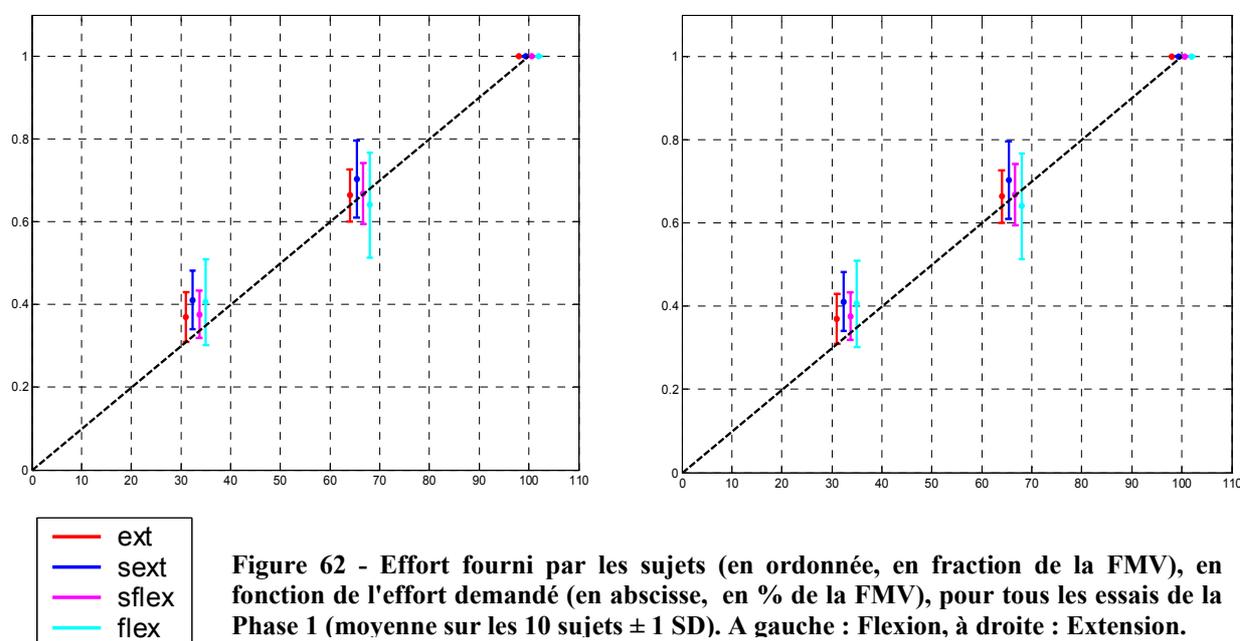
Les angles articulaires sont ensuite calculés selon les conventions de l'ISB (Wu et al. 2005) définies au Chapitre 5.2.7.

Comme pour le couple exercé, la position est reconstruite sur les frames correspondant au 3s du palier sélectionnées, soit entre les frames Deb3s et Fin3s. Puis une position moyenne est calculée (moyenne de chaque angle articulaire sur la durée du palier).

8.3. Résultats expérimentaux

8.3.1. Respect de la consigne d'effort

Rappelons que lors de la Phase 1, le sujet dispose d'un retour visuel de l'effort qu'il exerce sur un écran d'oscilloscope. La consigne (niveau d'effort) lui est directement indiquée sur cet écran. Cependant, les conditions expérimentales peuvent induire un décalage entre le niveau d'effort demandé et celui réellement fourni par le sujet (du fait par exemple de la résolution limitée de l'écran, de l'éventuel bruit pouvant intervenir sur la chaîne de mesure, etc.). Il est donc intéressant de vérifier que le niveau d'effort réellement fourni par le sujet est suffisamment proche de celui demandé. Pour cela, la Figure 62 présente l'effort réel fonction de l'effort nominal, pour toutes les configurations de la Phase 1 (trois niveaux d'effort, quatre positions et deux directions) et tous les sujets.



Les résultats sont satisfaisants ; l'effort fourni est très proche de celui demandé, que ce soit en flexion ou en extension, et quels que soient la position ou le niveau d'effort.

8.3.2. FMV en fonction de la position

A l'aide de tous les essais de force maximale volontaire (modalité d'effort EFF100), nous calculons les régressions donnant la capacité d'effort maximal en flexion, et en extension du coude, en fonction de la position de ce dernier. Les couples maximaux obtenus pour la totalité des essais sont disponibles en Annexe 3.

Pour calculer les régressions il est nécessaire de donner des valeurs quantitatives aux quatre positions testées. Rappelons que EXT correspond à l'angle d'extension maximal plus 20° et FLE à la flexion maximale moins 20°. Il est donc *a priori* difficile de quantifier ces modalités

puisqu'elles ne correspondent pas à une valeur fixe d'angle ou de proportion par rapport à l'amplitude totale.

Cependant, nous remarquons que sur l'ensemble des sujets, l'amplitude de flexion-extension du coude est très semblable. Il en est de même pour les valeurs d'angles maximaux en flexion et en extension (cf. Tableau 10). Nous faisons donc l'hypothèse que ces trois valeurs (amplitude, et angles maximaux de flexion et extension) sont les mêmes pour tous les sujets.

	Moyenne (°)	Ecart-type (°)
$\theta_{\text{flex max}}$	150.6	3.9
$\theta_{\text{ext max}}$	4.1	2.7
Amplitude	146.5	6.3

Tableau 10 - Moyenne et écart-type des angles maximaux de flexion et d'extension du coude, et de l'amplitude, pour les 10 sujets.

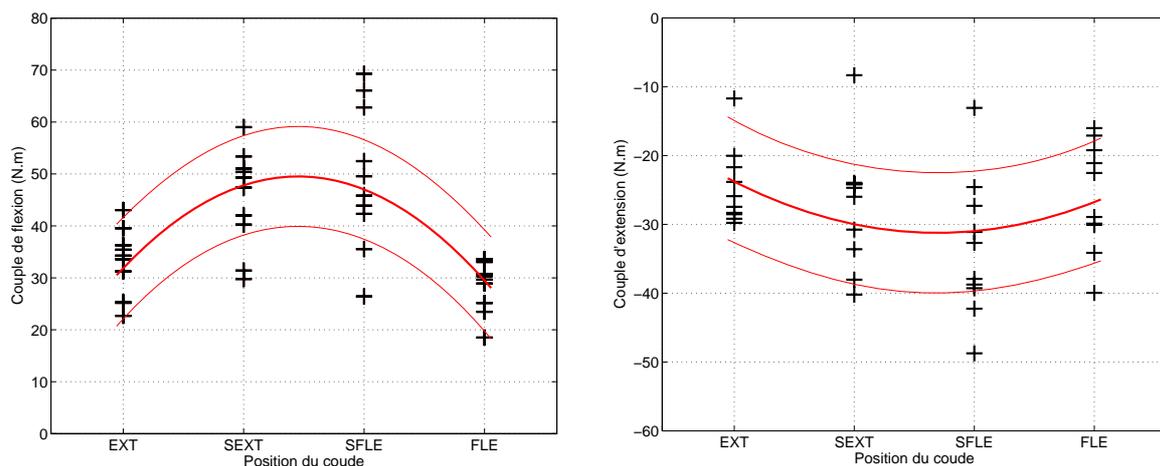
Nous pouvons ainsi exprimer les 4 modalités d'angle testées en pourcentage de l'amplitude articulaire totale (Range Of Motion ou ROM).

Ainsi, la modalité EXT correspond à $20/146.5 = 13.65\%$ du ROM moyen, FLE correspond à $(146.5-20)/146.5 = 86.35\%$ du ROM.

Les deux autres modalités, SEXT et SFLE, sont réparties équitablement entre les deux valeurs EXT et FLE. SEXT correspond donc à :

$$\text{SEXT} = 20/146.5 + 1/3 \times (146.5-40)/146.5 = 0.3788 = 37.88\% \text{ ROM}$$

Et SFLE correspond à :



$$\text{SFLE} = 20/146.5 + 2/3 \times (146.5-40)/146.5 = 0.6212 = 62.12\% \text{ ROM}$$

Figure 63 - couples maximaux de flexion (gauche) et d'extension (droite) du coude, en fonction de la position (modalités qualitatives). Les régressions paraboliques ainsi que l'intervalle de confiance à 95% sont représentées en rouge.

La Figure 63 ci-dessus fait apparaître (en noir) tous les points expérimentaux obtenus pour l'effort maximal, c'est-à-dire que pour chaque position un point correspond à un sujet. Sur cette figure nous avons représenté également les courbes de régression paraboliques obtenues à partir des points expérimentaux et leur intervalle de confiance à 95%. Les positions sont les positions nominales en flexion du coude correspondant aux quatre modalités retenues FLEX, SFLEX, SEXT et EXT.

Tableau 11 - Moyennes et Ecart-Types des Couples Maximaux en flexion et en extension du coude, en fonction de la position nominale.

	EXTENSION		FLEXION	
	Moyenne	Ecart-type	Moyenne	Ecart-type
FLE	25.896	7.9026	28.667	4.8903
SFLE	33.5697	10.1703	49.4274	13.6524
SEXT	27.3924	9.0258	45.3977	9.4477
EXT	24.6427	5.6096	32.6591	6.5894

Le Tableau 12 donne les paramètres obtenus pour les lois de régression définies comme indiqué ci-dessus.

Tableau 12 - Paramètres des lois de régression pour les couples maximaux de flexion et d'extension du coude en fonction de la position. Cmax est positif en flexion, négatif en extension. P est la position articulaire du coude exprimée en pourcentage de l'amplitude articulaire.

Direction	Loi couple max		
	$C_{MAX} = a_0 + a_1.P + a_2.P^2$		
	a ₂	a ₁	a ₀
Extension	-2.6058	12.0355	17.3302
Flexion	45.975	-50.149	-17.552

8.3.3. Perception en fonction du niveau d'effort et de la position

Le but de cette partie de l'expérimentation est de mettre en évidence d'éventuelles corrélations entre l'activité musculaire au cours d'une tâche, et la sensation subjective d'inconfort perçue au cours de cette tâche. C'est pour cela que le sujet ne doit pas avoir accès à l'effort qu'il exerce : le retour visuel de l'effort exercé est supprimé.

Tout d'abord, sur les 110 essais que comporte la Phase 2, quatre essais ont été exclus car l'effort réellement fourni par le sujet était trop différent de la consigne initiale (différence supérieure à 50%). Les essais exclus sont présentés dans le ci-dessous.

Tableau 13 - essais exclus de la Phase 2.

Nom essai	Sujet	position	Effort consigne (% FMV)	Effort fourni (% FMV)	Différence (%)
02_BC_2_P0_EFF020_FLE	02	EXT	20	37	85
02_BC_2_P0_EFF050_FLE	02	EXT	50	97	94
02_BC_2_P1_EFF080_FLE	02	SEXT	80	39	51
03_JC_2_P0_EFF020_FLE	03	EXT	20	38	90

Afin de pouvoir comparer la perception de tous les sujets, il est nécessaire de centrer et réduire les notes de perception obtenues. Ceci est fait en utilisant la formule suivante :

$$P_{CR} = \frac{(P - \bar{P})}{\sigma_P},$$

où P est la note initialement donnée par le sujet, \bar{P} la moyenne des notes de ce sujet et σ_P l'écart-type des notes.

Dans un premier temps, nous évaluons la répétabilité de l'évaluation de l'effort pour chaque sujet. Lors de la phase 2, une configuration est répétée trois fois. La configuration répétée correspond aux modalités suivantes : position de semi-extension (SEXT), effort nominal de 50% de la FMV dans cette position (EFF050). Les répétitions sont réparties aléatoirement parmi le reste des configurations testées. Dans le Tableau 14 sont recensés, pour chaque sujet, les efforts réels exercés pendant chacune des répétitions, et les notes correspondant à la catégorie d'effort annoncée par le sujet après l'essai. Les notes sont moyennées, et le ΔP correspond au plus grand écart entre les notes et la moyenne : $\Delta P = \max (|\text{moyenne}(\text{notes}) - \text{note}(\text{R1})| ; |\text{moyenne}(\text{notes}) - \text{note}(\text{R2})| ; |\text{moyenne}(\text{notes}) - \text{note}(\text{R3})|)$.

Le Tableau 14 donne, pour chaque sujet, l'effort fourni et la note de perception pour chaque répétition. Les deux colonnes sous « Absolu » correspondent au ΔF et ΔP calculés selon la formule ci-dessus en utilisant les valeurs absolues (non normalisées). Les deux dernières colonnes sous « Normé » donnent les ΔF et ΔP obtenus en utilisant les couples et perceptions normés. Les couples sont normalisés en les divisant par le couple maximal (FMV) obtenu pour le sujet dans la même position.

Tableau 14 - Efforts exercés et perception associée lors des répétitions d'une même configuration pour tous les sujets.

Nom Sujet	R1		R2		R3		Absolu		Normé	
	Couple %	P	Couple %	P	Couple %	P	ΔC	ΔP	ΔC_N	ΔP_{CR}
02_BC	53,59	7	48,90	5	43,24	5	5,34	1,33	0,11	0,24
03_JC	58,43	4	47,82	2	55,51	3	6,10	1,00	0,11	0,33
04_ND	27,01	3	36,26	4	28,13	3	5,80	0,67	0,19	0,20
05_MM	51,11	4	59,74	3	54,06	4	4,77	0,67	0,09	0,18
06_WS	53,70	5	54,29	5	57,42	5	2,29	0,00	0,04	0,00
07_MY	59,23	3	56,56	2,5	60,25	4	2,12	0,83	0,04	0,26
08_JL	25,96	3	22,78	4	24,51	3	1,64	0,67	0,07	0,20
09_MD	48,78	5	49,68	4,25	58,34	7	6,07	1,58	0,12	0,29
10_CJ	48,68	2	49,02	3	57,71	4	5,91	1,00	0,11	0,33
11_SN	41,72	2	48,35	3	43,95	3	3,68	0,67	0,08	0,25

La répétabilité des évaluations est jugée satisfaisante, avec un ΔP_{CR} maximum de 0.33 (rappelons que les notes de perception P_{CR} ont un écart-type de 1).

Nous cherchons ensuite à déterminer si l'effort et la position ont un effet significatif sur la perception. Pour cela, nous examinons les réponses des sujets (perception normalisée) en fonction de l'effort réel fourni (couple de flexion normalisé), pour chaque position. La Figure 64 ci-dessous présente ces résultats. Sur cette figure sont également représentés les régressions linéaires calculées à partir des points expérimentaux, ainsi que l'intervalle de confiance sur ces régressions.

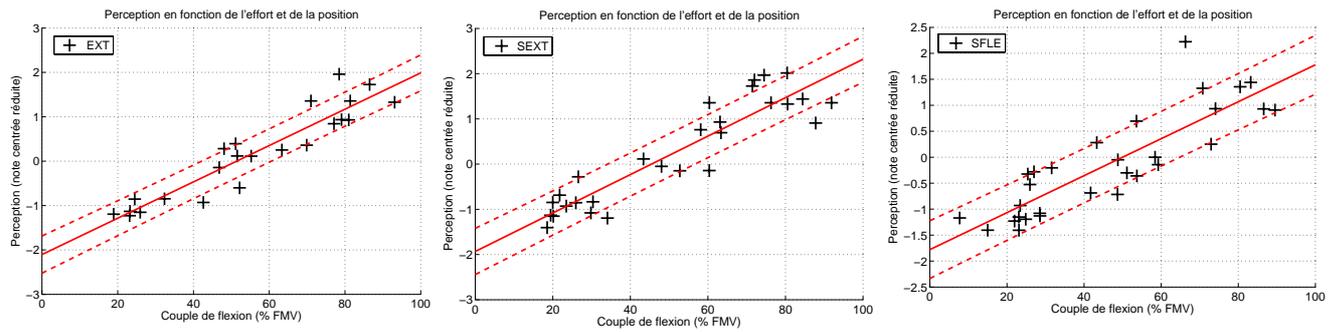


Figure 64 - Perception d'effort vs. effort réel fourni. De gauche à droite sont tracées les 3 positions EXT, SEXT et SFLE respectivement. Les notes de perception sont centrées et réduites; l'effort est normalisé en % de l'effort maximal pour chaque position. Les droites en rouge représentent les régressions linéaires issues de ces points, avec l'intervalle de confiance à 50%.

Indépendamment de la position, l'effort fourni a un effet significatif sur la perception. La perception semble évoluer linéairement avec l'effort fourni. Nous calculons donc pour chaque position les coefficients des régressions linéaires liant la perception normalisée et l'effort normalisé :

$$P_{CR} = a.C_N + b.$$

Les coefficients de régression calculés pour chaque position, sont présentés dans le Tableau 15. Ce tableau donne également les coefficients de corrélation pour chaque position.

Tableau 15 - paramètres de la loi de régression de la perception de l'effort en fonction de l'effort réel pour chaque modalité de position articulaire.

Position	Loi de perception $P_{CR} = a.C_N + b$		R^2
	a	b	
EXT	0.041	-2.10	0.876
SEXT	0.043	-1.93	0.840
SFLE	0.36	-1.78	0.734

Nous souhaitons maintenant déterminer si la position a un effet significatif sur la perception d'effort (une des hypothèses de travail). L'idée initiale était d'utiliser deux paramètres qualitatifs (position et effort) afin de pouvoir utiliser une ANOVA à 2 facteurs. Cependant, et comme le montre l'examen de la Figure 64, l'effort réellement fourni par les sujets s'écarte de la consigne, du fait que le sujet ne disposait pas d'un retour visuel de l'effort fourni. En conséquence, il nous apparaît difficile de conserver une division en 3 catégories de l'effort car cela constituerait une approximation trop grossière.

Pour pallier à cela, nous utilisons un modèle linéaire généralisé. Au lieu d'avoir deux paramètres qualitatifs, nous utilisons dans le modèle un paramètre qualitatif (la position) et un paramètre quantitatif (l'effort). Les résultats du modèle linéaire généralisé à deux paramètres sont présentés dans le Tableau 16.

Tableau 16 - résultats du modèle linéaire $P_{CR} = f(\text{Position}, \text{Effort})$.

Source	Ddl	Carré moyen	F	p
Position	2	0.114984	0.54	0.5845
Effort	1	68.5753	322.52	0.0000
Position*Effort	2	0.212424	1.00	0.3731
Résidu	75	0.212626		

Le modèle indique que la position n'a pas d'effet significatif sur la perception de l'effort (p -value = 0.5845, bien supérieure au seuil de 0.05 généralement utilisé).

L'ensemble des essais de la Partie 2 de l'expérimentation est disponible en Annexe 4.

8.4. Simulation des couples maximaux

Nous souhaitons évaluer notre modèle en termes de prédiction des capacités d'effort, un peu à l'image de ce qui est présenté au chapitre 5.3.2, mais en utilisant les résultats de notre expérimentation.

Tout d'abord, puisque chaque sujet possède une capacité d'effort différente, il est nécessaire de normaliser ces valeurs pour pouvoir permettre une comparaison sur l'ensemble des sujets.

Nous remarquons que pour des efforts d'extension, le couple isométrique maximal est obtenu en flexion intermédiaire (modalité SFLE de la position). Nous normalisons donc les efforts de flexion en les divisant par la valeur obtenue pour cette position. Ainsi, la valeur normalisée du couple maximal de flexion pour la position SFLE est toujours de 1.

Pour les efforts d'extension, la valeur maximale est obtenue en extension intermédiaire (position SEXT), nous normalisons donc l'effort maximal d'extension du coude pour chaque sujet par l'effort maximal obtenu pour ce sujet dans la position SEXT.

Pour normaliser les positions, nous utilisons la même démarche que celle décrite au paragraphe 8.3.2. Bien que les différentes modalités de position ne correspondent pas exactement à des angles de flexion du coude identiques pour tous les sujets, les amplitudes articulaires en flexion-extension du coude sont très proches pour tous les sujets (cf. Tableau 10). Nous donnons donc des valeurs qualitatives aux quatre modalités de position en utilisant les valeurs données au paragraphe 8.3.2.

Nous obtenons au final, pour chaque sujet, les valeurs normalisées des couples maximaux en flexion et extension du coude. Nous pouvons donc calculer la moyenne de ces couples maximaux pour l'ensemble des sujets, ainsi que l'écart-type. Ces valeurs (moyenne et écart-type pour tous les sujets) sont présentées sur la Figure 65.

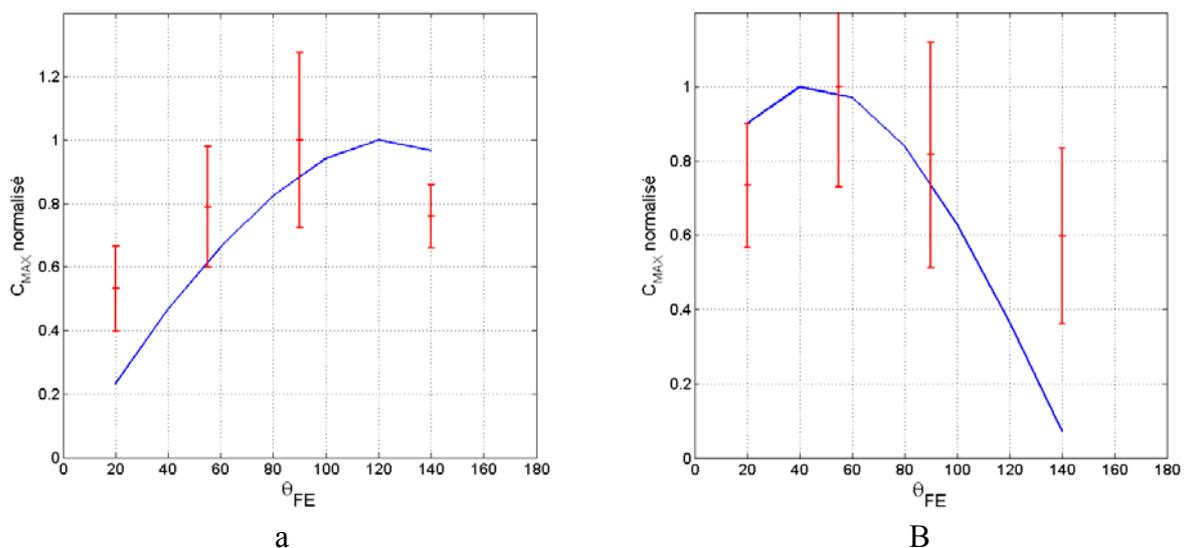


Figure 65 – couples maximaux normalisés, en flexion (a) et en extension (b) du coude. En rouge : résultats expérimentaux (moyenne \pm 1 écart-type pour tous les sujets). En bleu : valeur normalisée du couple obtenu par simulation grâce à notre modèle mis à l'échelle.

Ensuite, nous utilisons le modèle musculosquelettique du membre supérieur que nous avons développé pour simuler les couples maximaux en flexion et en extension du coude.

Puisque notre modèle comprend les caractéristiques d'un homme proche du 50^e centile, le couple maximal C_{MAX0} initialement prédit par notre modèle est différent de celui produit par le sujet, C_{MAXS} . Nous souhaitons que notre modèle soit mis à l'échelle du point de vue des capacités d'effort, pour représenter au mieux chaque sujet de l'expérimentation.

Pour cela, nous procédons à une mise à l'échelle (*scaling*) de la capacité d'effort de notre modèle, afin de la faire correspondre à celle du sujet étudié. Nous adoptons une méthode simple qui consiste à multiplier les valeurs des sections physiologiques des muscles (PCSA) par le quotient de l'effort enregistré réellement pour le sujet et de l'effort initialement prédit par le modèle :

$$PCSA = PCSA_0 \cdot \frac{C_{MAXS}}{C_{MAX0}} .$$

Puisque la capacité d'effort de notre modèle numérique est directement proportionnelle aux PCSA des muscles, cette mise à l'échelle assez simple garantit que l'évolution du couple maximal avec l'angle de flexion du coude soit conservée.

Avec les valeurs de PCSA ainsi obtenues, nous procédons au calcul des FMV pour les autres positions expérimentales. Ceci est fait de la même manière que précédemment : le modèle est positionné en utilisant les enregistrements Vicon, puis une simulation d'effort maximal en flexion ou extension du coude est réalisée. En plus des positions expérimentales nous calculons également les valeurs des FMV pour toutes les positions de flexion du coude comprises entre 20° et 140 de flexion par pas de 20°.

Nous calculons de cette manière les couples maximaux pour chaque sujet. Une fois les couples maximaux ainsi calculés, nous les normalisons en utilisant la même démarche que pour les couples expérimentaux. Les couples maximaux obtenus par simulation sont divisés par la valeur obtenue dans la position SFLE dans le cas de la flexion, et SEXT dans le cas de l'extension du coude.

Les couples maximaux normalisés, obtenus par simulation en utilisant le modèle numérique, sont présentés dans la Figure 65.

8.5. Discussion

Nous pouvons tirer de nombreuses conclusions de cette expérimentation.

Tout d'abord, d'un point de vue méthodologique, la méthode utilisée pour la mesure des efforts maximaux (FMV) et submaximaux lors de la phase 1 semble satisfaisante. Le sujet disposant d'un retour visuel de l'effort qu'il exerce, il lui est facile de contrôler son effort. De plus, les paliers d'efforts sont bien marqués, il est facile d'isoler les quelques secondes qui constituent le palier lors du traitement des données. Cette méthode de mesure pourra être conservée dans de futures expérimentations.

En revanche, l'approche utilisée pour l'étude de la perception d'effort ne nous semble pas optimale. Rappelons que, dans cette phase de l'expérimentation, le sujet ne disposait pas d'un retour visuel de l'effort fourni, c'est l'expérimentateur qui indiquait oralement l'effort à fournir. En conséquence, la consigne d'effort n'était pas toujours bien respectée. Bien que globalement la répétabilité de l'effort exercé était correcte, nous avons observé parfois des écarts importants à la consigne, qui nous ont contraint à exclure de l'analyse certains essais. Nous suggérons à ce sujet d'employer une méthode qui est en quelque sorte à l'inverse. Dans la méthode proposée pour pallier le problème, il est demandé au sujet d'exercer un niveau d'effort qualitatif, par exemple « très faible » ou « assez fort ». Le sujet exerce alors l'effort qui lui paraît correspondre à ce niveau qualitatif, et l'effort réel fourni est enregistré. Cette méthode a, depuis, été employée dans des expérimentations effectuées au sein du laboratoire et semble donner de meilleurs résultats.

Pour ce qui est de la capacité d'effort maximale, cette dernière varie, comme nous nous y attendions, avec l'angle de flexion du coude. La FMV est maximale pour une position de flexion moyenne du coude, à la fois pour les efforts de flexion et d'extension. Lorsque l'on s'éloigne de cette position optimale, la capacité d'effort décroît. Ceci confirme l'hypothèse initiale, et est en accord avec la tendance montrée par notre modèle lors de l'étude des FMV (Chapitre 5.3.2) et avec d'autres études expérimentales et de simulation (Garner et al. 2000, Amis et al. 1980, Knapik et al. 1983, Hutchins 1993).

Concernant la perception de l'effort, l'hypothèse initiale était que la perception subjective dépend uniquement du niveau d'effort normalisé et pas de la position articulaire. Ceci est confirmé par nos résultats expérimentaux puisque l'étude statistique montre que la position n'a pas d'effet significatif sur la perception de l'effort. Cependant, nous tenons à faire remarquer que, lors de cette étude statistique, le niveau d'effort était exprimé en pourcentage de l'effort maximal pour la position considérée. Or, nous savons que la position a un effet direct sur la capacité d'effort maximal. Si l'on avait effectué la même étude statistique, mais en considérant le niveau d'effort absolu et non pas comme une proportion du maximum, alors la position aurait eu évidemment un effet, puisque pour deux positions différentes, un même niveau d'effort absolu conduit à différents pourcentages de l'effort maximal et en conséquence différents niveaux de perception.

Par conséquent, si un mannequin numérique inclut des données concernant la variation des couples maximaux en fonction des positions articulaires (sous forme de régressions par exemple), alors il semble que la perception d'effort pourrait être directement déduite des efforts articulaires exercés durant un mouvement. En revanche, si l'on ne dispose pas de ces informations, on ne peut pas déterminer à quel pourcentage de l'effort maximal correspond un

effort articulaire donné. Il est dans ce cas nécessaire, lors de la simulation, d'établir un critère de perception basé à la fois sur les données d'effort et de position.

Ceci constitue, à notre avis, une des raisons principales pour lesquelles il est intéressant d'inclure des données de capacité d'effort en fonction de la position dans les mannequins numériques.

Enfin, dans la dernière partie de cette étude nous nous sommes intéressés au calcul des couples maximaux par le modèle numérique du membre supérieur que nous avons mis en place. Dans cette partie nous avons utilisé une méthode très simple (proportionnalité) pour mettre à l'échelle notre modèle en termes de capacités d'effort, afin qu'il corresponde à celles du sujet étudié.

Cette méthode de mise à l'échelle, bien qu'assez simple, donne des résultats encourageants. En effet, les efforts maximaux calculés par notre modèle sont en bon accord avec les résultats expérimentaux, et ce pour tous les sujets. De plus, l'évolution de ces efforts maximaux avec la position est assez conforme elle aussi aux résultats expérimentaux. Nous remarquons cependant que les efforts maximaux calculés par notre modèle pour des positions extrêmes s'écartent de manière relativement importante des résultats expérimentaux. Ceci est le cas notamment pour des efforts de flexion lorsque le bras est étendu, et pour des efforts d'extension lorsque le bras est très fléchi. Ceci peut avoir deux raisons principales : tout d'abord, comme nous l'avons vu au chapitre 5.3.1, les bras de levier musculaires calculés par notre modèle sont corrects pour des positions intermédiaires et moins bons pour des positions extrêmes de flexion-extension du coude. Ensuite, rappelons que notre modèle n'inclut pas de loi rhéologique (modèle de Hill). Or, en flexion extrême, le triceps est très étiré et exerce donc une importante force passive due à son élasticité, qui pourrait contribuer à augmenter l'effort maximal d'extension par rapport à celle évaluée par notre modèle. Une réflexion similaire peut être faite pour les fléchisseurs du coude en position d'extension prononcée. Inclure un modèle rhéologique du muscle dans notre modèle numérique pourrait donc être une évolution intéressante.

La question de la mise à l'échelle des modèles musculaires en termes de capacité d'effort reste cependant ouverte. En effet, s'il est facile de mettre à l'échelle l'anthropométrie d'un mannequin numérique pour la faire correspondre à celle d'un sujet, la mise à l'échelle des capacités d'effort est un problème bien plus vaste.

En effet, si l'on se contente comme dans notre étude d'une mise à l'échelle proportionnelle, alors il suffirait de mesurer l'effort maximal du sujet étudié dans une seule position pour effectuer cette mise à l'échelle. Cependant, la capacité d'effort à une articulation donnée ne dépend pas nécessairement de celle des autres articulations. Il est tout à fait possible d'imaginer que quelqu'un ait une grande force dans les membres supérieurs, et pas dans les jambes, ou le contraire. Il devient alors nécessaire de réaliser plusieurs mesures. De plus, si l'on souhaite inclure dans le futur un modèle rhéologique de type Hill (cf. § 4.2.3), il est alors nécessaire de mettre également à l'échelle les différents paramètres du modèle de Hill.

Nous voyons que, plus le modèle numérique est complexe, plus le nombre de mesures expérimentales à effectuer pour pouvoir mettre ce modèle à l'échelle en termes de capacité d'effort augmente. Comme les mesures de FMV sont, d'une part fatigantes pour le sujet, d'autre part longues à effectuer, la mise en place de méthodes de mise à l'échelle efficaces est à nos yeux un des grands enjeux de la modélisation musculaire. Certaines études (Van den

Bogert 1998, Garner et al. 2003, Lloyd et al. 2003, Winby et al. 2008, Menelgado et al. 2009) s'intéressent à différentes méthodes de mise à l'échelle des modèles musculaires pour mieux prédire les capacités d'effort maximales.

8.6. Références

- Amis, A.A., Dowson, D., Wright, W., 1980. Elbow joint force predictions for some strenuous isometric actions. *Journal of Biomechanics* 13, 765-775.
- Borg, G.A.V., 1982. Psychophysical bases of perceived exertion. *Med. Sci. Sports Exercise* 14, p. 377-381.
- Chaffin, D.B., Andersson, G.B.J., Martin, B.J., 1999. *Occupational Biomechanics*. ISBN 0-471-24697-2.
- Cheze, L., Fregly, B.J., Dimnet, J., 1995. A solidification procedure to facilitate kinematic analysis based on video system data. *Journal of Biomechanics* 28, 879-884.
- Doheny, E.P., Lowery, M.M., FitzPatrick, D.P., O'Malley, M.J., 2007. Effect of elbow joint angle on force-EMG relationships in human elbow flexor and extensor muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, doi : 10.1016/j.jelekin.2007.03.006.
- Garner, B.A., Pandy, M.G., 2000. Musculoskeletal model of the upper limb based on the Visible Human Male dataset. *Computer methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 4, 93-126.
- Garner, B.A., Pandy, M.G., 2003. Estimation of musculotendon properties in the human upper limb. *Annals of Biomedical Engineering* 31 pp. 207-220.
- Hutchins, E.L., 1993. The musculoskeletal geometry of the human elbow and wrist : an analysis using torque-angle relationships. Master thesis, The University of Texas, Austin.
- Knapik, J., Wright, J.E., Mawdsley, R.H., Braun, J., 1983. Isometric, isotonic, and isokinetic torque variations in four muscle groups through a range of joint motion. *Physical Therapy* 63, 938-947.
- Lloyd, D.G., Besier, T.F., 2003. An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *Journal of Biomechanics* 36, 765-776.
- Menegaldo, L.L., Oliveira, L.F., 2009. Effect of muscle model parameter scaling for isometric plantar flexion torque prediction. *Journal of Biomechanics*, Article in Press.
- Van den Bogert, A.J. et al., 1998. Human muscle modelling from a user's perspective. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 8, 119-124.
- Winby, C.R., et al., 2008. Evaluation of different analytical methods for subject-specific scaling of musculotendon parameters. *Journal of Biomechanics* 41, 1682-1688.
- Wu, G. et al, 2005. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics* 38, pp. 981-992.

9. Conclusion générale et perspectives

A l'issue de ce travail de thèse, deux modèles musculosquelettiques ont été développés: un modèle du membre inférieur et un modèle du membre supérieur, ou plus précisément du complexe bras-avant-bras. Les deux modèles ont été évalués et validés par inspection des bras de levier musculaires, et des efforts maximaux qu'ils prédisent. Puis le modèle du membre inférieur a été utilisé pour calculer les efforts musculaires et les réactions articulaires lors de la marche. Le modèle du membre supérieur a été utilisé pour simuler des capacités d'effort maximales en flexion et extension isométriques du coude.

Lors du développement des modèles, la méthodologie employée nous semble très importante.

Tout d'abord, il est nécessaire d'effectuer un examen de l'anatomie et de la physiologie de la partie du corps que l'on souhaite modéliser. En effet, comme nous l'avons vu à plusieurs reprises, les hypothèses de modélisation ont un impact considérable sur les résultats fournis par le modèle. La modélisation musculaire nécessite souvent de s'écarter des modèles cinématiques simplistes existant dans la plupart des mannequins numériques couramment utilisés. Par exemple, il a été nécessaire de modéliser les mouvements spécifiques du radius et de l'ulna lors de la prono-supination, au lieu de prendre en compte simplement ce degré de liberté au coude ou au poignet. Il est également nécessaire, comme dans le cas de l'articulation du genou, de bien considérer quels degrés de liberté sont équilibrés par les muscles et lesquels le sont par les structures anatomiques passives.

Plus généralement, la modélisation musculaire nécessite un examen précis de l'anatomie et de la physiologie, et il n'est souvent pas possible d'utiliser les mannequins numériques "cinématiques" comme base pour un modèle musculaire.

Ensuite, nous avons vu qu'après la mise en place des modèles, l'examen des bras de levier musculaires est la première étape cruciale de validation du modèle. En effet, les bras de leviers nous donnent des indications sur le rôle physiologique des muscles et sur les synergies et antagonismes existant entre groupes musculaires. Il est ainsi possible de corriger rapidement des aberrations dans la géométrie musculaire implémentée.

Après cette première étape, le calcul des couples articulaires maximaux constitue la deuxième phase d'évaluation des modèles musculaires. Nous pouvons y vérifier que le modèle ne donne pas des résultats aberrants en termes de production d'effort.

La méthodologie générale adoptée durant ce travail de thèse constitue donc, à nos yeux, une base pour le développement futur d'autres modèles musculosquelettiques.

Les deux applications que nous avons faites de nos modèles nous ont permis d'aborder les trois points que nous avons évoqués dans l'introduction générale, à savoir : l'importance de la prise en compte des muscles dans le calcul des réactions articulaires, le rôle des muscles bi-articulaires dans le mouvement, et l'utilisation des modèles musculaires pour la prédiction de capacités d'effort.

En ce qui concerne le premier point, l'étude de la marche a montré que la prise en compte des efforts musculaires est essentielle pour l'estimation des réactions articulaires. Les muscles sont responsables à eux seuls d'environ 75% des efforts de contact articulaires. Si l'on

souhaite étudier le rôle des efforts de contact articulaires dans la sensation d'inconfort par exemple, il est alors nécessaire d'avoir recours à un modèle musculosquelettique.

Ensuite, l'étude de la marche nous a également montré que les muscles bi-articulaires jouent un rôle capital dans le mouvement. D'une part, par leur nature même, ils peuvent générer un moment sur deux articulations simultanément. De plus, ils permettent les transferts de puissance entre les articulations, réduisant la dépense énergétique. De même que pour les réactions articulaires, si l'on souhaite prendre en compte la dépense énergétique comme critère potentiel d'inconfort ou de fatigue, un modèle musculaire est nécessaire. Nous pouvons également imaginer que la présence des muscles bi-articulaires modifie la stratégie de mouvement employée pour l'exécution d'une tâche. Les modèles musculaires, en prenant en compte l'effet des muscles bi-articulaires, permettront peut-être d'affiner la simulation de mouvement.

Finalement, le présent travail de thèse a montré l'intérêt des modèles musculosquelettiques dans la prédiction des efforts maximaux. Les données de capacité d'effort en fonction de la position sont très importantes pour les mannequins numériques. En effet, de telles données peuvent être utilisées à la fois en analyse de mouvement, et en étude ergonomique comme indicateurs potentiels d'inconfort. Pour inclure les capacités d'effort dans les mannequins numériques, deux approches sont possibles. Nous pouvons directement implémenter des lois telles que des régressions donnant une estimation de l'effort maximal en fonction des valeurs des angles articulaires, ou nous pouvons utiliser la simulation musculaire pour calculer les efforts maximaux dans n'importe quelle position. La première approche présente à nos yeux un défaut majeur: il est nécessaire de procéder à un nombre très important de mesures expérimentales pour établir de telles lois de régression. Au contraire, l'utilisation d'un modèle musculaire permet de réduire le nombre de mesures expérimentales nécessaires. Dans notre étude des efforts de flexion-extension isométriques du coude, un seul point de mesure est nécessaire pour calibrer le modèle et ensuite estimer les efforts maximaux dans toutes les autres positions.

Pour résumer, si le calcul des efforts musculaires ne permet pas d'estimer directement l'inconfort lié à une tâche, les modèles musculosquelettiques fournissent des indicateurs intéressants pour l'analyse du mouvement, tels que l'accès aux efforts de contact articulaires ou à la dépense énergétique liée à une tâche. Enfin, le fait qu'ils permettent de calculer des capacités d'effort maximales en font un outil très intéressant à la fois pour l'analyse de mouvement et pour l'étude de l'inconfort.

A nos yeux, dans le domaine ergonomique, les modèles musculaires présentent donc des atouts importants en apportant des informations supplémentaires utiles par rapport aux modèles ne prenant pas en compte les muscles. Cependant, compte tenu de la complexité du problème et du nombre important de paramètres de ces modèles, il est essentiel de bien analyser les conditions d'utilisation envisagées pour une étude donnée afin de faire le bon choix quant aux hypothèses simplificatrices posées.

Parmi les pistes possibles pour améliorer les modèles, il nous semble que la mise en place de méthodes de *scaling* des capacités d'effort constitue un enjeu majeur. En effet, comme nous l'avons vu plus haut, la prédiction des capacités d'effort est l'un des principaux atouts des modèles musculaires. Or, il est nécessaire que ces modèles puissent être calibrés pour représenter une personne en particulier. Le problème consiste à mettre en place une méthode

suffisamment précise, tout en limitant au maximum le nombre de mesures expérimentales nécessaires.

Ensuite, nous pouvons envisager d'implémenter dans ces modèles des lois de perception d'effort ou d'inconfort. En effet, nous avons vu que dans l'approche ergonomique, les mannequins devraient pouvoir à terme donner une estimation de la gêne ou de l'inconfort lié à une tâche. Ces estimations sont basées notamment sur des critères cinématiques (position), dynamiques (efforts articulaires, dépendants eux-mêmes des efforts musculaires) et musculaires. Le Chapitre 8 nous a permis de mettre en place une méthodologie pour le développement de telles lois de perception en fonction de ces différents critères. Nous pouvons envisager de continuer le développement de telles lois de perception, pour des mouvements plus complexes notamment.

Nous pouvons signaler que les travaux de cette thèse ont directement influencé le montage d'un projet européen en cours (Digital Humans for Ergonomic design of products, DHErgo, www.dhergo.org), qui réunit 10 partenaires. Notamment, les deux derniers points évoqués ici y sont abordés. Nous pensons que les mannequins numériques devront évoluer vers des modèles musculosquelettiques, bien que de nombreux verrous demeurent. Ces modèles apporteront certainement une compréhension du contrôle du mouvement humain et de la gêne qu'une personne peut sentir.

Annexes

Annexe 1 – données musculaires pour le membre inférieur

Muscle	Nom	Description	PCSA	Noeud	S	X	Y	Z
Psoas-iliaque	Ipsos		32	Origine	B	18.5	37.3	-10.5
				Insertion	F	-1.5	427.3	35.4
Pectiné	Pect		5.4	Origine	B	33.7	23.6	-48
				Insertion	F	41.7	365.8	40.7
Grand adducteur	Adlong		15	Origine	B	54.1	31.3	-77.8
				Insertion	F	16.8	230.5	26.7
Court adducteur	Adbrev		9.7	Origine	B	15.5	-56.7	-53.1
				Insertion	F	4.2	365.8	40.7
Moyen adducteur	Admid		22	Origine	B	17.8	-68.8	-51
				Insertion	F	6.6	232.4	26.1
	Admpos		25	Origine	B	9.8	-73.6	-49.2
				Insertion	F	1.3	30.7	-51.6
Grand fessier	Gmax		41.7	Origine	B	-108.3	-25.1	-71.8
				Insertion	F	-26.3	398	77.3
Moyen fessier	Gmeda	Portion antérieure	21.6	Origine	B	-58.5	97.8	39.9
				Insertion	F	-27.8	490.7	94.9
	Gmedm	Portion médiane	15.7	Origine	B	-96.3	99.2	13.5
				Insertion	F	-27.8	490.7	94.9
	Gmedp	Portion postérieure	16.8	Origine	B	-128.8	94.2	-21.6
				Insertion	F	-27.8	490.7	94.9
Petit fessier	Gmina	Portion antérieure	9.6	Origine	B	-13.9	72.7	32.9
				Insertion	F	-3.2	502.2	83.1
	Gminm	Portion médiane	10	Origine	B	-31.3	73.9	32
				Insertion	F	-3.2	502.2	83.1
	Gminp	Portion postérieure	11	Origine	B	-55.4	62.6	14.4
				Insertion	F	-3.2	502.2	83.1
Long biceps	Bifeml		28.8	Origine	B	-15.4	-73.6	-31.4
				Via_1	F	-47	-4.9	35.5
				Insertion	T	-34.2	399.9	31.5
Semi-tendineux	Semten		9.4	Origine	B	-15.4	-73.6	-31.4
				Via_1	F	-31	3.5	-61
				Insertion	T	-17.1	385.4	-26.2
Semi-membraneux	Semmem		39.9	Origine	B	-15.4	-73.6	-31.4
				Via_1	F	-36.3	11.1	-33.2
				Insertion	T	-29.9	401.3	-26.4
Sartorius	Sart		3.65	Origine	B	-0.9	86.3	30.7
				Via_1	F	-31	3.5	-61
				Insertion	T	-34.2	399.9	31.5
Gracilis	Gracil		3.4	Origine	B	37.3	-22.3	-77.2
				Via_1	F	-1.2	1.8	-62.3
				Insertion	T	-34.2	399.9	31.5

Tenseur fascia lata	dui	Tflat	5.2	Origine	B	-16	9.2	44.9
				Via_1	F	-25.6	-1.7	55.7
				Insertion	T	-11.1	397.8	38.4
Droit antérieur	Rfem		33.6	Origine	B	7.3	63.4	18.3
				Via_1	F	66	-3.4	-2.1
				Insertion	T	32.5	370.3	3.9
Court biceps	Bifems		10.2	Origine	F	-5	209.2	43.6
				Insertion	T	-34.2	399.9	31.5
Gastrocnémien médial	Medgas		41.8	Origine	F	-31.1	10.8	-46.2
				Via_1	T	-29.9	401.3	-26.4
				Insertion	P	-60.2	-79.8	-18
Gastrocnémien latéral	Latgas		19.9	Origine	F	-46.6	5	40.1
				Via_1	T	-29.6	396.3	11.4
				Insertion	P	-60.2	-79.8	-18
Vaste interne2	Vasint2		53.7	Origine	F	66	-3.4	-2.1
				Insertion	T	32.5	370.3	3.9
Vaste intermédiaire	Vasmed2		46.7	Origine	F	63.4	4.6	-16
				Insertion	T	32.5	370.3	3.9
Vaste externe	Vaslat2		68.8	Origine	F	61.8	4	19.5
				Insertion	T	32.5	370.3	3.9
Soléaire	Soleus		118.7	Origine	T	-30	397.1	-2.2
				Insertion	P	-60.2	-79.8	-18
Jambier antérieur	Tibant		20.4	Origine	T	22.3	380.9	24.9
				Via_1	T	8.6	32.6	-32.2
				Insertion	P	51.5	-34.3	-36
Extenseur commun des orteil	Edlng		10.5	Origine	T	0.8	383.1	30.7
				Insertion	P	49.5	-38.5	3
Extenseur du gros orteil	Ehlng		4.85	Origine	T	16.3	380.7	32.8
				Via_1	T	8.6	32.6	-32.2
				Insertion	P	51.5	-34.3	-36
Long péronier	Pnlng2		21.4	Origine	T	-3.3	3.4	28.9
				Insertion	P	50.4	-72.7	23.9
Court péronier	Pnbr2		11.5	Origine	T	-29.3	384	49.7
				Insertion	P	50.4	-72.7	23.9
Jambier postérieur	Tbpst2		36.2	Origine	T	-8.1	24.5	-31.1
				Insertion	P	66.2	-54.7	-48.6
Fléchisseur du gros orteil	Fhlng2		14.1	Origine	T	-8.1	24.5	-31.1
				Insertion	P	66.2	-54.7	-48.6
Fléchisseur commun des orteils	Fdlng2		9.9	Origine	T	-8.1	24.5	-31.1
				Insertion	P	66.2	-54.7	-48.6

Colonne S : segment (B: bassin, F: fémur, T:tibia, P:pied. Coordonnées en mm).

Annexe 2 – mesures anthropométriques des sujets (Chapitre 7)

Sujet	Age	Latéralité		Taille (mm)	Poids (kg)	Circonférence bras	Circonférence avant-bars	Antécédents médic. / membre sup droit	Sportif / type de sport	Couple max en flexion (Nm)		Couple max en extension (Nm)	
		G	D							Bras fléchi	Bras tendu	Bras fléchi	Bras tendu
02_BC	22	-	X	1800	83.2	308	277	-	Foot (2 à 3h / semaine)	33.196	22.6956	39.9464	23.8272
03_JC	25	-	X	1795	72.2	295	258	Poignet cassé	-	23.4722	34.2684	17.0961	29.7825
04_ND	30	-	X	1756	70.5	260	265	-	-	30.7698	33.5758	29.8921	29.1876
05_MM	26	-	X	1745	70.7	310	275	-	A fait du kayak en club de 12 à 15 ans puis volleyball en club jusqu'à 18 ans. Depuis, pratique rare du sport	18.5032	25.3062	21.1017	11.7028
06_WS	26	-	X	1690	65	280	268	-	2 à 3h de musculation / semaine	30.3154	43.0598	22.5317	28.3342
07_MY	25	-	X	1660	75	340	270	Epaule déboîtée	déjà ?	29.6446	35.4143	19.2231	20.0364
08_JL	26	-	X	1810	79.2	310	275	-	VTT+Kayak 1 fois / semaine	33.0713	25.1898	16.0125	27.4463
09_MD	40	-	X	1760	77.5	315	295	-	1h natation + 1h water-polo /semaine	28.9053	39.5433	30.0829	21.6932
10_CJ	31	-	X	1720	70	290	268	-	Football 1 fois/semaine (+ JuJitsu 2 fois par semaine en club jusqu'à sept 2007)	33.6282	36.2794	34.1412	25.8935
11_SN	31	-	X	1750	68	280	260	-	?	25.1642	31.258	28.932	28.5233

Annexe 3 - valeurs des couples maximaux obtenus pour chaque essai de FMV (modalité EFF100) de la Phase1.

NomEssai	Position	Direction	Couple MAX (Nm)	NomEssai	Position	Direction	Couple MAX (Nm)
02_BC_1_P3_EFF100_FLE	FLE	FLE	33.196	07_MY_1_P3_EFF100_FLE	FLE	FLE	29.6446
02_BC_1_P2_EFF100_FLE	SFLE	FLE	66.0894	07_MY_1_P2_EFF100_FLE	SFLE	FLE	35.5552
02_BC_1_P1_EFF100_FLE	SEXT	FLE	49.3227	07_MY_1_P1_EFF100_FLE	SEXT	FLE	29.7837
02_BC_1_P0_EFF100_FLE	EXT	FLE	22.6956	07_MY_1_P0_EFF100_FLE	EXT	FLE	35.4143
02_BC_1_P3_EFF100_EXT	FLE	EXT	39.9464	07_MY_1_P3_EFF100_EXT	FLE	EXT	19.2231
02_BC_1_P2_EFF100_EXT	SFLE	EXT	48.7374	07_MY_1_P2_EFF100_EXT	SFLE	EXT	27.3146
02_BC_1_P1_EFF100_EXT	SEXT	EXT	40.2155	07_MY_1_P1_EFF100_EXT	SEXT	EXT	24.1275
02_BC_1_P0_EFF100_EXT	EXT	EXT	23.8272	07_MY_1_P0_EFF100_EXT	EXT	EXT	20.0364
03_JC_1_P3_EFF100_FLE	FLE	FLE	23.4722	08_JL_1_P3_EFF100_FLE	FLE	FLE	33.0713
03_JC_1_P2_EFF100_FLE	SFLE	FLE	49.5826	08_JL_1_P2_EFF100_FLE	SFLE	FLE	62.8301
03_JC_1_P1_EFF100_FLE	SEXT	FLE	50.3903	08_JL_1_P1_EFF100_FLE	SEXT	FLE	42.0134
03_JC_1_P0_EFF100_FLE	EXT	FLE	34.2684	08_JL_1_P0_EFF100_FLE	EXT	FLE	25.1898
03_JC_1_P3_EFF100_EXT	FLE	EXT	17.0961	08_JL_1_P3_EFF100_EXT	FLE	EXT	16.0125
03_JC_1_P2_EFF100_EXT	SFLE	EXT	32.6851	08_JL_1_P2_EFF100_EXT	SFLE	EXT	24.5805
03_JC_1_P1_EFF100_EXT	SEXT	EXT	23.9562	08_JL_1_P1_EFF100_EXT	SEXT	EXT	30.7643
03_JC_1_P0_EFF100_EXT	EXT	EXT	29.7825	08_JL_1_P0_EFF100_EXT	EXT	EXT	27.4463
04_ND_1_P3_EFF100_FLE	FLE	FLE	30.7698	09_MD_1_P3_EFF100_FLE	FLE	FLE	28.9053
04_ND_1_P2_EFF100_FLE	SFLE	FLE	52.4657	09_MD_1_P2_EFF100_FLE	SFLE	FLE	69.3069
04_ND_1_P1_EFF100_FLE	SEXT	FLE	47.3797	09_MD_1_P1_EFF100_FLE	SEXT	FLE	59.0145
04_ND_1_P0_EFF100_FLE	EXT	FLE	33.5758	09_MD_1_P0_EFF100_FLE	EXT	FLE	39.5433
04_ND_1_P3_EFF100_EXT	FLE	EXT	29.8921	09_MD_1_P3_EFF100_EXT	FLE	EXT	30.0829
04_ND_1_P2_EFF100_EXT	SFLE	EXT	31.1046	09_MD_1_P2_EFF100_EXT	SFLE	EXT	37.919
04_ND_1_P1_EFF100_EXT	SEXT	EXT	38.0388	09_MD_1_P1_EFF100_EXT	SEXT	EXT	24.1947
04_ND_1_P0_EFF100_EXT	EXT	EXT	29.1876	09_MD_1_P0_EFF100_EXT	EXT	EXT	21.6932
05_MM_1_P3_EFF100_FLE	FLE	FLE	18.5032	10_CJ_1_P3_EFF100_FLE	FLE	FLE	33.6282
05_MM_1_P2_EFF100_FLE	SFLE	FLE	26.427	10_CJ_1_P2_EFF100_FLE	SFLE	FLE	43.8897
05_MM_1_P1_EFF100_FLE	SEXT	FLE	31.3977	10_CJ_1_P1_EFF100_FLE	SEXT	FLE	53.3867
05_MM_1_P0_EFF100_FLE	EXT	FLE	25.3062	10_CJ_1_P0_EFF100_FLE	EXT	FLE	36.2794
05_MM_1_P3_EFF100_EXT	FLE	EXT	21.1017	10_CJ_1_P3_EFF100_EXT	FLE	EXT	34.1412
05_MM_1_P2_EFF100_EXT	SFLE	EXT	13.0695	10_CJ_1_P2_EFF100_EXT	SFLE	EXT	38.7515
05_MM_1_P1_EFF100_EXT	SEXT	EXT	8.3303	10_CJ_1_P1_EFF100_EXT	SEXT	EXT	33.6151
05_MM_1_P0_EFF100_EXT	EXT	EXT	11.7028	10_CJ_1_P0_EFF100_EXT	EXT	EXT	25.8935
06_WS_1_P3_EFF100_FLE	FLE	FLE	30.3154	11_SN_1_P3_EFF100_FLE	FLE	FLE	25.1642
06_WS_1_P2_EFF100_FLE	SFLE	FLE	45.8141	11_SN_1_P2_EFF100_FLE	SFLE	FLE	42.3132
06_WS_1_P1_EFF100_FLE	SEXT	FLE	51.0503	11_SN_1_P1_EFF100_FLE	SEXT	FLE	40.2381
06_WS_1_P0_EFF100_FLE	EXT	FLE	43.0598	11_SN_1_P0_EFF100_FLE	EXT	FLE	31.258
06_WS_1_P3_EFF100_EXT	FLE	EXT	22.5317	11_SN_1_P3_EFF100_EXT	FLE	EXT	28.932
06_WS_1_P2_EFF100_EXT	SFLE	EXT	39.2795	11_SN_1_P2_EFF100_EXT	SFLE	EXT	42.2548
06_WS_1_P1_EFF100_EXT	SEXT	EXT	24.6929	11_SN_1_P1_EFF100_EXT	SEXT	EXT	25.9887
06_WS_1_P0_EFF100_EXT	EXT	EXT	28.3342	11_SN_1_P0_EFF100_EXT	EXT	EXT	28.5233

Annexe 4 - Couple réel exercé, pourcentage de la FMV correspondant et note de ressenti des sujets.

NomFich	Couple	% FMV	Note	NomFich	Couple	% FMV	Note
02 BC 2 P0 EFF020 FLE	8.4141	37.07	5	07 MY 2 P0 EFF020 FLE	6.7091	18.94	0.5
02 BC 2 P0 EFF050 FLE	22.0257	97.05	4	07 MY 2 P0 EFF050 FLE	16.5774	46.81	3
02 BC 2 P0 EFF080 FLE	22.1439	97.57	3	07 MY 2 P0 EFF080 FLE	27.7945	78.48	7
02 BC 2 P1 EFF020 FLE	14.973	30.36	7	07 MY 2 P1 EFF020 FLE	10.1521	34.09	0.5
02 BC 2 P1 EFF050 FLE	31.2532	63.36	7	07 MY 2 P1 EFF050 FLE	17.9784	60.36	3
02 BC 2 P1 EFF080 FLE	19.0993	38.72	5	07 MY 2 P1 EFF080 FLE	30.1634	101.27	5
02 BC 2 P2 EFF020 FLE	16.7873	25.40	10	07 MY 2 P2 EFF020 FLE	8.8407	24.86	1
02 BC 2 P2 EFF050 FLE	35.4165	53.59	7	07 MY 2 P2 EFF050 FLE	21.0585	59.23	3
02 BC 2 P2 EFF080 FLE	43.8092	66.29	4	07 MY 2 P2 EFF080 FLE	31.8307	89.52	5
02 BC 2 P2 EFF150 FLE	32.32	48.90	5	07 MY 2 P2 EFF150 FLE	20.1098	56.56	2.5
02 BC 2 P2 EFF250 FLE	28.575	43.24	5	07 MY 2 P2 EFF250 FLE	21.4209	60.25	4
03 JC 2 P0 EFF020 FLE	12.9051	37.66	1	08 JL 2 P0 EFF020 FLE	8.1516	32.36	2
03 JC 2 P0 EFF050 FLE	14.6029	42.61	1	08 JL 2 P0 EFF050 FLE	12.9879	51.56	5
03 JC 2 P0 EFF080 FLE	27.7617	81.01	7	08 JL 2 P0 EFF080 FLE	31.8686	126.51	10
03 JC 2 P1 EFF020 FLE	11.8382	23.49	1	08 JL 2 P1 EFF020 FLE	8.3995	19.99	2
03 JC 2 P1 EFF050 FLE	31.8159	63.14	7	08 JL 2 P1 EFF050 FLE	24.4267	58.14	7
03 JC 2 P1 EFF080 FLE	36.2867	72.01	10	08 JL 2 P1 EFF080 FLE	30.0296	71.48	10
03 JC 2 P2 EFF020 FLE	11.6124	23.42	1	08 JL 2 P2 EFF020 FLE	4.8554	7.73	1
03 JC 2 P2 EFF050 FLE	28.9693	58.43	4	08 JL 2 P2 EFF050 FLE	16.3112	25.96	3
03 JC 2 P2 EFF080 FLE	42.9399	86.60	7	08 JL 2 P2 EFF080 FLE	19.8591	31.61	4
03 JC 2 P2 EFF150 FLE	23.7096	47.82	2	08 JL 2 P2 EFF150 FLE	14.3139	22.78	4
03 JC 2 P2 EFF250 FLE	27.5218	55.51	3	08 JL 2 P2 EFF250 FLE	15.4022	24.51	3
04 ND 2 P0 EFF020 FLE	7.3759	21.97	2	09 MD 2 P0 EFF020 FLE	10.2557	25.94	1
04 ND 2 P0 EFF050 FLE	16.1475	48.09	4	09 MD 2 P0 EFF050 FLE	20.6394	52.19	3
04 ND 2 P0 EFF080 FLE	25.8909	77.11	5	09 MD 2 P0 EFF080 FLE	36.821	93.12	10
04 ND 2 P1 EFF020 FLE	8.7916	18.56	1	09 MD 2 P1 EFF020 FLE	11.8808	20.13	1
04 ND 2 P1 EFF050 FLE	12.5964	26.59	3	09 MD 2 P1 EFF050 FLE	28.3463	48.03	5
04 ND 2 P1 EFF080 FLE	35.2916	74.49	7	09 MD 2 P1 EFF080 FLE	47.5359	80.55	10
04 ND 2 P2 EFF020 FLE	7.8674	15.00	0.5	09 MD 2 P2 EFF020 FLE	15.989	23.07	1
04 ND 2 P2 EFF050 FLE	14.1733	27.01	3	09 MD 2 P2 EFF050 FLE	33.8079	48.78	5
04 ND 2 P2 EFF080 FLE	22.7148	43.29	4	09 MD 2 P2 EFF080 FLE	49.0595	70.79	10
04 ND 2 P2 EFF150 FLE	19.0264	36.26	4	09 MD 2 P2 EFF150 FLE	34.4296	49.68	4
04 ND 2 P2 EFF250 FLE	14.7571	28.13	3	09 MD 2 P2 EFF250 FLE	40.433	58.34	7
05 MM 2 P0 EFF020 FLE	6.1993	24.50	3	10 CJ 2 P0 EFF020 FLE	8.4413	23.27	1
05 MM 2 P0 EFF050 FLE	17.973	71.02	5	10 CJ 2 P0 EFF050 FLE	20.0383	55.23	4
05 MM 2 P0 EFF080 FLE	16.0339	63.36	7	10 CJ 2 P0 EFF080 FLE	29.5281	81.39	7
05 MM 2 P1 EFF020 FLE	8.1469	25.95	3	10 CJ 2 P1 EFF020 FLE	10.384	19.45	1
05 MM 2 P1 EFF050 FLE	18.9556	60.37	7	10 CJ 2 P1 EFF050 FLE	23.1658	43.39	4
05 MM 2 P1 EFF080 FLE	28.8444	91.87	7	10 CJ 2 P1 EFF080 FLE	40.7206	76.27	7
05 MM 2 P2 EFF020 FLE	6.1062	23.11	2	10 CJ 2 P2 EFF020 FLE	12.5353	28.56	1
05 MM 2 P2 EFF050 FLE	13.507	51.11	4	10 CJ 2 P2 EFF050 FLE	21.3668	48.68	2
05 MM 2 P2 EFF080 FLE	19.279	72.95	5	10 CJ 2 P2 EFF080 FLE	35.3248	80.49	7
05 MM 2 P2 EFF150 FLE	15.7862	59.74	3	10 CJ 2 P2 EFF150 FLE	21.5135	49.02	3
05 MM 2 P2 EFF250 FLE	14.2854	54.06	4	10 CJ 2 P2 EFF250 FLE	25.3292	57.71	4
06 WS 2 P0 EFF020 FLE	9.8816	22.95	3	11 SN 2 P0 EFF020 FLE	7.2357	23.15	1
06 WS 2 P0 EFF050 FLE	17.5607	40.78	5	11 SN 2 P0 EFF050 FLE	15.9819	51.13	4
06 WS 2 P0 EFF080 FLE	30.0951	69.89	7	11 SN 2 P0 EFF080 FLE	24.7279	79.11	5
06 WS 2 P1 EFF020 FLE	15.2238	29.82	3	11 SN 2 P1 EFF020 FLE	8.7597	21.77	2
06 WS 2 P1 EFF050 FLE	33.3652	65.36	10 - 7	11 SN 2 P1 EFF050 FLE	21.2325	52.77	3
06 WS 2 P1 EFF080 FLE	43.1001	84.43	10	11 SN 2 P1 EFF080 FLE	32.3617	80.43	7
06 WS 2 P2 EFF020 FLE	13.061	28.51	3	11 SN 2 P2 EFF020 FLE	9.2934	21.96	1
06 WS 2 P2 EFF050 FLE	24.6031	53.70	5	11 SN 2 P2 EFF050 FLE	17.6516	41.72	2
06 WS 2 P2 EFF080 FLE	38.1358	83.24	10	11 SN 2 P2 EFF080 FLE	31.3486	74.09	5
06 WS 2 P2 EFF150 FLE	24.8727	54.29	5	11 SN 2 P2 EFF150 FLE	20.4571	48.35	3
06 WS 2 P2 EFF250 FLE	26.3084	57.42	5	11 SN 2 P2 EFF250 FLE	18.5959	43.95	3

Estimation des activités musculaires au cours du mouvement en vue d'applications ergonomiques

Ce travail de thèse s'inscrit dans le cadre de la simulation par mannequins numériques de l'homme (en anglais Digital Human models ou DHM) en vue d'applications ergonomiques. Plus précisément, il s'intéresse à la modélisation du système musculosquelettique et des efforts musculaires développés au cours du mouvement.

Dans un première partie est présenté le développement numérique de modèles musculosquelettiques du membre inférieur et supérieur sous l'environnement Matlab. Ces modèles ont été évalués par examen des bras de levier musculaires pour la géométrie, et par comparaison avec des mesures expérimentales de couples articulaires maximaux (FMV) pour les efforts prédits.

Dans une seconde partie, le modèle musculosquelettique du membre inférieur a été utilisé pour évaluer le rôle des muscles bi-articulaires au cours de la marche. Pour cela deux méthodes de calcul des efforts musculaires ont été utilisées, permettant de mettre en évidence les particularités fonctionnelles de ces muscles. Les résultats indiquent notamment que la prise en compte des muscles bi-articulaires est nécessaire à une estimation correcte des efforts musculaires et des efforts de contact articulaires, potentielles sources d'inconfort.

Puis ont été étudiés les capacités d'effort maximale en flexion-extension isométrique du coude. L'expérimentation a été effectuée au sein de l'INRETS de Bron et comprenait 9 sujets volontaires masculins. Cette étude a permis d'évaluer le modèle numérique développé en termes de prédiction de capacités d'effort, ainsi que d'ouvrir la voie à des méthodes de scaling permettant d'ajuster un modèle musculosquelettique au sujet étudié.

Mots clés : ergonomie, musculosquelettique, optimisation, FMV, biarticulaire

Estimation of muscular activity during movement for ergonomic applications

This work deals with the use of Digital Human models (DHM) for ergonomic applications. More precisely, it focuses on the modelling of the musculoskeletal system and muscular forces developed during movement.

In the first part, the development of numerical musculoskeletal models of the lower and upper limbs under the Matlab environment is presented. These models were evaluated by examination of the muscles' lever arms (for geometry) and by experimental measurements of maximum voluntary force (MVF) (for predicted muscle forces).

In a second part, the lower limb muscular model was used to evaluate the role of biarticular muscles during gait. To achieve this, two methods were used, allowing to highlight the functional specificities of these muscles. The results indicate in particular that taking into account biarticular muscles is necessary to a correct estimation of muscle forces and joint contact forces, which are potential discomfort sources.

Finally, the maximal force capacity of isometric elbow flexion-extension has been studied. The goal was to set up scaling methods allowing to fit the muscular model to the studied subject's capacities. The experiment took place at INRETS, and implicated 9 male voluntary subjects. This study allowed to evaluate the model in terms of maximal force capacity prediction, and openend the path to new scaling methods for musculoskeletal models.

Keywords : ergonomics, musculoskeletal, optimization, biarticular
