



HAL
open science

Modélisation géométrique et mécanique personnalisée de l'appareil locomoteur

Ingrid Südhoff

► **To cite this version:**

Ingrid Südhoff. Modélisation géométrique et mécanique personnalisée de l'appareil locomoteur. Sciences de l'ingénieur [physics]. Arts et Métiers ParisTech, 2007. Français. NNT : 2007ENAM0029 . pastel-00003222

HAL Id: pastel-00003222

<https://pastel.hal.science/pastel-00003222>

Submitted on 20 Dec 2007

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.

École doctorale n° 432 : Sciences des Métiers de l'Ingénieur

THÈSE
EN COTUTELLE
PRÉSENTÉE POUR OBTENIR LE GRADE DE
DOCTEUR
DE
**L'ÉCOLE NATIONALE SUPÉRIEURE
D'ARTS ET MÉTIERS**

Spécialité : BIOMÉCANIQUE
PAR

Ingrid SÜDHOFF

Directrice de thèse : Wafa Skalli
Co-directeur : Jacques A. de Guise

**MODÉLISATION GÉOMETRIQUE ET MÉCANIQUE
PERSONNALISÉE DE L'APPAREIL LOCOMOTEUR**

Soutenue publiquement le 23 novembre 2007, devant le Jury d'examen :

Aurelio CAPPOZZO, Professeur des Universités, University Institute of Movement Sciences, Rome	Président
Jean-Noël ARGENSON, Professeur des Universités, Université Aix-Marseille-II, Marseille	Rapporteur
Laurence CHÈZE, Professeur des Universités, Université de Lyon 1, Lyon	Rapporteur
Rachid AISSAOUI, Professeur titulaire, École de Technologie Supérieure, Montréal	Examineur
Dominique BONNEAU, Praticien Hospitalier, CHU de Nîmes/ENSAM, Paris	Examineur
Jacques A. DE GUISE, Professeur titulaire, École de Technologie Supérieure, Montréal	Examineur
François LAVASTE, Professeur Émérite, ENSAM, Paris	Examineur
Wafa SKALLI, Professeur des Universités, ENSAM, Paris	Examineur

L'ENSAM est un Grand Etablissement composé de huit centres :

AIX-EN-PROVENCE - ANGERS - BORDEAUX - CHALONS-EN-CHAMPAGNE - CLUNY - LILLE - METZ - PARIS

Remerciements

Je souhaite vivement remercier toutes les personnes qui ont contribué à ce projet, en particulier :

- ✧ Pr. Wafa Skalli, directrice du LBM, et Pr. Jacques de Guise, directeur du LIO, pour avoir dirigé cette thèse avec toute leur expertise et leurs qualités humaines. Merci beaucoup pour vos encouragements et la confiance que vous m'avez témoignée.
- ✧ Pr. Laurence Chèze, Pr. Jean-Noël Argenson, Pr. Aurelio Cappozzo, Pr. François Lavaste, Pr. Rachid Aissaoui, et Dr. Dominique Bonneau, de me faire l'honneur de participer à mon jury.
- ✧ Pr. Nicola Hagemeister, Pr. François Prince et Pr. Rachid Aissaoui, d'avoir formé mon jury de l'examen doctoral. Merci pour vos conseils et encouragements.
- ✧ Alexandre Fuentes, doctorant au LIO, et Gerald Parent, chercheur au LIO, pour leur contribution majeure à ce projet. Merci pour votre travail, patience et bonne humeur ; ce fut un réel plaisir de travailler avec vous !
- ✧ Dr. Viviane Khoury, radiologue au CHUM Notre-Dame, pour son apport clinique précieux
- ✧ Dr. Dominique Bonneau, anatomiste, pour transmettre sa passion pour l'anatomie à travers des séminaires, des séances de travail et une dissection inoubliables.
- ✧ Mathieu Charbonneau, chercheur au LIO, pour avoir effectué les essais cliniques sur les deux derniers volontaires.
- ✧ Benjamin Aubert, Hélène Goujon, Antoine Nordez, Erwan Jolivet, Benoît Godbout pour leur aide précieuse dans ce projet
- ✧ Tous les membres du LIO, pour leur sérénité et bonne humeur communicatives. Mes deux années passées parmi vous ont été merveilleuses.
- ✧ Tous les membres du LBM, pour les discussions sympathiques et le sens d'entraide qui règne au laboratoire.

- ✧ Danielle Blain, coordinatrice en résonance magnétique, pour son aide dans la mise en place du protocole IRM ; Nicole Langlois, conseillère des ressources technologiques et de la recherche au département de radiologie du CHUM, et les technologues du service d'imagerie du CHUM Notre-Dame pour leur bonne humeur
- ✧ Dr. Bernard Schlatterer, pour son apport clinique à ce projet et son enthousiasme.
- ✧ Toutes les personnes, que j'ai contactées au cours du projet, pour leur disponibilité et leur aide.
- ✧ Les volontaires, pour leur participation aux essais cliniques, même à des heures tardives
- ✧ Les étudiants, qui ont contribué à ce projet
- ✧ Le programme MENTOR, l'École de Technologie Supérieure de Montréal, les Instituts de Recherche en Santé du Canada, le LIO, le programme EGIDE, le ministère des affaires étrangères français, et le ministère des relations internationales québécois, pour leur soutien financier.
- ✧ Ma famille, pour son inconditionnel support. Je vous remercie du fond du cœur.

Table des matières

<i>Introduction générale</i>	7
I. Chapitre 1 : Introduction à l'anatomie du genou et à l'analyse de la marche	9
I.1 Nomenclature	9
I.2 Anatomie descriptive du genou	10
I.2.1 Surfaces articulaires	10
I.2.2 Ménisques	10
I.2.3 Ligaments	11
I.2.4 Muscles	12
I.2.4.1 Les muscles extenseurs du genou	12
I.2.4.2 Les muscles fléchisseurs du genou	14
I.3 Anatomie fonctionnelle du genou	16
I.3.1 Flexion/extension	16
I.3.2 Rotation interne/externe	17
I.3.3 Abduction/adduction et glissement antéropostérieur	17
I.4 Analyse de la marche	17
I.4.1 Le cycle de marche	17
I.4.2 Les systèmes d'analyse de mouvement	18
I.4.3 Quantification du mouvement : modélisation	20
II. Chapitre 2 : Revue de littérature : quantification du mouvement et des efforts	23
II.1 Quantification du mouvement : cinématique	23
II.1.1 Principe	23
II.1.2 Définition des repères anatomiques	24
II.1.2.1 Localisation des points anatomiques	25
II.1.2.2 Définition des repères anatomiques	25
II.1.3 Décomposition du mouvement et choix du repère d'interprétation	26
II.1.4 Hypothèses et sources d'erreurs	27
II.1.4.1 Imprécision des systèmes de mesure	27
II.1.4.2 Localisation des points anatomiques	28
II.1.4.3 Artéfact des tissus mous	30
II.1.5 Apports de l'imagerie médicale : intégration de la géométrie osseuse à l'analyse du mouvement	31
II.1.5.1 Couplage CT/stéréoradiographie	31
II.1.5.2 Couplage fluoroscopie/CT ou stéréoradiographie	31
II.1.5.3 Couplage CT/stéréophotogrammétrie	32
II.1.5.4 Couplage électrogoniométrie/CT/stéréophotogrammétrie	33

II.1.5.5	Limites	36
II.1.6	Résultats : corridors de cinématique	36
II.2	Quantification des efforts : cinétique	38
II.2.1	Principe	38
II.2.1.1	Détermination des efforts en un point proximal d'un segment	38
II.2.1.2	Passage au segment proximal	39
II.2.1.3	Limites de la méthode conventionnelle	40
II.2.2	Méthode proposée	41
II.2.2.1	Notation torsorielle	41
II.2.2.2	Notation générique	43
II.2.2.3	Utilisation des quaternions	43
II.2.3	Mesure des forces au sol	44
II.2.4	Calcul des paramètres inertiels	45
II.2.4.1	Mesure directe et calcul	45
II.2.4.2	Estimations	49
II.2.4.3	Validation	54
II.2.5	Hypothèses et sources d'erreur en dynamique inverse	55
II.2.5.1	Impact de la localisation des centres articulaires sur les efforts	56
II.2.5.2	Impact des paramètres inertiels sur l'estimation des efforts	60
II.2.5.3	Localisation du centre de pression	63
II.2.5.4	Études comparatives des différentes erreurs	63
II.2.5.5	Repère d'interprétation	65
II.2.5.6	Bilan	65
II.2.6	Résultats : corridors de cinétique	66
II.3	Vers la quantification de la contribution des structures : détermination de la géométrie personnalisée	67
II.3.1	Intérêt clinique de la géométrie musculaire	68
II.3.2	Mise en place de la géométrie musculaire	69
	<i>Synthèse et objectifs de l'étude</i>	71
III.	<i>Chapitre 3 : Essais cliniques</i>	73
III.1	Sujets	74
III.2	Évaluations	74
III.2.1	Évaluation biomécanique	75
III.2.1.1	Matériel	75
III.2.1.2	Calibrage : définition des repères	77
III.2.1.3	Acquisitions	78

III.2.2	Évaluation de l'activité électromyographique des muscles du genou.	78
III.2.3	Évaluation de la force musculaire	79
III.2.4	Examen de stéréoradiographie	80
III.2.5	IRM du membre inférieur	80
IV.	<i>Chapitre 4 : Intégration de la géométrie osseuse personnalisée à l'analyse du mouvement</i>	83
IV.1	Obtention de la géométrie 3D osseuse personnalisée	83
IV.2	Repères osseux	85
IV.2.1	Repères liés au tibia	85
IV.2.1.1	Reproductibilité des repères liés au tibia	86
IV.2.1.2	Définition des repères liés au fémur	89
IV.2.1.3	Reproductibilité des repères liés au fémur	90
IV.3	Recalage	93
IV.3.1	Recalage proposé	93
IV.3.1.1	Principe	93
IV.3.1.2	Contraintes du protocole	94
IV.3.1.3	Protocole initial (essais LCAS)	95
IV.3.1.4	Mise en place d'un protocole amélioré (essais LBM)	96
IV.3.1.5	Protocole amélioré (essais LCAD)	98
IV.3.1.6	Évaluation de la qualité du recalage externe	99
IV.3.1.7	Précision du recalage du centre de la tête fémorale entre deux acquisitions EOS	102
IV.3.1.8	Estimation de la précision du recalage du centre de la tête fémorale entre deux acquisitions EOS et VICON	103
IV.3.2	Application à l'analyse du mouvement	107
IV.3.2.1	Évaluation du centre fonctionnel de la tête fémorale	107
IV.3.2.2	Recalage du centre de la tête fémorale : impact sur la cinématique	109
IV.3.2.3	Recalage du CTF : impact sur la cinétique	115
IV.3.2.4	Visualisation du mouvement des os et des systèmes d'axe	120
V.	<i>Chapitre 5 : Intégration des paramètres inertiels personnalisés à l'analyse de la marche</i>	123
V.1	Calcul des paramètres inertiels personnalisés	123
V.1.1	Reconstruction tridimensionnelle des structures	123
V.1.2	Calcul des BSP	124
V.2	Comparaison des bsp personnalisés aux bsp de de Leva	124
V.2.1	Méthode	124

V.2.1.1	Sujets	124
V.2.1.2	Calcul des paramètres inertiels	125
V.2.1.3	Choix des repères	126
V.2.1.4	Comparaison des paramètres inertiels	127
V.2.2	Résultats et discussion	127
V.2.2.1	BSP du pied	128
V.2.2.2	BSP de la jambe	128
V.2.2.3	BSP de la cuisse	129
V.2.2.4	Limites	129
V.3	Reproductibilité	130
V.3.1	Méthode	130
V.3.2	Résultats	131
V.3.2.1	Reproductibilité des BSP du pied	131
V.3.2.2	Reproductibilité des BSP de la jambe	131
V.3.2.3	Reproductibilité des BSP de la cuisse	132
V.3.3	Discussion	133
V.4	Impact sur la cinétique	134
V.4.1	Méthode	134
V.4.1.1	Calculs cinétiques	134
V.4.1.2	Impact des BSP sur la cinétique	134
V.4.2	Résultats	135
V.4.2.1	Chevilles	137
V.4.2.2	Genou	137
V.4.2.3	Hanche	139
V.4.3	Discussion	141
V.4.3.1	Bilan de l'impact observé	141
V.4.3.2	Comparaison aux études antérieures	142
V.5	Conclusion	144
VI.	Chapitre 6 : Détermination de la géométrie musculaire personnalisée	145
VI.1	Reconstruction de la géométrie des muscles par déformation d'un objet paramétrique pré-personnalisé	145
VI.1.1	Étape 1 : Génération d'un modèle paramétrique	145
VI.1.2	Étape 2 : Déformation du modèle paramétrique pour obtenir un modèle personnalisé	146
VI.1.3	Précision et reproductibilité des reconstructions	146

VI.2	Mise en place d'un protocole pour la reconstruction de la géométrie 3D des muscles impliqués dans le mouvement du genou	147
VI.2.1	Matériel et méthodes	147
VI.2.1.1	Sujets	147
VI.2.1.2	Muscles choisis	148
VI.2.1.3	Protocole IRM	148
VI.2.1.4	Identification des muscles sur les coupes	150
VI.2.1.5	Modèles de référence	151
VI.2.1.6	Reconstructions avec un nombre réduit de coupes	151
VI.2.2	Résultats et discussion	152
VI.2.2.1	Identification des muscles	152
VI.2.2.2	Reproductibilité des modèles de référence	153
VI.2.2.3	Reconstructions avec un nombre réduit de coupes	154
VI.3	Application clinique : étude préliminaire	158
VI.3.1	Détermination du volume musculaire	158
VI.3.2	Relation volume musculaire / moment isométrique maximal	161
VI.4	Étude préliminaire : Intégration de la géométrie musculaire à l'analyse du mouvement	162
VI.4.1	Contexte	162
VI.4.2	Recalage manuel	163
VI.4.3	Perspectives	164
VI.5	Bilan	164
	<i>Conclusion générale</i>	165
	<i>Bibliographie</i>	169
	<i>Articles et communications</i>	179
	<i>Table des figures</i>	181
	<i>Liste des tableaux</i>	185
	<i>Annexes</i>	187
	Annexe 1 : Dissertation de l'examen doctoral	189
	Annexe 2 : Paramètres inertiels personnalisés	225
	Annexe 3 : Formulaire de consentement utilisé pour les sujets sains	229
	Annexe 4 : Repères utilisés pour l'analyse du mouvement et le calcul des paramètres inertiels	235
	Annexe 5 : Reconstruction du tibia distal et de l'enveloppe externe	239
	Annexe 6 : Recalage	245
	Annexe 7 : Protocole de reconstruction des muscles du membre inférieur	259

Introduction générale

Les pathologies musculaires et articulaires du membre inférieur handicapent une vaste partie de la population, concernant aussi bien les jeunes athlètes que les personnes âgées. Les progrès fulgurants en imagerie médicale fournissent de plus en plus d'outils au clinicien pour affiner son diagnostic et en déduire le traitement approprié. En revanche, la compréhension mécanique des pathologies est souvent incomplète et se base principalement sur des observations subjectives. Or une quantification des mouvements des articulations ainsi que des forces et moments qui y sont appliqués semble essentielle à une meilleure compréhension des mécanismes de dégradation et d'usure de ces structures. Ces données étant difficilement mesurables, leur quantification nécessite une formulation mathématique du système étudié.

L'analyse de la marche, outil clinique en développement, s'aide de divers modèles pour quantifier les mouvements et les efforts articulaires d'un patient et les situer par rapport aux corridors obtenus sur une population de référence. Face à la complexité de l'appareil locomoteur, le défi du biomécanicien consiste à trouver, pour ces modèles, le bon compromis entre précision et simplicité. Cependant, la plupart des modèles mis au point dans la littérature sont des modèles génériques et ne tiennent pas compte de la morphologie du patient. Or cette morphologie influence non seulement les caractéristiques inertielles (masse, position du centre de masse, moments d'inertie) mais aussi les bras de levier des forces exercées. De plus, les variations anatomiques des muscles et des surfaces de contact sont à considérer lorsqu'on cherche à répartir les efforts articulaires en leurs composantes musculaires et intra-articulaires.

Les progrès en informatique et en imagerie médicale ont ouvert de nouvelles portes à la modélisation, en donnant accès à davantage d'information et en permettant de l'intégrer par des algorithmes contenant des calculs complexes. Le système EOS[®] permet d'acquérir simultanément une radiographie de face et de profil d'un sujet en position érigée, avec une faible dose d'irradiation (Dubousset et coll. 2005). A l'aide de logiciels spécifiques, la géométrie osseuse peut alors être reconstruite à partir de ces clichés. Ce projet de recherche, mené en cotutelle entre le laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie de Montréal (LIO) et le laboratoire de biomécanique de Paris (LBM), vise à personnaliser les modèles utilisés dans les calculs des efforts articulaires, en intégrant la géométrie osseuse et les caractéristiques inertielles de chaque individu (obtenues à partir des acquisitions EOS[®]) à l'analyse du mouvement. La modélisation de la géométrie musculaire de chaque

individu complète cette personnalisation, en ouvrant la voie vers la mise en place de modèles musculaires personnalisés du membre inférieur.

Le premier chapitre introduit l'anatomie de la principale articulation étudiée, le genou, ainsi que les bases de l'analyse du mouvement. Le second chapitre présente les principes, hypothèses et limites des calculs des mouvements et efforts articulaires. L'intérêt clinique et les méthodes de détermination de la géométrie musculaire personnalisée sont également abordés. A l'issue de cette revue de bibliographie, les objectifs détaillés de ce projet sont définis. Le travail personnel fait alors l'objet des chapitres 3 à 6 : le chapitre 3 présente les essais cliniques menés pour mettre en place et évaluer l'apport de la personnalisation des modèles, cette personnalisation consistant en l'intégration de la géométrie osseuse (chapitre 4), des paramètres inertiels (chapitre 5), et de la géométrie musculaire (chapitre 6) à l'analyse du mouvement.

I. Chapitre 1 : Introduction à l'anatomie du genou et à l'analyse de la marche

L'anatomie du membre inférieur étant d'une complexité et ingéniosité impressionnantes, sa description complète nécessiterait plusieurs ouvrages. La hanche, le genou et la cheville constituent les 3 principales articulations reliant les segments osseux. Nous nous limitons ici à une description très brève des principales composantes du genou, qui nous intéresse particulièrement dans ce travail, après avoir rappelé les bases de la nomenclature utilisée. Pour de plus amples détails sur le lien entre la géométrie des surfaces articulaires et les mouvements observés au niveau du genou, on se reportera à la dissertation de l'examen doctoral (Südhoff et coll. 2005) fournie en Annexe 1.

I.1 Nomenclature

En biomécanique, la nomenclature des axes, plans et directions sont repris du domaine de la médecine. La figure ci-dessous rappelle leur définition.

Axes	
Vertical	Longitudinal du corps, perpendiculaire au sol en position érigée
Transverse	Axe horizontal, allant de la gauche à la droite
Sagittal	Traverse le corps comme une flèche (<i>sagitta</i> en latin), normal aux deux autres axes
Plans	
Médian	Plan normal à l'axe transversal, il coupe le corps en deux.
Sagittal	Tout plan parallèle au plan médian.
Frontal	Plan normal à l'axe sagittal
Transversal	Plan normal à l'axe vertical
Directions	
Médial/Latéral	Vers le plan médian/l'extérieur
Antérieur/postérieur	Vers l'avant/arrière dans le sens du regard
Proximal/distal	Vers l'insertion du membre la plus proche/éloignée du tronc

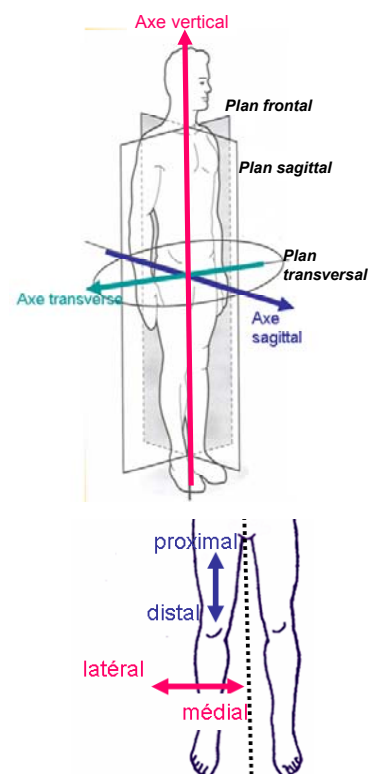


Figure 1 : Nomenclature des axes, plans et directions en anatomie

La *flexion*, mouvement qui rapproche deux segments, s'oppose à l'extension. L'*abduction* traduit un mouvement d'écartement du corps, et inversement l'*adduction* traduit un mouvement de rapprochement vers le corps. La *rotation interne* signifie une rotation du membre autour de son axe longitudinal vers l'intérieur du corps, et s'oppose à la *rotation externe*.

I.2 Anatomie descriptive du genou

Considérée comme la plus grosse articulation du corps humain, l'articulation du genou unit trois os, grâce à deux types d'articulations:

l'articulation *fémoro-tibiale*, articulation bicondyalaire liant le fémur au tibia.

l'articulation *fémoro-patellaire*, articulation ginglyme unissant la patella au fémur.

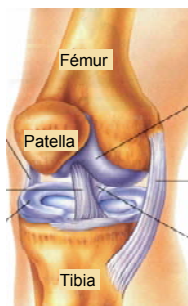


Figure 2 : L'articulation du genou (adapté de (meded-portal.ucsd.edu))

I.2.1 Surfaces articulaires

Les surfaces articulaires de l'articulation fémoro-tibiale sont les condyles fémoraux et les plateaux tibiaux. Les condyles fémoraux décrivent chacun une spirale, dont le rayon de courbure diminue d'avant en arrière. Le condyle médial a une courbure plus faible que le condyle latéral. La fosse intercondyalaire sépare les deux condyles en arrière. Les plateaux tibiaux sont séparés par l'éminence et les aires intercondyloires. Le plateau médial est légèrement concave, tandis que le latéral est légèrement convexe.

I.2.2 Ménisques

Les ménisques assurent la congruence des surfaces articulaires. Le ménisque médial, en forme de C, et le ménisque latéral, en forme de O, s'insèrent sur les parties antérieures et postérieures de l'aire intercondyalaire. Ils augmentent la stabilité du genou, assurent la répartition axiale des charges, et amortissent en partie les chocs.

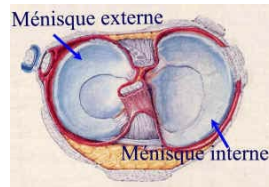


Figure 3 : Les ménisques (issu de (chir-ortho.com))

I.2.3 Ligaments

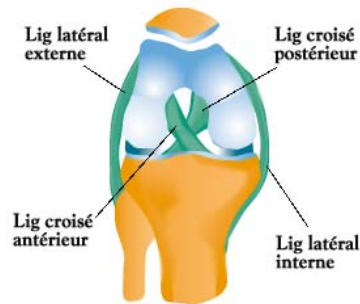


Figure 4 : Ligaments du genou (issu de (clinique-des-lilas.com))

Les principaux ligaments assurant le maintien de l'articulation du genou sont :

- ✧ Le ligament patellaire : épais de 5-6mm, il naît de l'apex de la patella, se dirige en bas et latéralement pour s'insérer sur la tubérosité tibiale. Il est renforcé par les fibres superficielles du tendon du quadriceps en avant et par les rétinacula patellaires sur les côtés médial et latéral.
- ✧ Le ligament collatéral tibial (anciennement latéral interne) : bandelette de 9-10cm, il naît de l'épicondyle médial, se dirige en bas et en avant pour s'insérer sur la partie proximale de la face médiale du tibia.
- ✧ Le ligament collatéral fibulaire (anciennement latéral externe): cordon de 5-6cm, il naît de l'épicondyle latéral, se dirige en bas et en arrière vers le versant antérolatéral de la tête fibulaire.
- ✧ Les ligaments croisés antérieur (LCA) et postérieur (LCP) : ils s'insèrent sur le versant antérieur (respectivement postérieur pour le LCP) de l'aire intercondyalaire antérieure (postérieure). Le LCA se dirige légèrement en haut, en arrière et latéralement pour se terminer sur la partie postérieure de la face axiale du condyle latéral. Le LCP est presque vertical : il se dirige en haut, en avant et médialement, pour se terminer sur la partie antérieure de la face axiale du condyle médial.
- ✧ Les ligaments poplité arqué et oblique, renforcent l'articulation en arrière.

I.2.4 Muscles

14 muscles contrôlent le mouvement du genou au cours de la marche. En appui, les extenseurs limitent la flexion du genou tandis qu'en phase oscillante, fléchisseurs et extenseurs contribuent à la progression du membre (Perry 1992).

Seuls 5 des 14 muscles agissent uniquement au genou : les 3 vastes, le poplité et la courte tête du biceps fémoral. Tous les autres muscles agissent à la cheville (gastrocnémiens) ou à la hanche (longue tête du biceps fémoral, semi-membraneux, semi-tendineux, gracile, sartorius, gluteus maximus supérieur, droit fémoral).

Par souci de simplification et de visibilité, nous ne présentons ici que rapidement les principaux d'entre eux, en fournissant pour chacun l'origine, la terminaison, la fonction et une illustration (les descriptions sont en partie reprises de l'ouvrage de Kamina (Kamina 2003)).

I.2.4.1 Les muscles extenseurs du genou

✧ Le quadriceps fémoral

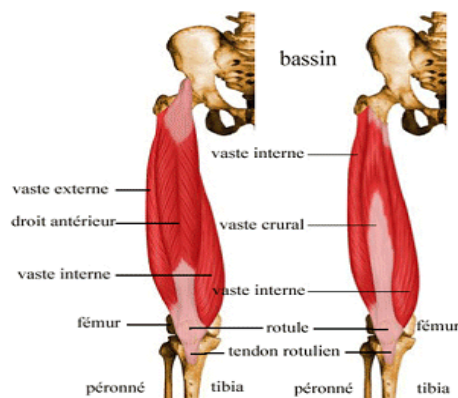
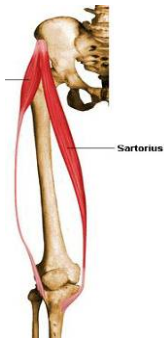


Figure 5 : Quadriceps fémoral. Issu de (mimosa-sprint.com)

Il comprend 4 chefs :

Droit fémoral	Vaste latéral (anciennement externe)	Vaste intermédiaire (anc. crural)	Vaste médial (anc. interne)
<p>Origine Face latérale de l'épine iliaque antéro-inférieure (tendon direct), dans le sillon supra-acétabulaire (tendon réfléchi)</p> <p>Terminaison Base de la patella. Les fibres superficielles rejoignent le ligament patellaire</p> <p>Fonction Fléchisseur de la cuisse</p>	<p>Origine Bord antérieur et inférieur du grand trochanter, partie supérieure de la lèvre latérale de la ligne âpre, partie adjacente du septum intermusculaire¹ fémoral latéral.</p> <p>Terminaison Bord latéral - du tendon du droit fémoral, - de la patella, - de la tubérosité tibiale (rétinaculum patellaire latéral).</p>	<p>Origine 2/3 supérieurs des faces antérieures et postéro-latérales du fémur, septum intermusculaire fémoral latéral.</p> <p>Terminaison Rejoint la face profonde du tendon des muscles droit fémoral et vastes</p>	<p>Origine Ligne spirale et lèvre médiale de la ligne âpre, septum intermusculaire fémoral médial.</p> <p>Terminaison Bord médial - du tendon du droit fémoral - de la patella - de la tubérosité du tibia (rétinaculum patellaire médial).</p>
<p>Fonction Extenseur de la jambe</p>			

Le tenseur du fascia lata (ou bandelette ilio-tibiale)



Origine : Sur le cinquième antérieur de la lèvre médiale de la crête iliaque et sur le fascia glutéal

Terminaison : Sur le quart antérieur du tractus ilio-tibial, forte bande fibreuse longitudinale, qui prolonge le fascia² glutéal et se fixe sur le condyle latéral du tibia.



Fonction : Par son action sur le tractus ilio-tibial, il est extenseur de la jambe

¹ Septum intermusculaire : cloison conjonctive séparant des groupes musculaires



² Fascia musculaire : formation conjonctive entourant un ou plusieurs muscles.

I.2.4.2 Les muscles fléchisseurs du genou

✧ Sartorius et Gracile

Sartorius	Gracile
 <p>Figure 6 : Sartorius³</p> <p>Origine Face latérale de l'épine iliaque antéro-supérieure (et incisure sous-jacente)</p> <p>Terminaison Sous la tubérosité tibiale, sur la face médiale du tibia</p> <p>Fonction Fléchisseur de la cuisse et de la jambe. Accessoirement rotateur latéral et abducteur de la cuisse.</p>	 <p>Figure 7 : Gracile³</p> <p>Origine Corps et branche inférieure du pubis, près de la symphyse pubienne</p> <p>Terminaison Face médiale du tibia (patte d'oie, en arrière du sartorius)</p> <p>Fonction Fléchisseur et rotateur médial de la jambe, adducteur accessoire de la cuisse.</p>

✧ Muscles de la jambe




Poplité	Gastrocnémiens
 <p>Figure 8: Muscle Poplité^{3a}</p> <p>Origine Fossette poplitée, située sous l'épicondyle latéral du fémur</p> <p>Terminaison Fibres charnues sur la face postérieure du tibia</p> <p>Fonction Rotateur médial de la jambe fléchie, fléchisseur accessoire de la jambe</p>	 <p>Figure 9 : Gastrocnémiens^{3b} Il est constitué de 2 chefs médial (GM) et latéral (GL)</p> <p>Origine Tubercule supra-condyloire latéral (respectivement médial pour GM) du fémur et sur la partie voisine de la capsule articulaire.</p> <p>Terminaison Tendon calcanéen sur la tubérosité du calcaneus.</p> <p>Fonction Fléchisseur de la jambe</p>

³ (preventdisease.com) ^{3a} rad.washington.edu; ^{3b} college-em.qc.ca

Le **muscle plantaire** est un petit muscle fléchisseur de la jambe, qui s'insère sur la surface poplitée et se termine sur le tendon calcanéen.

✧ Les ischiojambiers

Les trois muscles suivants forment le groupe des ischiojambiers :

Biceps fémoral	Semi-membraneux	Semi-tendineux
		
<p>Figure 10 : Biceps fémoral ⁴</p>	<p>Figure 11 : Semi-membraneux ⁴</p>	<p>Figure 12 : Semi-tendineux ⁴</p>
<p>Il est constitué d'un chef long (BFL) et d'un chef court (BFC).</p>	<p>Origine Tubérosité ischiatique</p>	<p>Origine Tubérosité ischiatique</p>
<p>Origine BFL : tendon s'insérant sur la face postérieure de la tubérosité ischiatique BFC : fibres musculaires s'insérant sur la moitié distale de la lèvre latérale de la ligne âpre.</p>	<p>Terminaison Face postérieure du condyle médial du tibia (tendon direct) Expansions médiales et latérales (tendons réfléchis) se terminant sur la face antérieure du condyle médial et la coque condylienne latérale.</p>	<p>Terminaison Partie supérieure de la face médiale du tibia</p>
<p>Terminaison Tête de la fibula, expansions sur le condyle latéral du tibia et le fascia profond de la jambe</p>	<p>Fonction Identique au semi-tendineux.</p>	<p>Fonction Fléchisseur de la jambe Jambe fléchie, il est rotateur médial de la jambe et extenseur de la cuisse</p>
<p>Fonction Fléchisseur de la jambe, Rotateur latéral de la jambe fléchie, Extenseur de la cuisse (BFL).</p>		

⁴ (engineering.cua.edu)

I.3 Anatomie fonctionnelle du genou

En position érigée, le genou subit des contraintes dans diverses directions. Plusieurs éléments, passifs ou actifs, permettent de maintenir la stabilité de l'articulation dans les divers plans :

- les ligaments croisés et le quadriceps fémoral assurent la stabilité sagittale,
- les ligaments collatéraux, le tractus ilio-tibial et les muscles de la patte d'oie garantissent la stabilité dans le plan frontal,
- un ensemble de muscles, ligaments et ménisques stabilise l'articulation dans le plan transverse.

Le mouvement du tibia par rapport au fémur se fait dans les trois plans, la flexion/extension ayant la plus grande amplitude. Nous présentons ici brièvement ces mouvements.

I.3.1 Flexion/extension

Chaque condyle fémoral présente un ensemble de centres instantanés de rotation, qui décrit une spirale. La surface de chaque condyle fémoral étant deux fois plus longue que celle du condyle tibial correspondant, le mouvement du tibia par rapport au fémur implique non seulement un roulement mais également un glissement. Ainsi, en début de flexion, les condyles fémoraux roulent sur les plateaux tibiaux. Plus l'angle de flexion augmente, plus le roulement est associé à un glissement (en fin de flexion, il s'agit d'un glissement pur). Au cours de la flexion, les ménisques se déplacent légèrement vers l'arrière.

La patella a tendance à se déplacer latéralement au cours de la flexion. Ceci s'explique par l'obliquité des axes du quadriceps (oblique en haut et latéralement) et du ligament patellaire (oblique en bas et latéralement). Trois éléments stabilisent la rotule :

- ✧ la proéminence de la facette latérale de la surface patellaire
- ✧ le rétinaculum patellaire médial
- ✧ la rotation interne automatique du tibia en début de flexion.

La patella recule au cours de la flexion, en gardant le contact avec le fémur. Elle se comporte comme une poulie, dont le quadriceps fournirait la puissance et le ligament patellaire représenterait la résistance. Plus la flexion est importante, plus la patella subit des contraintes importantes.

La flexion-extension active est de 140° si la hanche est fléchie et de 120° si la hanche est en extension (efficacité réduite des ischio-jambiers).

Les muscles fléchisseurs principaux sont le biceps fémoral, le semi-tendineux, le semi-membraneux et le gracile. Les muscles fléchisseurs accessoires sont le sartorius, le poplité, les gastrocnémiens et le plantaire.

Le muscle extenseur principal est le quadriceps fémoral. Le tenseur du fascia lata et le tractus ilio-tibial constituent les extenseurs accessoires.

I.3.2 Rotation interne/externe

La rotation interne/externe s'effectue autour de l'axe mécanique du membre inférieur, qui relie le centre de la tête fémorale au tubercule intercondyloire médial. Cet axe fait un angle de 3° avec l'axe du corps et un angle ouvert latéralement de 170-175° avec le fémur (genou valgum physiologique).

En raison de la courbure plus faible du condyle fémoral médial, le tibia tourne automatiquement en début de flexion (rotation médiale) et en fin d'extension (rotation latérale). Lorsque le genou est fléchi à 90°, la rotation latérale active atteint 40° alors que la médiale atteint 30°.

Les rotateurs médiaux sont le poplité et le semi-tendineux. Ils sont assistés par le sartorius et le gracile. Le biceps fémoral assure la rotation latérale.

I.3.3 Abduction/adduction et glissement antéropostérieur

Il s'agit d'un mouvement de faible amplitude, qui s'observe uniquement lorsque le genou est fléchi. Dans un genou sain on peut le négliger. Sa présence traduit la lésion des ligaments collatéraux (mouvement d'abduction/adduction) ou des ligaments croisés (glissement antéropostérieur, couramment nommé « mouvement de tiroir antérieur ou postérieur »).

Après avoir rappelé les bases anatomiques du système étudié, nous présentons ici le principe de l'analyse de la marche.

I.4 Analyse de la marche

I.4.1 Le cycle de marche

Le cycle de marche est l'activité d'un seul membre inférieur depuis le contact initial du talon au sol jusqu'au nouveau contact du pied au sol. Lors de la progression du corps, un pied est fixe en appui tandis que l'autre avance pour atteindre à son tour un état fixe. Puis les membres inférieurs inversent les rôles.

Les différents événements survenant au cours d'un cycle de marche sont séquentiels et le moment de leur survenue est défini en pourcentage du cycle de marche (Figure 13). Par définition, le contact initial survient à 0 et 100% du cycle. Le pied quitte le sol à environ 60% du cycle. La phase d'appui représente environ 60% du cycle et la phase oscillante 40%. Du côté opposé, le pied quitte le sol à 10% et reprend contact à 50%. Ainsi au cours de la marche, il y a deux périodes de double appui (les 2 pieds sont au sol en même temps) durant chacune 10% du cycle. La première survient juste au moment du contact initial et correspond à la mise en charge, c'est-à-dire au transfert du poids du corps sur le membre inférieur qui vient d'entrer en contact avec le sol. La deuxième intervient juste avant que le pied décolle. Pour plus de détails sur le cycle de marche, on se reportera à (Perry 1992).

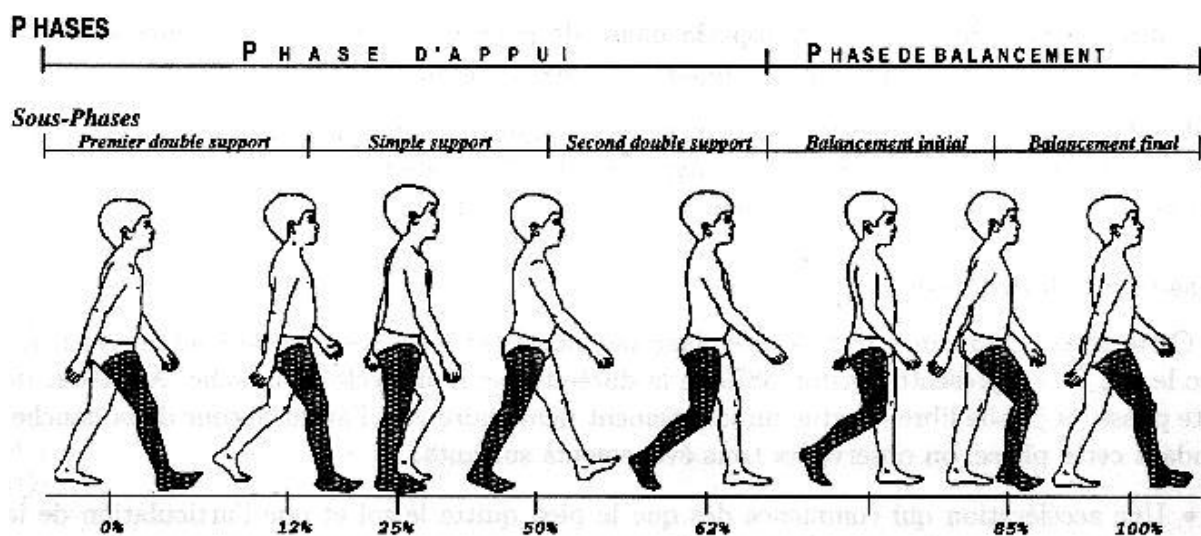


Figure 13 : Cycle de marche (issu de (inrialpes.fr))

I.4.2 Les systèmes d'analyse de mouvement

Différents systèmes sont utilisés pour capturer le mouvement des articulations.

Les **goniomètres**, potentiomètres électriques, mesurent l'angle des articulations. Les avantages de ces systèmes sont leur faible coût et l'obtention directe des angles articulaires. En revanche, ils ne fournissent que des angles relatifs, nécessitent une fixation précise, sont encombrants et sont difficilement utilisables pour des articulations non charnières (Winter 2005).

Les accéléromètres mesurent l'accélération des segments. Le principe consiste à mesurer la force appliquée à une petite masse suspendue à un ressort pour en déduire l'accélération ($F=ma$). Les types de capteurs diffèrent par la méthode de détermination de cette force (piézorésistifs, capacitifs...) (Zani 2002). Ces systèmes présentent l'avantage de fournir

directement l'accélération, sans avoir à la dériver de la position du segment. Leurs coût, encombrement, fragilité, et sensibilité aux mouvements de la peau en constituent les principaux inconvénients (Winter 2005).

Les systèmes utilisant de simples **caméras** pour enregistrer le mouvement du sujet présentent l'avantage de ne nécessiter la fixation d'aucun marqueur et peuvent ainsi être utilisés pour l'enregistrement le mouvement de sportifs. Le traitement des données est cependant très long et la précision des trajectoires relativement faible (Krosshaug et coll. 2006).

Les systèmes **électromagnétiques** (Flock of Birds (Koerhuis et coll. 2003), Fastrak-Polhemus) consistent en une source magnétique et en des récepteurs, qui sont positionnés sur le sujet. Chaque récepteur fournit la position et l'orientation du segment. Ces dispositifs sont sensibles au champ magnétique environnant.

Les systèmes **ultrasonores** (Zebris, (Kiss et coll. 2004), (Knoll et coll. 2004)) consistent en une tête comportant trois récepteurs et des marqueurs émettant des ultrasons. Le temps de transmission des ultrasons définit la distance parcourue, et donc la distance des marqueurs. Ces systèmes sont sensibles au bruit et ne peuvent être utilisés que dans un volume restreint.

Les systèmes **optoélectroniques** (Motion Analysis[®] (Doriot 2001), VICON[®] (Goujon 2006)) enregistrent le mouvement de marqueurs actifs (LED) ou passifs (sphères recouvertes d'une surface réfléchissante) positionnés sur la peau grâce aux rayons émis ou réfléchis par ces capteurs. Dans le cas de marqueurs passifs, les caméras émettent une lumière rouge ou infrarouge. Les caméras captent alors les rayons émis par les marqueurs actifs ou réfléchis par les marqueurs passifs. Une interface analogique-numérique transforme le signal lumineux en signal numérique utilisable par l'unité centrale. Le système est ainsi capable de « suivre » le déplacement des marqueurs, de calculer et de représenter leur trajectoire suivant les trois plans de l'espace. Pour éviter toute interférence, les essais doivent être conduits en absence de lumière naturelle.

Dans les dernières années, plusieurs études cinématiques utilisent la fluoroscopie pour calculer la position de l'os au cours du mouvement. Il s'agit toutefois d'une technique irradiante, qui n'est pas applicable à tout type de mouvement. Nous reviendrons sur cette technique lors de la présentation de l'apport de l'imagerie à l'analyse du mouvement au chapitre 2.

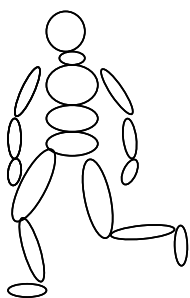
L'inconvénient des systèmes à marqueurs actifs (ultrasonores, électromagnétiques, diodes), est qu'ils doivent être branchés par un fil, ce qui peut limiter le sujet dans son mouvement. D'autres capteurs sans fil sont en développement (Jasiewicz et coll. 2006). Le choix du système utilisé dépend des contraintes du protocole en termes de précision, de liberté de mouvement (présence de fils acceptable ou non), de volume de mesure, et d'environnement (sonore, magnétique, lumineux). Par leur insensibilité à l'environnement magnétique et sonore, leur absence de fils, leur coût et leur précision, les systèmes optiques à marqueurs passifs sont les plus populaires dans le domaine de l'analyse du mouvement.

Grâce aux systèmes d'analyse du mouvement, la position de différents points externes est enregistrée au cours du mouvement. Pour pouvoir en déduire le mouvement des articulations, un modèle doit être mis en place. La section suivante présente les bases de la modélisation biomécanique du corps humain.

I.4.3 Quantification du mouvement : modélisation



La plus simple façon de modéliser le corps humain est de considérer une chaîne polyarticulée de segments rigides. En connaissant la position de chaque segment, le mouvement relatif de deux segments adjacents peut donc être calculé. On obtient ainsi la **cinématique** des articulations. Ces calculs nécessitent la mise en place de repères afin de non seulement caractériser la position de chaque segment mais également traduire le mouvement relatif de deux segments dans un repère approprié.



Connaissant le mouvement aux articulations et les efforts au sol tels que mesurés par des plateformes de force, le principe fondamental de la dynamique nous permet de calculer les efforts qui s'exercent aux articulations grâce à des modèles tenant compte des caractéristiques inertielles (masse, position du centre de masse, moments d'inertie) de chaque segment. On obtient ainsi la **cinétique** des articulations.



Enfin, connaissant les efforts articulaires (globaux aux articulations), la dernière étape consiste à les répartir en leur composantes musculaire, ligamentaire et de contact. Ceci nécessite la mise en place de modèles encore plus complexes, tenant compte de la géométrie et du comportement des différentes structures. La complexité du corps humain impose la mise en place d'hypothèses simplificatrices fortes pour permettre cette résolution mécanique.

La revue de bibliographie présentée ci-après vise à définir les principes de calculs utilisés pour obtenir la cinématique et la cinétique. Les hypothèses sous jacentes et les limites de ces calculs permettront alors de mieux cerner l'intérêt de la mise en place de modèles personnalisés pour estimer les efforts articulaires. Pour compléter cette revue de littérature, l'intérêt et les méthodes de modélisation personnalisée des muscles seront présentés, cette géométrie étant essentielle à une répartition précise des efforts en leurs différentes composantes.

II. Chapitre 2 : Revue de littérature : quantification du mouvement et des efforts

Ce chapitre présente une revue des méthodes de quantification du mouvement et des efforts : la quantification du mouvement aux articulations fait l'objet de la première section, tandis que celle des efforts articulaires est présentée en seconde partie. Le principe, les sources d'erreur et les résultats de ces quantifications sont présentés afin de faire ressortir l'intérêt mais aussi les limites des méthodes existantes. Enfin, la géométrie musculaire personnalisée, essentielle à une répartition précise de ces efforts en leurs différentes composantes musculaires, ligamentaires et de contact, est abordée en troisième partie.

II.1 Quantification du mouvement : cinématique

II.1.1 Principe

Le mouvement des segments osseux n'étant pas directement accessible, on le déduit de celui des marqueurs fixés sur les membres étudiés. Un minimum de 3 marqueurs est placé sur le segment pour suivre son mouvement. Ces marqueurs sont placés soit sur la peau soit sur des systèmes d'attache qui limitent leur mouvement par rapport aux os sous-jacents (cf.II.1.4.3). Au moment du calibrage, des marqueurs sont également placés sur des points anatomiques. Deux types de repères sont alors définis pour chaque segment :

- ✧ Un repère technique, associé à chaque ensemble de marqueurs suivi au cours du mouvement.
- ✧ Un repère anatomique, défini à partir des marqueurs situés sur les points anatomiques au cours du calibrage.

Pour obtenir, par exemple, la cinématique du genou, les étapes sont les suivantes :

- ✧ Une **phase de calibrage** permet de connaître la position relative du repère technique et du repère anatomique. On obtient la matrice de passage du repère anatomique au repère technique. Les marqueurs anatomiques peuvent alors être retirés.
- ✧ **Au cours de la marche**, les trajectoires des repères techniques sont enregistrées. Le mouvement relatif entre le repère technique fémoral et le repère technique tibial est calculé à l'instant t : on obtient la **matrice de passage du repère technique fémoral vers le repère technique tibial**.

- ✧ Connaissant d'une part la matrice de passage des repères anatomiques vers les repères techniques et d'autre part la matrice de passage du repère technique tibial au repère technique fémoral à l'instant t , on en déduit la **matrice de passage du repère anatomique tibial vers le repère anatomique fémoral à l'instant t** .
- ✧ **Le mouvement relatif** du tibia par rapport au fémur est quantifié à partir de la matrice de passage du repère tibial au repère fémoral. Différentes méthodes telles que l'axe hélicoïdal, ou la décomposition en translations et rotations suivant des axes mobiles ou fixes peuvent être utilisées pour décomposer le mouvement dans le repère d'interprétation choisi.

La figure ci-dessous résume les principales étapes.

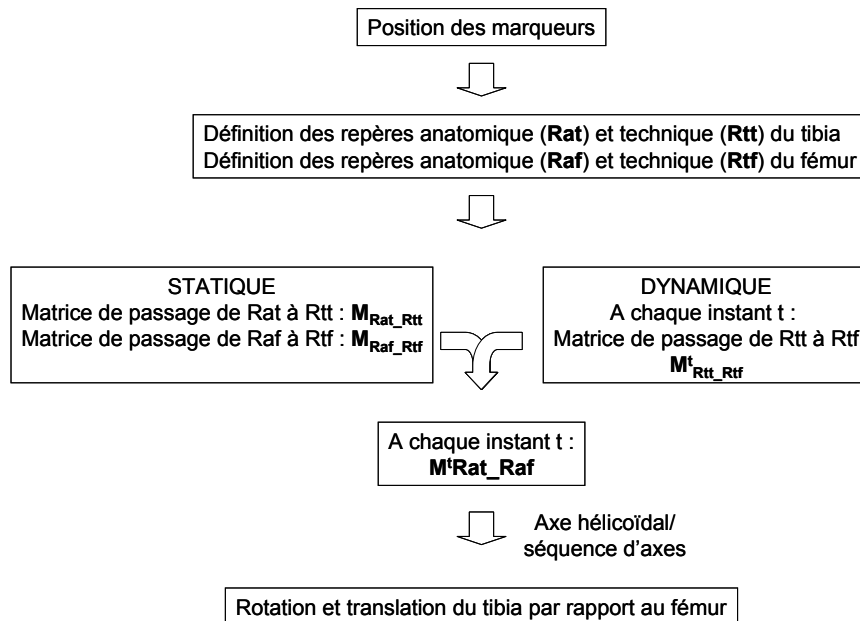


Figure 14 : Principe du calcul de cinématique

Les paragraphes suivants présentent comment définir les repères anatomiques et décomposer le mouvement dans un repère d'interprétation choisi.

II.1.2 Définition des repères anatomiques

Les repères anatomiques utilisés pour l'analyse du mouvement des articulations doivent :

- ✧ être définis à partir de points identifiables de façon reproductible d'un sujet à l'autre
- ✧ avoir des axes avec une signification anatomique.

Pour construire ces repères, la position de points anatomiques spécifiques doit être connue.

II.1.2.1 Localisation des points anatomiques

La majorité des points anatomiques est obtenue par palpation de saillies osseuses caractéristiques de l'os étudié. Les centres articulaires n'étant pas palpables et pourtant essentiels à la définition de repères, peuvent être localisés par deux approches :

- ✧ à partir de la position d'autres points osseux. Ainsi, le centre genou est souvent placé au milieu des marqueurs placés sur les épicondyles. Certains auteurs (Bell et coll. 1990; Davis et coll. 1991; Seidel et coll. 1995) ont défini des équations permettant d'obtenir la position du centre hanche en fonction de la position des épines iliaques et de la symphyse pubienne.

- ✧ à partir de mouvements caractéristiques de l'articulation. Cette méthode est très utilisée pour le centre hanche, dont on évalue la position à partir d'un mouvement de circumduction, d'abduction ou de flexion (Leardini et coll. 1999). Certains auteurs (Van de Putte 2002; Besier et coll. 2003; Hagemester et coll. 2005) proposent également d'utiliser un mouvement de flexion/extension du genou pour définir le centre du genou.

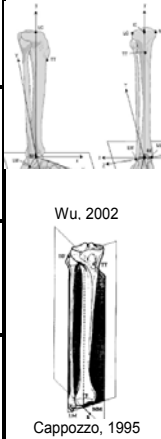
II.1.2.2 Définition des repères anatomiques

Il existe une multitude de systèmes d'axes utilisés pour localiser les segments du membre inférieur. Cette diversité rend la comparaison des résultats difficile. L'ISB a ainsi proposé un système d'axe pour normaliser la situation (Wu et coll. 2002). Cependant, chaque laboratoire ayant développé ses méthodes et acquis une base de données avec sa propre définition de repères, la transition vers un unique système de repérage des os est longue. Les tableaux ci-dessous résument quelques systèmes d'axes liés au fémur et au tibia. L'ensemble des repères tibiaux utilisent les malléoles pour caractériser le tibia distal. En proximal, les points utilisés diffèrent selon les auteurs : extrémités des bords des condyles, relativement semblables aux bords des plateaux tibiaux, tubérosité tibiale, centre genou, ou encore tête de la fibula. Pour le fémur, le centre de la tête fémorale et les épicondyles sont utilisés par la plupart des repères (le centre genou de Bésier (Besier et coll. 2003) est défini à partir d'un axe hélicoïdal de flexion et des épicondyles). Différents plans sont définis à partir de ces points pour en déduire ensuite des systèmes d'axes. Pour d'autres exemples, on se référera à (Marin 2000).

Tableau 1 : Repères liés au tibia

Auteur	Points anatomiques utilisés		Plans définis (normale p)	Repère tibial			
	distal	proximal		Origine	Axe X	Axe Y	Axe Z
Wu et coll., 2002 (ISB)	MM, ML*, Milieu des malléoles (MiM)	MiCond* tubérosité tibiale antérieure (TTA)	quasi-frontal QF1(qf1): MiCond, MM, ML	MiM	qf1	ZxX	relie MM à ML
Marin, 2000		pint, pext* milieu de pint et pext (Mip) MIF*	quasi-frontal QF2 (qf2) : MiM, ptin, ptext	MiF	qf2	relie MiM à Mip	X^Y
Cappozzo et coll., 1995		tête de la fibula (TF) tubérosité tibiale antérieure (TTA)	quasi-frontal QF3 (qf3) : MM, ML, TF quasi-sagittal QS : MiM, TTA, qf3	MiM	YxZ	intersection des plans QF3 et QS	dans le plan QF3.
Besier et coll., 2003		centre genou (CG)	QF4 : axe moyen de flexion du genou, MiM	MiM	YxZ	Relie MiM à CG	axe de QF4 orthogonal à Y

**MM/ML : Malléoles médiale/latérale ; MiCond : milieu des extrémités médiales et latérales des bords des condyles tibiaux ; pint/pext : bords médial/latéral du plateau tibial ; MIF : milieu des éminences du condyle fémoral interne et externe.*

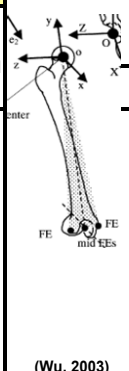


Les repères fonctionnels (basés sur la fonction de l'articulation), proposés par Hagemeister et coll. (Hagemeister et coll. 2005), et utilisés dans notre étude, sont présentés au chapitre 3.

Tableau 2 : Repères liés au fémur

Auteur	Points anatomiques		Points et plans définis	Repère			
	proximal	distal		Origine	Axe X	Axe Y	Axe Z
Wu et coll., 2002 (ISB)	CTF	EFM,EFL	plan QF1 : (CTF, EFM, EFL)	CTF	YxZ	MIEF à CTF	axe de QF1, orthogonal à Y
Cappozzo et coll., 1995			milieu MIEF de EFM et EFL				
Della Croce et coll., 2003	Repère 1 : CTF	EFM, EFL LP, MP	centroïde CL de (CLD, LP, EFL) centroïde CM de (CMD, MP, EFM)	Repère 1 : CTF	Repère 1 : p1	Repère 1 : relie CTF à MiC	X x Y
	Repère 2 : GT	CLD, CMD	milieu MiC de CL, CM plan P1 (normale p1) : (CL, CM, CTF) plan P2 (normale p2) : (CL, CM, GT)	Repère 2 : GT	Repère 2 : p2		
Besier et coll., 2003	CTF	CG	plan P3: contient l'axe de flexion moyen du genou, est orthogonal à Y	CG	Y x Z	relie CG à CTF	axe de P3
F. Marin, 2000	IDEM TIBIA						

CTF : centre de la tête fémorale ; EFM/EFL : épicondyles fémoraux médial/latéral ; GT : proéminence de la surface externe du grand trochanter ; LP/MP : crêtes antéro-latérale/médiale du sillon de la surface patellaire ; CLD/CMD : extrémités distales des condyles latéral/médial ; CG : centre genou



II.1.3 Décomposition du mouvement et choix du repère d'interprétation

A partir de la matrice de passage, le mouvement peut être décomposé en utilisant les axes hélicoïdaux ou par une translation et trois rotations successives (Véron 1995). Chacune de ces techniques présente ses avantages et inconvénients. La décomposition selon 3 axes facilite l'interprétation clinique mais, excepté pour les faibles angles, les résultats dépendent de la séquence choisie (Skalli et coll. 1995). Le repère d'interprétation le plus utilisé, et

recommandé par l'ISB (Wu et coll. 2002), est la décomposition selon les axes de Grood et Suntay (Grood et coll. 1983) : deux axes appartiennent au segment distal et proximal et le troisième axe, nommé axe flottant, est le produit vectoriel des deux axes liés aux segments. Deux des rotations peuvent être interprétées comme le mouvement d'un segment autour de son axe, l'autre segment étant fixe. La troisième rotation s'exprime autour de l'axe flottant. La translation est évaluée grâce à deux points de référence attachés à chaque segment. Le choix du repère d'interprétation influence les résultats (Cheze 2000). Pour plus de détails concernant l'impact de la séquence d'angles et le choix du repère d'interprétation on se reportera à (Cheze 2000; Marin 2000; Goujon 2006).

Après avoir vu les techniques utilisées pour calculer la cinématique, le paragraphe suivant présente les hypothèses sous-jacentes à ces calculs ainsi que les différentes sources d'erreur.

II.1.4 Hypothèses et sources d'erreurs

Pour l'étude cinématique, les hypothèses suivantes sont effectuées :

- ✧ Les segments constituant le squelette sont des solides indéformables articulés
- ✧ Le mouvement des marqueurs externes (placés sur la peau ou sur les ancillaires) reflète le mouvement des os sous-jacents.

Plusieurs sources d'erreur peuvent donc fausser les résultats :

- ✧ La déformabilité des segments par la présence d'articulations (par exemple le pied n'est pas un segment rigide mais une chaîne poly-articulée)
- ✧ le mouvement relatif des marqueurs externes par rapport aux os sous-jacents (artéfact des tissus mous).

A ces erreurs s'ajoutent :

- ✧ les imprécisions du système de mesure,
- ✧ la localisation de points anatomiques.

II.1.4.1 Imprécision des systèmes de mesure

Deux types d'erreurs peuvent fausser les coordonnées fournies par le système d'analyse du mouvement :

- ✧ les erreurs systématiques (justesse du système de mesure) : elles proviennent d'une erreur constante entre la valeur vraie et la valeur fournie par le système. Connaissant l'écart entre ces deux valeurs, l'erreur systématique peut être corrigée.

- ✧ les erreurs aléatoires (fidélité du système de mesure) : ces erreurs sont inconstantes et ne peuvent donc pas être compensées. L'écart type des erreurs obtenues pour différents mesurages fournit un intervalle de confiance des résultats.

Les systèmes d'analyse du mouvement tels que le système VICON annoncent une précision de 1mm. Il est toutefois important de quantifier l'erreur systématique et aléatoire de chaque système avec un environnement et une configuration de caméras donnés. Pour ce faire, on peut, par exemple, évaluer la précision avec laquelle le système fournit la distance entre deux marqueurs (cette distance étant connue). Pour des exemples d'études de précision du système VICON, on se référera à (Vieilledent 2002). Toutefois, d'après Stagni (Stagni et coll. 2006), avec un calibrage adéquat, les erreurs des systèmes de mesure sont négligeables par rapport aux deux autres sources d'erreur.

II.1.4.2 Localisation des points anatomiques

Della Croce (Della Croce et coll. 2005) propose une revue de littérature des erreurs de placement des points anatomiques et de leur impact sur la cinématique. L'erreur de localisation des points par palpation est de l'ordre de 10mm dans les différentes études sélectionnées. Cette erreur s'explique par le fait que les points correspondent parfois à des régions et non à des points anatomiques, que les observateurs ont chacun une technique de palpation propre, et enfin qu'une épaisseur plus ou moins importante de tissus mous recouvre ces points. L'erreur de localisation peut engendrer des variations de 10° sur l'estimation des angles articulaires.

Marin (Marin 2000) évalue numériquement l'impact de l'erreur de localisation des marqueurs anatomiques sur la cinématique du genou d'un sujet en faisant varier leur position de ± 5 mm. L'impact est évalué en calculant le maximum des écarts types obtenus pour les 200 courbes (chaque courbe correspond à une perturbation) à chaque instant du cycle de marche. Cet impact atteint 1.7° en varus/valgus, 1.4° en rotation, et reste inférieur à 0.2° en flexion. Les écarts en varus, en rotation et flexion atteignent respectivement 2.5°, 2° et 0.9° lorsque l'on cumule les erreurs des systèmes de mesure et les erreurs de placement des points anatomiques.

Les erreurs de localisation des centres articulaires ont surtout été évaluées au niveau de la hanche, le centre de la tête fémorale (CTF) étant délicat à définir.

Leardini (Leardini et coll. 1999) identifie le CTF de référence sur 2 radiographies face/profil de 11 sujets et en déduit ses coordonnées dans le repère bassin défini à partir des marqueurs placés sur les épines iliaques. Le CTF fonctionnel (CTFf) est déterminé dans le repère bassin en effectuant des mouvements de flexion/extension, abduction/adduction et de circumduction avec des ancillaires. Les CTF par régression (CTFr) sont déterminés par les équations de régression à partir de la position des marqueurs des épines. L'écart moyen entre le CTF de référence et le CTFf est de 11.8mm contre 23.3 et 29mm pour les CTFr. L'erreur RMS du CTFf atteint 12.5mm.

Kirkwood (Kirkwood et coll. 1999) compare le CTF obtenu par 4 équations de régression (à partir de marqueurs placés sur les épines iliaques, la symphyse pubienne et le grand trochanter) à celui identifié sur 2 radiographies sur 10 sujets. Il obtient des écarts moyens médio-latéral et proximo-distal de 2.6cm et 2cm pour 2 des équations, et inférieurs au cm pour deux autres équations.

Begon (Begon et coll. 2007) étudie l'impact du mouvement, de la vitesse et de l'amplitude sur la précision de la détermination fonctionnelle du CTF. Il bruite le CTF obtenu sur un sujet à partir de la cinématique enregistrée sur 7 sujets au cours de différents mouvements (flexion/extension, abduction/adduction, circumduction) de différentes amplitudes (58°, 86° et 101° en abduction et 74°, 99°, 117° en flexion.) L'erreur moyenne varie de 4 à 8mm, la meilleure précision étant obtenue pour les trois mouvements effectués successivement à faible amplitude.

L'impact du type et de l'amplitude du mouvement réalisé pour définir le CTF a également été évalué par Piazza et coll. (Piazza et coll. 2001). Il semble que l'amplitude joue un rôle important, la précision étant de 5mm avec une circumduction de 30° d'amplitude et de 10mm pour une circumduction de 15°. Cette étude a toutefois été menée sur une rotule mécanique et non in vivo. Même pour des individus à amplitude articulaire limitée, la méthode fonctionnelle reste utilisable (erreur maximale de 26mm) (Piazza et coll. 2004). En revanche, d'après les mêmes auteurs, l'évaluation du CTF avec différents mouvements de la vie quotidienne (marche, montée/descente d'escalier, assis/debout) ne semble pas concluant, les erreurs atteignant 70 mm.

Stagni (Stagni et coll. 2000) simule l'impact de la localisation du CTF sur la cinématique de 5 sujets. Pour un déplacement de 30mm du CTF selon chaque direction, il obtient un faible impact au genou et à la hanche, avec une erreur moyenne (moyenne des différences de

moyennes des courbes de chaque sujet) inférieure à 1.5° au genou, 1° en flexion et 0.5° en rotation à la hanche.

D'après Della Croce (Della Croce et coll. 2005), la minimisation des erreurs de localisation des points anatomiques et de leur impact sur la cinématique nécessite la mise en place de protocoles de palpation très précis, l'utilisation d'un plus grand nombre de marqueurs, la définition de repères moins sensibles à ces erreurs de localisation et enfin l'utilisation d'outils mathématiques. L'imagerie peut également être utilisée pour limiter les erreurs de localisation des centres articulaires (§II.1.5). Stagni (Stagni et coll. 2006) propose, quant à lui, d'effectuer une double calibration pour limiter l'impact des erreurs de localisation.

II.1.4.3 Artéfact des tissus mous

Le mouvement des marqueurs par rapport aux os sous-jacents a été évalué par plusieurs études. Cappozzo et coll. (Cappozzo et coll. 1996) notent que ce mouvement peut atteindre 4cm au niveau de la cuisse pour des activités volontaires (cyclisme et marche), tandis que Sangeux et coll. (Sangeux et coll. 2006) obtiennent un déplacement maximal de 22mm en translation et 15° en rotation pour différents angles au cours d'une extension active du genou. Benoît et coll. (Benoit et coll. 2006) obtiennent une erreur moyenne atteignant 4.4° en rotation et 13mm en translation entre la cinématique du genou de 8 sujets calculée à partir de marqueurs fixés soit sur la peau soit sur des broches intracorticales.

De nombreuses études ont été menées pour minimiser le mouvement des ancillaires par un système de fixation approprié (Sati et coll. 1996; Reinschmidt et coll. 1997; Manal et coll. 2000; Marin 2000; Goujon et coll. 2003; Houck et coll. 2003). Le mouvement de trois systèmes d'attache développés au LIO et au LBM a été quantifié pour différents angles de flexion du genou (Sudhoff et coll. 2007). Il en est ressorti que les systèmes sont relativement stables dans le plan sagittal et frontal (déplacement en rotation inférieur à 1.5° par rapport à l'os sous-jacent) mais instables dans le plan axial (rotation supérieure à 6° en moyenne). La translation reste inférieure à 3mm au tibia et 5mm au fémur.

Les deux principales sources d'erreurs, que sont les artéfacts de tissus mous et les erreurs de localisation des marqueurs, sont inhérentes à l'analyse du mouvement des os in vivo utilisant des marqueurs externes. L'accessibilité et la performance croissante des outils de l'imagerie médicale ont conduit plusieurs équipes de recherche à coupler les informations complémentaires issues des différentes modalités. La mise en correspondance de la géométrie osseuse et de l'analyse du mouvement suscite un intérêt croissant, cette

association permettant d'améliorer la compréhension des mouvements et constituant également un outil pédagogique médical important (Sholukha et coll. 2006). La section suivante présente les principaux travaux menés dans ce domaine, en se concentrant sur la manière dont les os sont intégrés à l'analyse du mouvement.

II.1.5 Apports de l'imagerie médicale : intégration de la géométrie osseuse à l'analyse du mouvement

Depuis quelques années, l'imagerie par résonance magnétique (IRM) offre un moyen non invasif pour étudier le mouvement des os *in vivo*. La nature des mouvements étudiés est cependant fortement limitée par le dispositif expérimental : le sujet est couché, l'espace est réduit (à l'exception de l'IRM ouverte), et la fréquence d'acquisition est réduite (You et coll. 2001; Freeman et coll. 2005)).

La fluoroscopie, la stéréophotogrammétrie et l'électrogoniométrie nous fournissent des informations sur le mouvement des structures, tandis que le CT-scan et la stéréoradiographie nous fournissent la géométrie osseuse. Dans la littérature, on retrouve différentes méthodes pour coupler ces informations complémentaires.

II.1.5.1 Couplage CT/stéréoradiographie

Asano (Asano et coll. 2001) utilise le CT-scan pour obtenir la géométrie osseuse de ses patients puis enregistre la position du genou pour différents angles de flexion à l'aide de la stéréoradiographie. Le modèle 3D est recalé de manière à obtenir la meilleure projection sur les deux radiographies. Mc Pherson (McPherson et coll. 2005) recalc également un modèle issu du CT sur des radiographies biplanes ; en revanche le recalage est effectué avec des marqueurs radio-opaques implantés sur l'os. Avec cet outil, seule une étude quasi-statique peut être menée.

II.1.5.2 Couplage fluoroscopie/CT ou stéréoradiographie

La méthode la plus utilisée pour visualiser les os en mouvement est la fluoroscopie, succession d'images radiographiques.



Figure 15: Examen de fluoroscopie en flexion (issu de Dennis, 2005)

Le modèle 3D de l'os est obtenu par tomodensitométrie (CT-scan) (Banks et coll. 1996; You et coll. 2001; Dennis et coll. 2003; Dennis et coll. 2005; Komistek et coll. 2005) ou à partir d'une stéréoradiographie (Kanisawa et coll. 2003). Le modèle 3D de l'os du sujet peut être recalé sur les images par différentes techniques :

- ✧ mesure de similarité de l'intensité (You et coll. 2001; Dennis et coll. 2005),
- ✧ mise en correspondance des contours (Kanisawa et coll. 2003),
- ✧ repérage de marqueurs radio-opaques implantés sur les os (Anderst et coll. 2003; Tashman et coll. 2003).



Figure 16 : Recalage par mise en correspondance des contours (a), issu de (Kanisawa et coll. 2003)) et par identification de marqueurs (b), issu de (Tashman et coll. 2003)).

La précision du recalage est excellente en utilisant des marqueurs (suivi des billes à 0.1mm près). Le couplage CT-fluoroscopie latérale fournit une bonne précision dans le plan sagittal (erreurs inférieures au mm et au degré (Banks et coll. 1996)) mais reste limitée dans la direction orthogonale à l'image. Ainsi, Kanisawa et coll. reportent une erreur de 4mm en translation médio-latérale sur un genou in vitro. Fregly et coll. (Fregly et coll. 2005) évaluent les erreurs de recalage du fémur et du tibia par mise en correspondance de contours à 2mm pour les translations dans le plan sagittal, 7mm en direction médio-latérale et 1.5° pour toutes les rotations.

II.1.5.3 Couplage CT/stéréophotogrammétrie

De récentes études couplent l'analyse du mouvement, enregistrée par des systèmes stéréophotogrammétriques tels que VICON, à une reconstruction 3D des os obtenue par CT. Des marqueurs externes sont utilisés pour effectuer le recalage. Ainsi, Otake (Otake et coll. 2005) place 15 marqueurs sur le membre inférieur de ses sujets. Le recalage est validé sur 5 sujets en couplant l'IRM et l'analyse VICON pour 9 positions du sujet. L'angle formé entre le bassin et le fémur est évalué en utilisant les marqueurs VICON puis en utilisant les os reconstruits sous IRM. L'écart entre les deux techniques reste inférieur à 5°.

Kawakami (Kawakami et coll. 2005) propose d'utiliser 6 marqueurs (3 sur le tibia et 3 sur le fémur) pour recalcr les acquisitions VICON et CT pour un genou. La validation est menée

sur 6 genoux en utilisant l'IRM : pour différents angles de flexion, la position de l'axe de chargement du genou est obtenue par recalage puis en utilisant directement les os reconstruits par IRM. La différence de la localisation de l'axe de chargement par ces deux méthodes reste inférieure à 6% de la largeur articulaire.

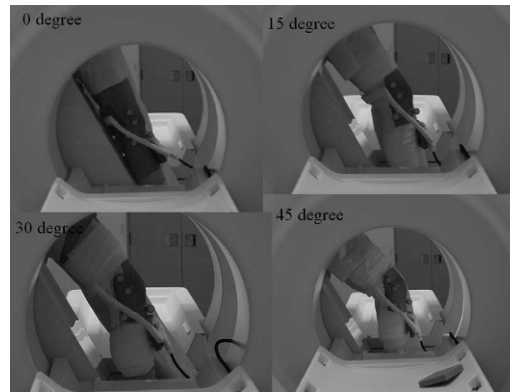


Figure 17: Validation du recalage: mesure de la flexion du genou en charge avec l'IRM ouverte. Issu de (Kawakami et coll. 2005)

La précision du couplage CT-VICON est évaluée uniquement en mesurant l'impact de cette imprécision sur le paramètre étudié par les auteurs. Ainsi, aucune de ces études ne fournit une erreur en translation et rotation sur la position des os recalés.

II.1.5.4 Couplage

électrogoniométrie/CT/stéréophotogrammétrie

L'équipe de Van Sint Jan (Van Sint Jan et coll. 2002; Sholukha et coll. 2006) a mis au point une technique de recalage entre l'acquisition stéréophotogrammétrique de la cinématique in vivo, des données cinématiques in vitro (collectées par électrogoniométrie), et des données CT. La géométrie osseuse d'un membre inférieur cadavérique est obtenue par CT-scan. La cinématique de ce membre inférieur est enregistrée avec un électrogoniomètre. Le recalage des os et des données cinématiques se fait grâce à 4 marqueurs solidaires de chaque os (Van Sint Jan et coll. 2002). La cinématique in vivo est collectée sur un sujet pour différentes activités par stéréophotogrammétrie. Différents points anatomiques sont palpés sur le sujet et sur l'os in vitro. Ces points permettent de définir des repères anatomiques, dans lesquels la cinématique est exprimée. Les os et les données cinématiques in vitro sont mis à l'échelle par identification du centre de la tête fémorale et le bord postérieur du calcaneum. Grâce aux données cinématiques in vitro, tous les mouvements sont paramétrés en fonction de l'angle de flexion du genou. Ainsi, à partir de l'enregistrement in vivo de l'angle de flexion, les autres degrés de liberté peuvent être déduits. L'ajout de contraintes supplémentaires, telles

que la position des pieds par rapport au sol ou le mouvement relatif des pieds et du bassin, permet d'optimiser le recalage et d'obtenir un mouvement réaliste des os.

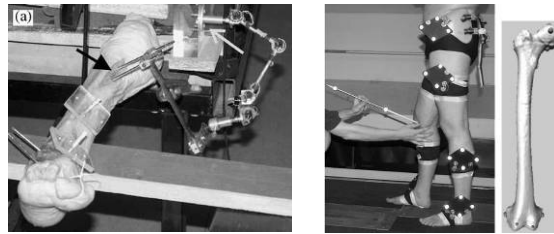


Figure 18: Acquisition de la cinématique in vitro et in vivo (extraits de (Van Sint Jan et coll. 2002; Sholukha et coll. 2006))

La précision du recalage cinématique in vitro – CT est excellente (erreur RMS de 1° en rotation et 1.2 mm en translation sur l'axe hélicoïdal du mouvement de pronosupination de l'articulation radio-ulnaire). Les techniques de recalage in vitro-in vivo (avec et sans optimisation) sont validées en comparant la cinématique in vitro recalée avec la cinématique in vivo enregistrée (calcul de la RMS entre les courbes). Le recalage optimisé fournit les meilleurs résultats, la RMS entre les deux techniques de recalage atteint 50.7mm en translation et 5° en rotation.

Cependant, l'étude de Van Sint Jan repose sur plusieurs hypothèses : le recalage entre la cinématique in vitro et in vivo se fait simplement en utilisant la distance séparant le CTF du calcaneum, et tous les déplacements du genou sont fonction de l'angle de flexion du genou. L'erreur RMS obtenue entre la cinématique recalée et la cinématique enregistrée peut à la fois être due au recalage, aux artefacts des tissus mous ou encore à la différence entre la cinématique in vitro et in vivo.

Le Tableau 3 résume les différentes études.

Tableau 3 : Techniques de recalage

Auteurs	Modalité utilisée pour		Sujets		Technique de recalage	Précision					Observations		
	géométrie 3D des os	cinématique	type	nb		Méthodes comparées	Entité mesurée	Quantification de l'erreur	Rot	Trans			
Sholukha et coll., 2006	CT	EG+SP	in vivo et in vitro	1 et 1	cf Van Sint Jan 2002 + recalage optimisé (cinématique paramétrée en fonction de AFG ; position pieds/bassin)	recalage optimisé/non optimisé	position pieds/bassin	RMS	5°	50.7mm	basé sur données in vitro, artefact tissus mous	irradiant (CT)	
Van Sint Jan et coll., 2002		EG	in vitro	1	4 marqueurs implantés sur chaque os	recalage/pointeur numérique	axe hélicoïdal	RMS	1°	1.2mm	invasif		
Otake et coll., 2005		SP	in vivo, prothésés	17	15 marqueurs placés sur la peau	recalage IRM/SP avec os puis avec marqueurs	angle fémur/bassin	Moyenne des erreurs absolues	<5°	non fournie	artéfacts tissus mous, validation par IRM uniquement sur paramètres étudiés		
Kawakami et coll., 2005		SP	in vivo	1	6 marqueurs placés sur la peau		position de l'axe de chargement	Erreur moyenne	< 6% de la largeur de l'articulation AFG < 30°.				
Kanisawa et coll., 2005	SP	fluoro 2D	in vivo	11	Association de contours.	(in vitro) bras mécanique/recalage	position os	Erreur moyenne	±0.8°	AP, DP: ±1.2mm, ML : ±4mm	validation in vitro	irradiant (CT)	
Banks et coll., 2005, 2006	CT		in vivo prothésés	8	Technique de reconnaissance d'objets	modélisation et tests mécaniques	position os	Erreur standard	<1°	< 1mm plan sagittal	précision limitée dans la direction perpendiculaire au plan sagittal		
Dennis et coll., 2005 ; Mahfouz et			in vivo	15	Mesure de similarité d'intensité	(in vitro) senseur optique/recalage	position os	Erreur moyenne (ecart type)	< 1° (<1°)	<1mm (<3mm)	validation in vitro		
Anderst, Tashman et coll., 2003	CT		SR	in vivo (humain + canin)	1	6 marqueurs implantés sur l'os	variation de distance entre marqueurs implantés		Ecart type	0.3°	0.06mm		invasif
You et coll., 2001				in vitro et in vivo (canin)	1	Mesure de similarité d'intensité.	marqueurs implantés/recalage	position tibia	RMS	1.2° in vitro, 2.6° in vivo.	0.2mm in vitro, 0.5mm in vivo.		validation invasive sur canin
Mc Pherson et coll., 2005				in vitro	2	marqueurs implantés dans l'os	IRM/marqueurs implantés	cinématique	Erreur moyenne (max)	2° (13°)	non fourni		méthode plus appropriée pour in vivo: IRM.
Asano et coll., 2001				in vivo	6	Projection du modèle sur les radios	Données manquantes dans l'abstract						
Légende : Rot : rotation ; Trans : translation ; SP : stéréophotogrammétrie ; SR : stéréoradiographie ; EG : électrogoniometrie ; AFG : angle de flexion du genou													

II.1.5.5 Limites

Les différentes méthodes de recalage présentées présentent divers inconvénients : la fluoroscopie fournit une information en 2D, le CT fournit une information 3D mais est fortement irradiant, l'IRM ne permet que des études quasi-statiques, et l'utilisation de marqueurs implantés dans les os est fortement invasive. Pour le couplage CT/stéréophotogrammétrie, une seule configuration de 3-4 marqueurs externes par segment est choisie arbitrairement, sans que l'impact de cette configuration ne soit évalué. De plus, la précision du recalage est évaluée en utilisant l'IRM et le non CTscan. Enfin, l'impact de la qualité du recalage sur les paramètres étudiés ne nous fournit qu'une information partielle sur la qualité du recalage et ne nous permet pas de connaître son impact sur d'autres paramètres d'intérêt.

Il en ressort qu'aucune étude ne propose un recalage utilisable en routine clinique, qui soit rapide, simple, et de précision connue. Le système basse-dose EOS nous permet d'obtenir la géométrie 3D avec une bonne précision. Nous proposons donc de coupler cette modalité avec l'analyse du mouvement en utilisant des marqueurs externes, dont la configuration sera optimisée.

Avant de conclure cette section, le paragraphe suivant permet d'illustrer brièvement les résultats que fournissent les études cinématiques, que nous avons analysées.

II.1.6 Résultats : corridors de cinématique

L'ensemble des erreurs de mesure ainsi que la variabilité naturelle de la marche d'un individu conduisent à une variabilité de la cinématique d'un même individu au cours des différents essais. Winter (Winter 1990) obtient une faible variabilité intra-sujet (coefficient de variation inférieur à 2°) de la cinématique mesurée à des jours différents sur 9 sujets.

Pour caractériser la marche d'un individu, il est important de disposer de courbes de références, auxquelles on pourra comparer celles de notre sujet. La variabilité de la marche inter-individuelle est le plus souvent représentée par un corridor autour de la valeur moyenne des courbes des différents sujets, la taille de ce corridor étant de un écart type de part et d'autre de la courbe moyenne. Dans le cas d'une distribution normale des valeurs, 66% des individus se trouvent à l'intérieur de ce corridor. Un exemple de corridor (obtenu sur 19 sujets) est fourni Figure 19.

A la cheville, on observe une flexion plantaire de 5° (le pied « tombe ») suivie d'une dorsiflexion de 10°, liée au fait que le tibia avance. Après le lever du talon, on observe une flexion plantaire rapide. Le décolllement des orteils intervient à environ 60% du cycle, lorsque la flexion plantaire atteint son maximum. La dorsiflexion permet à la fois d'éviter d'accrocher le sol et de préparer l'attaque par le talon.

Au genou, le premier pic de flexion marque la mise en charge : le genou absorbe une partie du choc résultant du transfert du poids sur un seul membre. L'extension du genou élève le centre de gravité et permet le passage de la jambe opposée. A partir de 40% du cycle, le genou fléchit. Cette flexion débute au cours de la phase de double appui et continue en phase oscillante, permettant de diminuer le rayon de giration et ainsi d'accélérer la rotation. Cette flexion atteint un maximum de 70°.

A la hanche, l'angle formé par la cuisse avec le tronc est de 20° au début du cycle de marche. A partir du contact au sol et pendant toute la phase de double appui, la hanche s'étend, puis fléchit en phase oscillante.

Winter (Winter 1990) obtient des coefficients de variation de 72% à la cheville, 23% au genou et 52% à la hanche : la cinématique à la cheville est la plus variable.

Pour une description complète de la cinématique au cours du cycle de marche, on se référera à Perry (Perry 1992). Pour plus de détails concernant la variabilité de la cinématique, on se référera à (Goujon 2006) et à (Kadaba et coll. 1990).

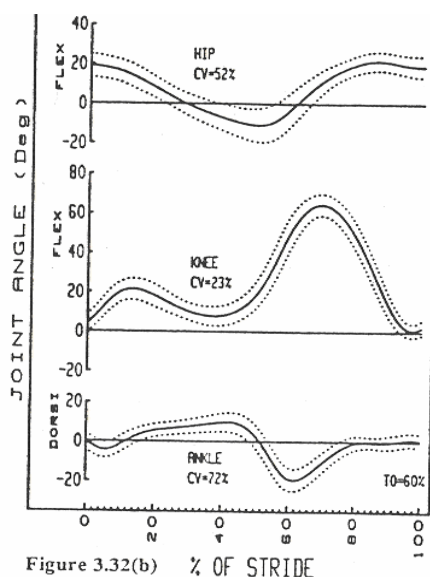


Figure 19 : Cinématique à la hanche, au genou et à la cheville, obtenue sur 19 sujets à vitesse confortable. Issu de (Winter 1990)

Connaissant le mouvement aux différentes articulations, le principe fondamental de la dynamique nous permet de calculer les efforts qui s'y exercent. Connaître les contraintes articulaires est essentiel pour l'évaluation de pathologies et de traitements du système ostéo-articulaire. La section suivante présente les méthodes proposées pour obtenir ces efforts.

II.2 Quantification des efforts : cinétique

Les efforts articulaires ne sont pas accessibles à la mesure et doivent donc être estimés par calcul. D'après le principe fondamental de la dynamique « le changement de mouvement est proportionnel à la force motrice imprimée, et s'effectue suivant la droite par laquelle cette force est imprimée. ». Ainsi, en appliquant « l'inverse » de ce principe, la dynamique inverse nous permet de connaître les efforts à partir des mouvements des segments et des efforts externes. Dans cette section, nous présentons le principe des calculs, avant de décrire la manière dont les données d'entrée sont obtenues. Les limites et sources d'erreur en dynamique inverse font l'objet du dernier paragraphe.

II.2.1 Principe

Le système étudié est un segment i . On définit le repère segmentaire R_s lié au segment et le référentiel de laboratoire R_g , supposé galiléen.

Le calcul des forces et moments articulaires se fait en deux étapes :

- ✧ Détermination de la force et du moment en un point d'un segment
- ✧ Passage du segment distal au segment proximal

II.2.1.1 Détermination des efforts en un point proximal d'un segment

La première étape consiste à effectuer le bilan des forces et moments qui s'exercent sur le système étudié. Le segment i est soumis aux efforts suivants :

- ✧ Segments adjacents (F_{ip} , F_{id} , M_{ip} , M_{id}), les efforts sont appliqués aux points de contact des segments, et leur résultante peut être exprimée en un point donné.
- ✧ Pesanteur ($m_i g$), appliquée au centre de masse du segment i
- ✧ Contact au sol (pour le segment pied), appliqué au point de contact du pied avec le sol. Ces efforts sont enregistrés par les plateformes de force (cf. II.2.3).

En appliquant la **loi des résultantes** $\sum F_{ext} = ma$ au segment i, F_{ext} étant les forces extérieures, m_i la masse et a_i l'accélération du segment étudié, on a : $\mathbf{F}_{ip} = m_i \mathbf{a}_i - m_i \mathbf{g} - \mathbf{F}_{id}$. Comme le poids intervient, cette équation est appliquée dans le référentiel galiléen Rg. L'accélération du centre de masse est obtenue par double dérivation de sa position, exprimée en pourcentage de la longueur du segment.

En appliquant la **loi des moments** $\sum M_{ext} = \dot{H}$ au point P du segment i, où \dot{H} représente la variation du moment angulaire⁵, on a : $\mathbf{M}_{ip}^s = \dot{\mathbf{H}}_i^s - \mathbf{M}_{id}^s - (\mathbf{k}_i^s \times \mathbf{F}_{ip}^s) - (\ell_i^s \times \mathbf{F}_{id}^s)$, où k_i et l_i sont les bras de levier des forces F_{ip} et F_{id} . Cette équation s'exprime dans le repère lié au segment (exposant s) de manière à pouvoir facilement exprimer la variation temporelle du moment angulaire en fonction du tenseur d'inertie (**I**) et des vitesses (ω) et accélérations (α) angulaires.

$$\text{On a alors : } \dot{\mathbf{H}}_i^s = \begin{bmatrix} \mathbf{I}_{i.xx}^s \alpha_{ix}^s - (\mathbf{I}_{i.yy}^s - \mathbf{I}_{i.zz}^s) \omega_{iy}^s \omega_{iz}^s \\ \mathbf{I}_{i.yy}^s \alpha_{iy}^s - (\mathbf{I}_{i.zz}^s - \mathbf{I}_{i.xx}^s) \omega_{iz}^s \omega_{ix}^s \\ \mathbf{I}_{i.zz}^s \alpha_{iz}^s - (\mathbf{I}_{i.xx}^s - \mathbf{I}_{i.yy}^s) \omega_{ix}^s \omega_{iy}^s \end{bmatrix}, \text{ qui n'est valable que si le}$$

tenseur d'inertie est principal.

Afin d'utiliser les forces déterminées par l'application de la loi des résultantes, il est nécessaire de les exprimer dans le repère lié au segment. Pour ce faire, on utilise la matrice de passage (\mathbf{R}_i) de Rs par rapport à Rg ($\mathbf{F}_{id}^s = \mathbf{R}_i^{-1} \mathbf{F}_{id}$).

II.2.1.2 Passage au segment proximal

Le principe d'action et de réaction est appliqué aux segments i et i+1, de manière à déterminer les forces et moments exercés à l'extrémité distale du segment i+1. Les forces sont exprimées dans Rg. En revanche, les moments étant calculés dans les repères liés aux segments, il est nécessaire d'effectuer un changement de repère

⁵ Le moment angulaire d'une masse m tournant autour d'un point correspond à l'aire balayée par cette masse.

pour exprimer le moment proximal du segment i dans le repère du segment $i+1$. Le principe d'action et de réaction s'écrit alors : $F_{i+1\ d} = -F_{ip}$ et $M_{i+1\ d}^s = -(\mathbf{R}_{i+1}^{-1} \mathbf{R}_i) M_{ip}^s$.

En résumant, la loi des résultantes est appliquée au segment i dans le référentiel galiléen R_g . Ceci permet d'en déduire la force proximale. La loi des moments, appliquée dans R_s à ce même segment, permet ensuite d'en déduire le moment proximal dans le référentiel lié au segment. Le principe de l'action et de la réaction appliqué aux deux segments adjacents permet de déduire les forces et moments distaux du segment proximal à partir des forces et moments proximaux du segment distal. La figure ci-dessous présente les différentes équations ainsi que les repères utilisés.

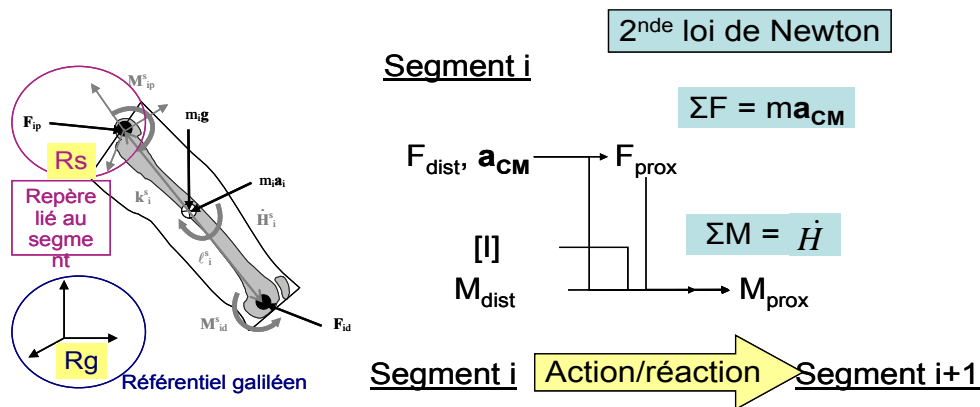


Figure 20 : Détermination des forces et moments proximaux

II.2.1.3 Limites de la méthode conventionnelle

La méthode présentée ci-dessus nécessite de nombreux changements de repères (entre repères segmentaires et le repère galiléen). De plus, l'accélération du centre de masse est calculée à partir de la dérivée seconde de sa position, exprimée en pourcentage de la longueur du segment. Par ailleurs, l'expression de la variation du moment angulaire (H) suppose que le tenseur d'inertie est principal. Comme pour le pied (segment 0) les forces et moments ne sont pas appliqués au point proximal mais au point de contact avec la plateforme de forces, ce segment doit être traité à part. Enfin, les angles d'Euler sont utilisés pour décomposer le mouvement. La figure ci-dessous résume les limites de la méthode conventionnelle.

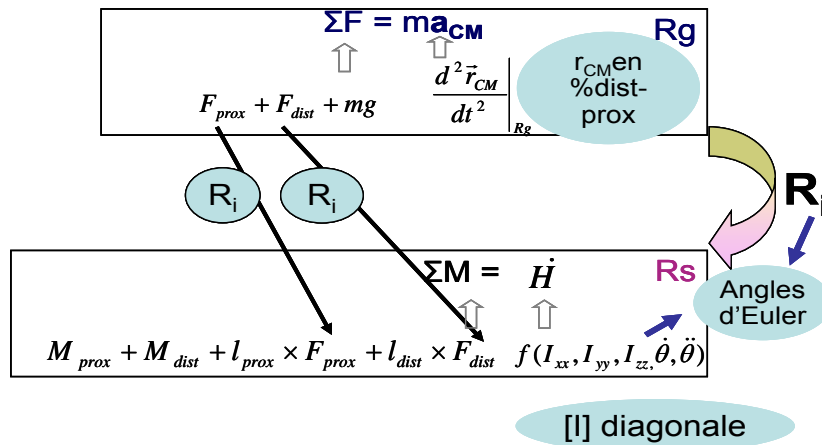


Figure 21 : Inconvénients de la méthode conventionnelle

II.2.2 Méthode proposée

Différents outils peuvent être utilisés pour alléger les calculs, tels que la notation torsorielle, la notation générique des segments et le formalisme des quaternions, présentés brièvement ci-dessous.

II.2.2.1 Notation torsorielle

Un torseur regroupe l'information relative aux forces et aux moments. Tous les torseurs appliqués au segment i sont exprimés dans le repère R_s mais à des points différents.

On note $W_i^{prox}(P_i) = \begin{Bmatrix} \mathbf{F}_i \\ \mathbf{M}_i \end{Bmatrix}$ le torseur du segment proximal, exprimé en P_i .

Le tableau suivant présente les différents torseurs à considérer.

Tableau 4 : Bilan des torseurs externes appliqués au segment i

Origine physique	Torseur associé
Gravité	$W_i^{poids}(CM_i) = \begin{Bmatrix} m_i \mathbf{g} \\ O \end{Bmatrix}$
Segment proximal	$W_i^{prox}(P_i) = \begin{Bmatrix} \mathbf{F}_i \\ \mathbf{M}_i \end{Bmatrix}$
Segment distal	$W_i^{dist}(D_i) = -W_{i-1}^{prox}(P_{i-1}) = \begin{Bmatrix} -\mathbf{F}_{i-1} \\ -\mathbf{M}_{i-1} \end{Bmatrix}$ (application de la loi de l'action et de la réaction)

✧ Théorème du moment dynamique

Pour tout ensemble matériel en mouvement par rapport au repère galiléen R_g , le moment dynamique W_{dyn} est égal au moment résultant du torseur associé aux actions extérieures à ce système. (Le principe fondamental de la dynamique se traduit par une égalité de torseur, c'est à dire par deux égalités vectorielles entre les efforts appliqués au système étudié et les quantités d'accélération de ce système par rapport à un repère galiléen).

En exprimant les torseurs au point P_i , on obtient : $\sum W_{ext}(P_i) = W_{dyn}(P_i)$.

Le **torseur dynamique** a les composantes suivantes : $W_i^{dyn}(CM_i) = \begin{Bmatrix} m_i \mathbf{a}_i \\ \dot{\mathbf{H}}_i \end{Bmatrix}$. La

dérivée du moment angulaire s'écrit : $\dot{\mathbf{H}}_i = \mathbf{I}_i \mathbf{a}_i + \boldsymbol{\omega}_i \times \mathbf{I}_i \boldsymbol{\omega}_i$.

✧ Expression des torseurs en P_i

Si on change le point d'expression d'un torseur, la force sera conservée tandis que le moment devra être modifié selon l'équation : $\mathbf{M}_p = \mathbf{M}_o + \mathbf{PO} \times \mathbf{F}$

On obtient ainsi les torseurs suivants :

$$W_i^{poids}(P_i) = \begin{Bmatrix} m_i \mathbf{g} \\ \mathbf{P}_i \mathbf{C} \mathbf{M}_i \times m_i \mathbf{g} \end{Bmatrix},$$

$$W_i^{dyn}(P_i) = \begin{Bmatrix} m_i \mathbf{a}_i \\ \mathbf{I}_i \mathbf{a}_i + \boldsymbol{\omega}_i \times \mathbf{I}_i \boldsymbol{\omega}_i + \mathbf{P}_i \mathbf{C} \mathbf{M}_i \times m_i \mathbf{a}_i \end{Bmatrix}, W_i^{dist}(P_i) = \begin{Bmatrix} -\mathbf{F}_{i-1} \\ -\mathbf{M}_{i-1} - \mathbf{P}_i \mathbf{D}_i \times \mathbf{F}_{i-1} \end{Bmatrix}.$$

✧ Application du théorème du moment dynamique en P_i

$\sum W_{ext}(P_i) = W_{dyn}(P_i)$ s'écrit :

$W_i^{poids}(P_i) + W_i^{dist}(P_i) + W_i^{prox}(P_i) = W_i^{dyn}(P_i)$ soit :

$$\begin{Bmatrix} m_i \mathbf{g} \\ \mathbf{P}_i \mathbf{C} \mathbf{M}_i \times m_i \mathbf{g} \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} -\mathbf{F}_{i-1} \\ -\mathbf{M}_{i-1} - \mathbf{P}_i \mathbf{D}_i \times \mathbf{F}_{i-1} \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} \mathbf{F}_i \\ \mathbf{M}_i \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} m_i \mathbf{a}_i \\ \mathbf{I}_i \mathbf{a}_i + \boldsymbol{\omega}_i \times \mathbf{I}_i \boldsymbol{\omega}_i + \mathbf{P}_i \mathbf{C} \mathbf{M}_i \times m_i \mathbf{a}_i \end{Bmatrix}.$$

En isolant le torseur proximal et en regroupant les autres torseurs de façon adéquate, cette expression peut s'écrire :

$$\begin{bmatrix} \mathbf{F}_i \\ \mathbf{M}_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_i \mathbf{Id}_{3 \times 3} & \mathbf{O}_{3 \times 3} \\ m_i \mathbf{P}_i \mathbf{C} \mathbf{M}_i' & \mathbf{I}_i \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{a}_i - \mathbf{g} \\ \boldsymbol{\alpha}_i \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{O}_{3 \times 1} \\ \boldsymbol{\omega}_i \times \mathbf{I}_i \boldsymbol{\omega}_i \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{Id}_{3 \times 3} & \mathbf{O}_{3 \times 3} \\ m_i \mathbf{P}_i \mathbf{D}_i' & \mathbf{I}_i \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{F}_{i-1} \\ \mathbf{M}_{i-1} \end{bmatrix}.$$

Cette équation regroupe les deux lois de Newton et le principe d'action et de réaction.

II.2.2.2 *Notation générique*

Dumas (Dumas et coll. 2004) propose d'exprimer tous les torseurs au point proximal des segments. En effet, le principe de l'action et de la réaction rend superflu de les exprimer en leur point distal. Ainsi, on obtient une seule équation, valable pour tous les segments, pour tous les tenseurs d'inertie (principaux ou non), et pour toutes les positions du centre de masse (qui n'est plus obligatoirement aligné le long de l'axe distal-proximal du segment).

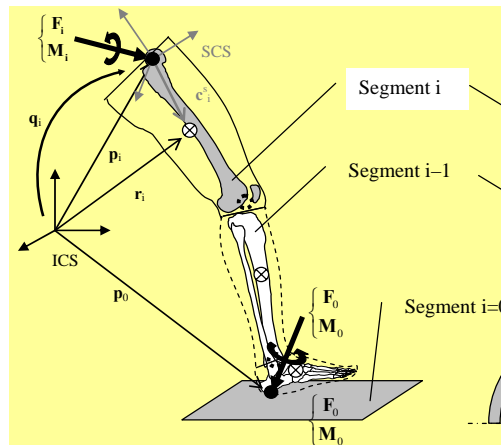


Figure 22 : Notation générique des segments. Issu de (Dumas et coll. 2004)

II.2.2.3 *Utilisation des quaternions*

Dumas utilise l'algèbre des quaternions pour les calculs cinématiques. La position

d'un segment est donnée par ses coordonnées généralisées $\begin{bmatrix} \mathbf{p}_i \\ q_i \end{bmatrix}$, où le vecteur \mathbf{p}_i

exprime la position du point proximal du segment dans le repère galiléen et le quaternion (4x1) décrit la position relative du repère segmentaire par rapport au référentiel galiléen. Les quaternions sont une extension des nombres complexes.

Dans un espace à 4 dimensions, un quaternion q s'écrit comme une combinaison

d'un scalaire q_s et d'un vecteur \mathbf{q}_v : $q = \begin{bmatrix} q_s \\ \mathbf{q}_v \end{bmatrix}$. Ainsi, un quaternion représente à la fois

la position d'un vecteur (avec $q_s = 0$) et une rotation autour d'un vecteur unitaire \mathbf{u}

d'un angle β défini par $q = \begin{bmatrix} \cos(\frac{\beta}{2}) \\ \mathbf{u} \sin(\frac{\beta}{2}) \end{bmatrix}$. Ainsi, tous les calculs cinématiques peuvent

être menés avec les quaternions. Pour plus de détails, on se référera à (Dumas et coll. 2004). L'utilisation des quaternions permet de s'affranchir des limites liées aux angles d'Euler, de faciliter les changements de repères et les dérivations.

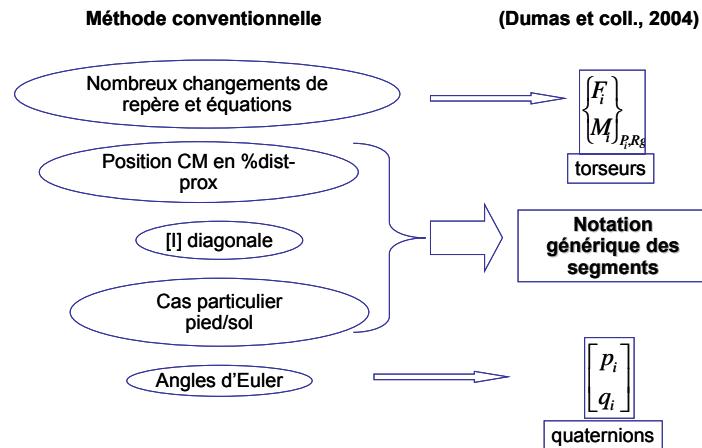


Figure 23 : Améliorations proposées par Dumas et coll.

Le principe du calcul ayant été présenté, les sections suivantes présentent la manière dont les données d'entrée sont obtenues.

II.2.3 Mesure des forces au sol

Les forces au sol sont enregistrées au cours du cycle de marche par des plateformes de force. Il existe plusieurs types de transducteurs (Winter 2005) : piézo-électriques (Kistler®), jauges de déformation (AMTI®), capacitifs etc. La force appliquée provoque la déformation du transducteur, qui délivre alors un signal électrique proportionnel à cette force. Ces plateformes sont soit installées au centre du corridor de marche (plateformes AMTI utilisées au LBM), soit intégrées directement dans le tapis roulant utilisé pour l'analyse de la marche (tapis ADAL utilisé au LIO).

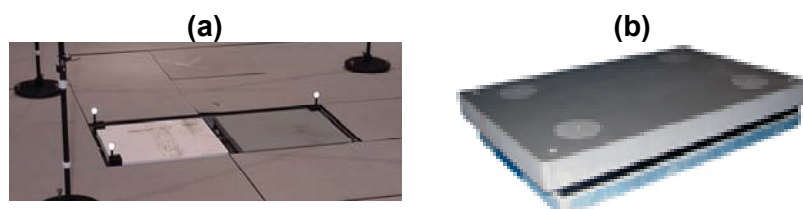


Figure 24 : Plateforme AMTI intégrée au corridor de marche (a) et plateforme Kistler (b).

Le tapis ADAL, est muni de 4 capteurs Kistler® aux coins de chacune des 2 plateformes de force (gauche et droite). Le moment au centre de la plateforme et la position du centre de pression sont estimés à partir des forces mesurées par ces capteurs (contrairement au système AMTI®, muni d'un capteur de forces et de moments au centre de la plateforme). Plusieurs études ont été menées pour quantifier la précision de ces systèmes de mesure et sont présentées par Goujon (Goujon 2006). Il en ressort que l'incertitude de mesure de la position du centre de pression est de 10-20mm, la précision étant meilleure au centre des plateaux.

II.2.4 Calcul des paramètres inertiels

Les différentes techniques mises au point au cours des deux derniers siècles pour déterminer les paramètres inertiels (masse, centre de masse, tenseur d'inertie) se distinguent par la théorie sous-jacente (mécanique vibratoire, imagerie, modélisation...), les sujets d'études (corps en son ensemble, segments corporels, vivants ou cadavériques) et par les variables qu'elles permettent de mesurer. Cette section vise à faire ressortir l'intérêt et les limites des méthodes disponibles pour mesurer les paramètres inertiels ou les estimer à partir de mesures anthropométriques. Ces limites permettront d'identifier l'intérêt potentiel d'utiliser le système de stéréoradiographie basse-dose EOS pour obtenir les paramètres inertiels en routine clinique. Cette méthode sera présentée au chapitre 5. De plus amples détails sur les différentes études sont disponibles dans le document interne (Südhoff et coll. 2007).

II.2.4.1 *Mesure directe et calcul*

Les mesures directes des paramètres inertiels se basent soit sur des principes mécaniques soit sur l'imagerie médicale. Bien qu'il s'agisse de méthodes anciennes, les mesures basées sur des principes mécaniques (balances, planche de réaction, déplacement d'eau pesée hydrostatique, pendule, quick release) sont parfois utilisées et toujours mentionnées dans les études contemporaines. L'une des tables les plus utilisées est issue des mesures mécaniques des paramètres inertiels de segments cadavériques effectuées par Dempster (Dempster 1955). Ces méthodes sont présentées dans le document (Südhoff et coll. 2007). Nous nous limitons ici à la description des méthodes utilisant l'imagerie médicale, mises en place dès la première moitié du XX^{ème} siècle. Si, à ses débuts, cette modalité permettait de

déterminer l'enveloppe externe des sujets, son développement fulgurant au cours du dernier siècle a ouvert la voie vers des études sur la composition interne du corps.

✧ Enveloppe externe

Les techniques d'imagerie présentées dans cette section permettent de déterminer le volume de l'enveloppe externe du sujet.

La **photogrammétrie** consiste à déterminer la forme et le volume de segments corporels à partir de 2 images d'un sujet, acquises simultanément sous deux angles de vues différents.

En 1938, Weinbach (Weinbach 1938) est le premier à calculer les moments d'inertie des différents segments corporels en construisant des courbes décrivant l'enveloppe externe des sujets. Cette technique permet d'améliorer la mesure du volume, jusqu'à basée sur des approches de déplacement d'eau. De nombreux chercheurs ont utilisé cette méthode pour recueillir un grand nombre de mesures sur sujets vivants de différentes populations (jeunes hommes et femmes, adolescents, enfants chinois, femmes enceintes etc. (Pearsall et coll. 1994)). Plusieurs techniques ont été développées pour améliorer le traitement des images acquises et l'extraction des contours des segments (Sarfati et coll. 1993; Baca 1996).

Norton (Norton et coll. 2002) détermine le volume de la jambe à partir d'un « **bodyscan** », appareil basé sur une technique utilisant un faisceau de rayons infrarouges. Le faisceau se déplace verticalement en hélice et permet d'acquérir un ensemble de points, correspondant à la réflexion du faisceau par l'enveloppe externe. L'acquisition dure 10 secondes. La jambe est segmentée et son volume est calculé par intégration numérique. Afin de tenir compte des différences de densité entre les os et les tissus mous, Norton modélise non seulement l'enveloppe externe mais aussi les structures osseuses. Pour ce faire, il utilise les os de deux cadavres (*visible human*) qu'il met à l'échelle de ses sujets grâce à 4 points anatomiques. Les densités des tissus mous et des os sont issues de la littérature et permettent de calculer la masse et le centre de masse de la jambe.

Le bodyscan est un appareil permettant de déterminer les BSP personnalisés par une méthode rapide, simple et non invasive. Cette méthode fournit une bonne estimation du volume (différence inférieure à 1% par rapport à l'immersion d'eau). Cependant, les erreurs dues à l'approximation des os par recalage élastique d'os de

cadavres ainsi que celles dues à l'utilisation de densités issues de la littérature ne sont pas quantifiées. De plus, pour l'instant le système est coûteux (de l'ordre de 50,000 € en 2007) et ne peut pas être utilisé pour des sujets dont les pathologies empêchent le maintien d'une position pendant 10 secondes.

✧ Composition interne

Les modalités d'imagerie décrites ci-dessous permettent de déterminer la composition interne du corps. On distingue l'imagerie par résonance magnétique des autres techniques irradiantes telles que le CT-scan, les rayons γ et la radiographie à double énergie (DXA).

L'imagerie par résonance magnétique permet de déterminer la concentration d'atomes d'hydrogène dans les tissus en plaçant ces tissus dans un champ magnétique et en étudiant leur retour à l'équilibre suite à une perturbation de ce champ. Les différents tissus peuvent être identifiés dans les coupes selon leur niveau de gris. Ainsi, les coupes peuvent être segmentées en zones de tissus homogènes (muscles, os cortical, os spongieux, tissus adipeux), dont le volume est calculé. Les segments sont ensuite définis en regroupant plusieurs coupes. Les densités sont obtenues expérimentalement sur des cadavres (Clauser et coll. 1969; Martin et coll. 1989; Erdmann et coll. 1990). Depuis 1989, plusieurs études (Martin et coll. 1989; Mungiole et coll. 1990; Cheng et coll. 2000; Pinti et coll. 2000) ont déterminé les BSP par cette technique.

La détermination des BSP par **IRM** a été validée en comparant les valeurs à celles obtenues avec CT-scan ou avec la planche de réaction (Cheng et coll. 2000; Pinti et coll. 2000). Cette technique présente l'avantage de ne pas irradier le sujet. Cependant, l'espacement des coupes limite la précision de la segmentation, les volumes peuvent être surestimés (pixellisation) et les densités utilisées doivent être choisies adéquatement dans la littérature. De plus, Cheng (Cheng et coll. 2000) note qu'au niveau du thorax, des artéfacts de mouvement entravent la précision des résultats. Enfin, la principale limite de cette technique provient du coût et du manque de disponibilité des appareils.

Les techniques irradiantes se basent toutes sur l'atténuation des rayons X et des rayons γ^6 à la traversée d'un corps. L'intensité du rayon avant et après traversée du corps suit la relation suivante : $I_{\text{sortie}} = I_{\text{entree}} \exp^{-\mu x}$, où μ est le coefficient d'atténuation et x l'épaisseur des tissus. L'atténuation des rayons par les tissus reflète leur composition, si bien que le niveau de gris des différents types de tissus permet de les distinguer les uns des autres dans les images.

Le CT-scan consiste à étudier l'absorption des rayons X par les tissus tranche par tranche. Plusieurs coupes, espacées de quelques millimètres sont acquises, permettant ainsi une reconstruction tridimensionnelle du membre scanné. Huang et coll. (cité dans (Martin et coll. 1989)) utilisent l'imagerie CT-scan pour déduire la densité puis les BSP de la tête et du tronc de sujets humains. En 1990, Zheng (Zheng et coll. 1990) détermine le profil de la densité à travers un segment à partir des coupes CT-scan de 50 jeunes chinoises. Pour calculer la densité moyenne de chaque coupe CT, il utilise les densités de différents tissus de 20 cadavres.

L'utilisation de **rayons γ** pour estimer les BSP a débuté dès 1971 avec les travaux de Casper et Brook&Jacobs (cité dans (Zatsiorsky et coll. 1983)). En 1983, **Zatsiorsky et Seluyanov** (Zatsiorsky et coll. 1983) utilisent les rayons γ pour estimer la densité des segments. Le sujet est couché sur le dos, ses segments étant délimités par des lignes sur la peau (Zatsiorsky 2002). Le faisceau balaie l'individu. La mesure de l'intensité du faisceau sortant permet d'en déduire la masse traversée. En considérant le nombre de sujets étudiés in vivo, ces travaux constituent l'une des meilleures sources d'information pour des jeunes hommes caucasiens (Pearsall et coll. 1994).

La DXA (Dual X-ray Absorptiometry) consiste à balayer le corps du sujet allongé avec 2 faisceaux de rayons X de différente énergie (140KeV et 70Kev) (Durkin et coll. 2002). **Ganley** (Ganley et coll. 2004) exploite le fait que la différence d'atténuation permet de différencier les os, les tissus adipeux et les tissus maigres. La masse correspondant à chaque pixel est déterminée en utilisant les densités de la littérature. Ainsi, une cartographie de la distribution de masse dans le plan frontal

⁶ Les rayons γ sont issus d'une transformation nucléaire alors que les rayons x sont d'origine extra-nucléaire. En dehors de leur origine, rien ne peut différencier un rayon x d'un rayon γ .(Barthez)).

peut être dressée. Les BSP des segments s'en déduisent par différentes hypothèses telles que des considérations de symétrie. Ganley détermine ainsi les BSP de 10 adultes (Ganley et coll. 2001) puis d'enfants (Ganley et coll. 2004; Ganley et coll. 2004). En 2003, Durkin (Durkin et coll. 2003) utilise également la DXA pour estimer les BSP de 100 sujets répartis en 4 populations différentes (19-30 ans/55ans et plus, femmes/hommes).

La mesure par CT-scan, DXA ou rayons γ permet une mesure précise des volumes tissulaires in situ. De plus, la DXA est une méthode économique et rapide. Ganley annonce une précision globale de 1.5% (Ganley et coll. 2004) et note que la dose d'irradiation est plus faible que celle des sources couramment utilisées (Kelly et coll. 1998). Cependant, la distribution massique n'est déterminée que dans le plan frontal, ce qui nécessite d'émettre plusieurs hypothèses simplificatrices pour pouvoir calculer les BSP. Quant au scanner, ce sont avant tout le coût et les dangers potentiels pour la santé des sujets étudiés qui limitent l'utilisation de cette technique irradiante.

Les mesures des BSP étant souvent laborieuses, plusieurs auteurs ont cherché à estimer les paramètres inertiels à partir de données recueillies sur des populations de référence. La section suivante présente ces approches théoriques.

II.2.4.2 Estimations

Les paramètres inertiels peuvent être estimés à partir de modèles géométriques ou d'équations de régression.

✧ Modélisation géométrique

De la fin du 19^{ème} siècle au milieu du 20^{ème} siècle, plusieurs auteurs proposent des modélisations géométriques simples à base de sphères et de cylindres (Harless, von Meyer, Skerlj). D'après Chandler (Chandler et coll. 1975), les travaux de **Simmons et Gardner** marquent la genèse de la modélisation géométrique des années 70. Ils représentent le corps par 1 sphère et 7 cylindres. Les équations de régression (cf. paragraphe suivant) de Barter (Barter 1957) permettent de déterminer la masse des différents segments et de calculer ainsi les paramètres inertiels des formes géométriques.

Whitsett (Whittsett 1962) complexifie le modèle de ses prédécesseurs en y ajoutant des ellipsoïdes, des troncs de cônes et des parallélépipèdes rectangulaires. Gray, Hanavan, Wooley (Gray 1963; Hanavan 1964; Wooley 1972) proposent différentes adaptations de ce modèle. **En 1990, Yeadon** (Yeadon 1990) modélise la jambe comme un ensemble de 5 cônes non-circulaires tronqués. Les plans de segmentation sont perpendiculaires à l'axe longitudinal de la jambe. La masse et le centre de masse s'obtiennent en supposant une densité constante. En 1978, **Jensen** (Jensen 1978) estime les BSP en modélisant le corps comme une **superposition de tranches elliptiques** de 2cm. Jensen définit 16 segments et suppose que les centres de masse se situent sur la ligne reliant deux articulations adjacentes, supposant ainsi que les axes des segments sont les axes principaux. Les axes principaux des ellipses sont obtenus à partir d'une paire d'images frontale et sagittale. **Ackland** (Ackland et coll. 1988) complète les travaux de Jensen concernant les BSP des enfants. En 1980, **Hatze** (Hatze 1980) décrit les nombreuses sources d'imprécision du modèle de Jensen et propose un **modèle mathématique se basant sur 242 mesures** anthropométriques. 17 segments, supposés rigides, sont définis et modélisés par éléments finis. Les paramètres inertiels sont calculés par intégration numérique. Par rapport aux autres modèles, celui-ci présente l'avantage de prendre en compte la forme des segments, les fluctuations en densité au sein d'un segment, de différencier selon le sexe et la morphologie du sujet et ne suppose pas la symétrie des segments. En 1996, **Baca** (Baca 1996) propose un algorithme permettant de détecter les contours sur 4 images d'un sujet et d'en déduire les BSP segmentaires par intégration numérique en utilisant le modèle de Hatze.

La modélisation géométrique présente l'avantage de se baser sur la géométrie de chaque individu et d'utiliser uniquement la densité des segments de la littérature. Cependant, modéliser les segments complexes comme des formes géométriques simples et homogènes (de densité issue de la littérature) constitue une approche très schématique et donc approximative de la réalité.

Hatze (Hatze 1980) relève que outre l'assimilation des segments à des formes géométriques simples, plusieurs hypothèses entraînent des erreurs sur les moments, difficiles à déceler. Ainsi, pour calculer les moments d'inertie des segments, Jensen suppose que les tranches elliptiques sont infiniment fines. De plus, Hatze remet en question l'utilisation d'une densité constante à travers le segment. Le modèle

proposé par Hatze s'affranchit de ces sources d'erreurs mais est plus long à mettre en œuvre, puisqu'il requiert 242 mesures anthropométriques.

La modélisation géométrique constitue une méthode pour obtenir directement des paramètres inertiels personnalisés en utilisant les densités moyennes de segments de la littérature. Une autre approche consiste à utiliser les relations entre BSP et mesures anthropométriques de populations de référence pour en déduire les BSP d'un sujet à partir de ses mesures anthropométriques. La section suivante présente cette approche.

✧ Équations de régression

Les équations de régression ne se basent pas sur une théorie mécanique mais estiment des données par corrélation à d'autres grandeurs mesurées. Les données d'entrées de ces modèles sont la taille, le poids mais aussi une multitude d'autres données anthropométriques. Ainsi, les équations sont souvent de la forme

$$\text{BSP} = \text{constante}_1 + \text{constante}_2 * \text{masse} + \text{constante}_3 * \text{taille}.$$

(La masse et la taille peuvent être remplacées ou complétées par d'autres mesures anthropométriques ou d'autres BSP). Zatsiorsky (Zatsiorsky 2002) fournit plusieurs exemples de ces équations. Dans cette section, nous résumons les principales études mentionnées dans la littérature.

En 1889, **Braune et Fischer** (Braune et coll. 1889) introduisent les équations de régression pour déterminer les BSP à partir de la longueur et de la masse des segments. En 1857, **Barter** (Barter 1957) utilise différentes données cadavériques (Braune et coll. 1889; Braune et coll. 1892; Dempster 1955) pour produire une série d'équations de régression du premier ordre pour estimer la masse des segments corporels à partir de la masse totale. En 1963, à l'issue de son étude menée sur 66 hommes dans 8 positions, **Santschi** (Santschi et coll. 1963) propose des équations de régression fournissant une approximation des moments d'inertie et de la position du centre de masse en fonction du poids et de la taille des sujets. Il obtient une bonne corrélation des moments d'inertie avec la masse et la taille. En 1969, **Clauser et coll.** (Clauser et coll. 1969) se basent sur des mesures empiriques de 13 cadavres masculins pour obtenir des équations de régression plus précises. Ils en

concluent que ces équations peuvent être utilisées pour estimer les BSP à condition que les populations étudiées aient des proportions segments/corps semblables.

Wooley (Wooley 1972) développe également des équations de régression se basant uniquement sur la masse corporelle pour en déduire les moments d'inertie. En 1970, la NASA effectue des tests sur un « Model of Man ». Ce modèle résulte de l'incorporation des équations de régression de Barter, Wooley et Kurzhals dans le modèle de Hanavan. Il permet de déduire toutes les caractéristiques inertielles à partir du seul poids corporel de l'individu. A l'issue de son étude sur 6 cadavres, **Chandler** (Chandler et coll. 1975) fournit un ensemble d'équations exprimant les moments d'inertie principaux de chaque segment en fonction de la masse corporelle et du volume des segments. **Hinrichs** (1985) complète les travaux de Chandler, en exprimant les moments d'inertie d'un segment en fonction des 3 à 6 données anthropométriques de ce segment.

En 1995, **Wei et Jensen** (Wei et coll. 1995) mettent en place des équations de régression permettant de calculer les BSP à partir des **profils de densités** déterminés sur 50 femmes chinoises par imagerie CT-scan (Zheng et coll. 1990). **Durkin** (Durkin et coll. 2003) propose également un ensemble d'équations de régression pour chacune des 4 populations qu'il étudie (jeunes/âgés, femmes/hommes).

Les équations non linéaires intègrent une mise à l'échelle géométrique à l'approche statistique des équations de régression. Cette méthode se base sur l'imagerie à rayons γ , qui permet de connaître la masse de chaque segment corporel. Pour plus de détails, on se réfèrera à (Zatsiorsky et coll. 1983; Zatsiorsky 2002). La figure ci-dessous résume les différentes approches permettant de déterminer les paramètres inertiels d'une personne.

La mise en place d'équations de régression précises nécessite l'utilisation d'une **base de données importante** de BSP de sujets, ce qui n'est pas respecté par tous les auteurs. Les données cadavériques sont couramment utilisées, alors que seule une quarantaine de cadavres d'une même population a été étudiée, ce qui constitue un échantillon trop faible pour refléter la diversité morphologique d'une population. De plus, comme le note Chandler (Chandler et coll. 1975), **plusieurs résultats sont incomplets** du fait qu'ils ne décrivent pas l'ellipsoïde d'inertie des segments. Ainsi, outre les plans de segmentation, les axes autour desquels les moments d'inertie sont

fournis doivent être précisés et permettre le calcul des principaux moments d'inertie avec leur orientation. Chandler (Chandler et coll. 1975) présente un récapitulatif des études ayant mesuré les moments d'inertie, en indiquant le nombre d'axes étudiés. Ainsi, les données de Dempster et de Santschi sont les données les plus utilisées alors qu'elles sont incomplètes : en effet, Dempster ne fournit que les moments d'inertie autour de deux axes parallèles. Santschi et Dubois fournissent quant à eux les moments d'inertie autour de 3 axes (intersection de 3 plans anatomiques). Cependant, ces axes ne sont pas définis par rapport aux segments et leur adéquation avec le repère principal n'est pas démontrée.

Par ailleurs, le lien entre **les BSP de cadavres et ceux de sujets vivants** est mal connu. La densité des tissus cadavériques diffère probablement de celle de tissus vivants (perte de fluide, congélation...). Ces différences sont difficiles à évaluer et ne sont pas négligeables (surtout pour les muscles et le tronc). Clauser (Clauser et coll. 1969) compare les **données anthropométriques** de cadavres avec celles d'une population vivante et conclut que les mesures cadavériques constituent une bonne approximation. Clauser émet l'hypothèse que les relations entre les différentes mesures **sont semblables pour les cadavres et les sujets vivants**. Ainsi, les proportions entre segments resteraient les mêmes, seules les valeurs absolues changeraient.

En outre, certaines tables reposent sur des hypothèses discutables. Barter (Barter 1957) se base sur différentes études cadavériques pour mettre en place ses équations, bien que les données aient été acquises avec des techniques différentes. Barter suppose néanmoins que cette différence est inférieure aux erreurs expérimentales. La simplicité et rapidité d'utilisation de ces équations en ont rendu l'usage courant malgré leur grande imprécision.

Enfin, l'une des principales limites des équations de régression provient du fait qu'elles ne peuvent être utilisées que pour un individu semblable à la population de référence. En effet, lorsque les BSP sont fournis en fonction de la masse totale et de la taille du sujet, les équations ne sont applicables que si le sujet a une morphologie proche de la population de référence.

Aux différentes limites mentionnées pour chaque technique, s'ajoutent les limites suivantes :

La plupart des auteurs assimilent le **centre volumique au centre de masse**, qui peuvent pourtant être éloigné de 2-3cm (Clauser et coll. 1969). Par ailleurs, **les**

repères anatomiques sont souvent supposés être confondus avec le **repère principal**, sans que cela soit démontré. Enfin, l'utilisation des **densités** de la littérature pour en déduire la masse, le centre de masse et les moments d'inertie constitue une autre source d'erreur. La majorité des études utilisent des densités segmentaires moyennes. Pourtant, en utilisant des profils de densités, Wei (Wei et coll. 1995) obtient une masse des segments en moyenne 2.6% plus élevée à celle calculée avec une densité constante.

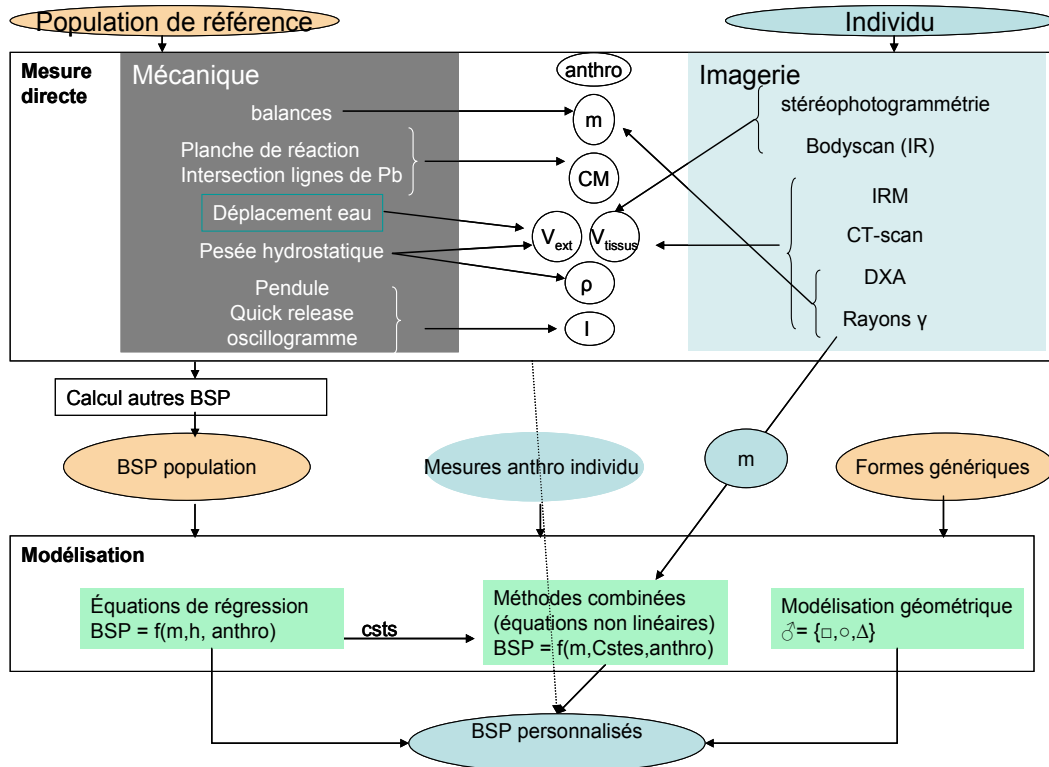


Figure 25 : Méthodes de détermination des paramètres inertiels d'une personne

II.2.4.3 Validation

Comment évaluer la précision des BSP obtenus par les différentes méthodes? La validation des BSP est délicate sur sujets vivants. Les BSP mesurés peuvent être validés

- ✧ par répétition des mesures, mais cela ne permet pas d'identifier les erreurs systématiques,
- ✧ par calculs mathématiques (calcul d'incertitude, calcul des paramètres inertiels d'objets génériques),
- ✧ par comparaison avec les BSP calculés sur la même population avec d'autres méthodes,

- ✧ par comparaison avec les BSP obtenus avec d'autres méthodes sur d'autres populations.

Les estimations par modèles ou équations de régression peuvent être validées par voie mathématique ou par comparaison avec d'autres études. Ces méthodes sont présentées dans le document (Südhoff et coll. 2007).

La comparaison entre études est limitée par la **différence des populations étudiées ainsi que des définitions des segments** et des repères utilisés. Certains auteurs proposent des méthodes pour changer les repères et exploiter ainsi les résultats d'études utilisant d'autres définitions et repères anatomiques ((de Leva 1996), (de Leva 1996), (Dumas et coll. 2006)).

De par les difficultés soulevées précédemment, il n'est pas étonnant d'obtenir des **résultats relativement dispersés**, comme le mentionnent plusieurs auteurs (Dumas et coll. 2005; Rao et coll. 2006); (Clauser et coll. 1969). Les différences en masse et localisation du centre de masse peuvent dépasser 10% (Norton et coll. 2002; Ganley et coll. 2004).

Les données d'entrée décrites ci-dessus sont bruitées et sources d'erreur. Quel est l'impact de l'imprécision des données sur les efforts calculés ? Le paragraphe suivant propose quelques éléments de réponse.

II.2.5 Hypothèses et sources d'erreur en dynamique inverse

L'estimation des efforts articulaires par dynamique inverse repose sur plusieurs **hypothèses** simplificatrices: Tout d'abord, le corps humain est réduit à une chaîne multi-segmentaire de corps rigides indéformables articulés par des charnières ou des rotules. En considérant l'impact de la géométrie de l'articulation sur son mouvement, cette approximation paraît réductrice. L'étude de Glitsch (Glitsch et coll. 1997) démontre qu'il serait plus judicieux de modéliser les articulations comme des articulations « hybrides » (entre rotule et charnière). Par ailleurs, la masse des segments est supposée concentrée en leur centre de masse. Les caractéristiques inertielles des segments sont estimées à partir de tables de la littérature. La friction aux articulations et la déformation des segments au cours de la marche sont négligées.

Outre les approximations inhérentes à cette méthode de calcul, d'autres sources d'imprécision sont à considérer dans :

- ✧ la localisation des centres articulaires
- ✧ l'estimation des paramètres inertiels des segments
- ✧ l'artéfacts de tissus mous engendrant des données cinématiques bruitées
- ✧ l'amplitude et la localisation des efforts au sol.

Nous présentons ici l'impact des principales sources d'erreur sur la cinétique, en détaillant particulièrement l'impact de la localisation des centres articulaires et des paramètres inertiels.

II.2.5.1 Impact de la localisation des centres articulaires sur les efforts

Plusieurs auteurs ont estimé l'impact de l'erreur de localisation des centres du genou et de la hanche sur les efforts articulaires.

- ✧ Impact de la variation du centre genou

Nissan, Holden, Marin et Doriot (Nissan 1980; Holden et coll. 1998; Marin 2000; Doriot 2001) se sont intéressés aux erreurs engendrées par une variation de position du centre genou. Ces auteurs simulent le déplacement du centre genou dans toutes les directions et évaluent l'impact de cette perturbation sur la cinétique. Leurs études sont résumées dans le Tableau 5. Globalement, Doriot observe un impact plus important que Marin, avec un déplacement comparable du centre genou.

On retient que les variations AP et ML du centre genou ont un impact important sur le moment abducteur au genou, l'erreur pouvant atteindre 50% de la plage de variation du moment. Le moment fléchisseur au genou est affecté par un déplacement AP et, dans une moindre mesure, ML du centre genou, l'écart maximal entre courbes atteignant 20 à 40% selon les auteurs. L'impact est plus faible sur le moment de rotation.

Tableau 5 : Impact de la localisation du centre genou (CG) sur les moments articulaires

Auteur	nb sujets	Δ CG			Quantification de l'impact	Impact sur les moments au genou			
		AP	ML	DP		Mabd	Mflex	Mrot	allure de courbes
Nissan et coll., 1980	1	±10mm			écart max lu sur courbes	10 Nm (55%)	10 Nm(21%)	-	conservée
			±10mm		observations de l'auteur	faible	faible	-	-
				±10mm		négligeable	négligeable	-	-
Holden et coll., 1998	18	≈ ± 10mm *	-	-	max des moyennes des écarts types ** ; impact relatif au premier pic de flexion	-	0.7%Bw*Ht (vrapide) ; 35% à v naturelle	-	conservée à v naturelle
Marin, 2000	1			0-25 mm (pas=5mm)	écart max lu sur courbes	5Nm (5%)	8Nm (16%)	aucun	conservée
			±10 mm (pas=5mm)			8Nm (8%)	aucun	3Nm (8%)	
		±10 mm (pas=5mm)				aucun	8Nm (16%)	2Nm (5%)	
Doriot, 2001	1	±10mm				15Nm (30%)	30Nm (37%)	5Nm (17%)	
			±10mm		18Nm (36%)	<1Nm (<1%)	2Nm (7%)		
				±10mm	< 2m (4%)	7Nm (9%)	<1Nm (3%)		

Δ : variation de position ; M : moments ; Mrot : moment de rotation interne/externe ; Mflex : moment de flexion/extension ; Mabd : moment d'abduction/adduction. AP : antéroposterieur ; ML : médiolatéral ; DP : disto-proximal, v : vitesse

*CG = épicondyle latéral (EL) ±0.5 IG. Variation de la position AP de EL de ± 10mm

** valeur maximale des moyennes (sur 18 sujets) des écarts types des courbes de chaque sujet obtenues pour les 3 localisations du CG à la courbe moyenne

✧ Impact de la variation du centre hanche

Plusieurs auteurs ont évalué l'impact de l'erreur de localisation du centre hanche sur les moments au genou et à la hanche. Une étude ancienne (Andriacchi et coll. 1983) évalue l'impact de l'erreur de la localisation du centre hanche sur les moments au genou. Le Tableau 6 présente trois études plus récentes (Kirkwood et coll. 1999; Stagni et coll. 2000; Doriot 2001) évaluant l'impact de la localisation du CTF sur les moments.

Kirkwood obtient une variation faible du moment fléchisseur, ce qui s'explique par le fait qu'il ne déplace pas le centre hanche en direction antéro-postérieure. Kirkwood conclut que la méthode de détermination du centre hanche à partir des épines iliaques et de la symphyse pubienne de Andriacchi est suffisamment précise et fournit des résultats comparables à la méthode utilisant la DXA, le « gold standard ». Cependant, ces 2 méthodes ne corrigent pas la position AP du centre hanche par rapport à celle du marqueur du grand trochanter. Or Stagni conclut justement quant à l'importance de la localisation AP du centre hanche.

Il en ressort que :

- ✧ le moment fléchisseur de la hanche est sensible à la variation AP du centre hanche, l'impact d'un déplacement de ± 1 cm se répercutant par un écart d'environ 20% entre les courbes.
- ✧ le moment abducteur de la hanche est affecté par le déplacement ML du centre hanche, l'écart entre les courbes étant d'environ 15% pour un déplacement de ± 1 cm.
- ✧ le moment de rotation interne est sensible à la localisation AP du centre hanche, l'ampleur de l'impact variant selon les auteurs. Ainsi, les localisations ML et AP du centre hanche ont un impact important sur les moments.

Tableau 6 : Impact de la localisation du CTF sur la cinétique

Auteur	nb sujets	Δ CTF			Quantification de l'impact	Impact sur les moments à la hanche		
		AP	ML	DP		Mabd	Mflex	Mrot
Kirkwood, 1999	10	-	max* 26mm	max *20mm	max (%plage)	0.26Nm/kg (34%)	0.08Nm/kg	
					IC95% (max(Mx-Mref))*	[-0.15, 0.04Nm/kg]	[-0.03, 0.07Nm/kg]	[-0.05, -0.03Nm/kg]
Stagni, 2000	5	30mm (pas 6mm)	-	-	PEP° (en % plage)	<0.2%Bw*Ht	1.8%Bw*Ht (27%)	0.25%Bw*Ht
		-	30mm (pas 6mm)	-		2%Bw*Ht (21%)	<0.2%Bw*Ht	0,6%Bw*Ht (31% plage)
		-	-	30mm (pas 6mm)		<0.2%Bw*Ht	<0.2%Bw*Ht	0.3%Bw*Ht
Doriot, 2001	1	±10 mm			Ecart max entre courbes (%plage)	15Nm (15%)	20Nm (17%)	1Nm (5%)

Δ : variation de position ; M : moments ; Mrot : moment de rotation interne/externe ; Mflex : moment de flexion/extension ; Mabd : moment d'abduction/adduction. AP : antéroposterieur ; ML : médiolatéral ; DP : disto-proximal

***max : difference maximale entre les CTF estimées par 4 methodes. **Estimation du CTF par 4 méthodes (M1-M4). Mref : méthode de référence. Calcul des écarts entre les courbes obtenues pour chaque méthode et la référence. Intervalle de confiance à 95% (IC95%) du max**

° Ecart de l'amplitude (PEP) des courbes obtenues avec le CTF de référence et bruité en phase d'appui

II.2.5.2 Impact des paramètres inertiels sur l'estimation des efforts

Plusieurs études ont été publiées au sujet de l'impact des BSP sur les efforts articulaires calculés (Bothner et coll.; Vaughan 1996; Krabbe et coll. 1997; Pearsall et coll. 1999; Lanovaz et coll. 2001; Metzler et coll. 2002; Dellanini et coll. 2003; Gregersen et coll. 2003; Ganley et coll. 2004; Ganley et coll. 2004; Silva et coll. 2004; Rao et coll. 2006). Les principaux travaux sont récapitulés dans le document (Südhoff et coll. 2007).

Parmi toutes ces études, 4 ont particulièrement retenu notre attention : **Pearsall, Ganley et Rao** (Pearsall et coll. 1999; Ganley et coll. 2004; Rao et coll. 2006) évaluent l'impact de la modification des paramètres inertiels sur les moments articulaires au cours de la marche de sujets jeunes. **Marin** (Marin 2000) étudie l'importance des termes inertiels dans l'action mécanique de la cuisse sur la jambe au cours de la marche de 6 sujets. Le Tableau 7 résume ces études.

Tableau 7 : Impact des BSP sur la cinétique

Article	Sujets	ΔBSP	Quantification de l'impact	Impact		Conclusion
				F	M	
Pearsall et coll., 1999	15♂ (25.6 ans)	Dempster ± 40%	≠ des valeurs min, max, amplitude, moyenne de F et M hanche	ML, AP <0.1N/Kg DP : 1N/Kg (62% phase oscillante)	<0.05Nm/kg	impact faible.
			Calcul pente F/M = f(BSP). Nb pentes statistiquement ≠ 0.	81/144	62/144	
Marin, 2000	6 (3♀,3♂)		% du terme inertiel/efforts au genou	phase appui : action I <5%. Phase balancement : contribution moyenne I = 14% (mais faible amplitude)		contribution faible
Ganley et coll., 2004	10 (5♀,5♂)	BSP Dempster, DXA	RMSE*	-	phase oscillante hanche : (0.1Nm/kgBW) > genou (0.06Nm/kgBW)>cheville (0.01Nm/kgBW). Phase appui < 0.03Nm/kgBW	impact : phase oscillante>appui. Hanche >genou>cheville.
Rao et coll, 2006	7 adultes (27± 4.5 ans, 4♀,3♂)	Hanavan, Dempster, Chandler, Zatsiosrky 83 et 90, de Leva	différence max lue sur courbes de Mflex	-	0.8Nm/kg hanche ; 0.5Nm/kg genou	impact non négligeable. Combinaison des effets de m, CM, I.
			ANOVA sur NRMS*	-	≠ significative à la cheville et hanche	
<p>abréviations : BSP : Body segment parameters, m : masse, CM : position du centre de masse, I : tenseur d'inertie ; M : Moment, F : Force, ω: vitesse angulaire, v : vitesse linéaire, Δ : variation.</p>						
<p>*RMSE : erreur quadratique moyenne ; NRMS : racine de l'écart quadratique des moments à l'axe des abscisses, normalisé par la plage de variation</p>						

L'impact des paramètres inertiels sur les moments articulaires est plus marqué à la hanche, puis au genou et enfin à la cheville. Ganley avance deux hypothèses pour expliquer ceci : d'une part, la différence des BSP est plus marquée à la cuisse. D'autre part, Ganley rappelle que, les calculs de dynamique inverse débutant au pied et remontant à la hanche, les erreurs s'accumulent.

L'impact des BSP sur la cinétique est faible et plus marqué en phase oscillante. Marin explique la faible contribution des termes inertiels en phase d'appui par le fait que durant cette phase, la force de réaction constitue 80% de l'action mécanique, laissant ainsi seulement 20% pour les termes représentant l'inertie et la pesanteur. En phase de balancement, en revanche, la force de réaction est nulle, si bien que la contribution de l'inertie augmente. Cependant, Marin note que cette force globale (action de la cuisse sur la jambe) est 4 à 14 fois moindre en phase oscillante qu'en phase d'appui. Ainsi, malgré une contribution importante, l'action inertielle reste faible en amplitude. Marin en conclut que la part de l'action inertielle est négligeable pendant la marche.

Pearsall note que bien que près de la moitié des variables cinétiques soit statistiquement affectée par la modification des BSP, cette variation reste généralement inférieure à 1% du poids de l'individu. Ces différences pourraient être inférieures à celles dues à d'autres erreurs, telles que la localisation des marqueurs, le mouvement des tissus mous et la précision des systèmes de mesure. De plus, Pearsall remet en question le fait d'utiliser des BSP issus de différentes tables, puisqu'ils ne sont pas indépendants les uns des autres.

Ganley et Pearsall suggèrent que l'influence des BSP sur les moments articulaires sera plus marquée pour des activités impliquant une forte accélération et une faible réaction au sol.

Rao observe que l'impact des BSP sur la cinétique résulte d'une combinaison de variation des différents BSP et n'est pas négligeable. Rao applique toutefois des tables très différentes à sa population jeune, y compris des tables obtenues à partir de mesures cadavériques effectuées sur des hommes âgés. Ceci explique les grandes différences entre BSP obtenus et par conséquent l'impact relativement important sur la cinétique. Par ailleurs, seuls les moments dans le plan sagittal sont étudiés.

Enfin, Marin nous renseigne sur l'ordre de grandeur des forces inertielles par rapport aux autres forces intervenant dans le modèle de dynamique inverse. Cependant, il ne nous renseigne pas sur l'impact de la variation de ces paramètres pour un individu.

Les résultats entre les différentes études sont difficiles à comparer. D'une part, les paramètres inertiels ne sont pas modifiés de la même manière. Dans l'étude de Ganley et de Rao, tous les paramètres sont modifiés en même temps, tandis que Pearsall les fait évoluer les uns indépendamment des autres dans une plage plus importante. D'autre part, les auteurs n'emploient pas les mêmes paramètres pour quantifier l'impact.

En somme, il ressort de ces études que :

- ✧ les BSP varient fortement d'une méthode d'évaluation à l'autre
- ✧ l'impact des BSP sur les efforts articulaires au cours de la marche est controversé
- ✧ l'influence des BSP est plus marquée en phase oscillante.
- ✧ l'impact observé résulte d'une combinaison des effets des différents BSP (Rao)

II.2.5.3 Localisation du centre de pression

Cappozzo (Cappozzo et coll. 1975) et Vaughan (Vaughan 1996) soulignent l'impact de la force au sol sur la cinétique. Mc Caw (McCaw et coll. 1995) fait varier le centre de pression antérieurement et postérieurement de 0.5 et de 1 cm, ce qui est de l'ordre de grandeur des erreurs de mesure (cf. II.2.3). Il en conclut que les erreurs de localisation des extrémités des segments et du centre de pression introduisent une **erreur d'environ 14% des moments** dans la littérature.

Il en ressort que la localisation du centre de pression a un impact important sur la cinétique, dont il faut tenir compte lors de l'interprétation des résultats.

II.2.5.4 Études comparatives des différentes erreurs

Nagano (Nagano et coll. 2000) et **Silva (Silva et coll. 2004)** proposent des simulations permettant d'évaluer l'impact de plusieurs sources d'erreurs sur les études dynamiques.

Nagano évalue l'impact de la position du centre de masse et du centre articulaire sur le travail exercé au genou, en faisant varier conjointement la localisation de ces centres de $\pm 10\%$ de la longueur du segment. A partir de la cinématique simulée d'un saut vertical, Nagano évalue le travail articulaire au genou par deux méthodes basées sur la dynamique inverse et détermine les erreurs maximales et minimales dans le travail calculé avec les différentes localisations.

Il en ressort que la localisation du centre de masse (CM) a moins d'influence que celle du centre articulaire. Nagano explique ceci par un phénomène compensatoire entre travaux

articulaires : lorsque le CM est déplacé, le bras de levier diminue pour un segment mais augmente pour l'autre. Ainsi, bien que l'erreur sur les différents travaux articulaires puisse être grande, la somme de ces travaux n'est que faiblement affectée par une modification de la position du CM. Cependant, il s'agit de simulations numériques avec des modèles simplifiés. Les centres ne sont déplacés que selon l'axe longitudinal des segments. De plus, il est regrettable que Nagano ne fournisse pas l'impact des variations de position sur les moments articulaires.

L'étude de Nagano fait ressortir l'importance des bras de levier dans les calculs cinétiques et laisse supposer que la localisation du centre de masse est importante. En effet, bien que son influence sur le travail corporel global soit plus faible que celle de la localisation du centre articulaire, on peut penser qu'elle a une influence non négligeable sur chaque moment articulaire.

Silva simule numériquement une variation des paramètres suivants dans le calcul des moments articulaires au cours de la marche d'un homme de 25 ans :

- ✧ masse des segments (0.1 et 1 kg)
- ✧ point d'application de la force de réaction (0.01 et 0.1 m)
- ✧ valeur de la force de réaction (1 et 9.8N)
- ✧ coordonnées des points anatomiques (0.01 et 0.1 m).

Silva calcule la sensibilité des moments articulaires m aux paramètres d'entrée p (masse, force de réaction et points anatomiques) de la manière suivante : $\frac{\partial m}{\partial p} = \frac{m_{\text{perturbé}} - m_{\text{non-perturbé}}}{P_{\text{perturbé}} - P_{\text{non-perturbé}}}$.

Silva note que l'influence de la masse de la cuisse et de la jambe est faible sur les moments articulaires. Le moment sagittal à la hanche a une sensibilité maximale de 4Nm/kg par rapport à la masse de la jambe : une erreur de 0.1 Kg sur la jambe introduit une erreur inférieure à 1% sur le moment à la hanche. La force de réaction au sol et la position des points anatomiques ont une influence plus importante sur les moments articulaires que la masse des segments. Cependant, l'étude de Silva ne nous renseigne que faiblement sur l'influence des paramètres inertiels sur les moments articulaires, puisque son étude se limite à faire varier la masse de 0.1 à 1kg. Le tableau ci-dessous résume les principaux résultats de cette étude.

Tableau 8 : Bilan des résultats de Silva, 2004

Erreur	Valeur	Impact maximal sur les moments calculés
masse	1kg	2 à 5 Nm/kg
localisation des points anatomiques	0.01 et 0,1m selon X, Y Z	22, 1,3Nm/m
force de réaction	1 et 9.8N	0.8Nm/N
point d'application de la force de réaction	0,1m selon X, Y ou Z	1100Nm/m

II.2.5.5 Repère d'interprétation

Les efforts dépendent fortement du repère dans lequel ils sont exprimés. Ainsi, sur un sujet, Marin (Marin 2000) montre que les efforts exprimés dans le repère du laboratoire diffèrent considérablement des mêmes efforts exprimés dans le repère tibia : l'écart atteint 315N pour la force antéropostérieure et 17 Nm pour le moment de rotation interne/externe. Liu (Liu et coll. 2006) compare les efforts de 30 sujets exprimés dans le repère global et local, et conclut qu'ils diffèrent significativement. Il est donc important de préciser le repère d'interprétation et de comparer des résultats obtenus dans des repères comparables.

II.2.5.6 Bilan

Les différentes sources d'erreur et la flexibilité du corps humain introduisent une variation des moments articulaires pour un même sujet et encore plus entre sujets. Afin de limiter la variabilité due aux erreurs, il s'agit d'identifier les sources d'erreurs ayant le plus grand impact sur la cinétique. Une multitude d'études ont été menées depuis un demi-siècle. Cette revue a permis de donner un aperçu de quelques unes d'entre elles. Il en ressort les points suivants :

- ✧ Les paramètres inertiels semblent avoir un impact controversé sur la cinétique. Au regard des courbes des auteurs, cet impact semble toutefois relativement faible, la localisation du centre de masse jouant le rôle le plus important (Nagano).
- ✧ La localisation des points anatomiques et des centres articulaires est importante,
- ✧ Le point d'application de la force au sol a un fort impact sur la cinétique,
- ✧ Les résultats ne peuvent être comparés que s'ils sont exprimés dans des repères d'interprétation comparables.

II.2.6 Résultats : corridors de cinétique

Comme pour la cinématique, l'ensemble des erreurs et la variabilité naturelle de la marche entraînent une variabilité des courbes de cinétique. Alkjaer (Alkjaer et coll. 2001) note que **les variations inter et intra-individuelles sont surtout importantes pour le genou**, les variations inter-individuelles étant plus importantes que les variations intra-sujet (coefficient de variation des moments au genou respectivement supérieurs à 20 et 8%). Il explique cela par des différences de stratégie de marche. Kadaba (Kadaba et coll. 1989) note également que les moments articulaires à la **hanche et à la cheville sont plus répétables qu'au genou**, et que les moments **sagittaux sont plus répétables que les moments frontal et transverse**. L'écart type sur 9 essais d'un sujet (menés à 3 jours différents) atteint 25% de la plage de variation pour le moment abducteur au genou et est proche de 20% pour les moments de rotation et de flexion. Il explique cela par la localisation plus difficile du centre genou et du centre hanche et par le fait que la position de ces centres au cours de la phase d'appui est peut-être plus variable d'un cycle de marche à l'autre, de par la flexibilité des muscles bi-articulaires de ces articulations. Dans une étude similaire, Growney (Growney et coll. 1997) explique la faible variabilité des angles sagittaux par le phénomène de propagation des erreurs par la séquence d'Euler sur les angles non sagittaux.

En revanche, Andriacchi (Andriacchi et coll. 1983) étudie les patrons de marche de 29 sujets et note que la **variabilité à la cheville est plus importante qu'au genou et que la celle de la hanche** est la plus faible. Cependant il ne fournit pas les écarts types des courbes obtenues. Enfin, Winter (1991) note que la variabilité inter-sujet des moments à la **cheville est faible (CV=42-45%) et importante au genou et à la hanche (CV=76-207% à la hanche et 95-171% au genou)**. La variabilité diminue lorsque la cadence augmente.

Ainsi, les différents auteurs n'obtiennent pas les mêmes variabilités. Ces variabilités conduisent à définir des corridors. A titre d'exemple, les figures ci-dessous représentent les moments de flexion fournis par Winter.

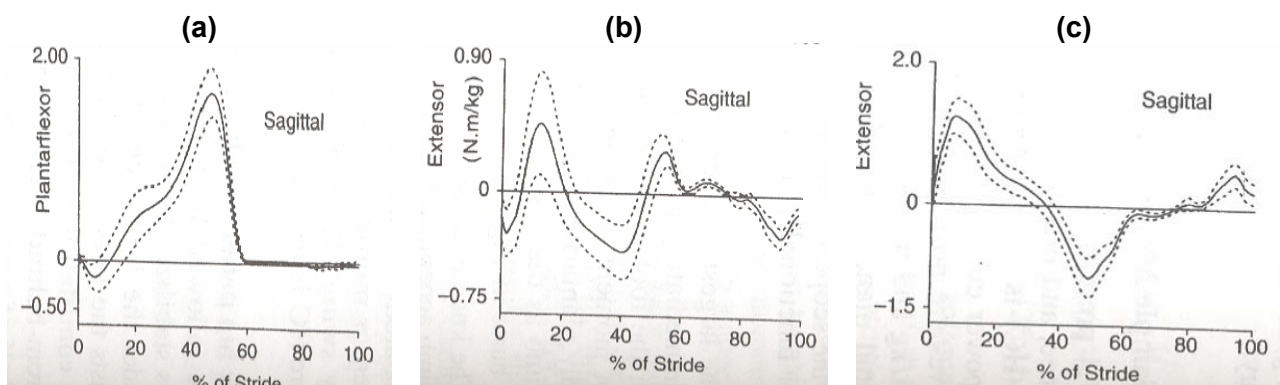


Figure 26 : Moments à la cheville (a), au genou (b) et à la hanche (c) obtenus pour 15 sujets (moyenne et corridor de \pm un écart type). Issu de (Winter 1990)

A la cheville, de 0 à 10% du cycle de marche, on observe un moment extenseur qui correspond à la chute du pied. L'avancée de la jambe se traduit par un moment fléchisseur, qui atteint son pic au moment du décollement des orteils, à environ 60% du cycle de marche. Pendant la phase oscillante le faible moment de dorsiflexion permet de soulever le pied.

Au genou, l'absorption du choc en début d'appui se traduit par un moment fléchisseur. Le moment extenseur permet de soulever le centre de gravité et ainsi le passage du membre opposé. A 50-60% du cycle de marche, la propulsion s'accompagne d'une extension excentrique du genou, le genou étant fléchi par les muscles propulseurs de la cheville (gastrocnémiens). Enfin, on observe un moment fléchisseur en fin de phase oscillante (ce moment est lié à l'action des ischiojambiers pour ralentir la jambe).

La mise en charge, qui occasionne la flexion du genou, se traduit par un moment extenseur au niveau de la hanche (action des ischiojambiers et du grand fessier). Entre 40 et 60% du cycle, le moment de flexion contribue à la mise en oscillation du membre. Le moment extenseur en fin de phase oscillante permet de ralentir la cuisse.

Connaître les efforts articulaires nous donne une vision globale du fonctionnement du système musculo-squelettique. La contribution des muscles, ligaments et des forces de contact reste à être quantifiée.

II.3 Vers la quantification de la contribution des structures : détermination de la géométrie personnalisée

Dans de nombreuses pathologies de l'appareil locomoteur, la relation entre les troubles observés et (1) les muscles, actionneurs à l'origine du mouvement pathologique, (2) les

forces de contact, à l'origine de la dégradation des surfaces articulaires, et (3) les ligaments, essentiels à la stabilité des articulations, reste mal comprise. Plusieurs modèles ont été proposés pour définir les efforts musculaires, ligamentaires et de contact. Une description de ces modèles est fournie dans la dissertation doctorale en Annexe 1. La plupart de ces modèles se basent sur des modèles génériques, mis à l'échelle à l'aide de quelques paramètres. Plusieurs auteurs (Blemker et coll. 2007) ; (Arnold et coll. 2000; Zajac et coll. 2003) soulignent l'importance de la détermination de la géométrie musculaire personnalisée pour déterminer les volumes musculaires, les aires physiologiques et les bras de levier des muscles avec plus de précision et améliorer ainsi les modèles. Comme le note Zajac, de tels modèles commencent à voir le jour en utilisant l'imagerie médicale mais sont gourmands en temps de calcul et l'incorporation de données dans ces modèles personnalisés n'est pas évidente.

Outre l'amélioration des modèles, la géométrie musculaire présente en elle-même un intérêt clinique certain. La section suivante présente les méthodes proposées dans la littérature pour déterminer cette géométrie et illustre son intérêt clinique.

II.3.1 Intérêt clinique de la géométrie musculaire

Grâce au développement de l'imagerie médicale, la géométrie musculaire devient accessible au clinicien. De nombreuses études s'intéressent à mettre en relation les capacités fonctionnelles, la cinématique, ou la cinétique avec le volume musculaire (souvent les quadriceps) chez les patients ayant subi une reconstruction du ligament croisé antérieur (Arangio et coll. 1997; Williams et coll. 2005; Williams et coll. 2005; Makihara et coll. 2006; Konishi et coll. 2007). Le Tableau 9 présente 3 études récentes s'intéressant à la relation entre les forces musculaires, le contrôle moteur et la morphologie musculaire chez les patients ayant bénéficié d'une reconstruction du LCA. Il en ressort que la connaissance de la morphologie des muscles est importante pour évaluer le succès de la reconstruction chirurgicale et mieux comprendre les troubles chez les patients dits «non copers », qui ne se sont pas fonctionnels suite à leur opération.

Lampe et coll. (Lampe et coll. 2006) évaluent le lien entre la spasticité et la perte de volume des muscles de patients hémiparétiques. Enfin, d'autres études se penchent sur l'évolution de la géométrie musculaire avec l'entraînement, qui reste controversée (Morse et coll. 2007).

Tableau 9: Études sur la morphologie, la force et le contrôle musculaire des sujets LCAD

Auteur	Sujets	Reconstruction des muscles	Evaluation force musculaire	Muscles étudiés	Indices analysés	Résultats	
						Volume musculaire	Contrôle neuro-musculaire/Force musculaire
Williams et coll., 2005	27 athlètes : 9 LCAD C* (36ans), 9LCAD NC* (21 ans) ; 9 sains, 21 ans. 7♂, 2♀ par groupe.	identification manuelle coupes IRM	EMG, FisoM**	ischio (ST, SM, BFL, GRA), quad, gastrocnémiens	CSA**, Volume Vquad/Vischio jambe ; CNM**	LCAD NC* : jambe blessée ↓ de 4 à 13% par rapport à jambe saine.	CNM du VL et des gastrocnémiens inférieur pour LCAD NC. Les C utilisent + leurs ischio que les sains.
						VL jambe blessée C : ↑ de 8% / NC : ↓ de 13%. Pas de ≠ significative entre C et sains.	
Makihara et coll., 2006	16 LCAD (3♂, 13♀, 23 ans) après reconstruction	identification coupes IRM (Scion image)	en flexion : MisoC puis MisoM à ≠ angles.	BF, ST, SM	V, Localisation JMT, MisoC	ST jambe patho = 68% jambe saine	MisoC jambe saine 132%BW, patho 126%BW. Pas de différence de l'angle d'atteinte du moment maximal.
						BF, SM côté sain ≈ patho. Raccourcissement du ST côté patho (de 0 à 6cm).	
Konishi et coll., 2007	70 LCAD avec reconstruction LCA : 39 ♂, 31 ♀, 21 ans. 35 sujets contrôle (sains) : 25 ♂, 10 ♀, 21 ans	identification coupes IRM (Scion image)	MisoC* en extension	quad, ischio, adducteurs, GRA, SAR.	MisoC/Volume quad	V quad patho : 1050 (±304)cm ³ ; sain : 1125 (±324) cm ³ ; sujets contrôle : 1439 (±280)cm ³	MisoC côté blessé < côté sain et sujets sains.
						MisoC/V côté patho < côté sain < contrôle	

C : copers, NC : non copers ; V : volulme ; JMT : jonction musculo-tendineuse ; muscles : ischio : ischiojambiers ; quad : quadriceps ; BF : biceps fémoral, SM : semi-membraneux, ST : semi-tendineux, VL : vaste latéral, GRA : gracile ; SAR : sartorius.
***CSA : aire physiologique ; CNM : contrôle neuro-musculaire (évalué par déplacement d'une cible); FisoM : Force isométrique maximale ; MisoC = Moment isocinétique maximal ; MisoM : moment isométrique maximal*

II.3.2 Mise en place de la géométrie musculaire

Dans sa thèse portant sur la « Modélisation biomécanique de la hanche dans le risque de fracture du fémur proximal » soutenue en août 2007, Jolivet (Jolivet 2007) propose une revue de bibliographie sur les méthodes de reconstruction de la section, du volume et de la géométrie 3D musculaire. Il en ressort que la plupart des études menées sur la reconstruction 3D des muscles (Cordier et coll. 1998; Asakawa et coll. 2004; Blemker et coll. 2005; Behr et coll. 2006) utilisent la détection manuelle des contours des muscles sur des coupes jointives. Une interpolation de type spline entre les différents contours permet d'obtenir la géométrie 3D des muscles. De par le grand nombre de coupes à traiter, ces techniques sont très coûteuses en temps.

Pour estimer le volume musculaire, le nombre de coupes peut être réduit en modélisant le muscle comme un cône tronqué. Ces méthodes fournissent le volume musculaire avec une précision acceptable (Nordez et coll.), mais ne permettent pas de connaître la géométrie 3D des muscles.

D'autres auteurs (Cordier et coll. 1998) proposent de déformer un muscle générique de manière à minimiser l'énergie de déformation et à le faire correspondre aux contours sur les images du sujet ; l'inconvénient de cette technique étant que l'objet initial doit déjà être très

proche de l'objet à reconstruire. Enfin, Pomero et coll. (Pomero 2001) proposent d'obtenir la géométrie personnalisée de muscles du rachis en déformant un objet générique grâce à la connaissance des points d'insertion et de contours des muscles sur un nombre réduit de sections. Cependant, comme mentionné par Jolivet, il est délicat de contrôler la déformation d'un objet générique, dont la forme ne permet pas de définir différentes régions.

Jolivet propose une méthode innovante, que nous décrivons au chapitre 6, et sur laquelle nous nous appuyerons pour modéliser les muscles impliqués dans le mouvement du genou.

Synthèse et objectifs de l'étude

Cette revue de bibliographie a présenté les techniques de modélisation permettant de quantifier le mouvement et les efforts articulaires, faisant ressortir leur sensibilité aux différentes sources d'erreur.

Il en ressort que la cinématique est sensible aux artéfacts des tissus mous, aux erreurs de mesure des systèmes du mouvement, et à la localisation des repères anatomiques. Les artéfacts liés aux tissus mous peuvent être limités en utilisant des systèmes d'attache, tels que celui développé au LIO, que nous utiliserons pour notre étude. Les erreurs de mesure des systèmes optoélectroniques sont relativement faibles dans de petits volumes de mesure (1mm). Les erreurs de localisation des points anatomiques, et notamment des centres articulaires, ne sont pas négligeables. Pour s'affranchir de ces erreurs, l'imagerie médicale commence à être couplée à l'analyse du mouvement. Cependant les techniques proposées pour visualiser le mouvement des os sont soit irradiantes (utilisation du CT et/ou de la fluoroscopie), soit le mouvement n'est visualisé que dans des poses quasi-statiques (IRM), soit des données cadavériques sont recalées sur la cinématique du sujet (cinématique et géométrie des os in vitro recalés sur la cinématique in vivo), ce qui nécessite des hypothèses supplémentaires. Le recalage des os dans le système d'analyse du mouvement se fait soit par broches intra-corticales, fortement invasives, soit en utilisant des marqueurs externes. Seule une configuration de ces marqueurs est envisagée et l'information fournie quant à la précision du recalage n'est que partielle.

Le calcul des efforts articulaires est particulièrement sensible au positionnement des points anatomiques, des centres articulaires et, de manière plus controversée, aux caractéristiques inertielles des segments.

Enfin, connaître la géométrie musculaire personnalisée des patients présente un intérêt clinique certain et est essentiel pour améliorer les modèles musculaires. Les protocoles mis en place pour obtenir cette géométrie utilisent une identification manuelle des contours musculaires sur de nombreuses coupes IRM ; la durée du traitement ne rend pas ces méthodes applicables dans un contexte clinique.

Dans ce contexte, cette thèse repose sur les hypothèses suivantes :

- ✧ L'intégration de la géométrie osseuse et des paramètres inertiels personnalisés à l'analyse du mouvement permettra une meilleure estimation des efforts articulaires.

- ✧ La prise en compte de la géométrie personnalisée des muscles dans les modèles musculaires permettra d'améliorer l'estimation des efforts musculaires, ligamentaires et de contact.
- ✧ La géométrie musculaire personnalisée ainsi que les efforts musculaires et intra-articulaires sont des données cliniques essentielles à une meilleure compréhension des pathologies de l'appareil locomoteur.

L'objectif de notre travail est ainsi de contribuer à une meilleure compréhension des pathologies de l'appareil locomoteur en intégrant les caractéristiques géométriques et mécaniques personnalisées du sujet dans les modèles d'analyse du mouvement. Cette personnalisation se fait selon deux grands axes :

- ✧ l'amélioration des calculs cinétique par la prise en compte de la géométrie osseuse et des caractéristiques inertielles de chaque sujet

Le système basse dose EOS nous permet d'obtenir la géométrie de l'ensemble des os et de l'enveloppe externe du membre inférieur. Connaissant la géométrie osseuse, des repères osseux peuvent être définis et le centre de la tête fémorale localisé. Grâce à un recalage, ces informations peuvent être intégrées à l'analyse du mouvement. Ces travaux font l'objet du chapitre 4.

La géométrie osseuse et de l'enveloppe externe permet d'établir les caractéristiques inertielles personnalisées de chaque segment. Le chapitre 5 présente comment obtenir ces paramètres, comment les intégrer dans les calculs cinétiques et l'impact de leur intégration sur la cinétique.

- ✧ la mise en place d'un protocole clinique de reconstruction de la géométrie personnalisée des principaux muscles impliqués dans le mouvement du genou

En adaptant un logiciel de modélisation des muscles de la hanche développé au LBM, les muscles impliqués dans le mouvement du genou peuvent être reconstruits à partir d'un nombre restreint de coupes. L'intégration de cette géométrie dans l'analyse du mouvement est amorcée par le recalage des muscles sur les os. Le chapitre 6 présente ces travaux.

Avant de débiter la description de la personnalisation des modèles, nous présentons les essais cliniques, qui nous ont permis de mettre en place cette personnalisation et d'évaluer son impact sur l'analyse du mouvement.

III. Chapitre 3 : Essais cliniques

Notre projet de recherche a été mené dans deux laboratoires, dont les protocoles d'analyse diffèrent aussi bien par le matériel utilisé que par le traitement des données. Ces différences sont à la fois enrichissantes et contraignantes, contraintes dont il a fallu tenir compte lors de la mise en place des essais suivants :

- les essais cliniques menés au LIO sur 10 sujets sains et 5 sujets pathologiques (essais LCA) ont permis de mettre en place la personnalisation des modèles et d'évaluer leur impact sur la cinétique.

- les essais de validation sur le recalage des os dans le repère d'analyse du mouvement et sur l'estimation fonctionnelle du centre de la tête fémorale ont été menés au LBM sur 5 sujets sains (essais LBM). Ces essais ont permis de mettre en place un protocole de recalage amélioré.

Nous décrivons ici les essais cliniques LCA, dont les données sont exploitées dans tous les chapitres suivants. Les essais de validation sont, quant à eux, présentés au chapitre 4.

La déchirure du ligament croisé antérieur (LCA) engendre une instabilité articulaire importante, qui cause une limitation fonctionnelle du genou. Différents traitements peuvent être utilisés afin de rétablir la fonction articulaire, tels que les reconstructions ligamentaires en utilisant (1) une greffe du tendon patellaire, (2) une greffe du tendon du semi-tendineux et gracile ou (3) une prothèse synthétique. Le projet mené par Alexandre Fuentes et Luis Fernando Requiao du LIO de l'École de technologie supérieure et du Centre de recherche du CHUM (Montréal, Canada) vise à évaluer si à l'instant où les patients ayant subi l'une de ces reconstructions ligamentaires ont l'autorisation de pratiquer des sports de contact et des activités physiques plus exigeantes, le genou est fonctionnellement prêt. Une analyse de la biomécanique tridimensionnelle, une évaluation de la proprioception ainsi qu'une évaluation de la performance fonctionnelle du genou permettront de vérifier si l'articulation a retrouvé ses fonctions articulaires normales.

A ce jour, les analyses de la biomécanique tridimensionnelle menées au LIO utilisent des modèles biomécaniques génériques pour calculer les chargements articulaires en fonction de la position des membres, des forces au sol et des mesures anthropométriques du sujet.

La mise en place d'un modèle personnalisé nécessite des examens complémentaires (stéréoradiographie et IRM).

Le protocole clinique présenté ci-dessous a été accepté par les 5 comités d'éthique concernés (École de Technologie Supérieure, Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM), Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal, Centre de recherche interdisciplinaire en réadaptation du Montréal métropolitain, Hôpital Maisonneuve-Rosemont de Montréal). Le formulaire de consentement signé par les volontaires est fourni en Annexe 3. L'ensemble de cette étude clinique est mené en étroite collaboration avec Alexandre Fuentes.

III.1 Sujets

Les sujets suivants participent au protocole complet :

- 10 jeunes hommes sains, ayant effectué une évaluation clinique avec un orthopédiste afin de s'assurer qu'ils ne présentent aucune blessure aux membres inférieurs. L'âge moyen est de 28.7 ± 3.6^7 ans, la taille moyenne de 1.77 ± 0.06 m et la masse corporelle moyenne de 75 ± 8 kg .
- 5 participants ayant une rupture ligamentaire de grade II ou III confirmée par le chirurgien orthopédiste et qui sont en attente d'une reconstruction ligamentaire. L'âge moyen est de 28.8 ± 2.3 ans, la taille moyenne de 1.76 ± 0.07 m et la masse corporelle moyenne de 78 ± 11 kg. La rupture du ligament remonte à plus de 11 mois pour tous les sujets.

Les sujets ne présentent aucune autre pathologie orthopédique (à l'exception de lésions méniscales, accompagnant souvent une rupture du LCA) ou neurosensorielle aux membres inférieurs, aucun problème d'équilibre, ni de pathologies pouvant interférer avec les évaluations (par ex. capacité à marcher sur un tapis roulant).

III.2 Évaluations

L'évaluation clinique (mesures cliniques et tests d'instabilité articulaire, questionnaires subjectifs), l'évaluation de la performance du genou (tests fonctionnels), et l'évaluation de la proprioception ne sont pas détaillées ici. Nous présentons plus en détails les essais dont les données sont exploitées dans le cadre de cette thèse.

⁷ Écart type

III.2.1 Évaluation biomécanique

III.2.1.1 Matériel

✧ Tapis ADAL

Les participants marchent sur un tapis roulant instrumenté ADAL3DM–F-COP-Mz (Medical Developpement, France). Ce tapis possède une plateforme de force intégrée sous chacune des deux bandes, qui enregistre l'amplitude des forces et des moments agissant au sol en 3D. Une étude bibliographique, un contact avec les fournisseurs et les auteurs d'un document interne sur l'évaluation du tapis ADAL (Black I. et coll. 2006) ainsi qu'une collaboration avec le LBM ont permis d'ébaucher un protocole. Un outil a été mis au point pour effectuer un premier calibrage des forces verticales. Un protocole complet reste à être mis en place pour permettre d'évaluer la précision de la localisation du centre de pression et de l'amplitude de toutes les composantes des forces et moments du tapis.

✧ Système VICON

Les déplacements 3D des marqueurs réfléchissants sont enregistrés par un système d'analyse de mouvement VICON à 6 caméras (Oxford Metrics Ltd.) à une fréquence d'acquisition de 120Hz. Déterminer rigoureusement la précision du système VICON est une procédure longue qui nécessite du matériel spécifique. Ainsi, un compromis entre l'exhaustivité de l'évaluation de la précision et la charge de travail qu'elle requiert doit être trouvé. Un protocole a été mis en place en collaboration avec le LBM et a permis de déterminer la précision avec laquelle le système fournit la distance entre deux marqueurs placés sur un bâton de calibrage. Le bâton a été déplacé dans tout le volume de mesure (en translation puis en rotation), les caméras étant placées comme pour l'analyse d'un membre droit (4 caméras à droite, 2 à gauche) puis d'un membre gauche (4 caméras à gauche, 2 à droite). Pour l'un des essais, un dizaine de marqueurs ont été placés dans le volume. Le volume de mesure est de 2*2.1*3m. La distance de référence des marqueurs a été mesurée par un pied à coulisse « DIGIMATIC » Mitutoyo (Résolution 0.01mm, précision $\pm 0.02\text{mm}$, répétabilité = 0.01mm).

Nous obtenons une erreur systématique inférieure à 0.2mm avec les caméras placées à droite et 0.4 mm à gauche. L'erreur aléatoire des caméras est inférieure à 0.9mm à droite et 1.2 mm à gauche. L'erreur est plus importante pour un mouvement de rotation qu'un mouvement de translation ; la présence d'autres marqueurs dans le volume n'influence pas les résultats. Le résidu des caméras fourni par VICON doit être inférieur à 0.8 mais ne permet pas de prédire l'erreur. Ainsi, pour connaître précisément l'erreur au cours d'un

enregistrement, on peut évaluer la déformation des corps rigides ou le résidu fourni pour chaque marqueur.

✧ Systèmes d'attache des marqueurs

Les participants portent des sandales neutres (Portofino) et sont équipés de différents **corps rigides** pour enregistrer la position du pied, du tibia, du fémur et du bassin (Figure 27):

- un corps rigide portant 4 marqueurs est fixé sur la sandale
- une **plaque tibiale** en plexiglas, munie de 4 marqueurs, est placée sur le bord antéro-médial du tibia par deux bandes velcro
- une **ceinture sacrale** est serrée à l'aide de bandes velcros autour du bassin du sujet. Un corps rigide muni de 4 marqueurs est fixé à l'arrière de cette ceinture. Ces marqueurs permettent de suivre le mouvement du bassin au cours de la marche du sujet.
- un **harnais**, aussi appelé exosquelette (Figure 27 c) est fixé par deux ortho plastes (A et B sur la figure), qui viennent se placer entre les tendons du participant. Un point d'appui (C) est également placé au niveau du condyle médial. Une arche (D) relie les orthoplastes. Une tige verticale (E), longe la partie médiale de la cuisse et se termine par une bande velcro (F), qui permet de fixer le système à la partie proximale de la cuisse. Ce système a été validé par des études fluoroscopiques (Sati et coll. 1996; Ganjikia et coll. 2000), qui ont permis de conclure que ce système permet de mesurer des mouvements couplés avec une précision de 0.4° en abduction/adduction, de 2.3° en rotation axiale et de 2.4mm en translation antéro-postérieure (Hagemeister et coll. 1999). La répétabilité intra-observateur a été évaluée sur 15 sujets lors de la marche : le coefficient intra-classes de Kadaba atteint 0.96 pour le calcul de l'angle de flexion, 0.91 pour l'angle d'abduction et 0.84 pour l'angle de rotation tibiale (Fuentes Dupré et coll. 2004). Sur une étude menée sur 12 sujets avec repositionnement du système par 3 opérateurs, Labbe obtient une répétabilité moyenne inter et intra observateur inférieure à 1.3° (Labbe et coll. 2006). Le déplacement pseudo statique de ce système pour différents angles de flexion du genou a été quantifié et comparé à d'autres systèmes d'attache (Sudhoff et coll. 2007). Il en est ressorti que les déplacements étaient faibles en translation et en rotation dans le plan sagittal et frontal (erreurs moyennes inférieures à 5mm et 1.5° respectivement). En revanche dans le plan axial, l'erreur moyenne atteint 7° .

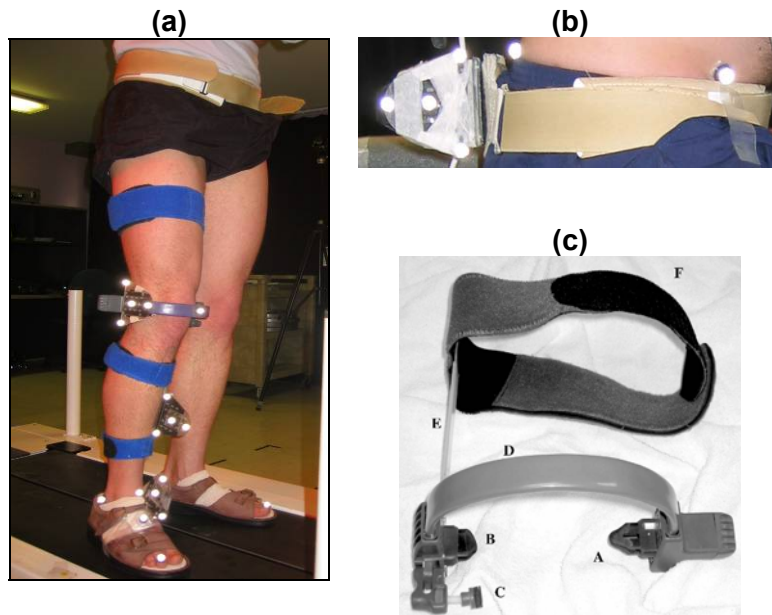


Figure 27: (a) sujet debout sur le tapis roulant, muni de l'ensemble des systèmes d'attache, (b) ceinture sacrale et (c) harnais fémoral (issu de Hagemester, 2005).

III.2.1.2 Calibrage : définition des repères

Le LIO a développé une nouvelle méthode de calibrage des mouvements (Hagemester et coll. 2005). Des systèmes d'axes anatomiques orthonormés sont définis sur le fémur et le tibia à partir de marqueurs externes mais aussi de différents mouvements.

Les centres articulaires sont définis comme suit :

- le centre articulaire de la hanche (CTF) est défini à partir d'un mouvement de circumduction de la cuisse de 10 secondes. Il est calculé comme étant le point dont le mouvement est minimal par rapport à l'exosquelette et à la ceinture sacrale au sens des moindres carrés (Siston et coll. 2006).
- le centre articulaire de la cheville (AJC) est défini comme le milieu des marqueurs placés sur les malléoles médiale et latérale.
- le centre articulaire du genou (KJC) est défini comme la projection du milieu des condyles (pointés avec un stylo VICON) sur l'axe hélicoïdal moyen. Cet axe est calculé à partir d'un mouvement de flexion-extension (entre 0 et 60°) du genou sans mise en charge.

Les repères définis sur le pied, le tibia et le fémur pour étudier le mouvement du genou et de la cheville sont décrits dans le tableau en Annexe 4. Leur axe longitudinal relie les centres articulaires. L'axe antéropostérieur du repère utilisé pour étudier le mouvement du genou est obtenu à partir de la position dans laquelle le fémur et le tibia sont alignés dans le plan sagittal. Pour le repère défini pour étudier le mouvement de la cheville, l'axe bi-malléolaire

définit l'axe médio-latéral. Pour le repère bassin l'axe médio-latéral relie les épines iliaques antérieures et l'axe longitudinal est le même que celui du repère fémoral (relie le centre genou au centre hanche). Pour tous ces repères, le troisième axe s'obtient par produit vectoriel des deux autres.

Par ailleurs, des repères sont définis à partir des 4 marqueurs situés sur chaque système d'attache. La position de ces repères par rapport aux repères anatomiques est définie au cours du calibrage statique. Ainsi, à partir de l'enregistrement du mouvement des marqueurs, la position des repères liés à ces marqueurs sera connue tout au long du cycle de marche. La position des repères anatomiques au cours du mouvement s'en déduira.

III.2.1.3 Acquisitions

Une période d'adaptation de marche sur tapis roulant de 10 minutes permet au participant de s'habituer aux conditions expérimentales. Cette période permet d'obtenir des cycles de marche reproductibles (Van de Putte 2002). La vitesse confortable de marche est définie durant cette période. Deux périodes continues de 30 secondes de marche à une vitesse confortable sont enregistrées, ce qui permet d'enregistrer environ 50 cycles de marche. Deux autres périodes de 30 secondes sont enregistrées à vitesse rapide (20% supérieure à la vitesse confortable).

Avec une autorisation supplémentaire au formulaire de consentement, la marche du sujet est enregistrée par une caméra vidéo, afin d'analyser qualitativement sa démarche globale.

L'ensemble de l'évaluation biomécanique dure environ 1h30.

III.2.2 Évaluation de l'activité électromyographique des muscles du genou.

L'activité musculaire du muscle droit fémoral, du biceps fémoral, du vaste médial et du gastrocnémien médial est évaluée avec des électrodes de surface bipolaires (DE 2.3, Delsys Inc, Boston, USA) avec une distance inter-électrodes de 10 mm. Ces muscles ont été choisis pour leur rôle important dans la stabilité dynamique du genou (Lass et coll. 1991; Rudolph et coll. 2001). L'impédance entre les deux électrodes est réduite grâce à une préparation standardisée de la peau (rasage et nettoyage avec tampons d'alcool). Les électrodes sont placées dans la zone d'innervation dans la direction estimée des fibres, suivant les recommandations formulées par le projet Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM, (Hermens et coll. 2000)) (Figure 28). Une électrode de

référence est placée sur l'apophyse épineuse de la 7^{ème} vertèbre cervicale. Les signaux électromyographiques sont échantillonnés à 1000 Hz grâce à un convertisseur analogique/digital (Myomonitor[®] III, Delsys Inc, Boston, USA) de manière synchronisée avec le système VICON. L'activité électromyographique des muscles est enregistrée durant l'évaluation biomécanique de la marche ainsi que pendant l'évaluation de la force maximale, ce qui permet de normaliser l'amplitude des signaux.

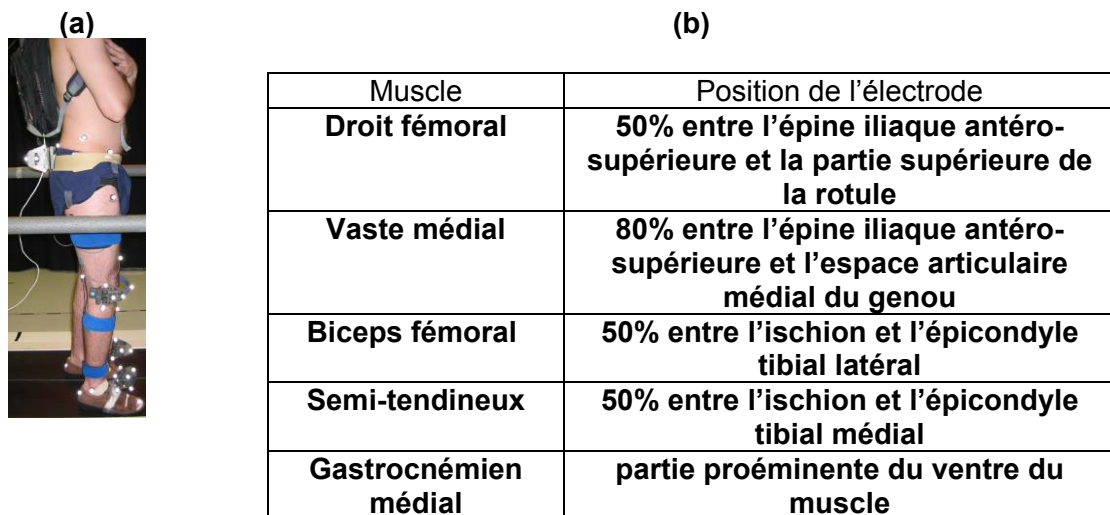


Figure 28: (a) Sujet muni des électrodes et portant le système Myomonitor sur le dos ; (b) position des électrodes (suivant les recommandations du SENIAM)

III.2.3 Évaluation de la force musculaire

Le protocole de mesure de la force de contraction isométrique maximale des muscles fléchisseurs et extenseurs du genou a été mis en place en collaboration avec Sylvie Nadeau (Institut de Réadaptation de Montréal). Le sujet est assis sur une table, son bassin est immobilisé à l'aide d'une ceinture de sécurité (cf. Figure 29 a). Si nécessaire, des supports en mousse sont placés sous la cuisse du sujet pour s'assurer que l'angle de flexion du genou au repos est de 90°. L'expérimentateur place un dynamomètre manuel (LaFayette) au milieu de la jambe du sujet et encourage le sujet à atteindre progressivement sa force maximale. L'expérimentateur veille à contrer la force du sujet, de manière à ce que le genou reste à 90° de flexion. 2 contractions isométriques de 5 secondes sont enregistrées et suivies d'une période de 3 minutes de repos entre chaque contraction. Si l'écart entre les deux forces mesurées est supérieur à 10%, une 3^{ème} contraction est enregistrée.

La force maximale de contraction du gastrocnémien est évaluée en demandant au sujet de se mettre sur une jambe sur la pointe des pieds (cf. Figure 29 b). L'évaluation de la force musculaire dure environ 15 minutes.



Figure 29: (a) Installation du sujet pour l'évaluation de la force maximale des ischiojambiers et des quadriceps ; (b) évaluation de la contraction maximale des gastrocnémiens

III.2.4 Examen de stéréoradiographie

Le patient signe le formulaire d'information et de consentement et revêt une jaquette d'hôpital ou des pantalons courts. Des marqueurs radio opaques sont placés (cf. chapitre recalage). Le sujet est positionné dans la cabine EOS[®] de manière à être parallèle à l'un de panneaux détecteurs et perpendiculaire à l'autre et doit maintenir une position stable et confortable pendant environ 5 minutes sans bouger. Le sujet se tient jambe droite tendue légèrement (environ un demi-pied) en avant de la jambe gauche, de manière à s'assurer que les genoux ne se superposent pas sur la vue de profil. Cet examen de stéréoradiographie dure environ 20 minutes, dont 15 sont consacrées à la préparation du sujet.



Figure 30: Sujet positionné dans la cabine EOS

III.2.5 IRM du membre inférieur

Le sujet, vêtu d'une jaquette d'hôpital et muni de marqueurs (cf. chapitre recalage), s'allonge sur un matelas. Sa jambe est immobilisée à l'aide d'une attèle (cf. figure). Un examen IRM de l'ensemble du membre inférieur est réalisé. L'examen dure environ 1h, dont 30 minutes sont consacrées à l'acquisition. Les détails du protocole IRM sont fournis au chapitre 6.



Figure 31: (a) attèle permettant d'immobiliser la cheville en flexion ; (b) sujet en salle IRM

Les essais cliniques ayant été présentés, nous en venons à la mise en place du modèle personnalisé. Le chapitre suivant présente la manière dont la géométrie osseuse est intégrée à l'analyse du mouvement.

IV. Chapitre 4 : Intégration de la géométrie osseuse personnalisée à l'analyse du mouvement

Le mouvement des articulations est obtenu à partir de l'enregistrement de la position de marqueurs externes, dont on connaît la position par rapport à des points anatomiques. Le chapitre 2 a présenté les erreurs liées à la localisation de points anatomiques externes et des centres articulaires.

Le système EOS[®] (Dubousset et coll. 2005) nous permet d'obtenir la géométrie 3D personnalisée des os à partir de deux clichés stéréoradiographiques basse dose. Il semble intéressant de combiner cette modalité avec l'analyse du mouvement, afin de visualiser le mouvement des os des sujets au cours de la marche, d'exprimer les courbes cinématiques et cinétiques dans des repères directement liés à la géométrie des os, de personnaliser la géométrie des structures anatomiques et des paramètres inertiels et de localiser les centres articulaires de manière plus précise.

Dans ce chapitre, nous exposons :

- ✧ comment obtenir la géométrie personnalisée à partir de deux clichés basse dose
- ✧ comment choisir le repère osseux permettant de localiser les os,
- ✧ comment intégrer les os dans le repère d'analyse du mouvement.

IV.1 Obtention de la géométrie 3D osseuse personnalisée

La reconstruction 3D est effectuée à partir de deux clichés face/profil stéréoradiographiques du membre inférieur du patient. Ces images sont acquises avec le système basse-dose EOS[®], qui permet d'acquérir simultanément les vues de face et de profil du patient, avec une dose d'irradiation 10 fois inférieure à une radiographie standard. La reconstruction se fait selon les étapes suivantes :

- ✧ des contours et points anatomiques caractéristiques des structures (os et enveloppe externe) sont identifiés sur les clichés.
- ✧ un modèle 3D de référence est obtenu à partir de coupes scanner. Différentes régions sont définies (trochlée, condyles fémoraux etc.).
- ✧ l'algorithme NSCC développé par le LBM et le LIO (Laporte et coll. 2003) déforme ce modèle de référence, pour que les contours rétro-projetés de ce dernier correspondent aux contours identifiés sur les clichés.

Afin de tenir compte des grandes variations dans la longueur des os selon les personnes, les os sont découpés en 3 parties : l'épiphyse proximale, la diaphyse et l'épiphyse distale. Ainsi, chaque partie est reconstruite indépendamment (la diaphyse est prolongée au besoin) puis les parties reconstruites sont assemblées.

Les reconstructions du fémur ont été validées avec une précision moyenne de 1mm (2 RMS 2.8mm, max 5mm) sur 8 fémurs secs (Laporte et coll. 2003) et 1.1mm (2RMS 2.4-3.2mm, max 7mm) sur 4 fémurs arthrosiques in vivo (Bauer 2002). La précision de la reconstruction du tibia proximal a été estimée sur 7 tibias secs (Laporte 2002) et 4 tibias arthrosiques in vivo (Bauer 2002). L'erreur moyenne est de 0.7mm in vitro et 1.2 à 1.6mm in vivo (2RMS = 1.8mm in vitro ; 3.8-4.2mm in vivo ; max 4.8mm in vivo ; 7.3 in vivo).

Afin de compléter la reconstruction du tibia proximal, la diaphyse et le tibia distal ont été reconstruits en collaboration avec Viviane Khoury, radiologue au CHUM Notre-Dame (Montréal, Canada) et Benjamin Aubert, informaticien au LBM. La description des points et contours à identifier ainsi que la gestion des fichiers nécessaires à cette reconstruction sont précisées en Annexe 5.

La précision des reconstructions a été validée sur 6 tibias secs. On obtient des erreurs moyennes de l'ordre de 1.5 mm (2RMS = 4mm) pour les différentes régions du tibia distal comme du tibia proximal (cf. Annexe 5 pour plus de détails).

Le fait d'obtenir des erreurs nettement supérieures aux études précédentes (Laporte 2002) provient en partie du fait de comparer les tibias entiers et non les tibias proximaux, ce qui affecte le recalage effectué préalablement au calcul d'erreur. Les erreurs relativement importantes s'expliquent en partie par la difficulté de localisation de plusieurs points et contours : les plateaux tibiaux sont difficiles à voir et à différencier, la tubérosité tibiale est difficilement visible en vue de face et représente une surface et non un point, le bord postérieur médial est délicat à placer. La difficulté de localisation du sommet latéral distal sur la vue de profil est probablement à l'origine de la torsion anormale observée. Une amélioration de la reconstruction du tibia est nécessaire et fait l'objet d'un projet de recherche en cours. Dans notre présente recherche, ce n'est pas tant la géométrie précise que l'orientation des axes liés au tibia qui est importante.

IV.2 Repères osseux

Pour pouvoir localiser un os dans l'espace, il est nécessaire de lui attacher un référentiel. Ce référentiel caractérise la position de l'os de manière fiable, à condition qu'il soit insensible aux bruits de reconstruction éventuels des modèles osseux : une déformation très locale de l'os ne doit pas modifier l'orientation du repère. Cette robustesse du repère au bruit dépend directement des références anatomiques utilisées pour le définir.

Par ailleurs, les axes de ce référentiel doivent faciliter l'interprétation clinique de la position de l'os. Selon le contexte clinique, on sera donc amené à définir différents repères. Par exemple, pour la pose de prothèse de genou par navigation chirurgicale, on cherchera à définir des axes proches de l'axe centro-médullaire par où s'insère la tige de la prothèse et de l'axe passant par les bords postérieurs des condyles (utilisé visuellement par le chirurgien lors de la coupe osseuse). En analyse du mouvement, on cherchera à définir des axes proches des axes fonctionnels du mouvement et de l'axe mécanique des os.

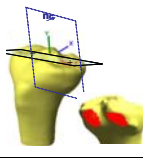
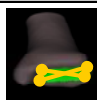
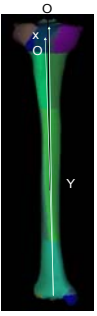
Parallèlement au développement des techniques de reconstruction 3D à partir de clichés stéréoradiographiques, le LBM a développé plusieurs repères permettant de localiser ces os. Nous présentons ici les 9 repères, dont nous avons évalué la sensibilité aux bruits de reconstruction par une étude de reproductibilité (coll. B. Schlatterer, M. Julia, A. Assi).

Le principe d'une étude de reproductibilité est le suivant : un même os est reconstruit plusieurs fois par plusieurs opérateurs. Ces différentes reconstructions ont donc toutes de légères variations mais représentent toutes le même os dans une même position. La variation de position et d'orientation des repères attachés à ces reconstructions du même os traduisent la sensibilité des repères aux bruits de reconstruction. En évaluant la variation des repères construits à partir des différentes reconstructions d'un même opérateur (étude intra-observateur) puis de tous les opérateurs réunis (inter-observateurs), on est en mesure d'estimer l'incertitude avec laquelle les repères localisent un os.

IV.2.1 Repères liés au tibia

Une étude préliminaire (Seoud 2005) a permis de définir un repère tibial, défini à partir du tibia proximal (L3), utilisant le barycentre des plateaux tibiaux et un plan passant par les condyles postérieurs. A partir des travaux de Seoud et Nodé-Langlois (Nodé-Langlois 2003), RepTibia1 a été défini comme suit : l'origine est définie à l'intersection de l'axe diaphysaire avec la surface préspinale ; l'axe vertical relie le barycentre de la surface articulaire distale à

l'origine. Les autres axes sont définis comme pour le repère L3. Une étude préliminaire ayant montré que les axes de ce repère et l'origine du repère L3 étant les plus reproductibles, 2 repères ont été définis, avec pour origine le barycentre des plateaux tibiaux. L'axe vertical relie l'origine du repère avec soit le barycentre de la surface articulaire distale soit le milieu des malléoles (identifiées sous IdefX). Au vu des premiers résultats de reproductibilité (Schlatterer 2006), un quatrième repère a été défini pour être à la fois reproductible et cliniquement intéressant pour les poses de prothèse. L'ensemble des repères est résumé dans le tableau ci-dessous.

Repères	Origine	X (AP)	Y (DP)	Z (ML)	
L3	BP	projection de la normale au plan passant par les condyles tibiaux postérieurs sur le plan orthogonal à Y. 	axe d'inertie minimal de la diaphyse 	X x Y	
RepTibia1	SP		centre cheville – origine		
RepTibia2	BP		MiM -origine		
RepTibia3			MiM-SP		
RepTibia4					

BP : barycentre des plateaux tibiaux ; SP : intersection de l'axe diaphysaire avec la surface préspinale ; Centre cheville : barycentre de la surface du pilon ; MiM : milieu des malléoles

Figure 32: Repères définis sur le tibia

IV.2.1.1 Reproductibilité des repères liés au tibia

◇ Méthode

9 tibias in vivo ont été reconstruits 3 fois par 3 opérateurs et 2 fois par un quatrième opérateur. Ainsi, on dispose de **99 tibias** pour l'étude de reproductibilité inter-opérateurs.

L'étude de reproductibilité s'effectue selon les étapes suivantes :

1. Calcul des repères osseux sur chaque os reconstruit
2. Calcul d'un repère osseux moyen à partir de l'ensemble des reconstructions d'un même os.
3. Calcul de l'écart entre chaque repère reconstruit au repère moyen.
4. Tests statistiques : on évalue a posteriori si le repère moyen a un sens, en vérifiant que les échantillons utilisés pour calculer ces repères moyens sont statistiquement équivalents. Un échantillon correspond à un ensemble de reconstructions des 9 sujets. Par exemple pour l'étude de la variable RX de RepTibia, l'échantillon 1 sera composé des 9 écarts à la moyenne RX de la première reconstruction de l'opérateur 1 des 9 sujets.

Tableau 10 : Définition des échantillons à partir des différentes reconstructions (Recons1 à 3) des 9 sujets (S1 à 9) par les 4 opérateurs (Op1 à 4).

Échantillon 1 = Op1Recons1	Échantillon 2= Op1Recons2	...	Échantillon 8= Op4Recons2	Échantillon 11= Op4Recons3
S1.Op1.Recons1	S1.Op1.Recons2	...	S1.Op4.Recons2	S1.Op4.Recons3
S2.Op1.Recons1	S2.Op1.Recons2		S2.Op4.Recons2	S2.Op4.Recons3
...
S9.Op1.Recons1	S9.Op1.Recons2		S9.Op4.Recons2	S9.Op4.Recons3

Le test de Friedman permet de vérifier si l'on peut calculer une moyenne entre les repères des différents échantillons.

5. Évaluation des écarts à la moyenne : Si l'ensemble des écarts à la moyenne pour toutes les reconstructions et tous les opérateurs suit une loi normale, l'écart type nous informe de la dispersion des écarts au repère moyen : 95% des écarts au repère moyen sont compris dans un intervalle de deux écarts type autour de la moyenne des écarts. En revanche, si les données ne suivent pas une loi normale, ceci n'est plus valable. On peut alors tracer par exemple des boîtes à moustache, qui nous indiquent l'écart médian, l'écart moyen, le premier et dernier quartile ainsi que l'écart maximal et minimal. Le 95^{ème} centile de la valeur absolue des écarts à la moyenne nous indique l'intervalle de confiance à 95% (IC95%).

✧ Résultats

Le test de Friedman indique une différence entre les échantillons. Les échantillons à écarter ne sont pas les mêmes selon les variables étudiées et leurs valeurs sont semblables à celles des autres échantillons. De plus, la plupart des tibias ont une forme relativement bruitée au niveau des plateaux tibiaux qui sont difficilement visibles sur les radiographies ; il est délicat de fixer le seuil acceptable de qualité de reconstruction. Nous avons donc gardé l'ensemble des échantillons pour le calcul du repère moyen.

Les valeurs n'étant pas toutes réparties suivant une loi normale, l'analyse de la reproductibilité se base sur les boîtes à moustache et sur le 95^{ème} centile.

Les **boîtes à moustache** représentent la répartition des valeurs absolues des écarts à la moyenne : les 1^{er} et 3^{ème} quartiles correspondent aux bords inférieur et supérieur de la boîte, la médiane correspond à un trait noir, la moyenne correspond à un trait rouge (valeur indiquée), et les valeurs maximales sont indiquées par un point.

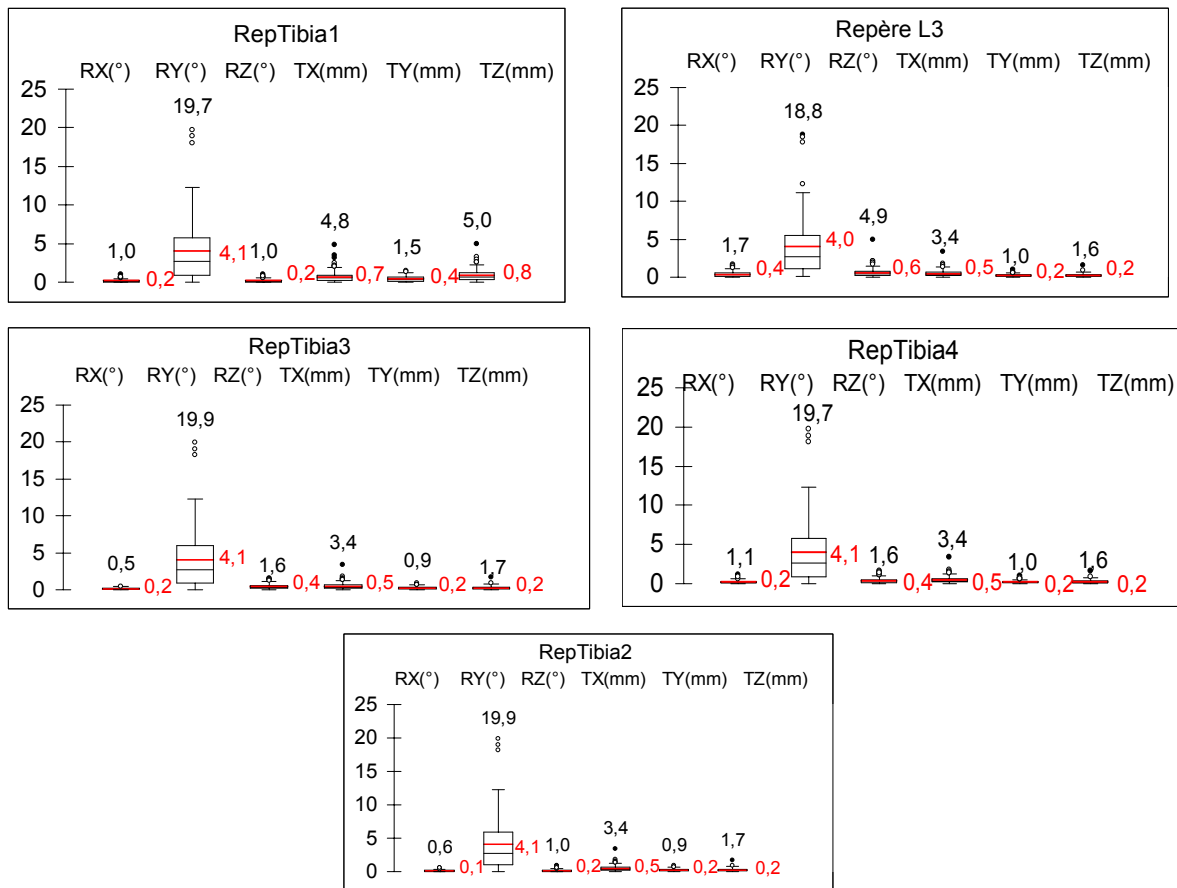


Figure 33: Répartition des valeurs absolues des écarts à la moyenne pour les variables des repères tibiaux (4 opérateurs, 9 tibias, 99 reconstructions)

Le tableau ci-dessous indique le 95^{ème} centile des écarts absolus à la moyenne.

Tableau 11 : 95^{ème} centile pour les variables des repères tibiaux

IC95%	RX (°)	RY (°)	RZ (°)	TX (mm)	TY (mm)	TZ (mm)
RepTibia1	0,5	11,2	0,6	2,1	1,0	2,3
Repere L3	1,1	11,0	1,9	1,3	0,6	0,6
RepTibia2	0,3	11,2	0,6	1,4	0,6	0,6
RepTibia3	0,3	11,2	1,2	1,4	0,5	0,6
RepTibia_4	0,5	11,2	1,3	1,3	0,5	0,6

◇ Interprétation

Translations

Conformément à l'étude préliminaire, on observe une meilleure reproductibilité du barycentre des plateaux tibiaux par rapport à l'intersection de l'axe diaphysaire avec la surface spinale. Globalement, **la reproductibilité en translation est très bonne** pour le barycentre des repères tibiaux, avec une erreur moyenne inférieure à 0.5mm, **IC95% inférieur à 1.5 mm** et un maximum inférieur à 3.4mm.

Rotations

Autour de l'axe longitudinal, la reproductibilité est moindre : IC95% atteint 11° (écart maximal de 20°). Autour de l'axe AP (RX) et ML (RZ), **IC95%** reste respectivement inférieurs à **1.5°** (écart maximal 1.6°) pour les repères définis sur le tibia entier et 2° (écart maximal 5°) pour L3. En somme, les 4 repères définis sur le tibia entier ont une reproductibilité comparable en rotation et sont plus reproductibles que L3.

✧ Bilan


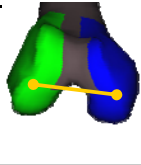
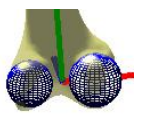
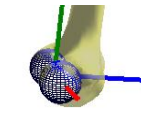
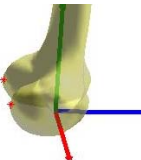
Les 4 repères définis sur le tibia entier sont comparables en termes de sensibilité aux bruits de reconstruction. Dans la suite de ce travail, nous retenons RepTibia4, que nous nommerons RepTibia, qui présente l'avantage d'être défini à partir de points utilisés en clinique : l'axe longitudinal de ce repère joint le milieu des malléoles, souvent considéré comme le centre de la cheville, à la projection de l'axe diaphysaire sur la surface spinale, correspondant au point d'entrée des tiges médullaires. L'origine du repère est située au barycentre des plateaux tibiaux, afin d'optimiser la reproductibilité en translation de ce repère. En somme, ce repère permet de quantifier les translations et les rotations autour des axes ML et AP dans un intervalle de confiance de 1.5mm et 1.5°. Les rotations autour de l'axe longitudinal doivent être analysés avec précaution (IC95% = 11°). L'amélioration en cours des reconstructions du tibia, et notamment des condyles tibiaux, permettra de mieux quantifier la rotation du tibia autour de son axe longitudinal.

IV.2.1.2 Définition des repères liés au fémur

L'ISB (Wu et coll. 2002) propose un repère fémoral basé sur les épicondyles et le centre de la tête fémorale. Dans le cadre d'une étude sur la cinématique fémoro-patellaire, Gabrielli (Gabrielli et coll. 2004) propose un repère proche de celui de l'ISB, en utilisant le centre des sphères modélisant les condyles postérieurs et la tête fémorale. La reproductibilité de ce repère, évaluée sur des fémurs in vitro et in vivo, est très bonne, avec une erreur moyenne inférieure à 0.5 mm en translation, 0.6° en rotation.

Dans le cadre de la mise en place d'outils pour la navigation chirurgicale, Nodé-Langlois (Nodé-Langlois 2003) propose un repère se basant sur le bord postérieur des condyles pour définir l'axe médio-latéral. Par ailleurs, Schlatterer (Schlatterer 2006) propose des repères utilisant l'intersection de l'axe diaphysaire avec la trochlée, point d'entrée des tiges

centromédullaires et le bord postérieur des condyles, utilisés pour orienter la prothèse. Le tableau ci-dessous résume les différents repères définis pour le fémur :

Repère	origine	X	Y	Z : projection sur le plan orthogonal à Y du segment	
RepFemur1	DT* 	YxZ	origine - CTF*	BaryCM-BaryCL*	
RepFemur2	MiSphèresPost* 			SphèrePostM-SphèrePostL*	
RepFemur3	DT*		DT*-CTF*	SomPostM-SomPostL*	
RepFemur4	MiSCP*				

**DT* : Intersection de l'axe diaphysaire avec la trochlée ; MiSphèresPost* : Milieu des centres des sphères condyliennes postérieures ; CTF : centre de la tête fémorale ; BaryCM/L : barycentre du condyle médial/latéral ; SomPostM/L : sommet postérieur du condyle médial/latéral ; SphèrePostM/L : centre de la sphère condylienne postérieure médiale/latérale*

Figure 34: Repères définis sur le fémur

IV.2.1.3 Reproductibilité des repères liés au fémur

◇ Méthode

9 fémurs in vivo ont été reconstruits 3 fois par 3 opérateurs et 2 fois par un 4^{ème} opérateur. Pour 2 fémurs, les reconstructions sont de mauvaise qualité, les condyles étant superposés et donc difficiles à différencier sur les radiographies. Les calculs de reproductibilité ont donc été menés sur 77 fémurs. Afin d'estimer l'erreur en position que l'on peut obtenir avec une mauvaise reconstruction, les valeurs calculées sur les 99 fémurs sont fournies en fin de paragraphe.

◇ Résultats

Les échantillons sont statistiquement équivalents. Les valeurs absolues des écarts au repère moyen sont présentées ci-dessous.

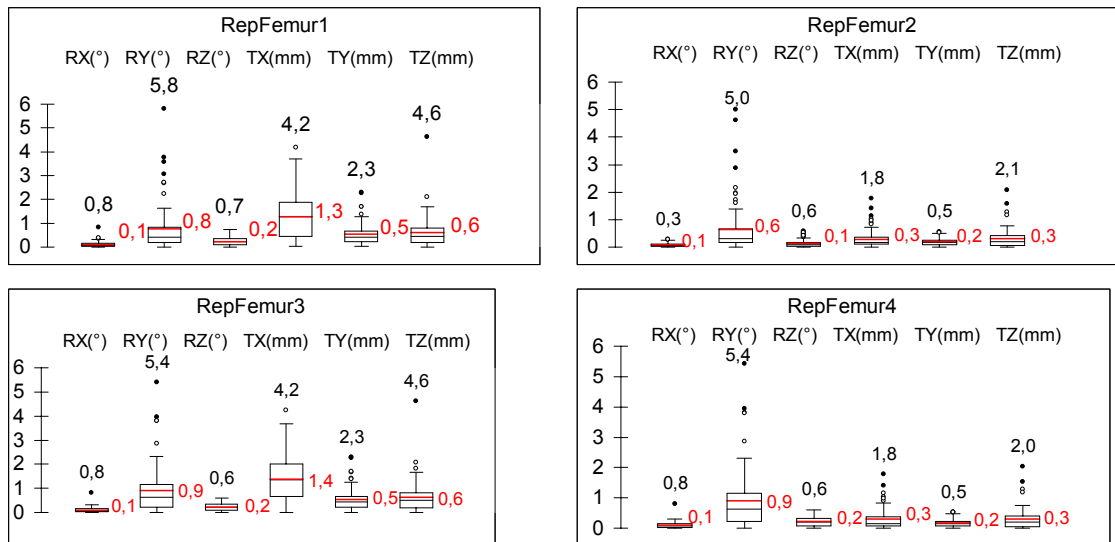


Figure 35: Répartition des valeurs absolues des écarts à la moyenne pour les variables des repères fémoraux (4 opérateurs, 7 fémurs, 77 reconstructions)

Tableau 12: Incertitude (IC95%) des repères fémoraux (4 opérateurs, 7 genoux, 77 reconstructions)

IC95%	RX (°)	RY (°)	RZ (°)	TX (mm)	TY (mm)	TZ (mm)
RepFemur1	0,3	2,8	0,6	2,7	1,4	1,6
RepFemur2	0,2	2,3	0,5	1,0	0,4	0,8
RepFemur3	0,3	3,1	0,5	2,9	1,5	1,6
RepFemur4	0,3	3,1	0,5	1,0	0,4	0,8

◇ Interprétation

Translation

Le centre des sphères modélisant les condyles postérieurs est deux à trois fois plus reproductible que l'intersection de l'axe diaphysaire avec la trochlée : l'erreur moyenne est inférieure à 0.5mm, **95% des écarts en translation restent inférieurs au mm, l'écart maximal est de 2mm**. Ceci est probablement dû aux erreurs de reconstruction relativement importantes au niveau de la trochlée et au fait que le calcul du centre des sphères condyliennes s'appuie sur un grand nombre de points et est donc moins sensible au bruit.

Rotation

La reproductibilité de tous les repères est excellente selon les axes médio-latéral et antéro-postérieur et acceptable selon l'axe longitudinal. La meilleure reproductibilité est obtenue en utilisant le centre des sphères des condyles postérieurs :

- autour des axes médio-latéral et antéro-postérieur, l'erreur moyenne et IC95% restent inférieurs à 0.1° et 0.5° (écarts maximum de 0.6°)
- autour de l'axe longitudinal, l'écart moyen et IC95% atteignent 0.6° et 2.3° (écart maximal de 5°).

L'incertitude de RepFemur4 est légèrement plus élevée (l'écart moyen en rotation autour de l'axe longitudinal et l'écart maximal autour de l'axe antéropostérieur atteignent presque 1°).

✧ Bilan

Les repères liés au fémur permettent de localiser cet os avec bonne précision. Le repère le plus robuste aux bruits de mesure est celui se basant sur le centre des sphères modélisant les condyles postérieurs. Ce repère permet de localiser le fémur avec une incertitude inférieure à 1mm en translation, 0.5° en rotation autour des axes médio-latéral et antéro-postérieur et 2.5° autour de l'axe longitudinal. Le tableau ci-dessous résume les principales valeurs caractérisant la reproductibilité de ce repère.

Tableau 13: Incertitude de RepFemur2 (4 opérateurs, 7 genoux, 77 reconstructions)

Variable	Rx	Ry	RZ	Tx	Ty	Tz
Moyenne	0.1°	0.6°	0.1°	0.3mm	0.2mm	0.3mm
IC95%	0,2°	2.3°	0.5°	1mm	0,4mm	0,8mm
Maximum	0.3°	5°	0,6°	1.8mm	0.5mm	2.1mm

Le repère RepFemur4 utilisant le bord postérieur des condyles et l'intersection de la diaphyse avec la trochlée pour définir les axes médio-latéral et longitudinal est légèrement plus sensible aux bruits de reconstruction pour la rotation autour de l'axe longitudinal (IC 95% atteint 3.1°). En considérant le compromis précision/intérêt clinique, ce repère pourra toutefois être choisi pour la navigation chirurgicale (Schlatterer, 2007).

Dans la suite de cette étude, nous choisissons RepFemur4, que nous nommerons RepFemur. En effet, initialement, les repères ont été calculés en modélisant l'ensemble des condyles (et non uniquement leur partie postérieure) par deux sphères. Le centre de ces sphères est moins reproductible que celui des sphères modélisant les condyles postérieurs : RepFemur2 devient moins reproductible en rotation que RepFemur4. RepFemur fournit les rotations autour des axes ML et AP et les translations dans un intervalle de confiance de 0.6° et 1mm. Les rotations autour de l'axe longitudinal sont fournies dans un intervalle de confiance de 3°.

Après avoir vu comment obtenir la géométrie des os et comment quantifier leur position dans l'espace par des repères reproductibles, nous allons voir comment intégrer les os dans l'analyse du mouvement.

IV.3 Recalage

Comme mentionné dans le chapitre 2, la plupart des méthodes de recalage proposées dans la littérature sont irradiantes ou ne permettent que des études quasi-statiques. Les études utilisant des marqueurs externes ne fournissent pas une information sur la configuration optimale de ces marqueurs et quantifient la qualité du recalage uniquement par l'impact observé sur les paramètres étudiés.

Disposant du système basse dose EOS pour obtenir la géométrie osseuse de nos patients, nous proposons un recalage de cette géométrie dans le repère d'analyse du mouvement. Cette section présente le principe de ce recalage, les différents protocoles testés et la précision obtenue. L'application de ce recalage à l'analyse du mouvement conclut ce chapitre.

IV.3.1 Recalage proposé

IV.3.1.1 *Principe*

Le recalage proposé consiste à utiliser des marqueurs externes sur le bassin, la cuisse, le tibia et le pied afin de recalibrer les géométries osseuses, reconstruites à partir de stéréoradiographies basse dose (système EOS®) avec l'analyse de la marche acquise avec le système VICON®. Connaissant la position des os par rapport aux marqueurs et la position des ancillaires par rapport à ces mêmes marqueurs, la position relative des os et des ancillaires s'en déduit. Pour obtenir le meilleur recalage possible, les marqueurs doivent avoir la même position relative par rapport aux os sous-jacents au cours des deux acquisitions et être le plus nombreux et espacés possible.

Au cours de la phase de calibrage de l'évaluation biomécanique, les coordonnées des marqueurs VICON sont enregistrées dans les repères liés aux systèmes d'attache du membre considéré (plaque tibiale, harnais, ceinture du bassin). Au cours de l'acquisition des radiographies EOS, les marqueurs sont visibles, si bien que leurs coordonnées dans le repère EOS sont obtenues sous IdefX, un programme développé par les laboratoires et permettant d'interagir avec les images EOS et les reconstructions 3D associées.

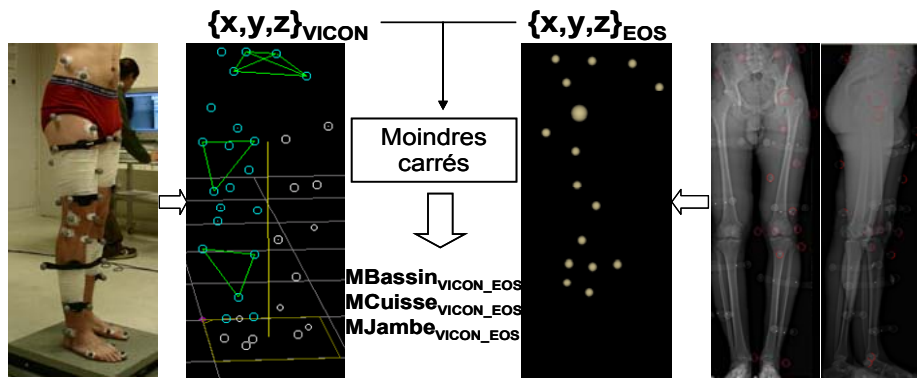


Figure 36: Recalage EOS-VICON : Principe

A partir des coordonnées des marqueurs dans le repère EOS et dans le repère du système d'attache, un recalage par moindres carrés fournit la matrice de passage entre ces repères. Une étude préliminaire a permis de vérifier que le recalage par moindres carrés et le recalage en utilisant des repères définis à partir des marqueurs fournissent des résultats semblables.

IV.3.1.2 Contraintes du protocole

La nature des marqueurs doit être adaptée à la modalité pour permettre une bonne visibilité.

Ainsi, les marqueurs doivent :

- être radio-opaques pour les acquisitions EOS,
- émettre un signal suffisant en IRM,
- être rétro réfléchissants pour les acquisitions VICON.

Pour les essais LCA, l'**emplacement** des marqueurs doit permettre la mise en correspondance des 3 acquisitions EOS/VICON/IRM et répondre ainsi aux contraintes suivantes :

- ✧ assurer la visibilité des marqueurs sur les radiographies. Ainsi, de par l'étroitesse de la cabine de stéréoradiographie, la crête iliaque gauche est très rarement visible si l'on souhaite voir l'enveloppe externe du membre inférieur droit au complet.
- ✧ assurer la visibilité durant les acquisitions VICON et la compatibilité avec le placement des systèmes d'attache (harnais, ceinture, plaque tibiale).
- ✧ limiter le déplacement os/marqueur entre les essais, d'autant plus que l'IRM s'effectue en position couchée. Ainsi les saillies osseuses sont à privilégier.

Le **nombre** de marqueurs est réduit au minimum pour répondre aux contraintes suivantes :

- ✧ limiter la durée du protocole
- ✧ cacher le moins de structures osseuses sous EOS

- ❖ limiter le nombre de marqueurs en Gadolinium en IRM (coûteux)
- ❖ limiter le nombre de marqueurs VICON (bonne visibilité, labellisation rapide)

IV.3.1.3 Protocole initial (essais LCAS)

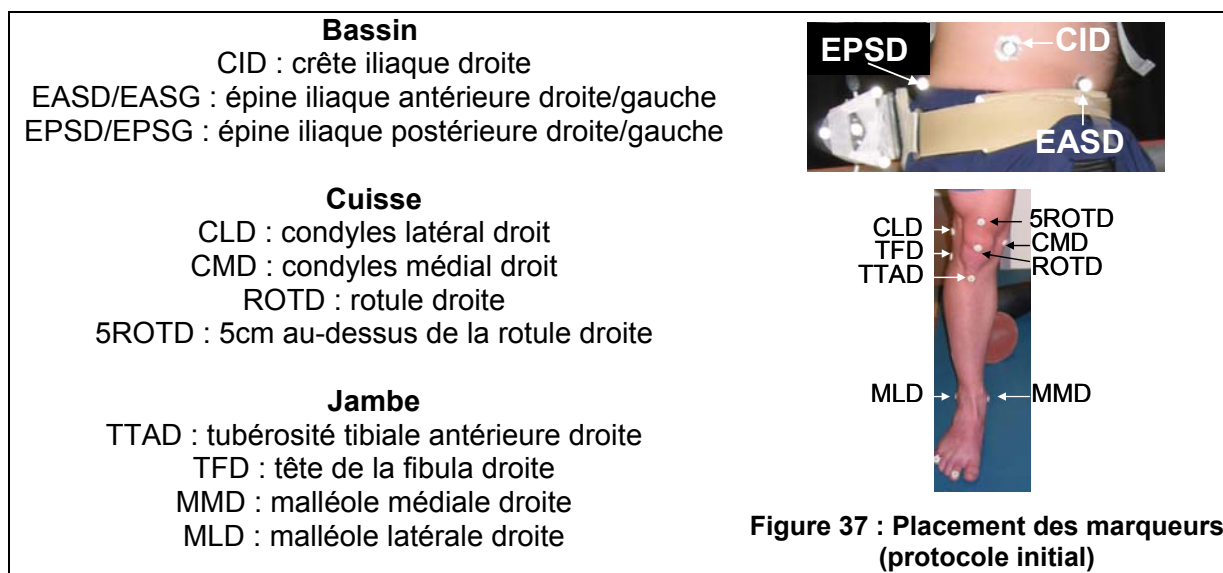
Le premier protocole mis en place pour satisfaire au mieux aux différentes contraintes a été mené sur 10 sujets sains au LIO.

❖ Nature des marqueurs

Des billes de cuivre de 4.5mm de diamètre sont utilisées pour les essais EOS, afin d'assurer une bonne visibilité des billes et d'éviter qu'elles ne cachent les structures osseuses. De plus, ces billes peuvent se positionner dans les marqueurs en gadolinium pour les points anatomiques, pour lesquels on craint un glissement des marqueurs. Des boules VICON de 9.6mm de diamètre sont utilisées pour les essais VICON.

❖ Emplacement des marqueurs

17 marqueurs sont placés sur le sujet, dont 13 sont utilisés pour le recalage du bassin, du fémur et du tibia. Les 4 autres marqueurs (placés sur la crête iliaque gauche et le pied droit) ne sont pas exploités dans cette étude.



❖ Remplacement des marqueurs

Entre les deux essais, les marqueurs sont remplacés. Le marquage à l'encre indélébile de l'embase du marqueur sur la peau du sujet permet de minimiser les erreurs de repositionnement.

◇ Position du sujet

Au cours du calibrage VICON, le sujet se place en fente avant, de manière à optimiser la visibilité des marqueurs (protocole utilisé au LIO). Pour l'acquisition EOS, le sujet se place les pieds décalés (environ d'un demi-pied), de manière à ce que les deux genoux ne se superposent pas. Le sujet doit être en équilibre, la jambe droite tendue, et suffisamment droit pour que son enveloppe postérieure soit entièrement visible sur le cliché de profil.

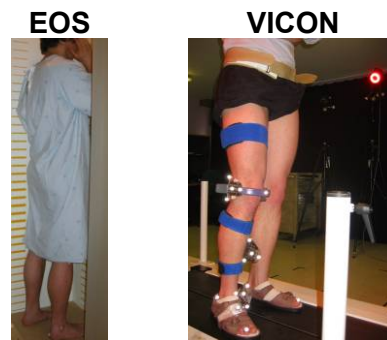


Figure 38: Position du sujet pour les acquisitions EOS et VICON

◇ Calcul du recalage

Les 4 marqueurs du bassin situés sur les épines iliaques, les 4 marqueurs de la cuisse et les 4 marqueurs du tibia sont utilisés pour calculer la matrice de passage des ancillaires (ceinture sacrale, exosquelette, plaque tibiale) au repère EOS. La différence de rayon entre les billes EOS et VICON est compensée au niveau de la cuisse et de la jambe, en ajoutant au centre de la bille de cuivre sous EOS la différence de rayon des marqueurs dans la direction normale à l'enveloppe externe.

IV.3.1.4 Mise en place d'un protocole amélioré (essais LBM)

Face aux résultats décevants obtenus pour le recalage du fémur avec le protocole initial, présentés dans la section suivante, un placement plus adapté des marqueurs de la cuisse a été envisagé. Des essais complémentaires ont ainsi été menés au LBM, en collaboration avec Hélène Goujon, Xavier Bonnet et Alexandre Poignard, pour évaluer différentes configurations (Südhoff et coll. 2007). A cet effet, le système VICON a été installé dans la salle du système EOS, afin de se placer dans des conditions optimales. L'impact de l'emplacement des marqueurs, de la position du sujet, et du repositionnement des marqueurs a été étudié.

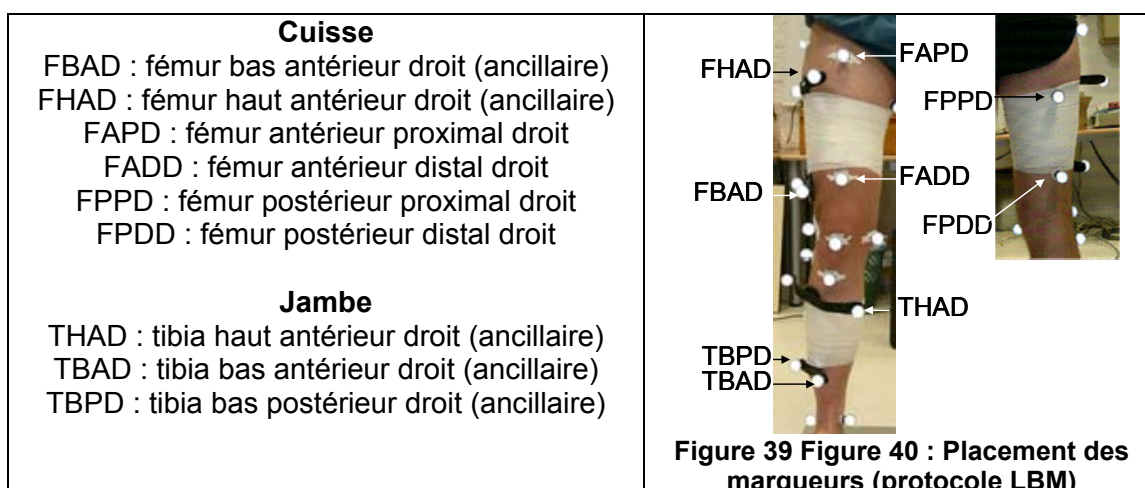
◇ Nature des marqueurs

Des boules VICON de 25mm de diamètre sont utilisées pour les acquisitions EOS et VICON.

✧ Emplacement des marqueurs

Les essais menés sur 2 sujets ont permis de définir la position des marqueurs, de manière à ce qu'ils soient visibles dans les deux modalités et ne bougent pas entre les 2 acquisitions. Par exemple, placer un point sur la face médiale de la cuisse permet certes de se rapprocher du centre de la tête fémorale, mais ce marqueur est trop enclin à bouger dès que le sujet rapproche les jambes, notamment dans la cabine EOS. Un point placé sur la face postérieure en proximal, suffisamment bas pour éviter les tissus mous trop importants, est à privilégier. Deux ancillaires ont été développés pour effectuer le recalage. L'évaluation de la qualité du recalage avec ces systèmes est présentée en Annexe 6. Ces ancillaires ont permis d'évaluer la qualité du recalage externe de notre protocole.

Les abréviations suivantes sont utilisées pour décrire la position des **marqueurs ajoutés** par rapport au protocole initial:



✧ Remplacement des marqueurs

Trois séries (comprenant chacune les 3 positions décrites ci-dessous) sont acquises :

- sans remplacement des marqueurs
- en remplaçant 3 fois les marqueurs de la cuisse et de la jambe
- en remplaçant 3 fois les marqueurs du bassin.

✧ Position du sujet

Différentes positions sont évaluées afin d'évaluer l'impact de la position du sujet sur la qualité du recalage. Deux acquisitions EOS sont effectuées (1) pieds décalés, l'extrémité du gros orteil gauche étant située à la tête du métatarse I du pied droit, et (2) pieds alignés. Les acquisitions VICON sont effectuées dans trois positions (Figure 41) : (1) pieds décalés (cf. essai EOS), (2) pieds alignés, et (3) fente avant.



Figure 41: Positions du sujet pour le calibrage VICON

✧ Calcul du recalage

Sur les deux acquisitions EOS (pieds alignés et pieds décalés) on localise les marqueurs et les têtes fémorales en plaçant au mieux des sphères sur les radiographies. Le barycentre de ces sphères est ensuite calculé. Sur les différentes acquisitions VICON les marqueurs sont labellisés ; leurs coordonnées sont fournies dans le repère VICON.

Le recalage est effectué par moindres carrés entre le nuage de points identifiés dans le repère EOS et dans le repère VICON (excepté pour le recalage utilisant 3 points, qui utilise un repère défini à partir de ces points pour calculer la matrice de passage).

Pour le bassin, on utilise les 4 marqueurs situés sur les épines iliaques. Pour le fémur, les configurations suivantes sont testées :

Tableau 14 : Configurations de marqueurs de la cuisse

Configuration	Position des marqueurs
3FD	3 marqueurs femur dist(FADD, CLD,CMD)
4FD	4 marqueurs femur dist(FADD, CLD,CMD,ROTD)
4F1P3D	4 marqueurs femur (FAPD, CLD,CMD,ROTD)
4F2P2D	4 marqueurs femur(FPPD,FAPD,CLD,CMD)
5F2P3Drot	5 marqueurs femur(FPPD,FAPD,CLD,CMD,ROTD)
5F2P3Dpost	5 marqueurs femur (FPPD,FAPD,CLD,CMD,FPDD)
5F2P3Dant	5 marqueurs femur (FPPD, FAPD, CLD,CMD,FADD)
6F2P4D	6 marqueurs femur (FPPD, FAPD, CLD,CMD,FADD, FPDD)
7F2P5D	7 marqueurs femur (FPPD, FAPD, CLD,CMD,FADD, FPDD,ROTD)
AncFem	Ancillaire fémoral

Pour la jambe, on utilise les 4 marqueurs placés sur la tubérosité tibiale, la tête de la fibula et les malléoles.

IV.3.1.5 Protocole amélioré (essais LCAD)

Le protocole amélioré a été mené au LIO sur 5 sujets en attente d'une reconstruction du ligament croisé antérieur (LCAD).

✧ Nature des marqueurs

Des boules VICON de 9.6mm de diamètre sont utilisées pour les acquisitions EOS et VICON.

✧ Emplacement des marqueurs

Les marqueurs du bassin et de la jambe sont situés au même emplacement que pour le protocole initial. Pour la cuisse, les emplacements suivants ont été retenus : les condyles (CLD, CMD), quatre points sur les faces antérieure et postérieure de la cuisse en distal et proximal (FAPD, FADD, FPPD, FPDD).

✧ Position du sujet

Pour les deux acquisitions, le sujet se place les pieds légèrement décalés.

✧ Calcul du recalage

Les 4 marqueurs du bassin situés sur les épines iliaques, les 4 à 6 marqueurs de la cuisse (selon la visibilité des marqueurs) et les 4 marqueurs du tibia sont utilisés pour calculer la matrice de passage des ancillaires au repère EOS.

IV.3.1.6 Évaluation de la qualité du recalage externe

Pour évaluer la qualité du recalage entre deux repères R1 et R2, la technique optimale consiste à disposer d'un point, dont on connaît les coordonnées dans les deux repères, afin de pouvoir comparer les coordonnées de ce point recalé dans R2 avec ses coordonnées mesurées dans R2 (cf. Figure 42). Nous avons procédé de la sorte pour évaluer la qualité du recalage externe.

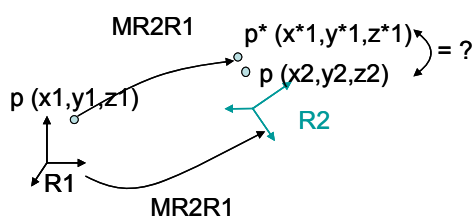


Figure 42 : Recalage du point p de coordonnées (x1,y1,z1) du repère R1 au repère R2 avec la matrice de passage MR2R1. Les coordonnées p* obtenues dans R2 sont comparées aux coordonnées (x2,y2,z2) du point p dans R2.

L'écart entre les coordonnées d'un marqueur externe recalé et mesuré est évalué entre l'acquisition EOS pieds décalés et les différentes acquisitions VICON dans les 3 positions (pieds alignés, décalés, fente), sans, puis avec remplacement des marqueurs de recalage entre les acquisitions.

◇ Bassin

Pour le bassin, le marqueur situé sur la crête iliaque droite sert de référence. Le marqueur de la crête iliaque n'étant pas visible sur la vue de face de tous les sujets, la validation a été menée sur 7 sujets LCAS, 4 sujets LBM et 3 sujets LCAD. Les caractéristiques de chaque protocole sont rappelées dans le Tableau 15.

Tableau 15 : Protocoles pour l'évaluation du recalage du marqueur de la crête iliaque

sujets	nb sujets	remplacement de marqueurs	ceinture sacrale	position VICON	position EOS
LCAS	7	1	oui	fa	pd
LBM	4	0 et 3	non	fa,pa,pd	pd
LCAD	3	1	oui	pd	pd

pd : pieds décalés ; pa: pieds alignés ; fa : fente avant

Sans remplacement des marqueurs, l'erreur est de 5.5 mm en moyenne et reste inférieure à 8.5mm. **Avec remplacement des marqueurs**, l'erreur moyenne est de 6.6mm et l'erreur maximale reste inférieure à 10 mm pour les sujets non munis d'une ceinture sacrale. Cette erreur est indépendante de la position du sujet. L'erreur est plus importante pour les sujets munis de cette ceinture : l'erreur moyenne est de 10mm et l'erreur maximale atteint 15mm sur les 7 sujets LCAS. On obtient des valeurs semblables pour les 3 sujets LCAD, pour lesquels le recalage se fait avec des boules VICON en position pieds décalés (Figure 43 c).

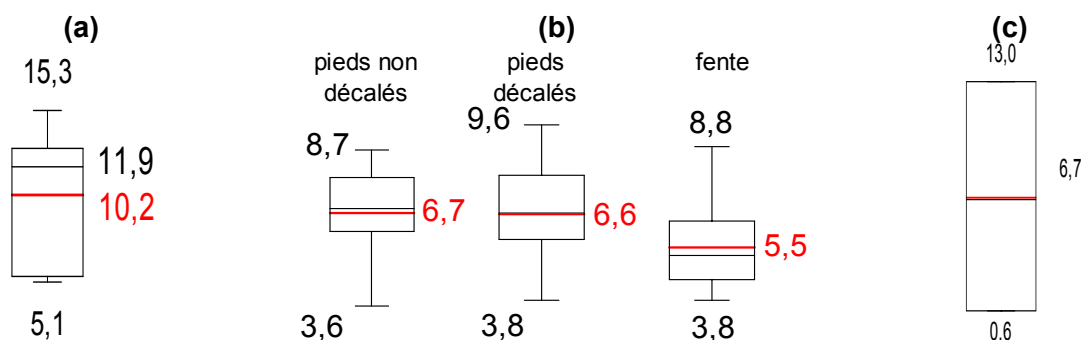


Figure 43: Erreur de recalage du marqueur de la crête iliaque, effectuée pour les sujets (a) LCAS (b) LBM avec 3 remplacements de marqueurs (c) LCAD

◇ Cuisse

Pour les essais LCA, le nombre de marqueurs était limité par le protocole. Nous avons donc uniquement évalué la précision du recalage externe de la cuisse en utilisant l'un des marqueurs (en effectuant le recalage sans ce marqueur). L'erreur moyenne est de 11mm. Les résultats détaillés sont présentés en Annexe 6.

Les essais LBM ont permis de quantifier la précision du recalage externe de la cuisse en utilisant 2 points de l'ancillaire fémorale comme référence : marqueur antérieur haut (FHAD) et antérieur bas (FBAD). De plus, les marqueurs non utilisés pour le recalage évalué ont aussi été utilisés pour quantifier la qualité du recalage (principe du « leave one out »). La boîte à moustache ci-dessous représente l'écart entre les coordonnées du marqueur FHAD mesuré et recalé avec les différentes configurations de marqueurs, avec 3 replacements de marqueurs. Les détails de cette validation sont fournis en Annexe 6.

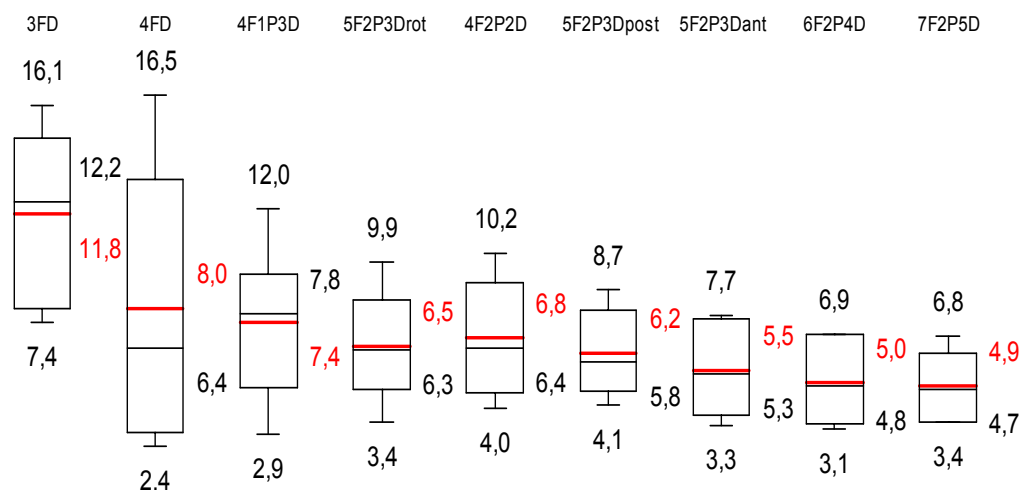


Figure 44: Erreur de recalage (en mm) du marqueur FHAD avec 3 replacements de marqueurs (2 sujets)

Il en ressort que **sans remplacement des marqueurs**, l'erreur reste **inférieure à 7mm** pour les positions **pieds alignés ou décalés**, excepté pour la configuration ne contenant que 3 ou 4 marqueurs en distal. La fente avant est à éviter. L'erreur semble être homogène sur la surface de la cuisse pour les configurations contenant au moins 2 marqueurs en proximal et 2 marqueurs en distal. **Avec remplacement des marqueurs**, l'erreur de recalage reste inférieure à 10.2 mm pour les configurations ayant deux marqueurs en proximal.

✧ Jambe

Dans le protocole initial, 4 marqueurs ont été placés sur la jambe. Comme pour la cuisse, la qualité du recalage externe effectué avec 3 marqueurs a été évaluée en utilisant le marqueur de référence TFD (cf. Annexe 6). L'erreur moyenne est de 10mm.

Dans les essais LBM, 3 marqueurs situés sur l'ancillaire tibiale (THAD, TBAD, TBPD) visibles sur toutes les radiographies, servent de référence pour le recalage avec les marqueurs. Les figures sont présentées en Annexe 6. **Sans remplacement de marqueurs**, l'erreur de recalage de la jambe **reste inférieure à 8mm** pour tous les sujets. L'erreur varie selon les

individus mais ne semble pas dépendre de la position du sujet. **Avec remplacement des marqueurs**, l'erreur moyenne est d'environ **4-5mm**. L'erreur maximale est de 10.1mm.

La qualité du recalage externe nous fournit une approximation de la qualité de recalage des os avec des marqueurs externes. Le mouvement des tissus mous par rapport aux os ne peut toutefois pas être évalué par cette méthode. Le paragraphe suivant présente l'évaluation du recalage du centre de la tête fémorale avec des marqueurs externes (sur la peau).

IV.3.1.7 Précision du recalage du centre de la tête fémorale entre deux acquisitions EOS

Afin d'estimer la qualité du recalage osseux entre deux acquisitions (pieds alignés et pieds décalés) en utilisant des marqueurs externes, on utilise deux paires de cliché EOS d'un même sujet, sur lesquelles les marqueurs et le centre de la tête fémorale sont visibles (essais LBM).

Le recalage du centre de la tête fémorale entre les deux acquisitions EOS est évalué comme suit :

- ✧ Le centre de la tête fémorale et les marqueurs sont identifiés sur les vues 1 et 2.
- ✧ Les coordonnées des marqueurs dans les deux vues nous permettent d'obtenir la matrice de passage de la vue 1 à la vue 2. Selon la configuration de marqueurs de la cuisse utilisée pour ce recalage, on obtient des matrices de passage différentes.
- ✧ Pour évaluer la qualité de ces matrices de passage, on les utilise pour recalcr le centre de la tête fémorale identifié dans la vue 1, vers la vue 2. La Figure 45 illustre les écarts entre le centre de la tête fémorale recalé avec différentes configurations de marqueurs et le centre de la tête fémorale directement identifié sur la vue 2 pour 4 sujets.

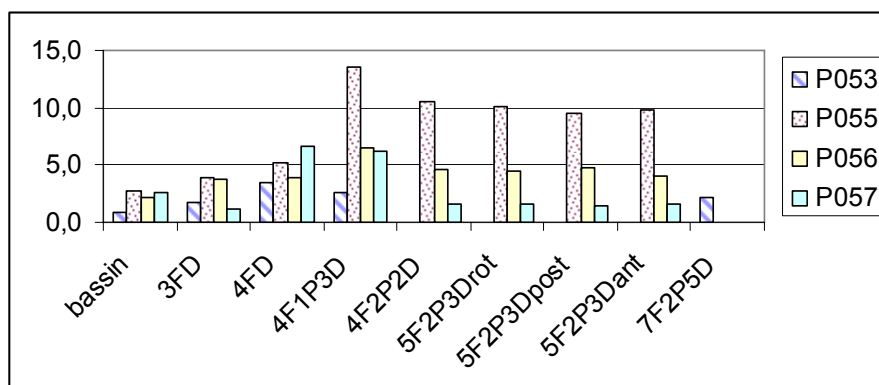


Figure 45: Erreur de recalage (en mm) du centre de la tête fémorale entre deux acquisitions EOS

Les mauvais résultats pour le sujet P055 sont probablement dus au mouvement du sujet au cours de l'acquisition pieds décalés. **La précision du recalage est très bonne** pour les autres sujets pour toutes les configurations de marqueurs (y compris avec 3 marqueurs en distal). Les configurations contenant un marqueur sur la rotule semblent légèrement moins bonnes ; seul pour ces configurations l'écart dépasse 5mm.

IV.3.1.8 Estimation de la précision du recalage du centre de la tête fémorale entre deux acquisitions EOS et VICON

✧ Méthode

Comme la position d'aucun point osseux n'est accessible à la mesure VICON, nous ne disposons d'aucune référence à laquelle comparer nos os recalés. Afin d'estimer l'erreur de recalage des os du repère EOS vers le repère VICON, nous avons choisi un point osseux commun à deux segments et comparé les résultats fournis par deux recalages différents : ainsi, le centre de la tête fémorale (CTF) a été recalé en utilisant les marqueurs situés (1) sur le bassin et (2) sur la cuisse. La différence entre les deux CTF recalés nous fournit une approximation de l'erreur de recalage des os.

Cet écart est évalué pour les différents protocoles étudiés, qui diffèrent par la position du sujet, la position des marqueurs sur la cuisse et par un remplacement éventuel des marqueurs. Le tableau suivant résume ces différences.

Tableau 16 : Protocoles pour l'évaluation du recalage du CTF

sujets	nb sujets	marqueurs cuisse	remplacement de marqueur	position VICON	position EOS
LCAS	8	4 distal	1	fa	pd
LBM	3	4 à 6 (≠configurations)	0 et 3	fa,pa,pd	pd
LCAD	5	4 à 6 (selon visibilité)	1	pd	pd

pd : pieds décalés ; pa: pieds alignés ; fa : fente avant

De la même manière, le centre genou, défini comme la projection du centre des épicondyles sur l'axe moyen de flexion du genou, a été recalé avec les marqueurs situés (1) sur la cuisse et (2) sur la jambe. L'écart entre ces deux recalages est de l'ordre de 10mm. Les détails de cette seconde validation sont fournis en Annexe 6. Nous présentons ici la validation menée sur le CTF.

◇ Résultats

Sujets LCAS

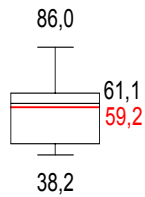


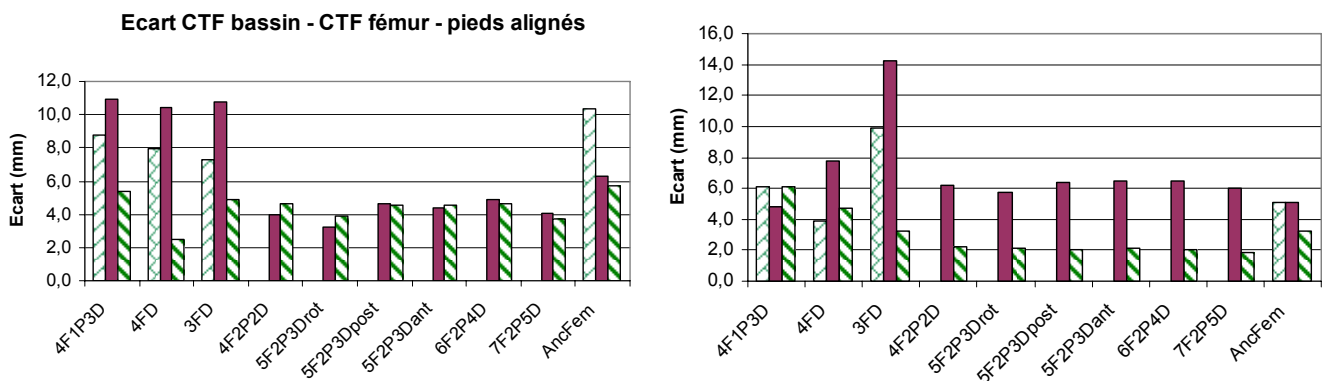
Figure 46 : Écart entre CTF recalé avec les marqueurs du bassin et de la cuisse avec un repositionnement de marqueurs, 8 sujets LCAS

On observe un écart important (moyenne de 6 cm, maximum de 9 cm) entre le CTF recalé avec les marqueurs du bassin et du fémur (Figure 46). Cet écart nous a conduits à envisager d'autres configurations de marqueurs et positions de sujets.

Sujets LBM

La position du sujet influence beaucoup les résultats de recalage (Figure 47): la **fente VICON est à éviter**. Pour cette position, l'erreur atteint 4cm en utilisant uniquement les marqueurs en distal, sans repositionnement de marqueurs. Ceci correspond aux résultats obtenus sur les sujets LCAS.

Ecart CTF bassin - CTF fémur - pieds décalés



Ecart CTF bassin-CTF fémur - fente avant

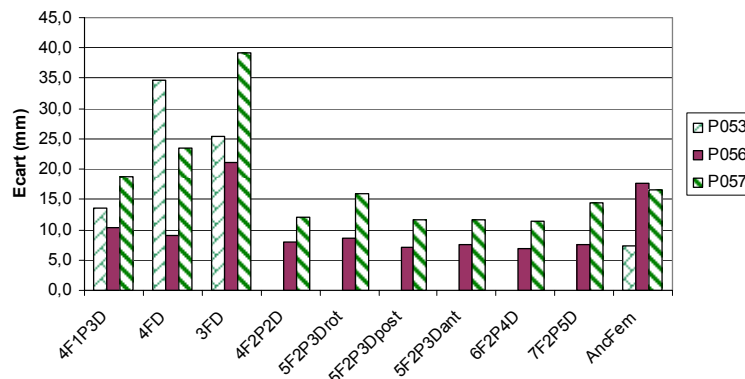


Figure 47: Écart entre le CTF recalé avec les 4 marqueurs du bassin et avec différentes configurations de marqueurs sur la cuisse dans les 3 positions, 3sujets LBM, sans repositionnement de marqueurs

L'impact de la configuration des marqueurs sur la qualité du recalage varie d'un sujet à l'autre. Le recalage du centre de la tête fémorale avec 4 marqueurs en distal n'engendre pas une erreur de plus de 8mm en position pieds décalés, tandis qu'en fente avant, cet écart dépasse 3cm : l'erreur importante observée sur les essais LCAS est donc principalement imputable à la position du sujet.

Dans la configuration contenant 2 marqueurs en proximal et deux sur les condyles (FAPD, FPPD, CLD, CMD), on obtient l'écart suivant en remplaçant 3 fois les marqueurs de la cuisse et du bassin sur 2 sujets :

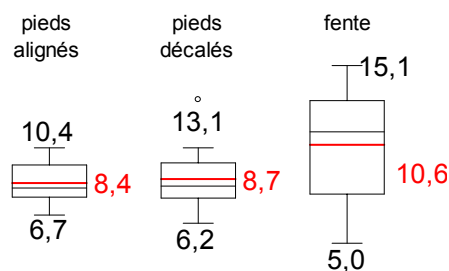


Figure 48: Écart entre CTF recalé bassin et recalé avec 4 marqueurs du fémur (FAPD, FPPD, CLD, CMD), avec 3 repositionnements de marqueurs cuisse et 3 repositionnements de marqueurs bassin, sur 2 sujets LBM

Dans la position pieds décalés, toutes les configurations contenant 2 marqueurs en proximal et les marqueurs sur les condyles sont équivalentes pour P056 et P057 : l'erreur reste inférieure à **6mm sans remplacement** de marqueurs et à **13.1mm avec remplacement** des marqueurs.

Sujets LCAD

La norme de l'écart entre le CTF recalé avec le bassin et différentes configurations de marqueurs de la cuisse est représentée sur la figure ci-dessous pour les sujets LCAD (l'écart selon chaque axe du repère VICON est fourni en Annexe 6).

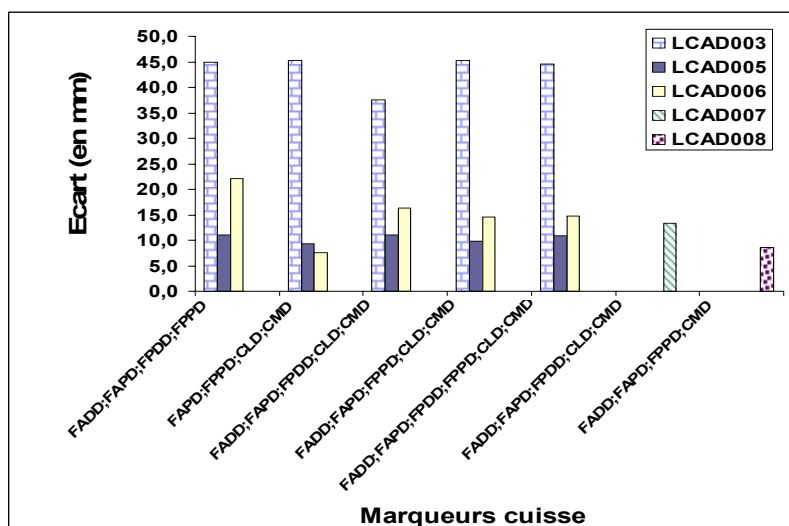


Figure 49: Écart entre CTF recalée avec les marqueurs du bassin et différentes configurations de marqueurs de la cuisse, exprimé en mm dans le repère VICON.

On observe un écart important pour LCAD003, ce qui rejoint les mauvais résultats obtenus pour le recalage externe de ce sujet (cf. Annexe 6). On obtient de meilleurs résultats pour les autres sujets : l'écart reste inférieur à 15mm, excepté pour 2 configurations de marqueurs du fémur pour LCAD006 (l'un des marqueurs FADD ou FPDD a probablement bougé entre les essais). L'écart est cependant plus important que celui observé sur les sujets LBM. Cette différence peut s'expliquer par la présence de la ceinture, qui engendre un mouvement des tissus mous au niveau du bassin. Pour les 2 sujets pour lesquels on dispose de tous les marqueurs, la meilleure configuration est celle comprenant les deux marqueurs en proximal et les marqueurs des condyles. Ceci consolide les résultats obtenus avec les sujets LBM. En revanche, il est à noter qu'il est important de placer au moins un autre marqueur en distal, le marqueur situé sur le condyle latéral pouvant sortir de la radiographie.

❖ Conclusion

La position du sujet a une grande influence sur la qualité du recalage : on choisit de placer le sujet **pieds décalés** dans les essais EOS et VICON. La mauvaise qualité du recalage obtenu avec le sujet en fente avant nous rappelle les limites de l'analyse du mouvement, effectuée à partir de marqueurs externes, dont la position relative aux os varie avec la position du sujet.

Sans ceinture sacrale, l'erreur de recalage externe reste **inférieure à 10 mm** avec remplacement des marqueurs. Avec la **ceinture sacrale**, et avec un remplacement de marqueurs, l'erreur de recalage externe atteint un maximum de 15mm.

La configuration des marqueurs retenue pour la cuisse est celle comportant **2 marqueurs en proximal et 2 marqueurs sur les condyles**. Dans cette configuration, en **position pieds décalés**, l'écart entre le CTF recalé avec les marqueurs de la cuisse et ceux du bassin reste **inférieur à 7mm et 13.2 mm**, respectivement sans et avec remplacement de marqueurs. On préconise de placer également 2 autres marqueurs en distal (antérieur et postérieur).

Le recalage externe de la jambe est précis à 5mm en moyenne, **l'erreur maximale** du recalage d'un marqueur externe avec remplacement de marqueurs est **10mm**.

Avec ce protocole, nous sommes en mesure de recalé les os dans le repère de l'analyse du mouvement avec une précision de l'ordre du cm. La section suivante présente les avantages de cette intégration de la géométrie osseuse à l'analyse du mouvement.

IV.3.2 Application à l'analyse du mouvement

L'une des plus importantes difficultés en analyse du mouvement est de relier le mouvement des marqueurs externes au mouvement des os sous-jacents. Différents marqueurs sont placés sur des saillies osseuses afin de connaître la position relative des marqueurs externes par rapport aux os. Cependant, la position des centres articulaires, qui jouent un rôle fondamental pour définir les axes mécaniques des segments et estimer les efforts articulaires, est délicate à estimer avec des marqueurs externes (cf. chapitre 2). La localisation du centre de la tête fémorale est particulièrement difficile. La section suivante présente comment le recalage osseux permet d'améliorer l'estimation de la localisation de ce centre articulaire.

IV.3.2.1 Évaluation du centre fonctionnel de la tête fémorale

✧ Méthode

Comme mentionné au chapitre 2, le centre de la tête fémorale peut être déterminé par un mouvement de circumduction. A partir de cet enregistrement, différents algorithmes sont utilisés pour en déduire le centre fonctionnel. Le LIO a choisi l'algorithme de (Siston et coll. 2006) tandis qu'au LBM l'algorithme de (Soderkvist et coll. 1993) est utilisé.

Afin de pouvoir comparer nos résultats à la littérature, nous nous plaçons dans le repère bassin défini par Leardini (Leardini et coll. 1999) présenté ci-après.

Origine : milieu des épines antérieures

Axe Z : relie les épines iliaques antérieures (pointe vers la droite)

Axe X : dans le plan formé par les épines antérieures et le milieu des épines postérieures (pointe vers l'avant).

Axe Y : $Z \times X$ (pointe vers le haut).

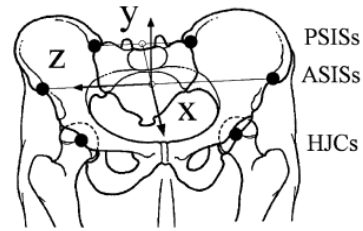


Figure 50: Repère bassin proposé par Leardini (PSIS : épines iliaques postérieures; ASIS : épines iliaques antérieures; HJC : centre de la tête fémorale) Issu de (Leardini et coll. 1999)

L'écart entre le CTF identifié sous EOS et le CTF fonctionnel est déterminé comme suit :

1. Calcul du centre de la tête fémorale fonctionnelle (déterminée par circumduction) dans le repère bassin.
2. Calcul du centre de la tête fémorale EOS, identifié sur les radiographies (pieds décalés et pieds non décalés), dans le repère bassin.
3. Calcul de l'écart entre le centre de la tête fémorale fonctionnelle et le centre de la tête fémorale EOS.

✧ Résultats et discussion

La répartition des écarts entre le CTF fonctionnel et recalé est représentée sur les boîtes à moustache ci-après :

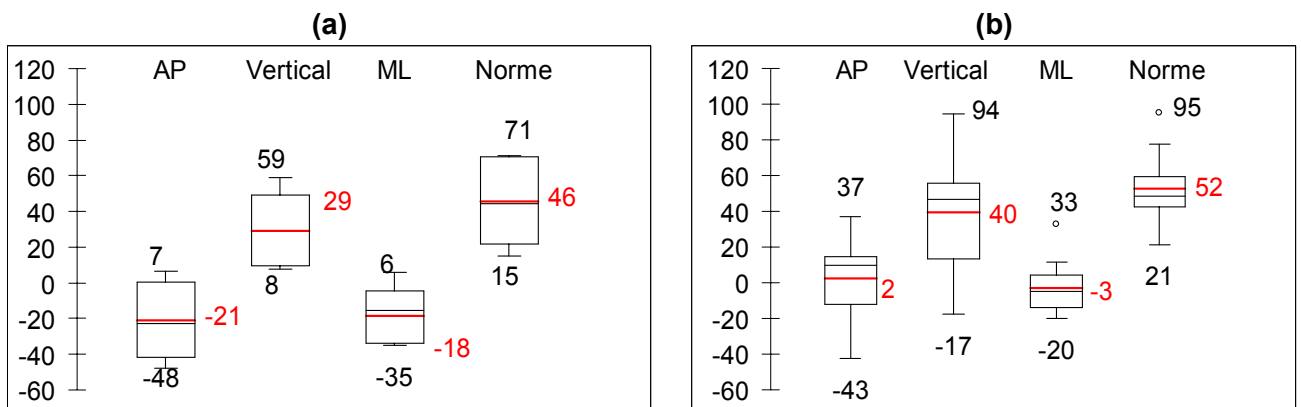


Figure 51 : Écart (en mm) entre CTF EOS et CTF fonctionnel exprimé dans le repère de Leardini (a) pour 5 sujets du protocole LBM, (b) pour 14 sujets du protocole LCAS et LCAD (le CTF fonctionnel est exprimé dans le repère harnais puis dans le repère VICON).

L'erreur varie beaucoup d'un sujet à l'autre et est élevée : elle atteint 15 à 95 mm, selon les sujets. Ces valeurs sont nettement supérieures à l'erreur de $2RMS = 26$ mm annoncée par Leardini (Leardini et coll. 1999). Afin de vérifier si l'algorithme de détermination du CTF est en cause, nous avons testé deux autres méthodes de détermination du CTF : la méthode de Bell et la méthode svd en utilisation la rigidification (cf. Annexe 6). Les résultats diffèrent

beaucoup d'un sujet à l'autre et ne permettent pas de conclure quant à la méthode optimale à utiliser. On note toutefois que l'écart est de l'ordre de 25 à 40 mm en utilisant la méthode de Bell, ce qui rejoint les résultats annoncés par cet auteur (Bell et coll. 1990).

L'écart plus important pour les sujets LCA peut s'expliquer par un mouvement éventuel du harnais ou de la ceinture au cours des circumductions, ou par un mouvement ou un algorithme de calcul du CTF fonctionnel moins adaptés. Nous avons évalué l'écart obtenu en utilisant les coordonnées du CTF dans le repère de la ceinture sacrale et non du harnais. Les résultats ne sont pas meilleurs en utilisant la ceinture (cf. Annexe 6). Une étude de validation plus poussée est à entreprendre pour comprendre l'origine de cet écart important.

✧ Conclusion

L'écart entre le centre de la tête fémorale fonctionnel et identifié sous EOS est important (de 2 à 9cm selon les sujets). L'erreur d'estimation du centre de la tête fémorale étant nettement supérieure à l'erreur du recalage, l'utilisation du système EOS permet d'améliorer l'estimation du centre de la tête fémorale en analyse de la marche.

IV.3.2.2 Recalage du centre de la tête fémorale : impact sur la cinématique

✧ Méthode

Calculs cinématiques

Les acquisitions de marche à vitesse confortable (vitesse moyenne $4\text{km/h} \pm 0.3\text{ km/h}$) de 10 sujets sains (sujets LCAS) et 5 sujets en attente d'une reconstruction du LCA (sujets LCAD) sont utilisées pour évaluer l'impact du recalage du CTF sur la cinématique.

Les trajectoires des marqueurs sont filtrées avec un filtre SSA (dimension de la fenêtre : 10). Pour chaque individu, environ 25 courbes du cycle de marche sont moyennées et rééchantillonnées en pourcentage du cycle de marche (le début du cycle de marche est défini comme l'instant où la force proximo-distale au sol dépasse 2% du poids du sujet). Les calculs sont effectués en utilisant (1) le CTF fonctionnel et (2) le CTF recalé.

Impact du recalage du CTF sur la cinématique

Pour comparer les rotations et déplacements articulaires obtenus avec le centre de la tête fémorale fonctionnelle et recalée, l'écart entre les courbes est évalué par l'écart maximal et

l'erreur quadratique moyenne (RMS) durant l'ensemble du cycle de marche. La RMS est

$$\text{calculée comme suit : } RMS = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{100} (X_{CTF_{fonctionnelle,i}} - X_{CTF_{recalee,i}})^2}{100}}$$

La RMS globale est définie comme étant la RMS des RMS des n (n=15)

$$\text{sujets : } RMS_{globale} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n_{sujet}} RMS_i^2}{n_{sujet}}}$$

Le pic d'erreur (écart maximal) est calculé pour chaque

sujet, ce qui permet d'obtenir l'intervalle de confiance à 95% (95^{ème} centile) de ce pic sur les 15 sujets. Le pic d'erreur et la RMS globale sont également exprimés en fonction de la plage de variation de chaque paramètre étudié (la RMS globale est divisée par la moyenne des plages de variation de la variable étudiée). Nous détaillons plus spécifiquement les résultats obtenus à la hanche et au genou.

✧ Résultats

Le tableau ci-dessous présente la RMS globale, l'intervalle de confiance et la valeur maximale de l'écart maximal obtenus entre la cinématique calculée avec le CTF fonctionnel et celle calculée avec le CTF recalé.

Tableau 17 : RMS, IC95% et maximum de l'écart obtenus entre la cinématique calculée avec le CTF recalé et le CTF fonctionnel, exprimés en valeur absolue et en pourcentage de la plage de variation de la grandeur étudiée (15 sujets)

HANCHE	RMS (% plage)	IC95% du max (% plage)	Max (% plage)
Flexion	2,7° (6%)	4,7° (11%)	5,7° (13%)
Abduction	2,0° (13%)	4,0° (28%)	4,5° (35%)
Rotation	1,0° (7%)	2,1° (16%)	2,2° (17%)
Depl_ml	9,13mm (23%)	20,1mm (61%)	24,8mm (74%)
Depl_ap	22,45mm (63%)	56,6mm (179%)	79,3mm (200%)
Depl_pd	5,34 mm (43%)	14,4mm (127%)	16,4mm (138%)
GENOU	RMS (% plage)	IC95% du max (% plage)	Max (% plage)
Flexion	2,7° (4%)	4,9° (7%)	5,4° (8%)
Abduction	1,7° (15%)	4,0° (35%)	4,1° (44%)
Rotation	1,5° (12%)	4,0° (34%)	4,8° (35%)
Depl_ml	3,6mm (36%)	7,7mm (107%)	8,3mm (136%)
Depl_ap	4,8mm (36%)	21,0mm (89%)	24,2mm (103%)
Depl_pd	4,2mm (35%)	17,1mm (119%)	25,8mm (145%)
CHEVILLE	RMS (% plage)	IC95% du max (% plage)	Max (% plage)
Flexion	1,6° (5%)	2,9° (11%)	3,5° (12%)
Abduction	0,7° (7%)	1,5° (21%)	1,6° (22%)
Rotation	0,8° (5%)	1,6° (7,6%)	2,6° (8%)
Depl_ml	3mm (37%)	6,0mm (75%)	8,9mm (120%)
Depl_ap	0,8mm (7%)	1,7mm (15%)	1,8mm (17%)
Depl_pd	0,6mm (6%)	1,2mm (13%)	1,6mm (20%)

Au genou et à la hanche, la RMS reste inférieure à 3° en flexion et 2° en rotation et abduction, ce qui représente moins de 15% de la plage de variation des variables. L'écart maximal avoisine 5°, ce qui représente plus de 30% de la plage de variation des angles d'abduction à la hanche et des angles d'abduction et de rotation au genou.

L'impact sur la plupart des déplacements dépasse 50%. Pour le déplacement AP au niveau de la hanche, l'écart atteint 8 cm, tandis qu'au genou il atteint 2.5cm. Les courbes de cinématique de la hanche et du genou, sur lesquelles les écarts maximaux sont observés, sont représentées ci-dessous.

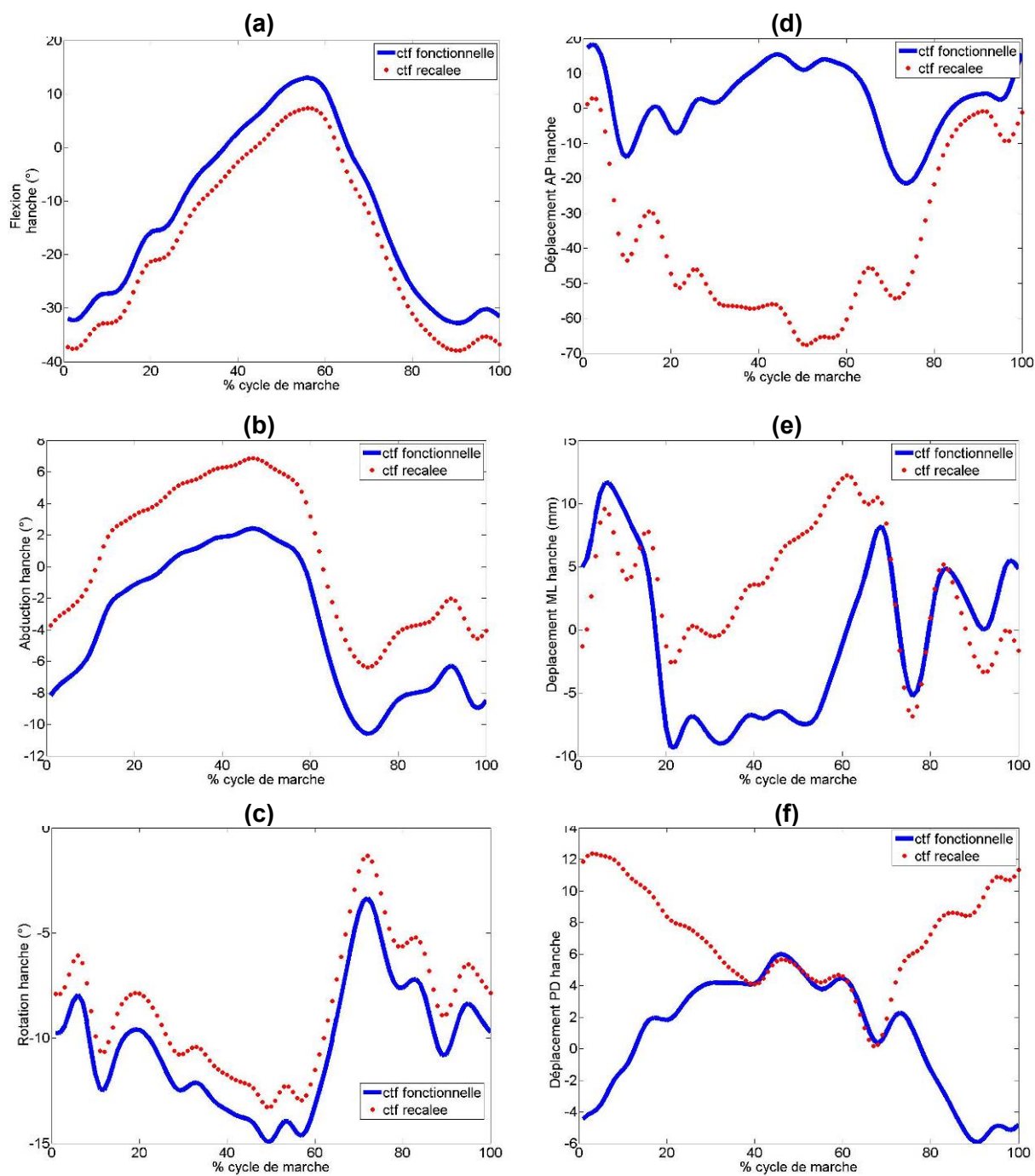


Figure 52 : Flexion (a), abduction (b), rotation (c), et translations AP (d), ML (e) et PD (f) à la hanche, en utilisant le CTF fonctionnel (ligne bleue) et recalé (points rouges).

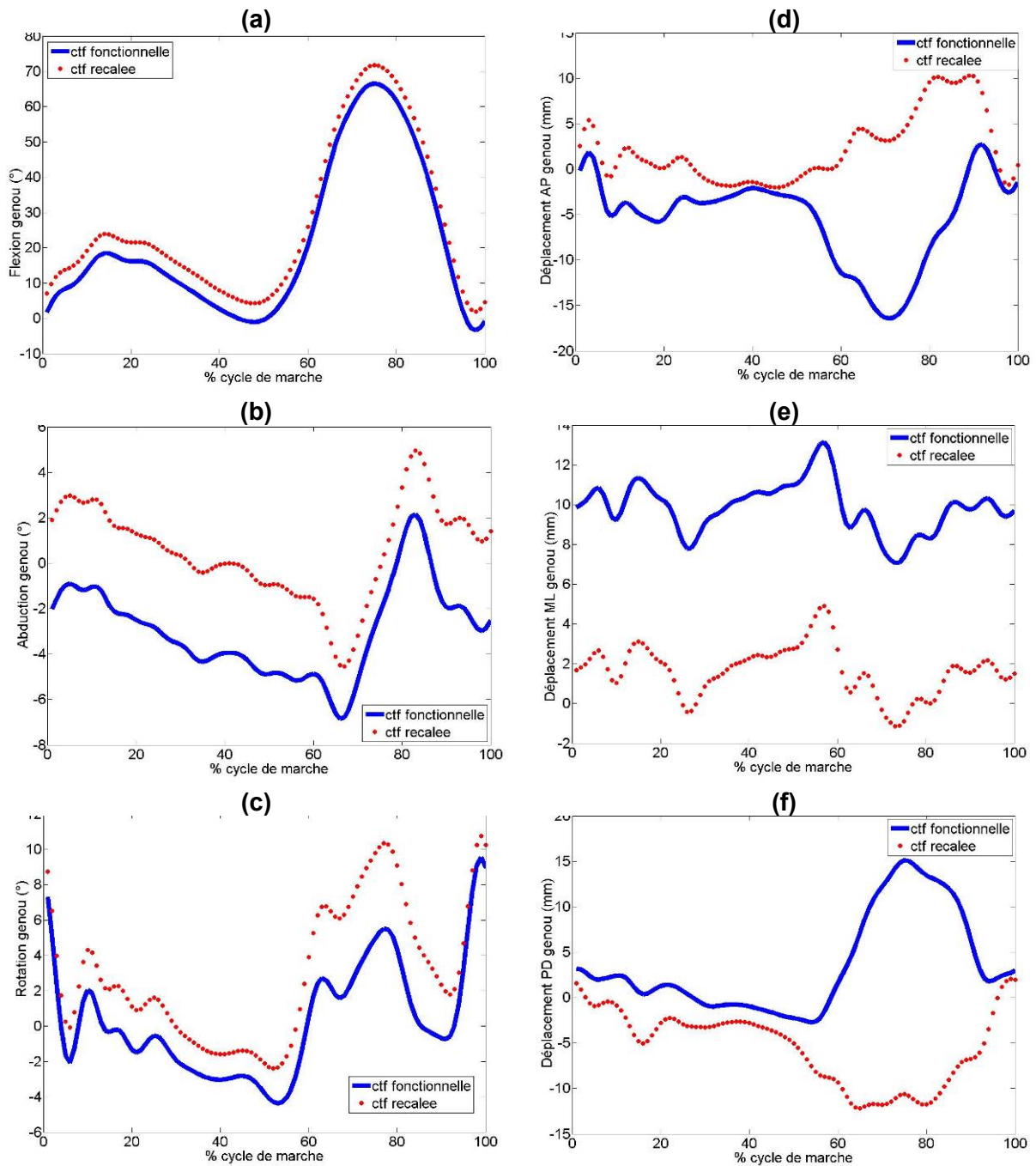


Figure 53 : Flexion (a), abduction (b), rotation (c), et translations AP (d), ML (e) et PD (f) au genou, en utilisant le CTF fonctionnel (ligne bleue) et recalé (points rouges).

◇ Discussion

Le décalage entre les courbes résulte du fait que le CTF intervient directement dans la définition des repères utilisés pour interpréter le mouvement. L'impact du recalage sur les déplacements en translation au sein de l'articulation est d'autant plus important que ces déplacements sont faibles. Les translations au sein des articulations étant de faible amplitude et donc sensibles aux autres bruits de mesure, sont rarement étudiées. Pour le déplacement AP à la hanche, l'écart entre les deux courbes est majeur. Le déplacement

obtenu avec le CTF recalé est aberrant. Comment se fait-il que le fait d'utiliser un CTF à priori plus précis, fournisse de tels résultats? La ceinture sacrale est utilisée pour déterminer le CTF fonctionnel et pour enregistrer la cinématique du bassin. Le mouvement de cette ceinture par rapport au bassin n'a pas été quantifié à ce jour. Les mouvements de cette ceinture peuvent expliquer l'écart important entre le CTF fonctionnel et le CTF recalé, et le fait que la cinématique ne soit pas améliorée par l'utilisation du CTF recalé.

L'impact de la localisation du CTF sur les angles articulaires est plus marqué que dans l'étude de Stagni (Stagni et coll. 2000), qui note un effet négligeable sur les angles au genou et à la hanche, avec des erreurs moyennes inférieures à 1.5°. Cette différence s'explique par le fait que Stagni impose une erreur de localisation du CTF maximale de 30mm, cette erreur étant imposée selon une direction à la fois. Stagni note qu'une erreur de localisation suivant les axes proximo-distal et antéro-postérieur affecte davantage les angles articulaires qu'un écart selon l'axe médio-latéral. L'écart entre le CTF recalé et fonctionnel atteint une moyenne de 52 mm sur les sujets de notre étude, avec une forte composante verticale (Figure 51).

Quelle est l'importance clinique d'un tel écart? En utilisant le CTF fonctionnel pour une population saine et pour une population pathologique, on devrait observer les mêmes différences qu'en utilisant le CTF recalé pour ces deux populations. Il est toutefois important de savoir si, pour une même population, l'utilisation de l'un ou l'autre des CTF peut modifier l'interprétation clinique des résultats, c'est-à-dire de vérifier si l'impact du CTF est du même ordre de grandeur que les différences observées pour caractériser une pathologie. Si l'on prend l'exemple d'une rupture du ligament croisé antérieur, la cinématique est modifiée (Papadonikolakis et coll. 2003). Entre sujets sains, ayant une rupture du LCA et ayant une reconstruction du LCA, (Knoll et coll. 2004) le décalage des courbes atteint 10° (cf. figure ci-dessous). Le décalage observé en utilisant le CTF fonctionnel et recalé atteint 5°; ce qui n'est pas négligeable par rapport au décalage observé par Knoll.

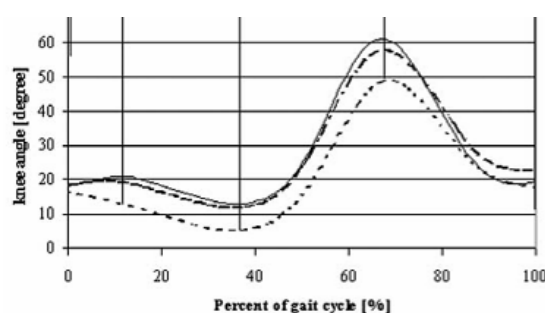


Figure 54: Angle de flexion au genou pour des sujets sains (—), ayant une déficience du LCA (...) et 12 mois après reconstruction du LCA (- - -). Issu de (Knoll et coll. 2004)

IV.3.2.3 Recalage du CTF : impact sur la cinétique

✧ Méthode

Les forces au sol sont filtrées avec un filtre de Butterworth (fréquence de coupure = 30Hz). Les calculs de dynamique inverse sont effectués en utilisant (1) le CTF fonctionnel et (2) le CTF recalé. Les valeurs sont normalisées par le poids et la taille de l'individu (%BW*Ht).

Pour comparer les moments et forces articulaires obtenus avec le centre de la tête fémorale fonctionnelle et recalée, l'écart entre les courbes est évalué par l'écart maximal et l'erreur quadratique moyenne (RMS) durant la phase oscillante et durant la phase d'appui. Pour chaque phase, la RMS est calculée comme suit :

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n_{phase}} (X_{CTF_{fonctionnelle,i}} - X_{CTF_{recalee,i}})^2}{n_{phase}}}, \text{ où } n_{phase} \text{ est le nombre de valeurs enregistrées}$$

durant la phase étudiée (environ 60 pour la phase d'appui et 40 pour la phase oscillante). La RMS globale et les valeurs relatives à la plage de variation sont calculées comme présenté pour la cinématique. Les notations suivantes sont utilisées pour les efforts : forces médio-latérale (ML), antéro-postérieure (AP), proximo-distale (PD) ; moments de flexion/extension (FE), d'abduction/adduction (ABD), et de rotation interne/externe (RIE).

✧ Résultats

Le Tableau 18 suivant présente la RMS globale, l'intervalle de confiance et la valeur maximale de l'écart maximal entre les efforts obtenus avec le CTF recalé et le CTF fonctionnel durant la phase d'appui.

Tableau 18 : RMS, IC95% et maximum de l'écart obtenus entre les efforts calculés avec le CTF recalé et le CTF fonctionnel en phase d'appui

Phase d'appui (15 sujets)	RMS globale (% de la plage)	IC95% Max (% de la plage)	Max (% de la plage)
HANCHE			
Force ML (%BW)	2,4 (10%)	8,1 (33,2%)	9,5 (38%)
Force AP (%BW)	3,1 (7%)	9,1 (17,9%)	9,9 (18%)
Force PD (%BW)	1,0 (1%)	3,5 (3,4%)	4,0 (4%)
Moment FE (%BW*Ht)	1,1 (14%)	2,8 (34,1%)	3,5 (41%)
Moment ABD (%BW*Ht)	0,6 (10%)	1,8 (33,7%)	2,1 (50%)
Moment RIE (%BW*Ht)	0,09 (6%)	0,3 (20%)	0,31 (24%)
GENOU			
Force ML (%BW)	0,8 (5%)	2,0 (13%)	2,0 (14%)
Force AP (%BW)	1,4 (4%)	3,9 (9%)	4,8 (11%)
Force PD (%BW)	0,3 (0,3%)	3,9 (1%)	1,7 (2%)
Moment FE (%BW*Ht)	0,3 (8%)	1,0 (23%)	1,0 (28%)
Moment ABD (%BW*Ht)	0,2 (6%)	0,4 (15%)	0,5 (16%)
Moment RIE (%BW*Ht)	0,05 (5%)	0,2 (16%)	0,2 (17%)

A la hanche, la RMS globale et IC95% des écarts maximaux de la force ML atteignent respectivement 2.4 et 8 %BW, ce qui représente 10 et 33% de la plage de variation de cette force en phase d'appui. Pour la force AP, ces valeurs atteignent 3.1%BW et 9%BW, ce qui représente 7 et 18% de la plage de variation. La force ML est moins touchée, la RMS et IC95% restant inférieures à 5% de la plage de variation. Les moments FE et ABD sont les plus touchés, avec une RMS de 1.1 et 0.6%BW*Ht, et un maximum atteignant 3.5 et 2.1%BW*Ht. Pour tous les moments, IC95% dépasse 20% de la plage de variation.

Au genou, la RMS, IC95% et l'écart maximal atteignent 1.4, 3.9 et 4.8%BW pour la force AP. Pour les forces ML et PD, la RMS reste inférieure à 1%BW (5% de la plage), IC95% à 4%BW et l'écart maximal à 2%BW (14% de la plage). Pour les moments, la RMS reste inférieure à 0.5%BW*Ht, IC95% à 1%BW*Ht et le maximum à 1%BW*Ht. En valeur relative, le moment FE est le plus touché, IC95% atteignant 23% et l'écart maximal 28% de la plage de variation. Pour tous les moments, IC95% dépasse 15% de la plage de variation.

Les courbes, pour lesquelles les écarts maximaux sont observés à la hanche et au genou, sont représentées ci-dessous.

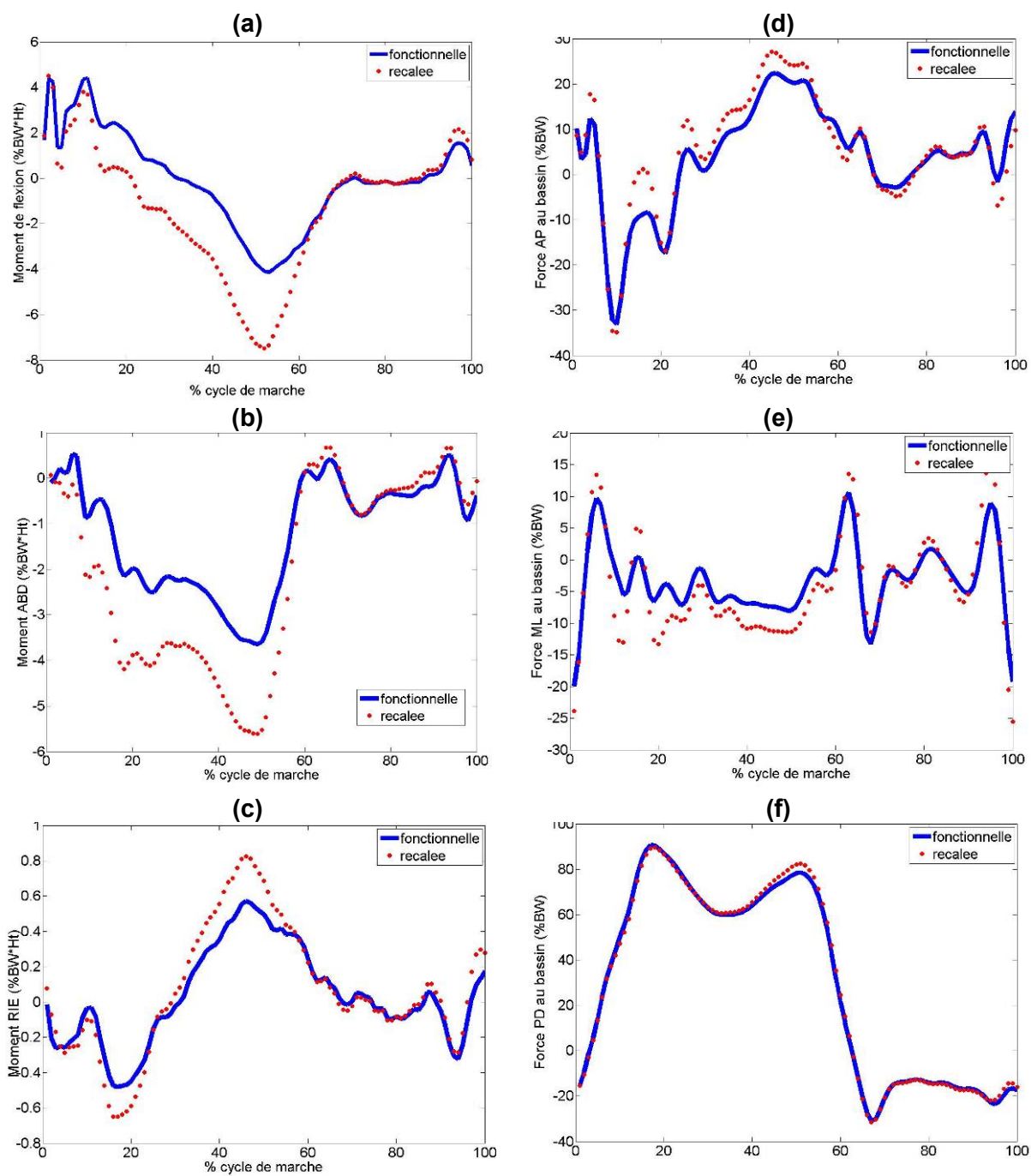


Figure 55 : Moment de flexion (a), abduction (b), rotation (c), et Forces AP (d), ML (e) et PD (f) à la hanche, en utilisant le CTF fonctionnel (ligne bleue) et recalé (points rouges).

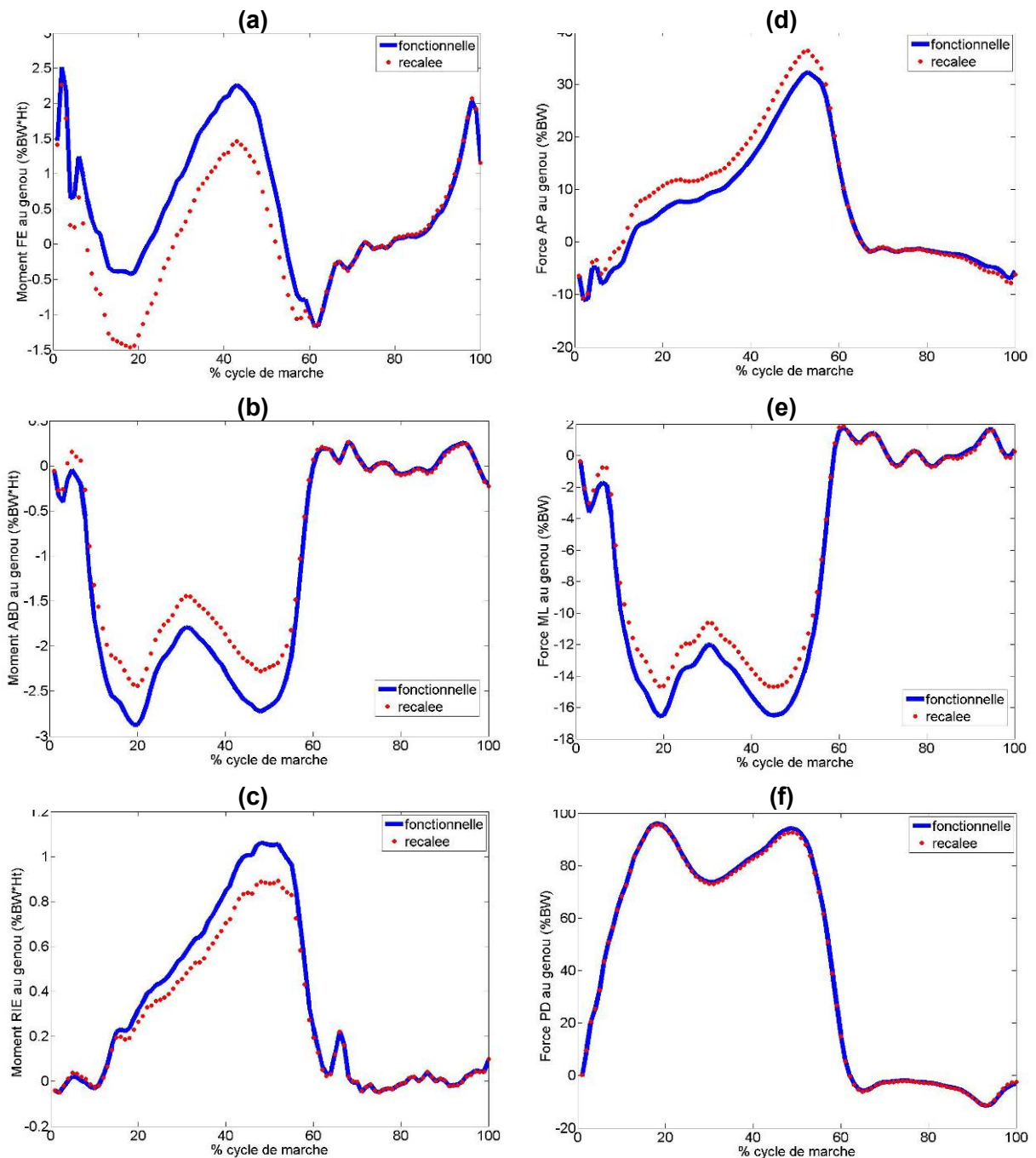


Figure 56 : Moment de flexion (a), abduction (b), rotation (c), et Forces AP (d), ML (e) et PD (f) au genou, en utilisant le CTF fonctionnel (ligne bleue) et recalé (points rouges).

◇ Discussion

L'impact est nettement plus fort à la hanche qu'au genou. On observe un décalage des courbes, qui peut dépasser 2%BW*Ht à la hanche. L'impact est important en phase d'appui et négligeable en phase oscillante. Ceci s'explique par le fait qu'en phase oscillante, les forces externes de contact sont nulles, si bien que les seules forces qui influencent les segments sont liées à leurs caractéristiques inertielles, et s'appliquent donc à leur centre de masse.

En faisant varier le CTF de 30mm selon les 3 directions, Stagni obtient une variation de $1.6\%BW \cdot Ht$ des moments fléchisseur et abducteur et $0.5\%BW \cdot Ht$ du moment interne. Ces valeurs correspondent à l'écart maximal entre les pics des deux courbes. Pour le genou, Stagni note un effet négligeable. Nous obtenons un écart du même ordre de grandeur mais plus important, ceci étant imputable à une plus grande différence entre le CTF fonctionnel et le CTF recalé. Les courbes des moments à la hanche ressemblent aux courbes fournies par Stagni, le moment abducteur obtenu avec le CTF recalé ayant une allure un peu plus semblable aux moments de Stagni que celui obtenu avec le CTF fonctionnel.

En traçant la moyenne et le corridor (plus ou moins un écart type) des courbes obtenues avec le CTF fonctionnel et le CTF recalé sur l'ensemble des 10 sujets sains, on n'observe pas de différence majeure (Figure 57 a). Pourtant, pour chaque individu, on observe des écarts pouvant être importants. Ceci s'explique par le fait que ces écarts se compensent : par exemple, pour le sujet 3, le moment de flexion à la hanche est décalé d'environ $0.4Nm/kg$ vers le bas, tandis que pour le sujet 6 on observe un tel décalage vers le haut (Figure 57 b).

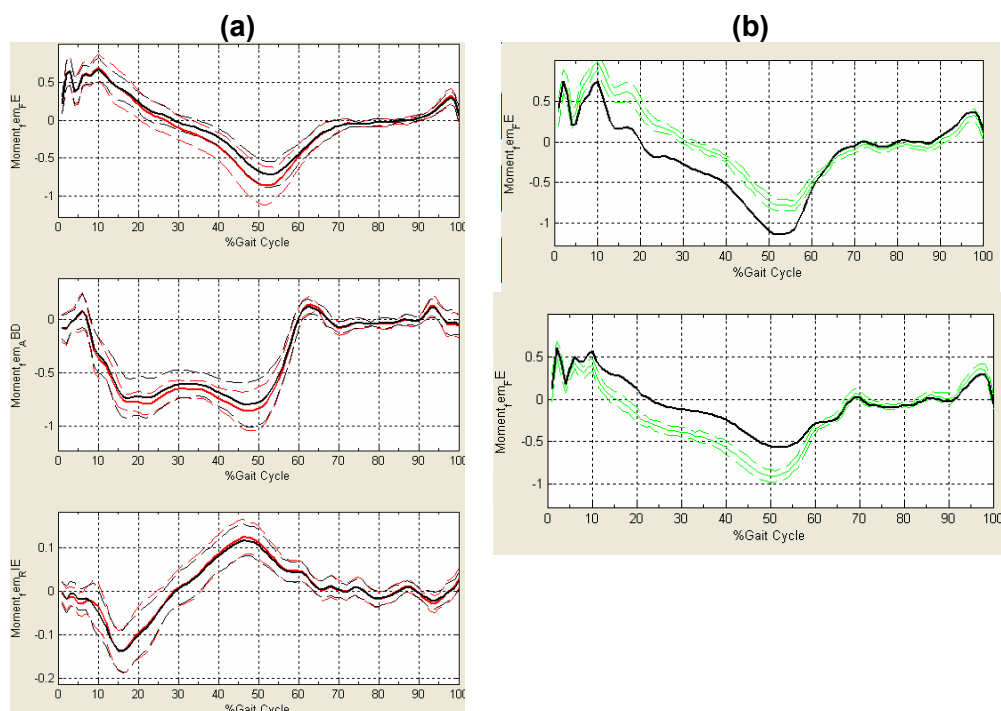


Figure 57 : (a) Moyenne et corridor à un écart type des moments à la hanche (en Nm/kg) obtenus pour 10 sujets sains, en utilisant le CTF fonctionnel (en noir) ou recalé (en rouge). (b) Moment abducteur à la hanche obtenu pour 2 sujets avec le CTF fonctionnel (moyenne en noir) et recalé (moyenne et corridor à un écart type en vert).

Pour comparer nos résultats à ceux de Kirkwood, les données obtenues pour la hanche ont été normalisées par rapport à la masse des sujets (Tableau 19).

Tableau 19 : RMS, IC95% et maximum de l'écart obtenus entre les efforts calculés avec le CTF recalé et le CTF fonctionnel en phase d'appui (en N/kg et Nm/kg)

Phase d'appui (15 sujets)	RMS globale	IC95% Max	Max
HANCHE			
Force ML (N/kg)	0,24	0,8	0,9
Force AP (N/kg)	0,31	0,9	1
Force PD (N/kg)	0,1	0,35	0,39
Moment FE (Nm/kg)	0,19	0,49	0,6
Moment ABD (Nm/kg)	0,11	0,31	0,37
Moment RIE (Nm/kg)	0,02	0,07	0,13

Kirkwood obtient un écart maximal de 0.26Nm/kg dans le plan frontal et un impact plus faible dans les autres plans (0.08Nm/kg). Nous obtenons des écarts maximaux plus élevés que Kirkwood, l'écart maximal atteignant 0.37Nm/kg, 0.13Nm/kg et 0.6 Nm/kg pour les moments abducteur, de rotation interne et d'abduction. Cette différence s'explique par le fait que l'écart maximal entre deux localisations du CTF utilisées par Kirkwood est de 2.6cm en médio-latéral et 2cm en disto-proximal, ce qui est moins important que l'écart entre les CTF fonctionnel et le CTF recalé de nos sujets.

Cette comparaison avec les données de Stagni et de Kirkwood nous permet de vérifier que nous obtenons un impact de la localisation du CTF du même ordre de grandeur que ces auteurs, notre impact plus élevé s'expliquant par une différence plus importante entre les deux localisations du CTF étudiées.

IV.3.2.4 Visualisation du mouvement des os et des systèmes d'axe

Le recalage des os dans les repères liés aux systèmes d'attache nous permet de visualiser leur mouvement. La figure ci-dessous illustre trois positions observées au cours du cycle de marche, et ce dans le plan sagittal, axial et frontal.

On observe une légère interpénétration des os au moment de la flexion, un espacement trop important ou encore quelques mouvements parasites des os. Outre les erreurs de recalage, le mouvement des systèmes d'attache par rapport aux os sous-jacents au cours du mouvement semble être la principale cause de ces observations. Un traitement de signal approprié permettrait de les limiter. Cette visualisation permet de se rendre compte des limites inhérentes à l'analyse de la marche par moyens non invasifs et des courbes cinématiques et cinétiques obtenues.

Cette visualisation permet au clinicien de mieux comprendre les courbes cinématiques, de visualiser le mouvement dans les différents plans de l'espace, et de les mettre en relation avec la géométrie osseuse du sujet. Améliorer la reconstruction de la géométrie du tibia ainsi que compenser les artéfacts des tissus mous est toutefois nécessaire avant d'appliquer cet outil à la clinique.



Figure 58 : Visualisation des os au cours du cycle de marche dans les 3 plans de l'espace

Ce chapitre a présenté comment la géométrie osseuse personnalisée peut être intégrée à l'analyse du mouvement ainsi que l'apport de cette intégration. Les clichés stéréoradiographiques permettent non seulement d'obtenir la géométrie osseuse, mais également de reconstruire l'enveloppe externe du sujet. Le chapitre 5 présente comment, à partir de cette géométrie, les paramètres inertiels peuvent être estimés et intégrés aux calculs cinétiques.

V. Chapitre 5 : Intégration des paramètres inertiels personnalisés à l'analyse de la marche

Face aux limites des différentes méthodes de détermination des paramètres inertiels (« body segment parameters », ou BSP) présentées au chapitre 2, Dumas (Dumas et coll. 2005) propose de déterminer les BSP de la cuisse par reconstruction 3D des structures osseuses et de l'enveloppe externe à l'aide de clichés stéréoradiographiques avec le système basse dose EOS[®]. Nous reprenons cette méthodologie pour calculer les paramètres inertiels de l'ensemble du membre inférieur. Afin d'évaluer la validité et l'intérêt du calcul des BSP personnalisés, deux études ont été menées : d'une part la reproductibilité du calcul a été évaluée sur 81 reconstructions du membre inférieur ; d'autre part l'impact des BSP sur la cinétique au cours de la marche a été évalué sur 10 sujets. Pour chacune de ces études, les paramètres personnalisés ont été comparés à ceux obtenus avec les tables de de Leva, couramment utilisées dans la littérature et intégrés dans le modèle générique du LIO.

Ainsi, ce chapitre vise à répondre aux questions suivantes : Comment calculer les paramètres inertiels personnalisés de l'ensemble du membre inférieur? En quoi ces paramètres diffèrent-ils de ceux estimés à partir des tables de de Leva? Quelle est la reproductibilité du calcul des paramètres personnalisés? Et enfin, quel est l'impact d'utiliser ces paramètres personnalisés à la place des paramètres de de Leva dans les calculs cinétiques?

V.1 Calcul des paramètres inertiels personnalisés

La détermination des BSP se fait en 2 grandes étapes résumées ci-dessous.

V.1.1 Reconstruction tridimensionnelle des structures

Les os (tibia, fémur, rotule) et la cuisse sont reconstruits par la méthode NSCC décrite au chapitre 4. **La jambe** est reconstruite selon le même principe : 4 contours externes et 8 points (2 sur chaque plan définissant la limite du segment) sont identifiés sur les radiographies. **L'enveloppe du pied** est délicate à reconstruire : d'une part, la variabilité des formes de pied est très importante entre sujets ; d'autre part, peu de points sont visibles en vue de face. Ainsi, nous reconstruisons l'enveloppe du pied par simple mise à échelle de sa longueur et de sa largeur. Pour ce faire, 3 points sont identifiés sur les clichés : le milieu du

talon, l'extrémité supérieure du gros orteil et l'extrémité inférieure du petit orteil (au niveau de son contact au sol).

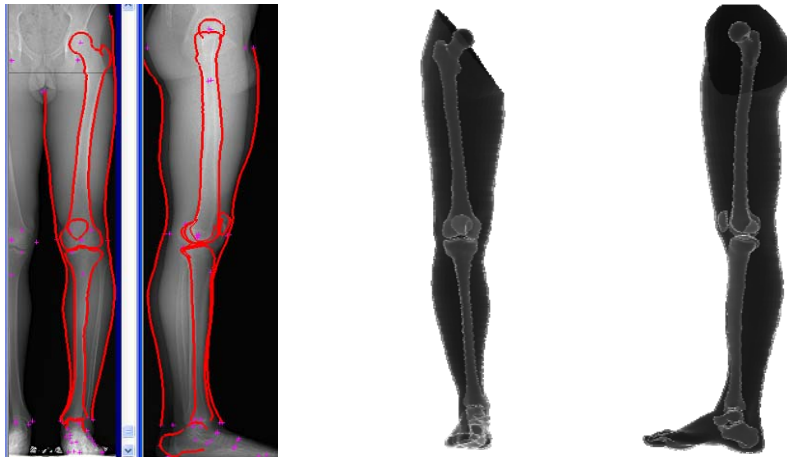


Figure 59: Identification des contours et géométrie 3D de l'enveloppe et des os.

La procédure d'identification des points et contours est fournie en Annexe 5. La reconstruction de l'ensemble d'un membre inférieur dure environ 1h, la numérisation des contours et points et la vérification des structures reconstruites nécessitant le plus de temps (surtout lorsque les membres sont légèrement superposés).

V.1.2 Calcul des BSP

Connaissant la géométrie des os et de l'enveloppe externe, la répartition de la masse au sein du membre inférieur s'en déduit en assignant une densité aux os et aux tissus mous. Les volumes de la cuisse, de la jambe et du pied sont fermés par un plan, afin de permettre leur intégration volumique. Conformément aux travaux de Dumas, les segments sont définis selon Clarys (Clarys et coll. 1986), l'intégration volumique se fait selon la méthode de Mirtich (Mirtich 1996), et les densités sont issues de White et coll. (White et coll. 1987) : 1.42g/cm^3 pour les os et 1.03 g/cm^3 (resp. 1.02 g/cm^3) pour les tissus mous des hommes (resp. femmes). Les détails de ces calculs sont fournis en Annexe 2. L'ensemble des calculs (fermeture des volumes et calcul des BSP) dure environ 15 minutes pour un sujet.

V.2 Comparaison des bsp personnalisés aux bsp de de Leva

V.2.1 Méthode

V.2.1.1 Sujets

La comparaison a été menée sur deux populations, qui ont participé respectivement aux études de reproductibilité et d'analyse de la marche présentées dans les sections suivantes.

✧ Sujets Repro

L'étude de reproductibilité, présentée au paragraphe suivant, a été menée sur 4 membres gauches et 5 membres droits de 7 sujets (5 hommes et 2 femmes). La masse corporelle moyenne des sujets masculins est de 73.6 ± 8.8 kg (écart type) et la taille moyenne de 1.78 ± 0.06 m. Pour les femmes, la masse corporelle moyenne est de 61.5kg (52 et 71kg) et la taille moyenne de 1.64 m (1.62 et 1.66m). Ces 9 membres inférieurs ont été reconstruits 3 fois par 3 opérateurs, fournissant ainsi 81 reconstructions.

✧ Sujets LCAS

10 hommes sains, âgés de 28.7 ± 3.6 ans, mesurant $1,77 \pm 0.06$ m et pesant 74.2 ± 7.5 kg ont participé à cette étude. Ces sujets ont suivi le protocole clinique complet présenté précédemment. Des marqueurs ont été installés sur différents points anatomiques avant l'examen de stéréoradiographie. La position des marqueurs dans le repère EOS a été obtenue sous IdefX.

V.2.1.2 Calcul des paramètres inertiels

Les paramètres personnalisés ont été calculés comme décrit ci-dessus.

✧ Définition des segments de de Leva (de Leva 1996)

De Leva fournit une table comportant la masse relative du segment par rapport à la masse du sujet. La position du centre de masse le long de l'axe longitudinal des segments et les rayons de giration autour des 3 axes du segment sont fournis en pourcentage de la longueur du segment. De Leva décrit les axes longitudinaux des segments comme suit :

Cuisse : du centre de la tête fémorale au centre genou (milieu des épicondyles)

Jambe : du centre genou à la malléole latérale (plusieurs alternatives sont proposées à la place de la malléole latérale, qui a été choisie pour sa simplicité de localisation au cours des essais d'analyse du mouvement).

Pied : du milieu du talon à l'extrémité du gros orteil.

✧ Localisation des points nécessaires au calcul des BSP de de Leva

Le centre de la tête fémorale est estimé à partir de la reconstruction 3D de la tête fémorale (centre de la sphère aux moindres carrés). Pour les sujets LCAS, les épicondyles, la malléole latérale, le milieu du talon et l'extrémité de l'orteil sont localisés à l'aide des marqueurs placés à ces endroits. Pour les sujets Repro, on ne dispose pas de ces marqueurs. Les épicondyles sont directement définis sur l'enveloppe de la cuisse, tandis que la malléole, le milieu du talon et l'extrémité de l'orteil sont pointés sous IdefX[®].

V.2.1.3 Choix des repères

La description incomplète des repères dans lesquels les BSP sont exprimés constitue l'une des limites des études portant sur les BSP (cf. chapitre 2). Par souci de clarté, nous décrivons ici brièvement les repères utilisés dans notre étude.

Les BSP de de Leva sont exprimés dans les plans anatomiques suivants (Zatsiorsky 2002) : la table, sur laquelle le sujet est allongé sert de plan frontal. L'axe longitudinal des segments relie l'extrémité à l'origine. L'origine du segment définit l'origine du repère.

Les paramètres inertiels sont calculés dans le repère EOS ainsi que dans un repère lié au segment, qui est défini de manière à se rapprocher de la définition des repères de de Leva. La position du centre de masse est exprimée dans le repère segmentaire pour les deux méthodes de calcul des BSP (la position des points étant connue dans le repère EOS, un changement de repère permet d'exprimer cette position dans le repère segmentaire). En revanche, les moments d'inertie de de Leva sont fournis directement dans le repère de de Leva, dont la description n'est pas suffisamment précise pour permettre son calcul. Nous supposons que ce repère est comparable à celui du repère segmentaire, hypothèse courante dans les diverses études de BSP (Ganley et coll. 2004; Dumas et coll. 2005; Rao et coll. 2006). Pour chaque population (Repro et LCAS), nous avons défini des repères segmentaires en fonction des contraintes de l'étude menée : ainsi, pour l'étude de reproductibilité il importe d'avoir des repères reproductibles, tandis que pour l'analyse de l'impact des BSP sur la cinétique, l'emphase a été portée sur le fait d'avoir des repères proches des repères fonctionnels. En effet, afin d'utiliser les BSP dans les calculs de dynamique inverse, il est nécessaire de les exprimer dans les repères fonctionnels utilisés pour les calculs de dynamique inverse. (Pour l'instant, au LIO, les paramètres inertiels de de Leva sont utilisés en supposant que les repères de de Leva et les repères fonctionnels sont identiques).

Pour l'étude de reproductibilité, nous reprenons les repères osseux RepFemur et RepTibia présentés au chapitre 3. Pour le pied, un repère est défini à partir de l'axe de gravité et de la projection de l'axe bimalléolaire sur le plan horizontal. Ces repères suivent les recommandations de l'ISB (X antéro-postérieur, Y vertical, Z médio-latéral).

Les repères fonctionnels ne sont, par définition, pas calculables à partir de la géométrie des structures osseuses, puisqu'ils s'appuient sur le mouvement effectué par le sujet au cours du calibrage. Nous définissons des repères proches des repères fonctionnels à partir des

marqueurs externes positionnés sur les participants (malléoles, condyles, talon, extrémité du gros orteil) et le centre de la tête fémorale reconstruite sous IdefX. Contrairement aux repères osseux, les repères fonctionnels ne suivent pas les recommandations de l'ISB (X : médio-latéral, Y : antéro-postérieur, Z vertical). La définition de ces repères est fournie en Annexe 4.

V.2.1.4 Comparaison des paramètres inertiels

Pour tous les sujets, les paramètres inertiels ont été calculés selon les deux méthodes. Les moyennes des BSP personnalisés et des écarts de ces BSP avec ceux de de Leva ont été évaluées. L'intervalle de confiance à 95% (IC95%) et le maximum (max) de la valeur absolue des écarts ont été calculés.

V.2.2 Résultats et discussion

Les résultats obtenus pour les sujets de l'étude de reproductibilité sont fournis en Annexe 2.

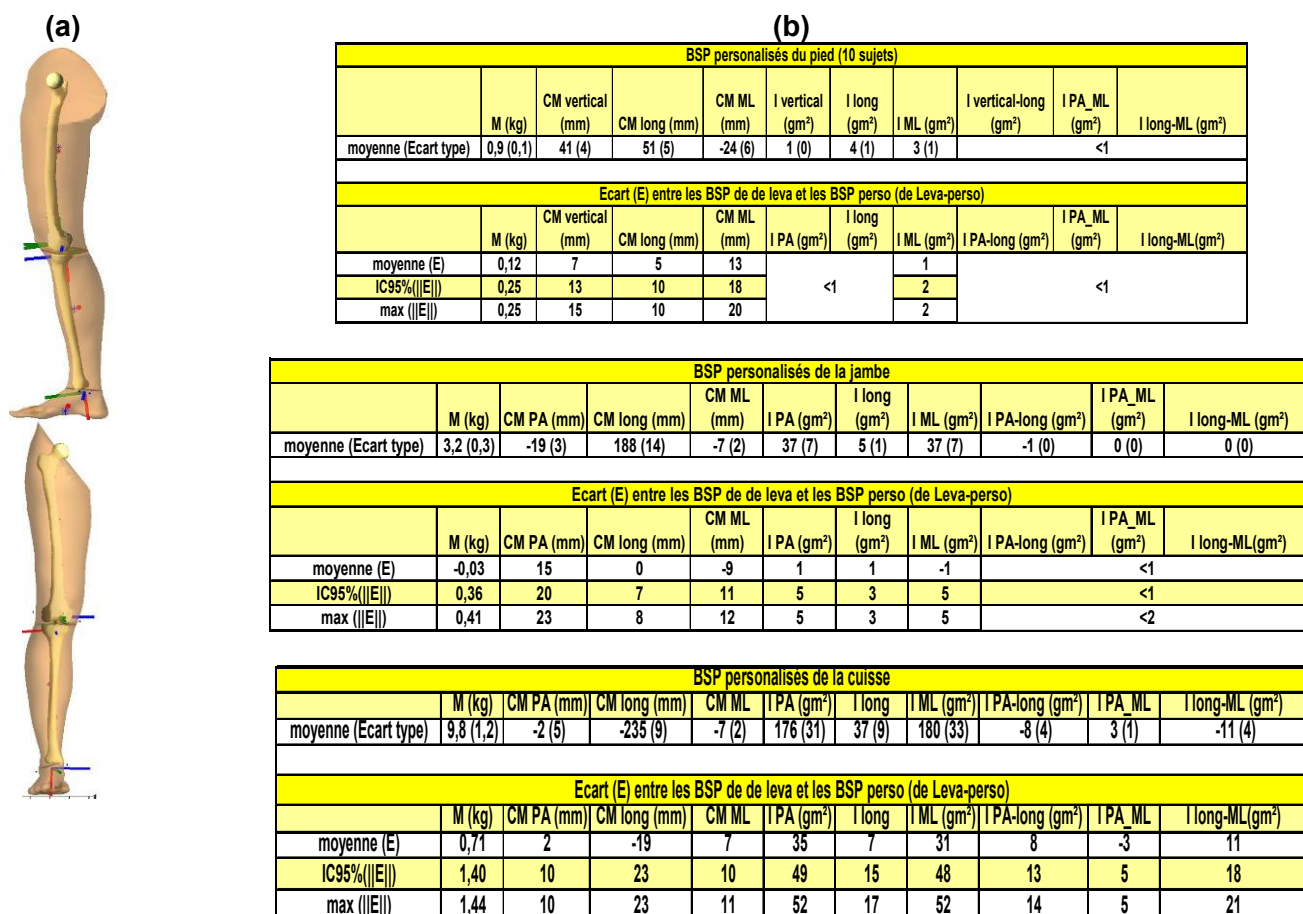


Figure 60: (a) BSP personnalisés (* bleues) et de Leva (. rouges) pour un sujet (b) Valeurs moyennes (écart type) des paramètres personnalisés et écarts par rapport à ceux de de Leva, exprimés dans les repères fonctionnels (10 sujets LCAS)

V.2.2.1 BSP du pied

La **masse** moyenne du pied est d'environ 900g, soit 10 à 15 % plus légère que celle de de Leva. Le **centre de masse** personnalisé se situe :

- ✧ 5cm en avant du centre des malléoles le long de l'axe du pied, comme celui de de Leva (à 5mm près pour les sujets LCAS).
- ✧ 4 à 5cm en dessous du centre des malléoles, 7mm (sujets LCAS) à 2cm (sujets Repro) plus haut que la position obtenue avec les tables de de Leva.
- ✧ au même niveau (sujets Repro) ou 24mm latéralement (sujets LCAS) par rapport au milieu des malléoles selon l'axe bi-malléolaire du pied, tandis que le centre de de leva se situe 1 cm médialement.

Le fait que le centre de masse du pied de de Leva se situe médialement par rapport au centre personnalisé est cohérent puisque de Leva situe le centre de masse le long de l'axe joignant le calcaneum à l'extrémité du gros orteil. Le fait que le centre de de Leva soit plus bas pour les sujets Repro s'explique par le fait que le centre de masse de de Leva ait été placé sur l'axe joignant le milieu des malléoles au milieu du talon, identifié plus près du sol que ne l'est l'extrémité postérieure du calcaneum.

Les **moments d'inertie** sont faibles (<5gm²).

V.2.2.2 BSP de la jambe

La **masse** moyenne de la jambe est d'environ 3kg, ce qui est proche de la masse fournie par de Leva. Dans 95% des cas, l'écart entre la masse personnalisée et la masse de de Leva est inférieure à 520g.

Le **centre de masse** personnalisé de la jambe est situé :

- ✧ 15-20 mm **postérieurement** par rapport au centre du genou, tandis que celui de de Leva se situe au niveau du centre genou.
- ✧ 7-9 mm **latéralement**, tandis que celui de de Leva se trouve 16 à 19 mm latéralement par rapport au centre du genou.
- ✧ 188 mm du centre du genou pour les sujets LCAS et 142mm pour les sujets de l'étude repro. Ces valeurs sont très proches de celles obtenues avec la table de de Leva (écart de 1mm par rapport aux valeurs personnalisées).

Le fait que le centre de masse de de Leva soit situé plus latéralement que le centre de masse personnalisé s'explique par le fait que de Leva place le centre de masse sur l'axe joignant le centre du genou à la malléole latérale. Le centre de masse personnalisé est postérieur au centre genou et au centre de de Leva, ce qui peut s'expliquer par la forme galbée de la partie postérieure de la jambe.

Le **tenseur d'inertie** n'est pas principal ; on note toutefois que les produits inertiels sont faibles (inférieurs à 1gm^2). Les moments d'inertie AP et ML avoisinent les 37gm^2 et diffèrent de 5gm^2 , soit de 18% de ceux de de Leva (IC95%). Le moment longitudinal est de 5gm^2 , et diffère ainsi de 21% de celui de de Leva. En moyenne, les moments d'inertie sont toutefois bien estimés par les tables de de Leva (moyenne des écarts < 10%).

V.2.2.3 *BSP de la cuisse*

Selon la population étudiée, la **masse** de la cuisse est d'environ 9.2 kg ou 9.8 kg, soit 10% plus faible ou 7% plus faible que celle de de Leva. Pour les sujets Repro, l'écart entre la masse personnalisée et estimée par de Leva est relativement important, le 95^{ème} centile atteint 2.6kg. En revanche pour les sujets LCAS, la masse moyenne est de 9.8kg, 7% plus élevée que celle de de Leva. Dumas obtient une masse moyenne personnalisée de 9.5kg, comparable à la masse qu'il obtient avec les tables de de Leva.

Le **centre de masse** de la cuisse personnalisée est situé :

- ✧ à environ 230-235 mm du centre genou, étant ainsi **2cm plus distal** que celui de de Leva.
- ✧ légèrement (2 à 5 mm) postérieurement au centre du genou et au centre de de Leva
- ✧ 7mm **latéralement**, tandis que celui de de Leva se trouve au même niveau que le centre genou.

Comme Dumas (Dumas et coll. 2005), nous obtenons un centre de masse situé légèrement postérieurement à l'axe du segment. Dumas annonce un centre de masse médial par rapport à celui de de Leva, ce qui est contraire à nos résultats. Après vérification auprès de l'auteur, le centre de masse de ses sujets est latéral à celui de de Leva, ce qui rejoint nos résultats. Dumas obtient une position comparable du centre de masse personnalisé selon l'axe longitudinal (185mm à partir du centre de la tête fémorale, tandis que nous obtenons 187mm pour les sujets Repro et 195 mm pour les sujets LCAS) ; ce centre étant 1 à 2 cm plus distal que celui de de Leva.

Le **tenseur d'inertie** n'est pas principal. Les moments principaux atteignent 180gm^2 autour des axes ML et AP et 37gm^2 autour de l'axe longitudinal. Ces valeurs sont comparables à celles de Dumas et diffèrent de près de 27% de celles de de Leva.

V.2.2.4 *Limites*

Pour les sujets Repro, notre comparaison par rapport aux paramètres de de Leva est limitée par le fait que notre population est plus âgée que celle de de Leva et que les points utilisés

pour localiser les centres de masse de de Leva diffèrent légèrement de ceux utilisés en analyse de la marche (condyles localisés directement sur le modèle 3D de la cuisse, milieu du talon situé près du sol et non au niveau du calcaneum).

Par ailleurs, la comparaison des moments d'inertie est limitée par le fait que l'on suppose que le repère de de Leva est confondu avec les repères segmentaires. Cette approximation est néanmoins courante dans les différents articles comparant différentes méthodes de calcul des paramètres inertiels (Ganley et coll. 2004; Dumas et coll. 2005).

Globalement, on retient que les paramètres inertiels personnalisés diffèrent de ceux de de Leva par le fait que le centre de masse ne se situe plus sur l'axe longitudinal du segment, les masses diffèrent (7% pour la cuisse, 14% pour le pied, qui a toutefois une masse faible), les moments d'inertie principaux diffèrent jusqu'à 20%, et les produits d'inertie de la cuisse ne sont pas nuls. Ces écarts sont relativement faibles par rapport aux différences atteignant 10 à 60% entre les différentes régressions de la littérature (Rao et coll. 2006). Ceci rejoint les conclusions de Dumas (Dumas et coll. 2005) quant à la bonne estimation des BSP par les tables de de Leva, et ce surtout sur des populations jeunes.

Après avoir estimé la différence entre l'estimation personnalisée des paramètres inertiels et l'utilisation des tables de de Leva, et avant de nous intéresser à l'impact de cette différence sur la cinétique, nous présentons l'étude de reproductibilité du calcul de ces paramètres.

V.3 Reproductibilité

V.3.1 Méthode

La reproductibilité du calcul des BSP personnalisé a été menée sur les 81 reconstructions des sujets Repro (cf. section précédente). La méthode reprend celle présentée pour l'étude de reproductibilité des repères osseux: après avoir vérifié que tous les échantillons sont équivalents, la moyenne des valeurs est calculée pour chaque sujet reconstruit. La répartition des écarts de chaque paramètre à la moyenne de ce paramètre, nous renseigne sur la dispersion des valeurs. Pour décrire cette dispersion, nous calculons la moyenne, le maximum (max) et le 95^{ème} centile (qui nous indique l'intervalle de confiance à 95% (IC95%)) de la valeur absolue de ces écarts.

V.3.2 Résultats

V.3.2.1 *Reproductibilité des BSP du pied*

Seule la reproductibilité de la masse et de la position du centre de masse est présentée, les moments d'inertie étant très faibles. Le tableau et les boîtes à moustache ci-dessous caractérisent la répartition de la valeur absolue des écarts à la moyenne pour les différents paramètres.

Tableau 20 : Écarts à la moyenne des BSP du pied⁸

	M (g)	CMX (mm)	CMY (mm)	CMZ (mm)
moyenne	46,8	5,5	1,8	3,0
centile 95	142,8	16,1	4,7	8,1
max	193,3	27,6	5,9	11,2

La masse du pied est obtenue dans un intervalle de confiance à 95% de 143g, (16% de la masse moyenne du pied). Le centre de masse est estimé avec une variation de 16mm le long de l'axe AP, 5 mm le long de l'axe longitudinal et 8mm selon l'axe bi-malléolaire.

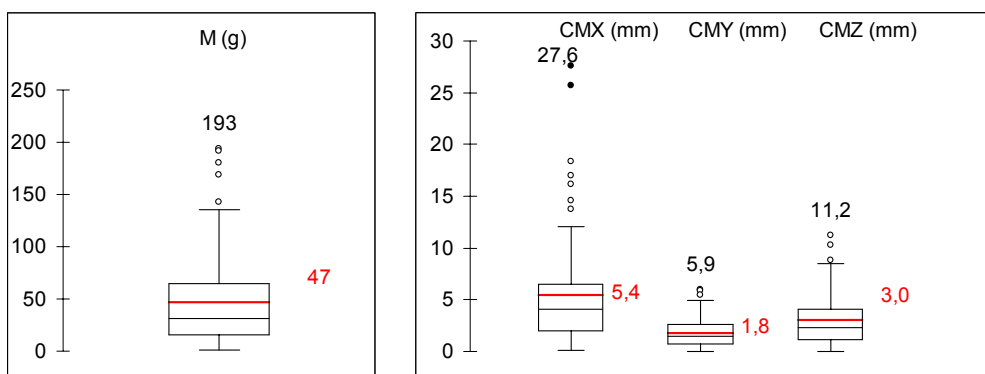


Figure 61 : Répartition des valeurs absolues des écarts à la moyenne de la masse et de la position du centre de masse du pied⁸

V.3.2.2 *Reproductibilité des BSP de la jambe*

Tableau 21 : Écarts à la moyenne des BSP de la jambe⁹

	M (g)	CMX (mm)	CMY (mm)	CMZ (mm)	lxx (gm ²)	lyy (gm ²)	lzz (gm ²)	lxy (gm ²)	lxz (gm ²)	lyz (gm ²)
moyenne	49,0	1,0	1,4	1,2	0,7	0,1	0,8	0,2	0,0	0,1
centile 95	138,8	3,1	4,5	3,6	2,4	0,4	2,5	0,5	0,2	0,4
max	331,9	4,9	9,3	5,2	5,1	0,9	5,3	0,8	0,3	0,5

La masse de la jambe est estimée dans un intervalle de confiance de 140g (5% de la masse de la jambe). Le centre de masse est estimé dans un intervalle de confiance de 5mm.

⁸ Pour la masse, CMX et CMY, les reconstructions de l'opérateur 1 ont été retirées pour le calcul de la moyenne, afin de s'assurer que les échantillons étaient équivalents. Ces reconstructions ont ensuite été incorporées dans le calcul des écarts à la moyenne.

Les moments d'inertie sont estimés dans un intervalle de confiance de 2.5gm² selon les axes AP et ML et 0. 5gm² selon l'axe longitudinal, ce qui représente une erreur inférieure à 10%.

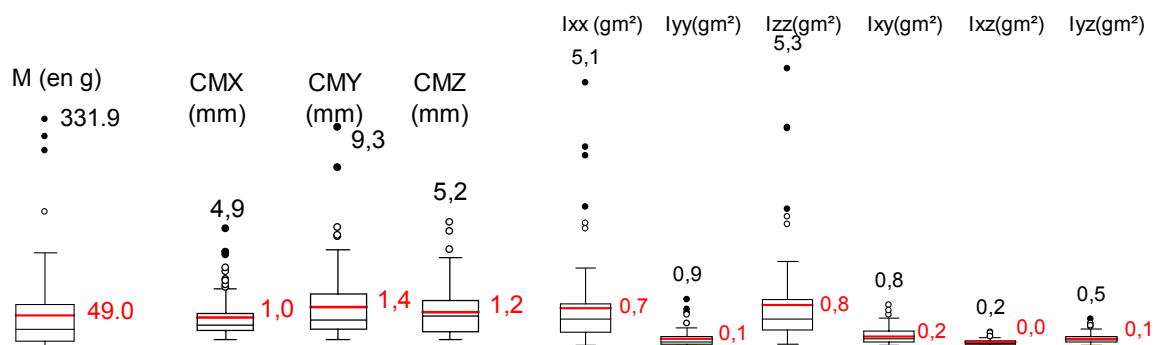


Figure 62 : Répartition des valeurs absolues des écarts à la moyenne des BSP personnalisés de la jambe⁹

V.3.2.3 Reproductibilité des BSP de la cuisse

La masse est estimée dans un intervalle de confiance à 95% de 640g, ce qui correspond à environ 7% de la masse de la cuisse. La dispersion d'estimation du centre de masse selon les directions antéro-postérieure et médio-latérale est inférieure à 4mm tandis que selon l'axe longitudinal le 95ème centile atteint 7.5mm. Les moments principaux d'inertie sont estimés dans un intervalle de confiance de 16gm², ce qui correspond à une erreur d'environ 10% de la valeur des moments (20% pour le moment selon l'axe longitudinal).

Tableau 22 : Écarts à la moyenne des BSP de la cuisse

	M (g)	CMX (mm)	CMY (mm)	CMZ (mm)	lxx (mm)	lyy (gm ²)	lzz (gm ²)	lxy (mm)	lxz (mm)	lyz (mm)
moyenne	201,0	1,4	3,3	1,0	6,3	1,5	6,3	1,7	0,5	1,2
centile 95	639,9	3,8	7,4	2,5	14,6	6,6	15,8	5,4	1,3	3,5
max	933,5	5,6	18,8	5,7	34,1	8,2	25,4	8,1	2,3	6,6

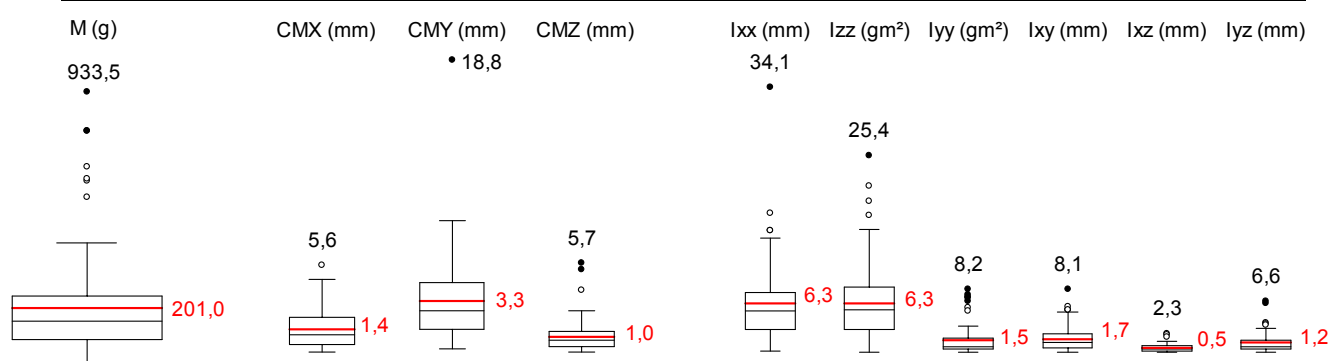


Figure 63 : Répartition des valeurs absolues des écarts à la moyenne des BSP personnalisés de la cuisse¹⁰

⁹ Les échantillons n'étant pas équivalents pour CMY, 2 échantillons ont été exclus du calcul des moyennes de ces variables.

V.3.3 Discussion

La reproductibilité des paramètres inertiels personnalisés est relativement bonne :

- ✧ les masses sont estimées dans un intervalle de confiance de 7% pour la cuisse et la jambe (14% pour le pied)
- ✧ le centre de masse est localisé dans un intervalle de confiance de 5 mm pour la jambe et 7.5 mm pour la cuisse (16 mm pour le pied)
- ✧ les moments d'inertie sont estimés à 10% pour la cuisse et la jambe (20% pour l'inertie le long de l'axe longitudinal de la cuisse et 27% pour celui du pied).

Le fait que les paramètres de la cuisse soient moins reproductibles que ceux de la jambe peut s'expliquer par les difficultés liées à la reconstruction de la cuisse : d'une part le placement des points du plan hanche est plus délicat que pour les plans genou et cheville, et d'autre part, pour certains sujets, il arrive que la partie la plus latérale de l'enveloppe ne soit pas visible sur les clichés. La reconstruction de l'enveloppe du pied est également délicate, le milieu du talon et dans une moindre mesure, l'extrémité du gros orteil, sont difficilement visibles en vue de face et influencent l'orientation du pied. L'extrémité du petit orteil est également difficile à localiser sur la vue de profil. Il serait intéressant de compléter cette étude de reproductibilité par une étude de précision de reconstruction de l'enveloppe externe, en utilisant un système tel que le bodyscan.

Les erreurs de reproductibilité étant nettement inférieures aux écarts entre les paramètres personnalisés et les paramètres de de Leva, il est intéressant d'utiliser les paramètres inertiels personnalisés. Quel est l'impact d'utiliser ces paramètres personnalisés sur la cinétique? Plusieurs auteurs ont souligné la différence des paramètres inertiels obtenus par différentes méthodes mais ont, en revanche, noté un faible impact sur la cinétique (cf. chapitre 2, section sources d'erreurs en dynamique inverse). Ces auteurs ont toutefois comparé des techniques qui ne fournissent pas les paramètres inertiels 3D. De plus les tables utilisées ne sont pas toujours adaptées aux populations. Le paragraphe suivant présente l'étude menée afin d'évaluer l'impact des paramètres inertiels 3D personnalisés par rapport aux paramètres de de Leva sur les efforts articulaires.

¹⁰Les échantillons n'étant pas équivalents pour les variables CMY, I_{xx} et I_{zz} , 1 échantillon a été ôté pour le calcul des moyennes de ces variables. Pour I_{xy} , les échantillons ne sont pas équivalents. Cependant, il faudrait écarter un trop grand nombre de reconstructions pour obtenir des échantillons équivalents. Les valeurs étant faibles et comparables, nous avons gardé l'ensemble des échantillons.

V.4 Impact sur la cinétique

L'impact des paramètres inertiels sur la cinétique a été évalué sur les 10 sujets sains LCAS ayant suivi le protocole clinique présenté au chapitre 3. La différence entre les paramètres inertiels de ces sujets obtenus à partir de la modélisation personnalisée et avec les tables de de Leva a été présentée section V.2.2.

V.4.1 Méthode

V.4.1.1 Calculs cinétiques

Les acquisitions de marche lente (vitesse moyenne 4km/h \pm 0.3 km/h (écart type)) et de marche rapide (vitesse moyenne de 4.7km/h \pm 0.4 km/h) sont utilisées pour évaluer l'impact des BSP sur la cinétique.

Les trajectoires des marqueurs sont filtrées avec un filtre SSA (10) et les forces au sol avec un filtre Butterworth (30Hz). Pour chaque individu, 20 courbes du cycle de marche sont moyennées et rééchantillonnées en pourcentage du cycle de marche (le début du cycle de marche est défini comme l'instant où la force proximo-distale au sol dépasse 2% du poids du sujet).

Les calculs de dynamique inverse sont effectués en utilisant (1) les BSP de de Leva et (2) les BSP personnalisés. Pour permettre ce calcul, les paramètres inertiels sont fournis dans les repères proches des repères fonctionnels, dans un fichier .bsp prévu à cet effet. Un exemple d'un tel fichier est fourni en Annexe 2.

V.4.1.2 Impact des BSP sur la cinétique

Pour comparer les moments et forces articulaires obtenus avec les BSP personnalisés et ceux de de Leva, l'écart entre les courbes est évalué par l'écart maximal et l'erreur quadratique moyenne (RMS) durant la phase oscillante et durant la phase d'appui. La RMS

est calculée comme suit : $RMS = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n_{phase}} (X_{perso,i} - X_{deLeva,i})^2}{n_{phase}}}$, où n_{phase} est le nombre de

valeurs enregistrées durant la phase étudiée (environ 60 pour la phase d'appui et 40 pour la phase oscillante).

La RMS globale est définie comme étant la RMS des RMS des 10 sujets :

$$RMS_{globale} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n_{sujet}} RMS_i^2}{n_{sujet}}}$$

L'écart maximal et la RMS globale sont également exprimés en

fonction de la plage de variation de chaque paramètre étudié.

Les notations suivantes sont utilisées pour les efforts : forces médio-latérale (ML), antéro-postérieure (AP), proximo-distale (PD); moments de flexion/extension (FE), d'abduction/adduction (ABD), et de rotation interne/externe (RIE).

V.4.2 Résultats

Les graphes ci-dessous présentent les valeurs des RMS et de IC95% en phase d'appui puis en phase oscillante.

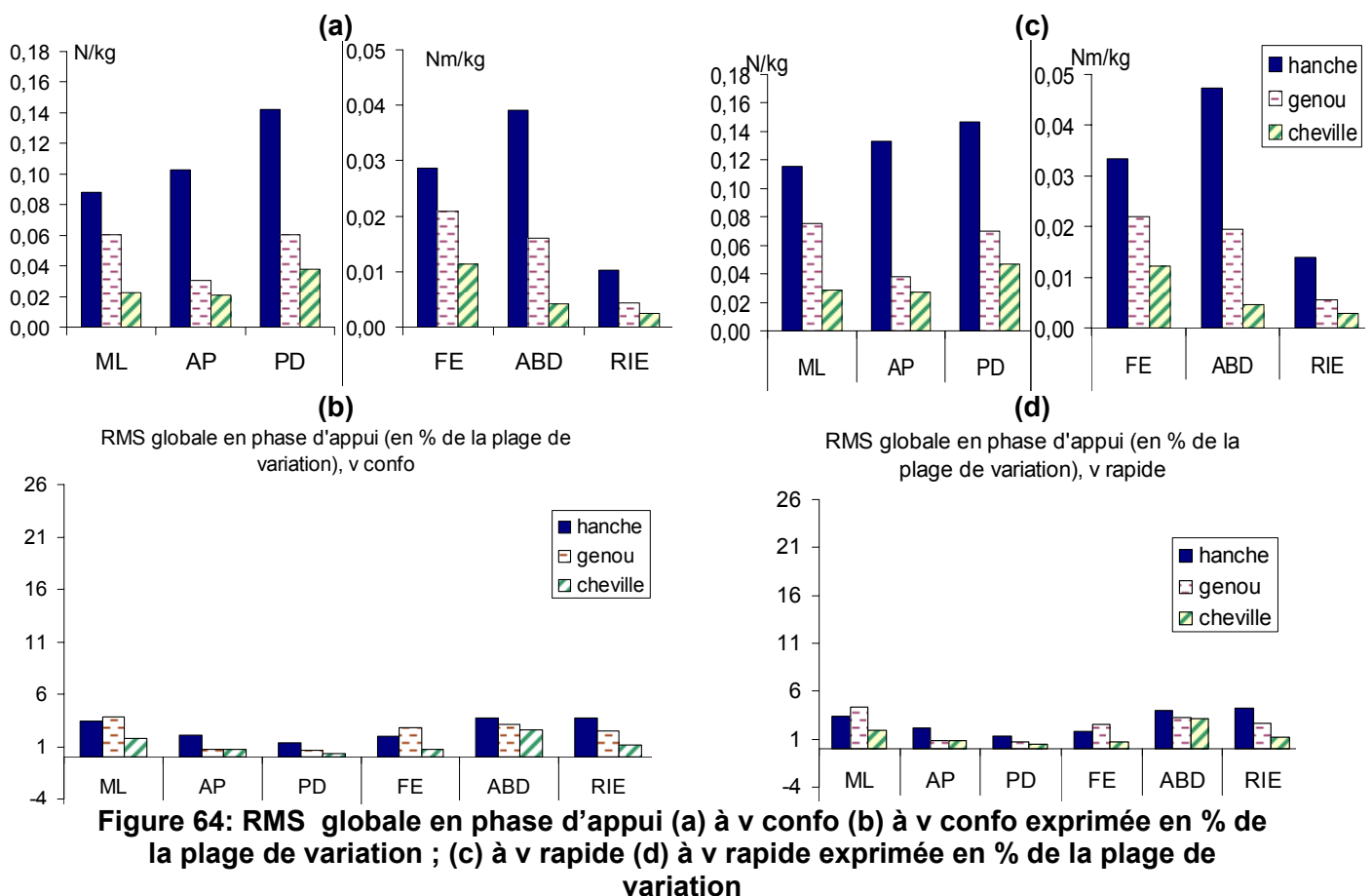


Figure 64: RMS globale en phase d'appui (a) à v confo (b) à v confo exprimée en % de la plage de variation ; (c) à v rapide (d) à v rapide exprimée en % de la plage de variation

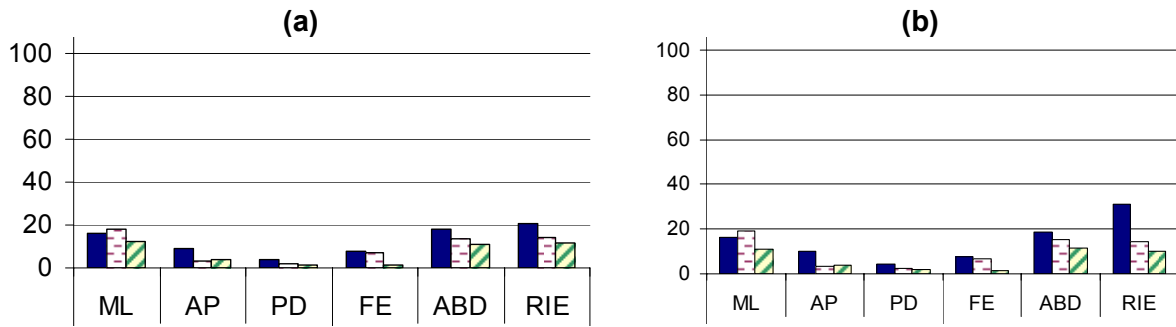


Figure 65: IC95% de la différence maximale des efforts en phase d'appui à (a) v confo, (b) v rapide

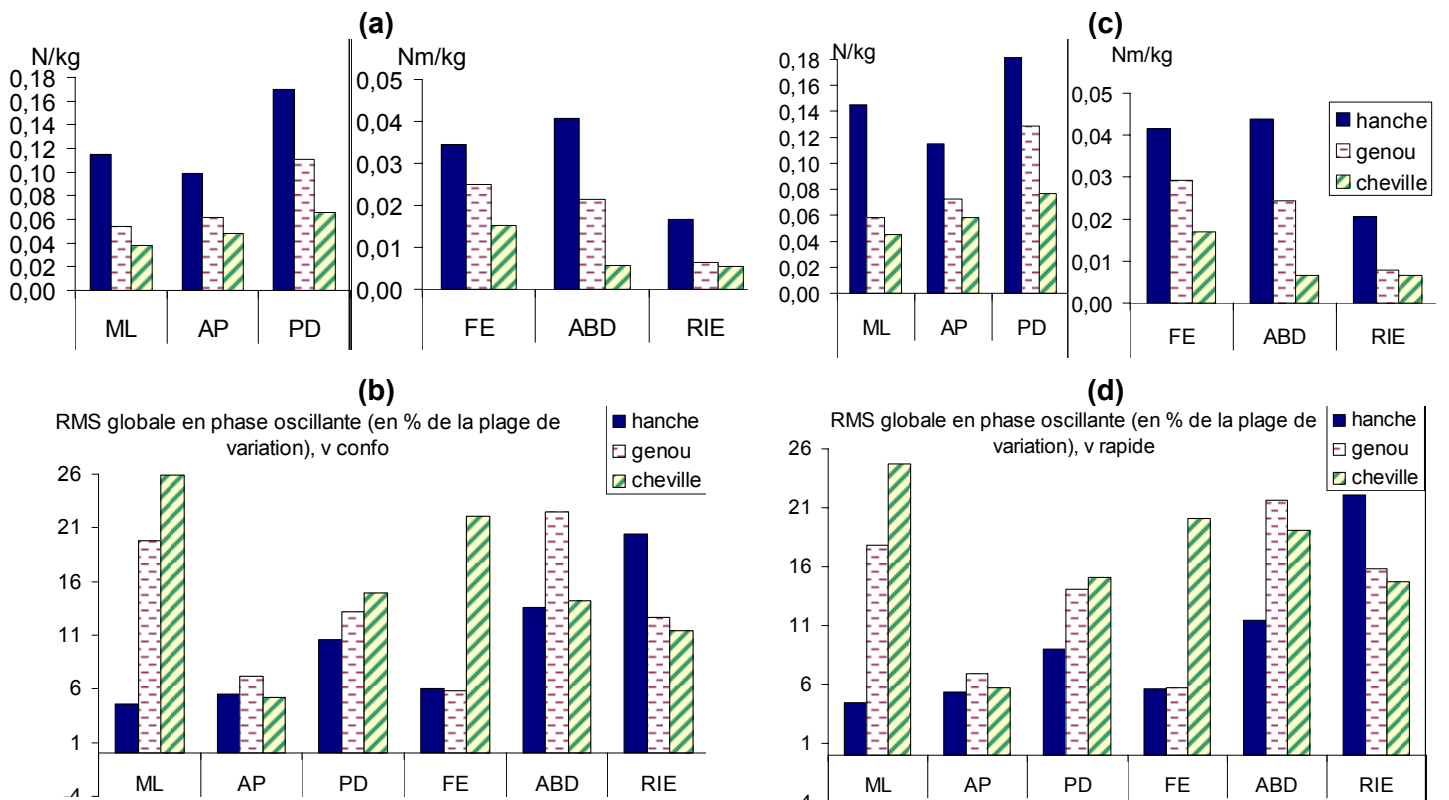


Figure 66: RMS globale en phase oscillante (a) à v confo (b) à v confo exprimée en % de la plage de variation ; (c) à v rapide (d) à v rapide exprimée en % de la plage de variation

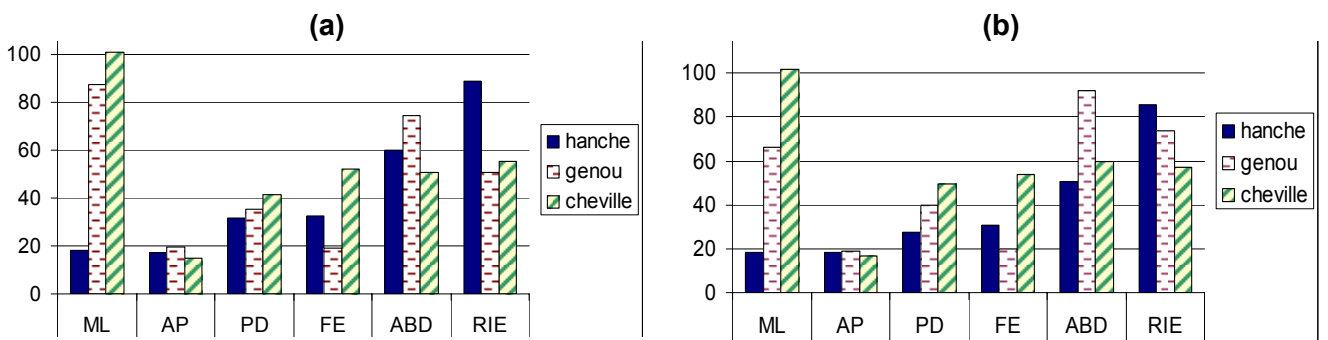


Figure 67: IC95% de la différence maximale des efforts en phase oscillante à (a) v confo, (b) v rapide

En phase d'appui, l'impact est le plus marqué à la hanche et augmente légèrement avec la vitesse. La RMS normalisée est inférieure ou égale à 5% pour l'ensemble des paramètres : l'impact est donc très faible en vue des RMS. L'ensemble des RMS normalisées est nettement plus élevé en phase oscillante, variant de 5 à 26% selon les efforts. Après ces remarques générales, nous analysons l'impact des BSP sur la cinétique de chaque articulation.

V.4.2.1 Cheville

En phase oscillante, la RMS normalisée atteint 15% pour la force PD. IC95% dépasse 50% de la plage des valeurs (excepté pour la force AP (IC95%=18%)). L'impact sur la force ML de la cheville dépasse 100% de la plage de variation (0,15N/kg à environ 72% du cycle de marche sur la figure ci-dessous).

En phase d'appui, la RMS reste inférieure à 0.05N/kg ou 2% pour les forces et inférieure à 0.01Nm/kg ou 3% pour les moments. Pour la force ML et les moments RIE et ABD, IC95% avoisine les 10%. IC95% reste inférieur à 5% pour les forces AP, PD et le moment FE.

L'impact de la vitesse est faible et variable selon les paramètres observés.

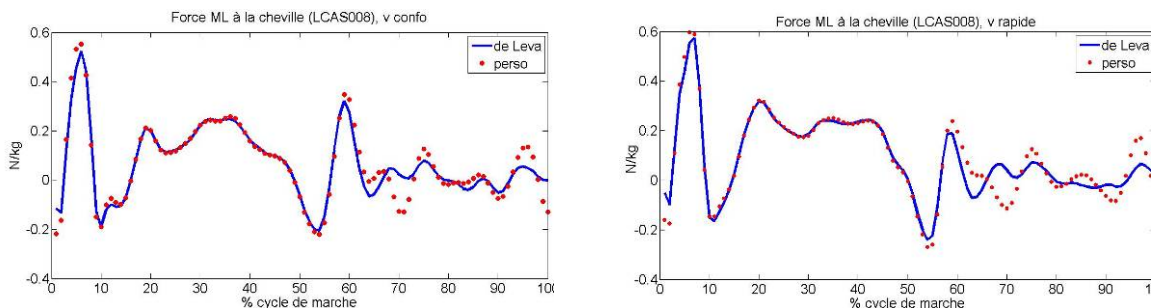


Figure 68 : Force ML à la cheville, présentant un écart maximal atteint 103% à vitesse confortable et 115% à vitesse rapide en phase oscillante

V.4.2.2 Genou

En phase oscillante, la RMS normalisée atteint 22% pour le moment ABD (8% à vitesse rapide). IC95% atteint 50% pour les forces ML et les moments ABD et RIE. (maxima supérieurs à 70% à vitesse rapide). Pour la force PD, IC95% atteint 40% à vitesse rapide (écart max 40%). Pour la force AP et le moment FE, IC95% reste inférieur à 20% (maxima d'environ 21%).

En phase d'appui, la RMS est d'environ 0.08N/kg pour les forces ML et PD et 0.04N/kg pour la force AP. La RMS des moments est d'environ 0.02Nm/kg en flexion et abduction et reste inférieure à 0.01Nm/kg en rotation. IC95% avoisine 15-20% pour la force ML et les moments ABD et RIE (maxima respectifs de 22%, 17% et 16% à vitesse rapide). IC95% reste inférieur à 5% pour les forces AP, PD et le moment FE (maxima de 4%, 2%, et 7% à vitesse rapide).

L'impact de la vitesse est variable selon les paramètres observés : en phase oscillante, les maxima augmentent de 5, 15 et 20% pour la force PD, les moments ABD et RIE et diminuent de 20% pour la force ML. Sur les forces AP et PD on ne note pas de différence notable. En phase d'appui l'impact de la vitesse est faible (inférieur à 5%).

Les moments et forces au genou des sujets, pour lesquels l'impact est le plus marqué, sont représentés ci-dessous.

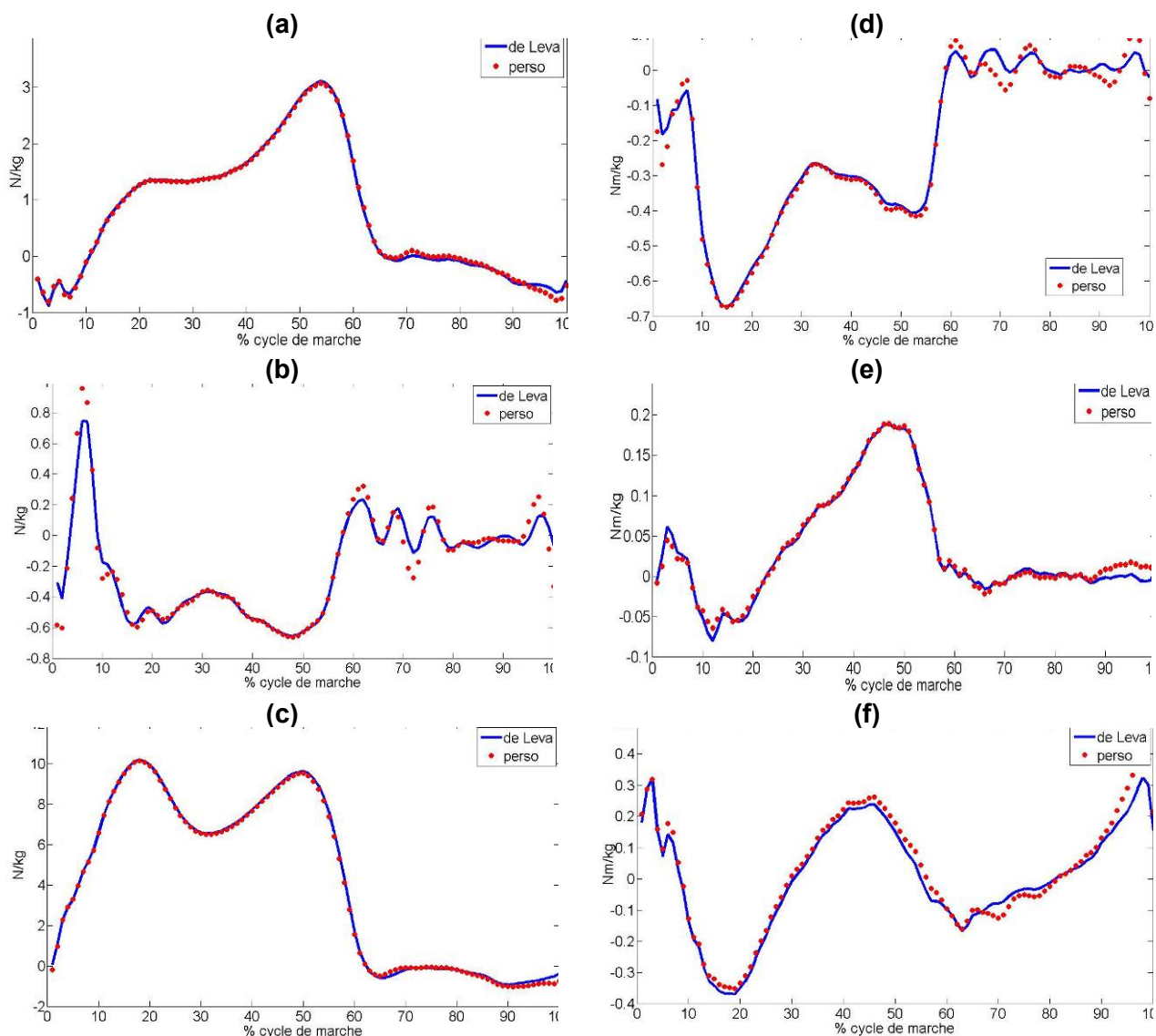


Figure 69 : Forces au genou présentant des écarts maximaux (phase oscillante, phase d'appui)
 (a) Force AP à vitesse confortable (22%, 2%) (b) Force ML à vitesse confortable (91%, 20%) (c) Force PD à vitesse rapide (40%, 2%) (d) Moment ABD (92%, 13%) à vitesse rapide (e) Moment RIE (75%, 6%) à vitesse rapide (f) Moment FE (21%, 7%) à vitesse confortable

V.4.2.3 Hanche

En phase oscillante, l'impact est important pour les moments ABD et RIE (IC95% > 50%, maxima 60% et 95% à vitesse rapide). La RMS normalisée atteint 22% pour le moment RIE. Pour le moment FE et la force PD, IC95% avoisine les 30% (maxima 40% et 32%) tandis que pour les forces ML et AP IC95% reste inférieur à 20% (maxima de 20%).

En phase d'appui, la RMS atteint 0.15N/kg pour la force PD et 0.05 Nm/kg pour le moment d'abduction (ABD). IC95% avoisine les 20% pour les forces ML et les moments ABD et RIE (maxima 18%, 20%, 46% à vitesse rapide). Pour les forces AP et PD ainsi que le moment FE, IC95% reste inférieur à 10% (maxima 10%, 5% et 8%).

L'impact de la vitesse est variable selon les paramètres: Pour le moment RIE en phase d'appui, IC95% passe de 20 à 30 % et l'écart maximal passe de 25% à 46% de la plage de variation (cf. Figure 70) entre la vitesse confortable et rapide. En revanche, IC95% du moment ABD en phase oscillante passe de 60 à 50% lorsque la vitesse augmente. Pour les autres valeurs l'impact de la vitesse est moins marqué (inférieur à 5%).

Les figures ci-dessous illustrent ces écarts.

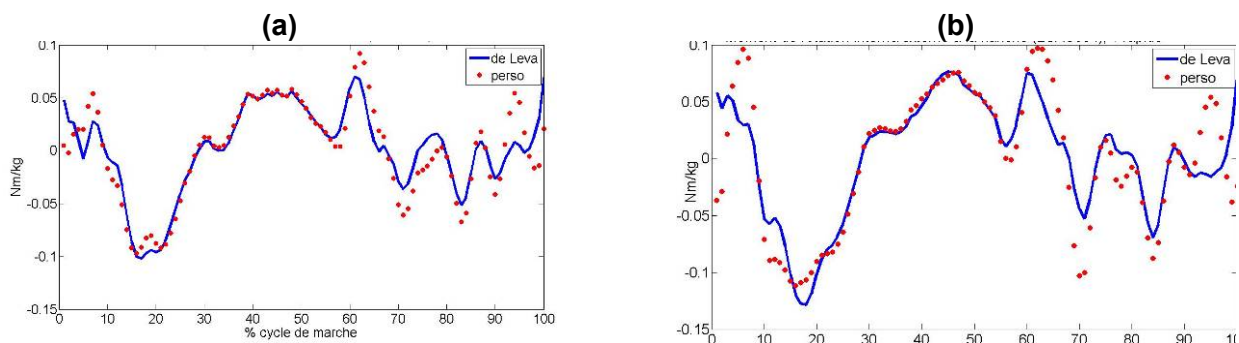


Figure 70 : Moment RIE à la hanche du même sujet, à vitesse (a) confortable et (b) rapide

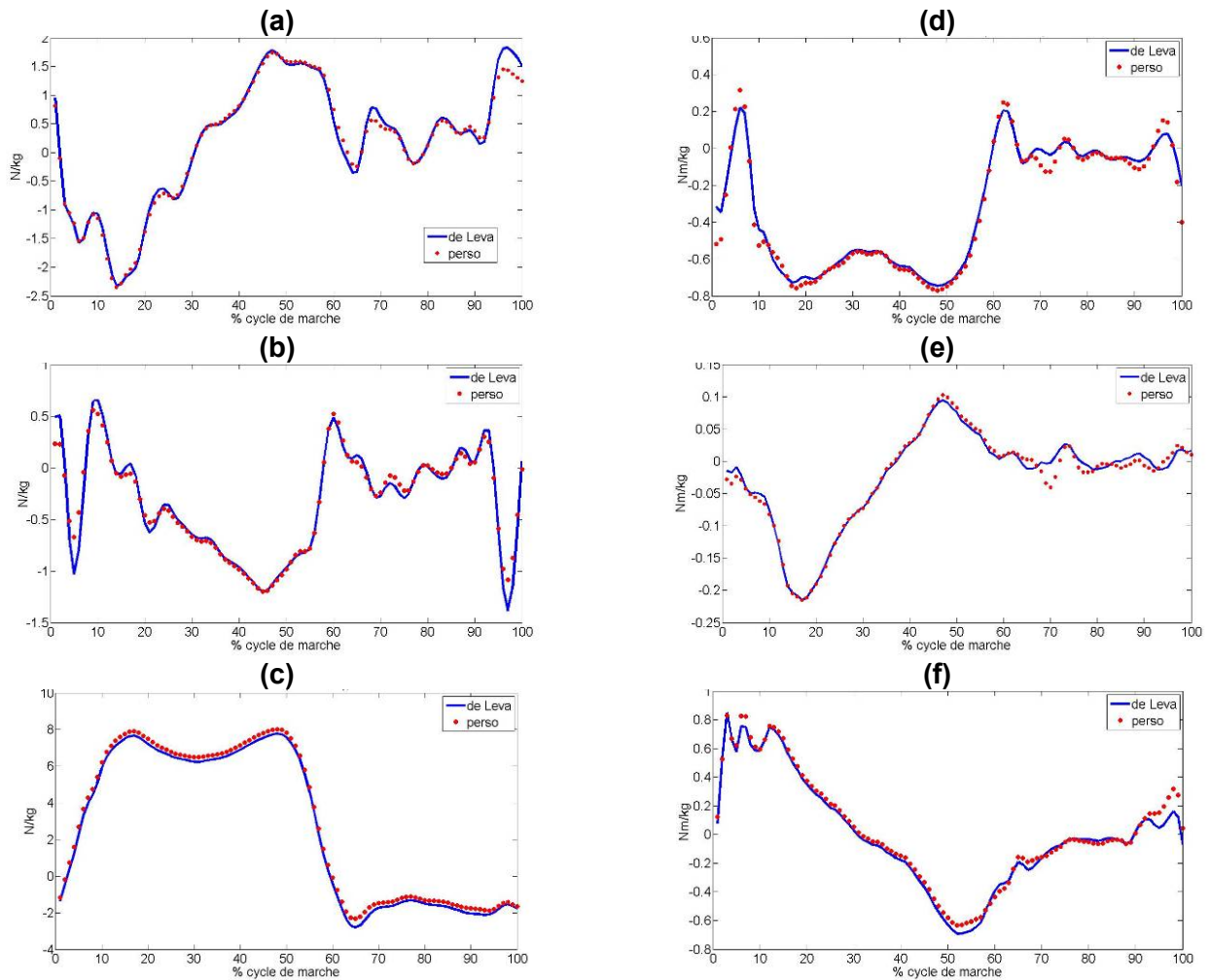


Figure 71: Forces et moments à la hanche à vitesse confortable présentant des écarts maximaux (phase oscillante, phase d'appui) (a) Force AP (19%,5%) (b) force ML (17%,19%) (c) Force PD (32%, 4%) (d) Moment ABD (61%, 21%) (e) Moment RIE (95%, 6%) (f) Moment FE (38%, 5%).

Enfin, pour compléter cette analyse, le Tableau 23 fournit les écarts maximaux pour chaque paramètre en pourcentage de la plage de variation, ainsi que la valeur en N/kg ou Nm/kg à laquelle ce pourcentage correspond. La vitesse à laquelle ce maximum est observé est également indiquée.

Tableau 23 : Écarts maximums entre les courbes cinétiques, exprimés en pourcentage de la plage de variation (en %) et en N/kg ou Nm/kg, atteints à vitesse confortable (c) ou rapide (r).

Ecart max	phase d'appui			phase oscillante		
	en %	N(m)/kg	vitesse	en %	N(m)/kg	vitesse
Force_cheville_ML	14%	0,10	c	115%	0,16	r
Force_cheville_AP	4%	0,11	c,r	17%	0,16	r
Force_cheville_PD	2%	0,18	r	52%	0,23	r
Moment_cheville_FE	1%	0,02	r	56%	0,04	r
Moment_cheville_ABD	13%	0,01	c	62%	0,02	r
Moment_cheville_RIE	16%	0,01	c	72%	0,02	c
Force_genou_ML	22%	0,31	r	91%	0,26	c
Force_genou_AP	4%	0,16	r	22%	0,14	r
Force_genou_PD	2%	0,22	c,r	40%	0,34	r
Moment_genou_FE	8%	0,05	c	21%	0,09	c,r
Moment_genou_ABD	17%	0,09	r	92%	0,07	r
Moment_genou_RIE	18%	0,01	c	75%	0,02	r
Force_hanche_ML	19%	0,36	c	20%	0,71	r
Force_hanche_AP	10%	0,73	r	21%	0,27	r
Force_hanche_PD	5%	0,45	r	32%	0,48	c
Moment_hanche_FE	8%	0,13	c,r	38%	0,16	c
Moment_hanche_ABD	21%	0,20	c	61%	0,20	c
Moment_hanche_RIE	46%	0,09	r	95%	0,04	c
MAX forces	46%	0,73		1,15	0,71	
MAX moments		0,20		0,95	0,20	

V.4.3 Discussion

V.4.3.1 *Bilan de l'impact observé*

Globalement, on note que l'impact reste inférieur à 0.2N/kg pour les forces et 0.05Nm/kg pour les moments (RMS). Par rapport à la plage de variation des efforts, ces valeurs sont faibles en phase d'appui (RMS normalisée inférieure à 5%) mais non négligeables en phase oscillante (RMS normalisée comprise entre 5 et 26%). Ceci se traduit par des courbes dont l'allure ne varie pas beaucoup avec les deux méthodes. Pour le moment RIE de la hanche, la différence des courbes est toutefois relativement importante ; ce qui se traduit par une RMS relativement élevée (proche de 4% en appui et 22% en phase oscillante). Les écarts maximums sont élevés lorsqu'ils sont exprimés par rapport à la plage de variation des variables. Sur les courbes, ces écarts se répercutent par des différences d'amplitude des pics. **La force ML et les moments ABD et RIE sont les plus touchés** par la différence des BSP. Le fait d'augmenter la vitesse de 20% accentue les différences de pics.

Les maxima sont atteints aussi bien à vitesse confortable qu'à vitesse rapide (Tableau 23), selon le paramètre considéré. On note que l'impact est plus marqué à la **hanche (maximas de 0,75N/kg et 0,2 Nm/kg)** qu'au genou (maximas 0,35 N/kg et 0,10Nm/kg) et qu'à la cheville (maxima 0,25N/kg et 0,05Nm/kg).

V.4.3.2 Comparaison aux études antérieures

Ganley (Ganley et coll. 2004) quantifie la différence entre les moments de flexion obtenus avec les paramètres DXA et les paramètres issus de tables cadavériques avec l'erreur quadratique moyenne pour ses 10 sujets (cf chapitre 2). Il reporte alors la moyenne des RMSE au cours de la phase d'appui et de la phase oscillante. Pour comparer nos résultats, nous avons également calculé cette valeur moyenne et obtenu les valeurs illustrées sur la Figure 72 a).

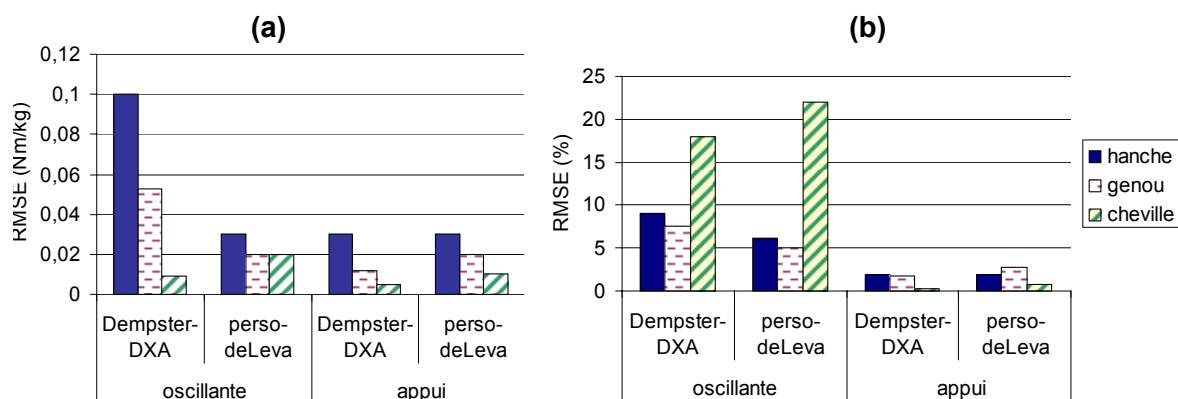


Figure 72: Comparaison de la moyenne des RMSE sur les moments FE entre l'étude de Ganley (Dempster vs DXA) et notre étude (perso - de Leva) (a) valeurs en Nm/kg, (b) en % de la plage de variation des moments

En phase oscillante, Ganley obtient une RMSE nettement plus importante pour la hanche et pour le genou. En phase d'appui, nous obtenons des valeurs comparables, avec des valeurs légèrement supérieures pour le genou et la cheville par rapport à Ganley.

Ces différences peuvent s'expliquer par le fait que nos sujets marchent sur un tapis roulant. De plus, Ganley choisit un cycle représentatif tandis que nous effectuons la moyenne sur 20 cycles de marche. Pour limiter l'impact de la différence d'amplitude des moments entre les deux études, on peut calculer la moyenne des RMSE en pourcentage de la plage de variation des moments (Figure 72). Avec ces valeurs normalisées, nous obtenons des résultats comparables à Ganley, avec un impact autour de 20% à la cheville, 9 % (6% pour nous) à la hanche, et 7% (resp 5%) en phase oscillante. En phase d'appui, l'impact est très faible pour tous les moments (en dessous de 3%) par rapport à la plage de variation des moments.

Comme Ganley, nous observons un impact relativement faible, plus marqué en phase oscillante et plus marqué à la hanche qu'aux autres articulations.

Comme décrit au chapitre 2, Pearsall obtient de faibles variations des efforts à la hanche en faisant varier la masse, la position longitudinale du centre de masse et le moment d'inertie transverse de la cuisse et de la jambe de 40% : les forces varient de moins de 0.1 N/Kg (à

l'exception de la force disto-proximale) et 0.05Nm/kg pour les moments. Une modification de -40 à 40% des paramètres inertiels de la cuisse entraîne une variation totale de 62% du minimum de la force DP en phase oscillante, et 57% en phase d'appui.

Nous obtenons des variations plus importantes, avec des écarts atteignant 0.5N/Kg pour les forces et 0.2Nm/kg pour les moments à la hanche. Ces plus fortes variations peuvent s'expliquer par le fait que le centre de masse personnalisé ne se situe plus sur l'axe longitudinal des segments ainsi que par le fait que le torseur d'inertie n'est plus principal. De plus, Pearsall nous fournit l'écart entre le maximum et le minimum des courbes, alors que nous calculons l'écart maximal entre les courbes, qui ne se situe pas obligatoirement à un extremum de la courbe. Lorsque l'on compare nos courbes à celles obtenus par Pearsall (cf. Figure 73), on note une bonne concordance, les faibles différences sont dues au fait que nous visualisons les courbes d'un seul sujet tandis que Pearsall nous fournit la courbe moyenne de 15 sujets. On note de plus un léger décalage des courbes, qui peut s'expliquer par une différence de découpage du cycle de marche.

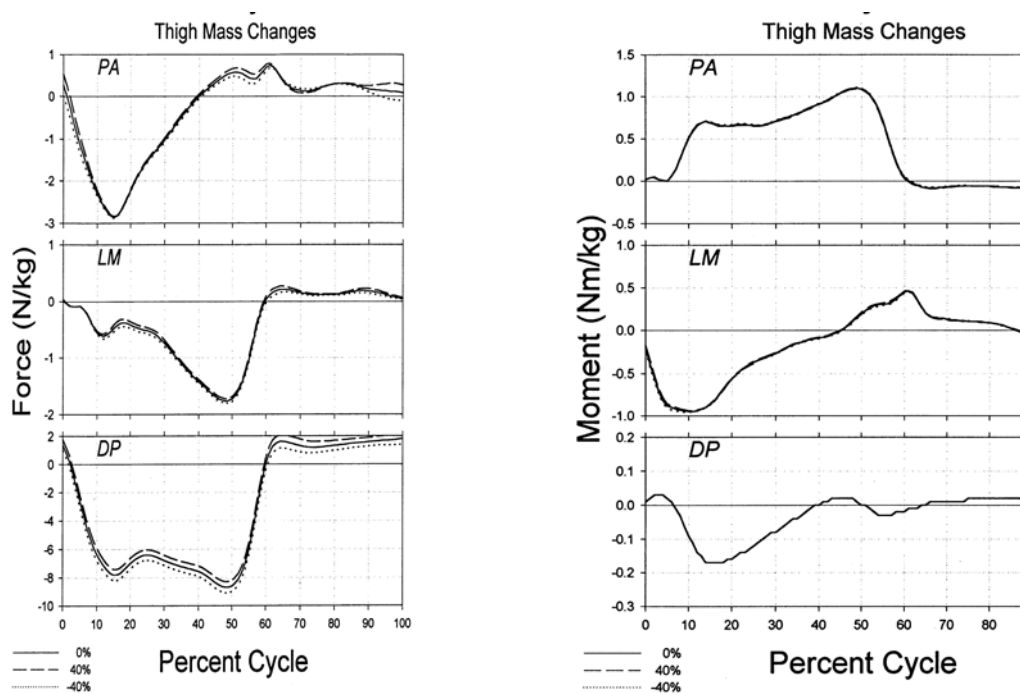


Figure 73: Efforts à la hanche obtenus sur 15 sujets (Pearsall, 1999), en faisant varier de 40% la masse de la cuisse

Enfin, Rao (Rao et coll. 2006) évalue l'impact de l'utilisation de 6 tables différentes sur les moments de flexion/extension au cours de la marche. Sur les courbes on peut observer que la variation entre modèles atteint environ 0.8 Nm/kg à la hanche et 0.5Nm/kg au genou, ce qui est plus important que l'impact que nous observons sur nos sujets LCAS (la plage de variation est également deux fois plus importante que chez d'autres auteurs tels que Ganley

ou Pearsall). Ce plus grand impact obtenu par Rao peut s'expliquer par le fait que 6 modèles très différents ont été utilisés (y compris des modèles basés sur des données cadavériques).

V.5 Conclusion

La méthode de détermination des paramètres inertiels personnalisés est relativement rapide, le plus long étant de reconstruire la géométrie osseuse. Les écarts entre différentes reconstructions d'un même membre inférieur restent nettement inférieurs aux écarts entre les paramètres personnalisés et ceux de de Leva. Une étude de précision permettrait de compléter la validation du calcul des paramètres personnalisés.

Les paramètres inertiels personnalisés diffèrent principalement de ceux fournis par les tables de de Leva par la position 3D du centre de masse, la masse (surtout pour la cuisse) et les moments d'inertie (ainsi que les produits d'inertie pour la cuisse).

L'impact sur la cinétique est faible en regard des faibles valeurs des RMS et de l'allure globale des courbes. L'impact est en revanche plus visible en des endroits ponctuels des courbes : les maxima locaux ou globaux des moments peuvent varier de façon non négligeable. Ainsi, selon le type de paramètres utilisés pour évaluer la cinétique d'un patient, cette différence peut avoir un impact sur l'interprétation des résultats. Par exemple, le moment de flexion maximal au genou est souvent analysé pour évaluer les reconstructions du LCA (Webster et coll. 2005) tandis que les moments d'abduction et de flexion sont analysés dans les études de gonarthrose (Kaufman et coll. 2001; Baliunas et coll. 2002). Ces études obtiennent un impact de l'ordre de 0.5 à 2% Bw-Ht des différentes pathologies étudiées. En phase d'appui nous obtenons un écart maximal de 0.05Nm/kg et 0.09 Nm/kg pour les moments de flexion et d'abduction au genou, ce qui correspond approximativement à 0.3 et 0.5 %BwHt. A la hanche, nous obtenons des écarts maximaux de 0.7% et 1.1% BwHt pour les moments de flexion et d'abduction.

Enfin, comme mentionné par d'autres auteurs (Pearsall et coll. 1999; Ganley et coll. 2004), l'impact des BSP est probablement plus marqué sur la cinétique de la course ou d'autres activités impliquant une forte accélération des segments.

Les chapitres 4 et 5 ont présenté la manière dont la stéréoradiographie peut être combinée à l'analyse du mouvement pour améliorer les calculs cinétiques. L'impact sur les efforts calculés a été établi. Ayant modélisé les os et l'enveloppe externe, il reste à mettre en place un modèle géométrique personnalisé des principaux muscles de l'appareil locomoteur. Le chapitre 6 présente le protocole mis en place pour obtenir une reconstruction rapide de la géométrie personnalisée des principaux muscles croisant l'articulation du genou.

VI. Chapitre 6 : Détermination de la géométrie musculaire personnalisée

Face au manque de techniques de reconstruction de la géométrie 3D des muscles dans un temps cliniquement acceptable (chapitre 2), les recherches au LBM en collaboration avec l'hôpital Lariboisière ont abouti à une nouvelle approche pour obtenir la géométrie 3D des muscles de la hanche à partir d'un nombre réduit de coupes IRM (Pomero et coll. 2002; Jolivet 2007; Jolivet et coll. accepté).

L'objectif de notre travail est de mettre en place un protocole de reconstruction des muscles impliqués dans le mouvement du genou en utilisant cette technique. Dans ce chapitre, nous présentons rapidement la technique développée, avant de décrire la manière dont nous l'avons adaptée aux muscles impliqués dans le mouvement du genou. La précision et la reproductibilité du protocole mis en place sont évaluées, avant d'illustrer l'intérêt clinique de ces reconstructions et leur intégration à l'analyse du mouvement.

VI.1 Reconstruction de la géométrie des muscles par déformation d'un objet paramétrique pré-personnalisé

Nous présentons ici brièvement la méthode de reconstruction par déformation d'un objet paramétrique pré-personnalisé (Jolivet 2007). Le principe de cette méthode consiste à obtenir une reconstruction personnalisée d'un muscle à partir d'un nombre réduit de coupes IRM. Le nombre de coupes nécessaires à une bonne reconstruction est déterminé empiriquement pour chaque muscle (de 5 à 6 coupes par muscle). Ces coupes sont régulièrement espacées le long du muscle, de sa limite haute (LH) à sa limite basse (LB). La reconstruction d'un muscle s'effectue en deux grandes étapes résumées ci-dessous.

VI.1.1 Étape 1 : Génération d'un modèle paramétrique

Le contour du muscle est identifié sur les coupes IRM sélectionnées. Ce contour est discrétisé en n points. Plusieurs paramètres caractéristiques de ce contour sont calculés (barycentre, orientation de l'axe principal d'inertie, largeur et longueur du plus petit rectangle contenant l'ensemble du contour) et permettent de définir une ellipse équivalente à ce contour. Chaque paramètre, calculé sur le nombre réduit de coupes, est interpolé sur l'ensemble des coupes. L'ensemble des ellipses obtenues fournit un modèle paramétrique pré-personnalisé du muscle. La Figure 74 résume ces différentes étapes.

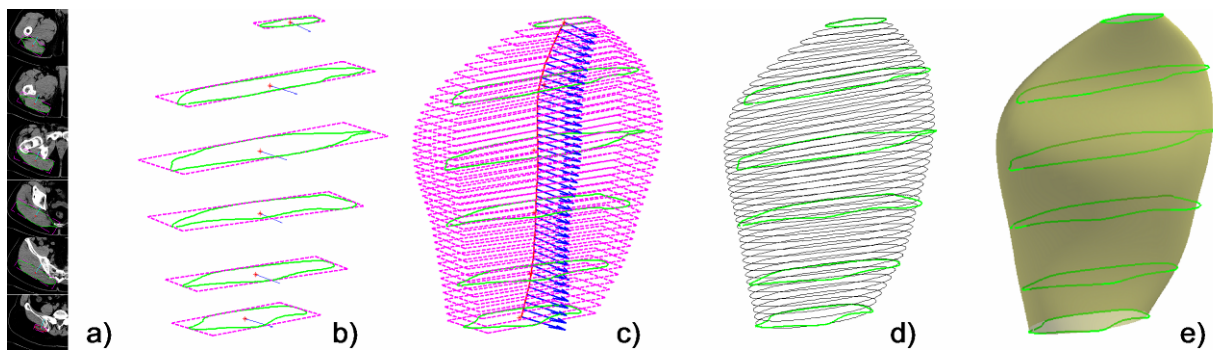


Figure 74: Construction de l'objet paramétré pré-personnalisé (exemple du muscle *Gluteus maximus*). (a) coupes sélectionnées et contours du muscle *Gluteus Maximus* (b) contour dans le repère 3D et paramètres associés (c) représentation des paramètres calculés pour toutes les images (d) construction des ellipses associées aux paramètres de chaque image (e) génération de l'objet paramétré pré-personnalisé. Issu de (Jolivet 2007).

VI.1.2 Étape 2 : Déformation du modèle paramétrique pour obtenir un modèle personnalisé

Le modèle pré-personnalisé est déformé par krigeage, de manière à ce que ses contours correspondent aux contours identifiés sur les coupes (Figure 75).

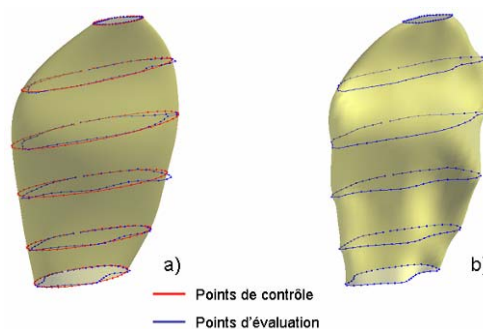


Figure 75 : Krigeage de l'objet paramétré pré-personnalisé du muscle *Gluteus maximus* sur les contours tracés sur les images a) objet paramétré pré-personnalisé avec points de contrôle et points d'évaluation b) reconstruction finale avec points d'évaluation après déformation. Issu de (Jolivet 2007)

VI.1.3 Précision et reproductibilité des reconstructions

La précision de cette méthode de reconstruction a été évaluée sur 5 muscles de la hanche reconstruits sur 5 sujets (droits et gauches, soit 50 muscles) par un opérateur. 5 à coupes sont utilisées pour reconstruire chaque muscle. L'erreur point-surface des muscles reconstruits est de 1.2mm en moyenne, reste dans un intervalle de confiance de 3.4mm

(2RMS) et atteint un maximum de 13.1mm. L'erreur moyenne d'estimation du volume est de 2.6% (Jolivet 2007).

La reproductibilité a été évaluée sur les muscles de 30 sujets reconstruits une fois par 3 opérateurs et une seconde fois par l'un des opérateurs. Le calcul de coefficient de corrélation intra-classe n'est pas présenté ici. L'erreur standard d'estimation volumique est définie comme 2 écarts type des différences du volume de chaque reconstruction au volume moyen (moyenne des 4 volumes issus des 4 reconstructions d'un muscle). Jolivet et coll. obtiennent des erreurs comprises entre 5% (gluteus maximus) et 12% (gluteus medius) pour les sections et pour les volumes.

La méthode exposée ci-dessus fournit les reconstructions personnalisées des muscles de la hanche de bonne qualité en peu de temps. La section suivante présente la manière dont nous avons utilisé cet outil pour reconstruire les principaux muscles impliqués dans le mouvement du genou.

VI.2 Mise en place d'un protocole pour la reconstruction de la géométrie 3D des muscles impliqués dans le mouvement du genou

Les muscles impliqués dans le mouvement du genou sont en général fusiformes, longs, et peuvent avoir des formes complexes (par exemple, le sartorius a une forme rubanée (cf. chapitre 1)). L'adaptation du logiciel de reconstruction 3D des muscles de la hanche aux muscles impliqués dans le mouvement du genou se fait en plusieurs étapes : après avoir choisi les muscles à modéliser, un protocole IRM doit être défini pour obtenir des images de ces muscles tout au long du membre inférieur. Une fois les muscles identifiés sur toutes les coupes, un modèle de référence de chaque muscle peut être construit. La reproductibilité de cette référence est ensuite évaluée. Enfin, plusieurs alternatives de reconstruction à partir d'un nombre réduit de coupes sont étudiées. Le protocole retenu est alors évalué en termes de précision et reproductibilité. Ces différentes étapes sont détaillées dans cette section.

VI.2.1 Matériel et méthodes

VI.2.1.1 *Sujets*

10 sujets masculins sains et 5 sujets masculins en attente d'une reconstruction du LCA ont participé au protocole (cf. chapitre 3).

VI.2.1.2 Muscles choisis

Plusieurs études portant sur la musculature impliquée dans le mouvement du genou incluent 13 à 15 muscles (Mikosz et coll. 1988; Neptune et coll. 2001; Lloyd et coll. 2003). En collaboration avec Viviane Khoury, radiologue au CHUM Notre Dame et Dominique Bonneau, anatomiste associé au LBM, nous avons retenu les 13 muscles suivants :

Court chef du biceps fémoral (BFC), long chef du biceps fémoral (BFL), semi membraneux (SM), semi tendineux (ST), sartorius (SAR), gracile (GRA), vaste médial (VM), vaste latéral (VL), vaste intermédiaire (VI), droit fémoral (DF), tenseur du fascia lata (TFL), gastrocnémien médial (GM), gastrocnémien latéral (GL). De par leur petite taille, le poplité et le plantaire ne sont pas pris en considération. Cette hypothèse est couramment effectuée dans les modèles de la littérature (Zheng et coll. 1998; Lloyd et coll. 2003).

VI.2.1.3 Protocole IRM

Le protocole IRM a été défini en collaboration avec E. Jolivet, V. Khoury, et D. Blain, coordonnatrice en imagerie par résonance magnétique au CHUM Notre Dame. Les acquisitions ont été effectuées avec une station Siemens Avanto 1.5 T du CHUM Notre Dame.

✧ Contraintes

Le protocole a été défini de manière à répondre aux contraintes suivantes :

- Temps d'acquisition le plus court possible pour éviter le mouvement du patient (la position de ses muscles ne doit pas changer entre les acquisitions)
- Position des membres semblable à la posture érigée (pied et jambe forment un angle de 90°)
- Résolution des coupes permettant une précision optimale
- Épaisseur de coupes constante, de préférence, pour faciliter l'exploitation des données
- Faible espacement des coupes aux épiphyses pour discerner les insertions musculaires et les os (utilisés pour le recalage des os dans le repère IRM)
- Contraste permettant l'identification des contours des muscles

Le recueil d'autres informations, telles qu'une acquisition avec le genou fléchi ou la quantification de l'infiltration graisseuse a également été envisagé. Cependant, pour assurer un temps d'acquisition acceptable et permettre l'utilisation d'un seul type d'antenne (cf. paragraphe suivant), ces informations n'ont pas pu être recueillies avec ce protocole.

✧ Choix de l'antenne

Les antennes utilisées pour les examens musculo-squelettiques présentent l'inconvénient d'être de petite taille, ce qui nécessite d'effectuer plusieurs acquisitions en déplaçant le patient. Afin d'effectuer une acquisition couvrant l'ensemble du membre inférieur sans déplacement du patient, un essai préliminaire a été mené en utilisant les antennes utilisées pour les examens d'angiographie. Les résultats ayant été concluants, cette antenne a été retenue.

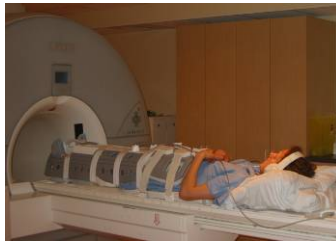


Figure 76: Sujet au cours de l'examen d'IRM

✧ Choix de la séquence

Dans la littérature, les séquences spin écho T1, à écho de gradient optimisé, ou à écho de spin rapide sont le plus couramment utilisées (Blemker et coll. 2007). Ces séquences fournissent une bonne qualité d'image pour les muscles, mais présentent l'inconvénient d'être relativement longues. Nous avons donc effectué un essai préliminaire comprenant des séquences turbo-spin-écho (TSE) et deux types de séquences plus rapides : VIBE (Volumetric Interpolated Breath hold Examination) et FISP¹¹ (*Fast Imaging with Steady Precession*). Il en est ressorti que les TSE sont trop longues (plus de 40 minutes pour couvrir l'ensemble du membre inférieur), tandis que la séquence FISP fournit des images de mauvaise qualité car elle est très sensible au mouvement. Les images VIBE sont de bonne qualité et sont acquises en un temps raisonnable (18 minutes pour l'ensemble du membre inférieur). Nous choisissons donc d'effectuer 3 séquences VIBE (hanche, cuisse, jambe). Pour limiter la variabilité entre les sujets, la séquence de la hanche est centrée sur le centre de la tête fémorale, approximativement situé à 9cm en dessous des épines iliaques antérieures (Leardini et coll. 1999). Le déplacement de la table entre les acquisitions est de 360mm pour la cuisse et 720mm pour la jambe.

✧ Choix de l'espacement, de l'épaisseur et de la résolution des coupes

Ne nécessitant pas d'une aussi grande précision à la diaphyse qu'aux épiphyses, un espacement plus important des coupes a été envisagé à la diaphyse. Modifier l'espacement

¹¹ Écho de gradient sans destruction de l'aimantation transverse, images pondérées T2*/T1. (http://irmfmrs.free.fr/formation/cours_irm/Sequences/Sequences.html)

entre les coupes à la diaphyse ne résulte toutefois pas en un gain significatif de temps. Ainsi, des coupes jointives de 4mm sont acquises tout au long du membre inférieur.

Le champ de vision (FOV) devant comprendre l'ensemble du bassin, nous gardons ce FOV pour avoir la même résolution pour toutes les séquences (0.78mm*0.78mm). Ainsi, les membres droit et gauche sont visibles sur les coupes.

◇ Position du patient

Afin de placer le patient dans une position proche de la position érigée, une attèle (Speed Splint®) est utilisée pour bloquer sa cheville (cf. Figure 77).



Figure 77: Fixation de la cheville avec une attèle

VI.2.1.4 Identification des muscles sur les coupes

Le logiciel MuscleLBM, développé au LBM (Jolivet 2007) a été adapté de manière à pouvoir traiter 3 séquences d'images en tenant compte du déplacement de table entre les séquences. Une fois les séquences chargées et les noms des muscles à identifier spécifiés, l'opérateur peut tracer les contours de chaque muscle entre sa limite haute (LH) et sa limite basse (LB). Les limites hautes et basses de la partie contractile du muscle correspondent aux coupes où le tissu musculaire devient très fibreux et se transforme en tendon. Les tendons n'étant pas toujours visibles et pouvant prendre des formes complexes, nous nous limitons ici à la modélisation de la partie contractile des muscles.

L'identification des différents muscles de la cuisse a été menée avec l'aide de D. Bonneau, anatomiste, grâce à plusieurs séances de travail sur les images IRM ainsi qu'à une dissection au laboratoire d'anatomie de l'Hôpital Carémeau de Nîmes. La Figure 78 illustre l'identification des muscles au niveau mi-cuisse et proche de l'articulation du genou.

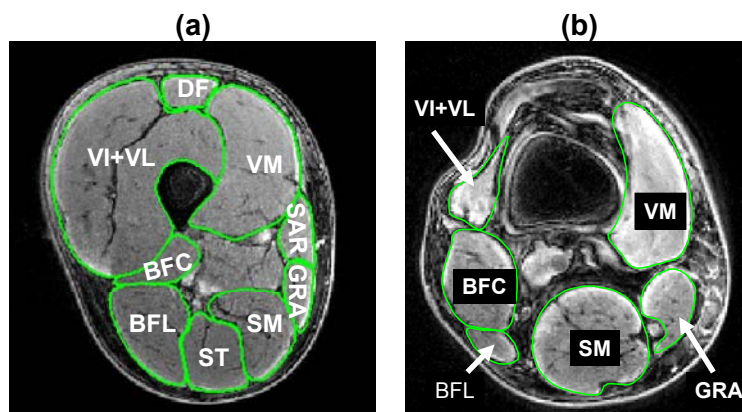


Figure 78 : Identification des muscles sur des coupes au niveau mi-cuisse (a) et au genou (b)

Une fois les contours et les limites hautes et basses définis, le logiciel calcule la géométrie 3D de la partie contractile des muscles selon la méthode décrite à la section précédente.

VI.2.1.5 Modèles de référence

Avant de mettre en place un protocole de reconstruction à partir d'un nombre réduit de coupes, il est nécessaire de disposer d'outils pour quantifier la précision de ces reconstructions. Ainsi, des modèles de référence doivent être construits.

✧ Construction

Le modèle de référence d'un muscle est obtenu à partir des contours identifiés sur toutes les coupes IRM. De par les erreurs de segmentation, la pixellisation et l'espacement entre les coupes, cette reconstruction présente toutefois des irrégularités, qui peuvent fausser l'évaluation de la précision des reconstructions effectuées avec un nombre restreint de coupes. Un lissage et une homothétie de rapport 1.2 (rapport déterminé expérimentalement, de manière à maintenir un volume proche du volume initial) ont donc été effectués pour obtenir le muscle de référence à partir du muscle obtenu avec toutes les coupes (Lafaye 2007).

✧ Reproductibilité

La reproductibilité de la reconstruction des muscles en utilisant toutes les coupes a été évaluée sur 12 muscles d'un sujet reconstruits 1 fois par 2 opérateurs. Seul un sujet a été reconstruit par les 2 opérateurs, l'identification des muscles sur l'ensemble des coupes durant plus de 12 heures par sujet. Les mêmes limites hautes et basses ont été utilisées par les 2 opérateurs.

La comparaison de deux reconstructions d'un même muscle s'effectue avec le logiciel comp2001 développé au LBM (Laporte 2002): après un recalage initial des objets, basé sur leurs propriétés inertielles, les volumes et l'écart point-surface sont estimés.

VI.2.1.6 Reconstructions avec un nombre réduit de coupes

✧ Choix des coupes à utiliser

L'objectif étant d'obtenir une bonne qualité de reconstruction à partir d'un nombre réduit de coupes, il est nécessaire de définir une méthode pour sélectionner le nombre et la position optimale des coupes à utiliser. Cette étude a été menée en collaboration avec E. Jolivet et A. Nordez dans le cadre du projet d'expertise d'A. Lafaye (Lafaye 2007).

Après une étude préliminaire, nous avons choisi d'utiliser n coupes régulièrement réparties le long du muscle, le chiffre n restant à définir pour obtenir une erreur volumique inférieure à

5%. Pour chaque muscle, les contours ont été tracés sur 3 à 21 coupes équiréparties entre les limites haute et basse de ce muscle.

✧ Évaluation de la précision du protocole

La précision des muscles reconstruits avec le protocole établi à la section précédente a été évaluée sur 12 muscles de 2 sujets reconstruits par 1 opérateur. Les muscles reconstruits avec ce protocole ont été comparés aux muscles de référence.

✧ Évaluation de la reproductibilité du protocole

La reproductibilité du protocole de reconstruction avec un nombre restreint de coupes a été évaluée en comparant les reconstructions de 10 sujets effectuées par 2 opérateurs.

VI.2.2 Résultats et discussion

VI.2.2.1 *Identification des muscles*

Plusieurs difficultés ont été rencontrées au cours de l'identification des muscles:

✧ Différenciation des muscles

Certains groupes musculaires, dont les fascias se confondent sur certaines coupes, sont difficiles à différencier : par exemple le vaste médial devient difficile à différencier du vaste intermédiaire dans sa partie proximale (cf Figure 79 a). Aagaard (Aagaard et coll. 2001) rencontre la même difficulté à séparer les vastes médial et latéral du vaste intermédiaire. Face à la difficulté de séparer les différents muscles dans la partie proximale de la cuisse, Konishi (Konishi et coll. 2007) décide de ne segmenter que les 70% distaux de la cuisse et de regrouper les 4 vastes. Le vaste intermédiaire et le vaste latéral étant difficiles à dissocier et jouant un rôle similaire, nous avons décidé de les regrouper (sous le nom VI).

Les gastrocnémiens sont également très difficiles à discerner sur certaines coupes. Dans la littérature, cette difficulté n'est pas mentionnée (Morse et coll. 2005), la séquence T1 utilisée fournissant probablement une meilleure qualité d'images.

✧ Définition des limites hautes et basses

La délimitation entre les tissus contractiles et tendineux (définition de LB et LH) est délicate, le tissu contractile se transformant progressivement en tissu fibreux (Figure 79 b).

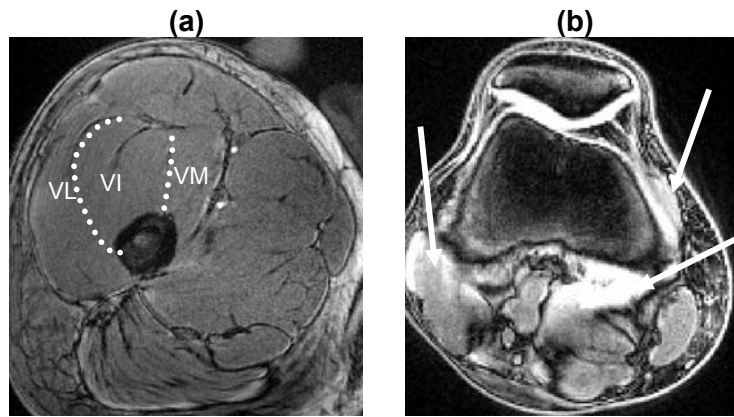


Figure 79: Coupes au niveau de la partie proximale (a) et distale (b) du fémur : difficultés à discerner les groupes musculaires (a) et à déterminer la limite basse des muscles (b).

VI.2.2.2 *Reproductibilité des modèles de référence*

L'erreur volumique et les erreurs point-surface obtenues pour les 12 muscles reconstruits par deux opérateurs sont résumées dans le tableau ci-dessous :

Tableau 24: Écarts entre les reconstructions de 12 muscles d'un sujet effectuées par 2 opérateurs (V1= volume du muscle reconstruit par l'opérateur 1)

Muscles	V1(cm ³)	Ecart volumique (V1-V2)		Ecart point-surface (mm)		
		(en cm ³)	(en %V1)	max	moyenne	2RMS
Biceps_femoral_Court	103,7	9,5	9,1	6,9	0,7	2,1
Biceps_femoral_Long	208,8	8,1	3,9	5,3	0,6	1,8
Droit_Femoral	262,5	9,9	3,8	5,2	0,7	1,9
Gracile	84,8	9,9	11,7	3,9	0,6	1,7
Sartorius	159,8	16,7	10,5	6,8	0,6	1,7
Semi_Membraneux	203,7	7,3	3,6	4,2	0,9	2,4
Semi_Tendineux	199,7	11,3	5,6	4,1	0,6	1,7
Tenseur_Fascia	54,1	2,3	4,3	3,2	0,6	1,7
Vaste_Lat	1404,9	-16,8	-1,2	3,2	0,6	1,7
Vaste_med	523,7	-6,7	-1,3	11,4	0,8	2,9
gastro_lat	170,5	40,7	23,9	13,3	1,5	5,8
gastro_med	237,2	-6,0	-2,5	8,6	1,2	3,1

Pour le gastrocnémien latéral, on observe un écart important entre les reconstructions des deux opérateurs (erreur volumique de 24%, erreur point surface maximale de 13mm). Ces écarts importants s'expliquent par la difficulté à discerner les gastrocnémiens sur les coupes IRM.

Pour les autres muscles, l'écart volumique reste inférieur à 6% du volume musculaire, excepté pour le biceps fémoral court, le sartorius et le gracile, pour lesquels l'écart volumique atteint 10% du volume. Pour le gracile et le biceps fémoral court, cet écart relatif important est dû au faible volume de ces muscles, l'écart absolu étant semblable à celui des autres muscles (de l'ordre de 10 cm³). L'écart absolu le plus important est observé pour le sartorius et le vaste latéral (de l'ordre de 17 cm³). Ces deux muscles ne sont pourtant pas plus difficiles à identifier que d'autres muscles tels que le vaste médial.

Jolivet (Jolivet 2007) obtient des erreurs comprises entre 5% (gluteus maximus) et 12% (gluteus medius) (cf VI.1.3). Eng (Eng et coll. 2007) obtient une erreur moyenne de 9% entre deux reconstructions des muscles de l'avant bras effectuées par deux opérateurs. Nos résultats sont donc du même ordre de grandeur que ceux de Jolivet et Eng. Entre 3 reconstructions des muscles du bras effectuées par un opérateur à partir de coupes IRM, Holzbaur (Holzbaur et coll. 2007) obtient un écart maximal de 4.4%. Le fait qu'il s'agisse d'une reproductibilité intra-opérateur peut expliquer la faible valeur de cet écart.

Les écarts point-surface sont faibles : l'erreur moyenne reste inférieure à 1mm (2RMS inférieure à 3mm) pour tous les muscles excepté pour les gastrocnémiens.

VI.2.2.3 Reconstructions avec un nombre réduit de coupes

◇ Choix des coupes à utiliser

Les figures ci-dessous présentent les erreurs de reconstruction obtenues avec 3 à 21 coupes équidistantes pour tous les muscles d'un sujet reconstruits par un opérateur.

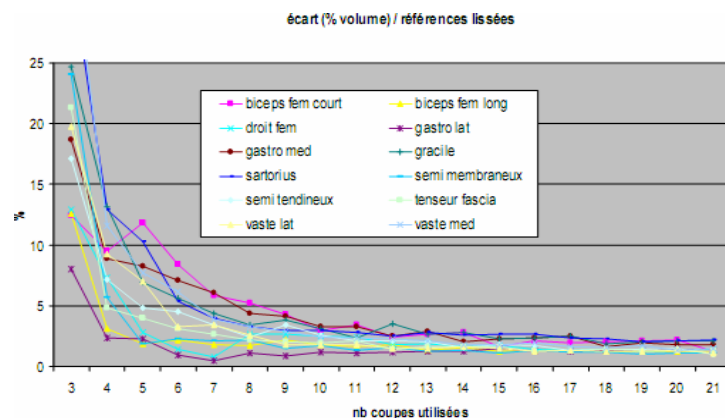


Figure 80 : Erreur volumique (en % du volume de référence) obtenues pour les reconstructions à partir de 3 à 21 coupes équidistantes (issu de (Lafaye 2007))

La méthode des coupes équidistantes fournit de bons résultats : à partir de 5 à 7 coupes selon les muscles, l'erreur en volume est inférieure à 5%. La qualité des reconstructions varie beaucoup d'un muscle à l'autre lorsque moins de 7 coupes sont utilisées (les courbes se différencient clairement). En revanche, à partir de 7 coupes, les courbes convergent pour atteindre une erreur d'environ 1% avec 23 coupes.

Afin de vérifier qu'une faible erreur en volume fournit une erreur point surface acceptable, les erreurs point-surface ont été tracées (Figure 81).

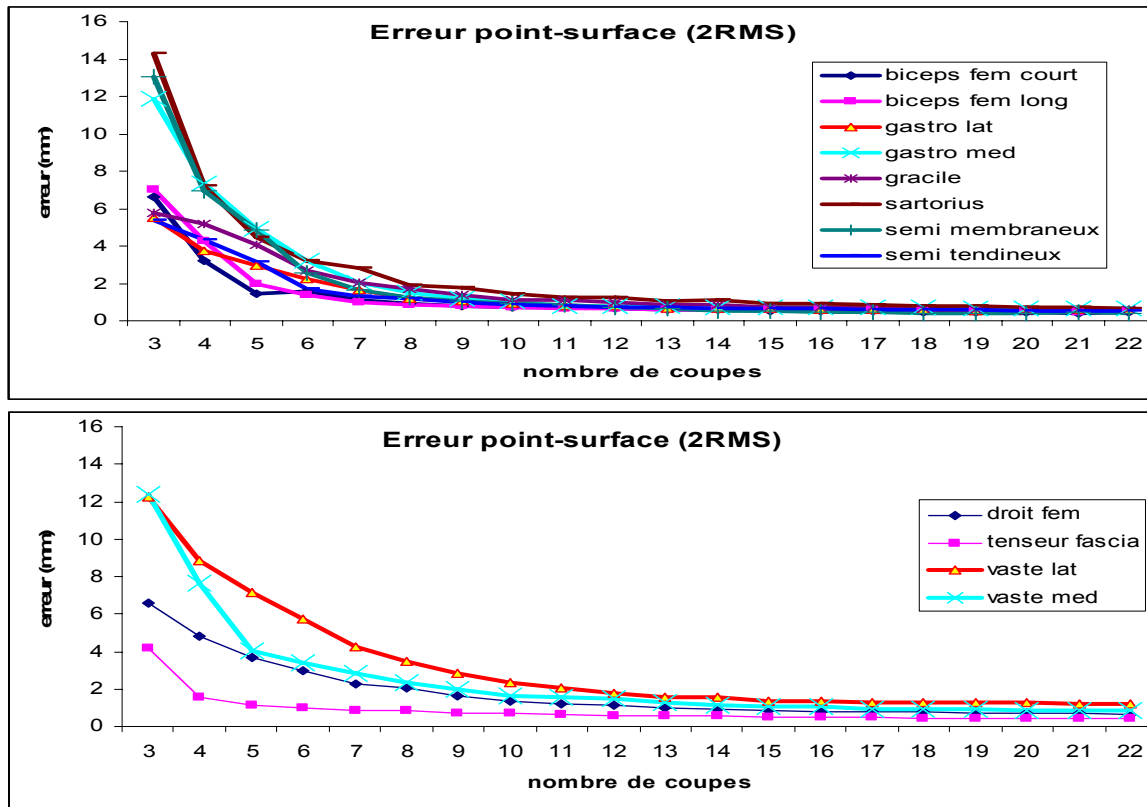


Figure 81 : Erreur point surface (2RMS, en mm) obtenue pour les reconstructions à partir de 3 à 23 coupes équidistantes

A partir de 7 coupes, l'erreur point-surface (2RMS) reste inférieure à 5mm. Cette erreur continue à diminuer : prendre 13 coupes permettrait de la réduire à 2mm. Nous avons toutefois basé notre critère pour choisir le nombre de coupes par rapport à l'erreur volumique (inférieure à 5%). Un protocole plus long pourrait être proposé à l'utilisateur si une grande précision est nécessaire.

Les muscles étant de différentes longueur et forme, le nombre de coupes nécessaires pour avoir une erreur en volume inférieure à 5% diffère légèrement d'un muscle à l'autre. Le tableau ci-dessous résume les valeurs obtenues sur 2 sujets reconstruits par un opérateur, ainsi que l'écart entre les deux sujets. On observe une légère différence entre les 2 sujets, qui reste toujours inférieure à 2 coupes. Pour définir le nombre optimal de coupes à utiliser pour reconstruire un muscle avec une erreur inférieure à 5%, nous choisissons le nombre de coupes le plus important observé entre les deux sujets, valeur à laquelle on ajoute 1 coupe par sécurité. On obtient donc le nombre de coupes indiqué dans la colonne «Nb protocole» du Tableau 25.

**Tableau 25 : Nombre de coupes nécessaire pour obtenir une erreur volumique inférieure à 5%.
Adapté de (Lafaye 2007)**

Muscle	sujet 1	sujet 2	Différence	Nb protocole
biceps fémoral court	7	5	2	8
biceps fémoral long	5	5	0	6
droit fémoral	5	5	0	6
gastrocnémien latéral	5	5	0	6
gastrocnémien médial	7	5	2	8
gracile	6	5	1	7
sartorius	6	5	1	7
semi membraneux	5	5	0	6
semi tendineux	5	5	0	6
tenseur fascia	5	5	0	6
vaste latéral	6	6	0	7
vaste médial	6	6	0	7

Le protocole complet à suivre pour reconstruire les muscles d'un sujet est fourni en Annexe 7. Les muscles d'un sujet reconstruits avec ce protocole sont présentés sur la figure ci-dessous.

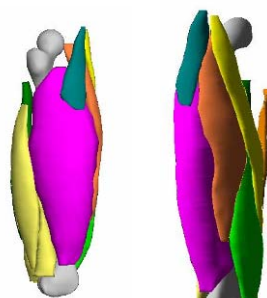


Figure 82 : Reconstructions 3D des muscles de la cuisse d'un individu

◇ Reproductibilité du protocole

La différence de volume et l'écart point surface entre les reconstructions des 2 opérateurs sont fournis dans les tableaux ci-dessous :

Tableau 26 : Différence de volume entre les reconstructions des opérateurs 1 et 2 (en % du volume reconstruit par l'opérateur 1)

(en%)	BFC	BFL	DF	GL	GM	GRA	SAR	SM	ST	TFL	VL	VM
S1	9,1	6,0	3,5	24,1	3,1	8,6	3,3	2,6	3,9	8,6	2,2	1,2
S2	1,4	7,8	8,7	1,0	2,2	5,2	4,8	4,2	4,2	6,5	2,1	4,6
S3	18,7	9,3	4,8	4,0	0,5	13,7	0,0	8,7	12,7	7,7	2,2	3,9
S4	11,1	1,2	3,0	12,8	6,7	8,3	10,8	3,1	7,4	5,1	2,9	3,6
S5	9,5	6,5	6,2	7,0	3,2	8,8	11,3	4,7	5,5	2,5	0,9	4,6
S6	16,9	1,5	2,5	6,2	0,8	11,4	20,2	10,5	5,1	7,0	0,9	3,4
S7	14,5	9,2	5,3	1,1	13,9	7,6	9,1	4,3	8,0	1,1	4,7	5,4
S8	5,3	4,9	3,3	3,7	8,7	5,0	9,6	4,1	7,2	2,7	0,5	0,0
S9	13,8	6,3	3,8	3,1	6,3	9,1	9,0	7,5	13,3	1,3	0,1	1,7
S10	7,6	6,2	8,0	7,8	10,5	8,5	6,0	8,2	7,4	0,7	2,2	3,4
moyenne	10,8	5,9	4,9	7,1	5,6	8,6	8,4	5,8	7,5	4,3	1,9	3,2
écart type	5,3	2,8	2,1	6,9	4,4	2,6	5,5	2,7	3,3	3,0	1,3	1,7

Les écarts en volume entre les opérateurs varient beaucoup d'un sujet à l'autre et d'un muscle à l'autre. Par exemple pour le biceps fémoral court, l'écart atteint 18.7% pour S3 et

1.4% pour S2. On retrouve les mêmes tendances que pour les modèles de référence, avec un plus grand écart pour les muscles de faible volume tels que le biceps fémoral court, le sartorius et le gracile. Pour le tenseur du fascia lata, les quadriceps et le biceps fémoral long, l'erreur volumique reste inférieure à 10% pour tous les sujets. En moyenne, l'écart volumique est légèrement plus important que celui obtenu pour les modèles de référence.

Tableau 27 : Écart point-surface (RMS, en mm) entre les reconstructions des opérateurs 1 et 2

RMS (mm)	BFC	BFL	DF	GL	GM	GRA	SAR	SM	ST	TFL	VL	VM
S1	1,0	1,0	0,8	3,5	7,2	0,7	0,6	1,0	0,6	0,7	1,0	1,9
S2	1,3	1,4	3,5	1,4	2,8	3,5	1,1	0,9	1,4	1,6	1,9	1,9
S3	1,9	1,5	1,0	1,9	1,7	1,2	3,1	1,5	1,8	2,0	3,8	1,4
S4	1,7	1,7	2,2	5,4	1,3	1,2	1,0	2,1	1,1	1,6	2,7	1,8
S5	1,1	2,3	0,8	1,6	1,3	2,0	1,1	1,8	1,6	1,2	2,4	1,1
S6	0,9	0,8	0,8	4,0	2,5	0,7	3,8	1,2	1,3	1,2	1,8	2,4
S7	1,4	1,6	1,1	3,1	2,9	1,3	1,5	1,2	1,2	1,2	3,6	2,1
S8	1,3	1,3	1,6	3,5	3,2	1,4	1,0	0,9	1,1	2,8	1,6	1,2
S9	1,3	1,0	1,8	1,4	1,5	0,7	0,9	1,4	1,5	1,0	4,2	2,1
S10	1,3	2,9	0,9	1,4	2,7	0,8	1,0	1,1	1,4	1,2	3,0	2,0
RMS globale	1,4	1,7	1,7	3,0	3,1	1,6	1,8	1,4	1,3	1,6	2,8	1,8

Les écarts point-surface sont également plus élevés que ceux obtenus sur les modèles de référence. Excepté le vaste latéral et les gastrocnémiens, l'écart point surface reste dans un intervalle de confiance de 3.6mm (2RMS), ce qui nous paraît raisonnable.

D'un opérateur à l'autre, les reconstructions avec un nombre restreint de coupes peuvent différer par deux aspects :

1) la délimitation des muscles sur les coupes.

Cet aspect est inhérent à toute reconstruction utilisant les contours identifiés sur des coupes IRM. Plusieurs auteurs ont quantifié l'écart entre mesure du volume et calcul à partir de coupes IRM. Tingart et coll. (Tingart et coll. 2003) obtiennent une erreur maximale de 4% entre les volumes de la coiffe des rotateurs mesurés expérimentalement et par contourage de coupes IRM, tandis que Eng et coll. (Eng et coll. 2007) obtiennent une erreur moyenne de 7 à 22% selon le muscle de l'avant-bras considéré.

2) la définition des limites haute et basse

Cette variabilité dans la définition des limites de chaque muscle se traduit par des volumes résiduels, volumes compris entre les deux définitions des limites par les opérateurs.

Sur nos 10 sujets reconstruits par 2 opérateurs, les différences de définition de LB et LH fluctuent de 0 à 5 coupes selon le muscle et le sujet considéré (cf. Annexe 7).

Les écarts maximaux ne sont pas systématiquement obtenus pour le même sujet. Ainsi, la différence de définition des limites haute et basse s'explique plus par la transition continue du tissu musculaire au tissu fibreux que par la qualité des images.

Le volume des résidus varie de 0.2% (semi-tendineux) à 2.1% (biceps fémoral court) (tableau fourni en Annexe 7). Globalement, on observe que le volume résiduel est faible par rapport à l'écart volumique observé entre les reconstructions des deux opérateurs.

◇ Bilan

Limiter à 6 ou 8 le nombre de coupes utilisées pour reconstruire la géométrie d'un muscle permet un gain de temps important (1h par sujet au lieu de 12h), et fournit une reconstruction de qualité acceptable : l'erreur en volume est inférieure à 5%, l'écart point surface inférieur à 5mm.

La reproductibilité reste correcte, étant légèrement moins bonne que celle des modèles de référence. Ces résultats de reproductibilité reflètent la difficulté à différencier certains muscles et à délimiter leur partie tendineuse de leur partie contractile.

Dans la section suivante, nous ébauchons quelques applications cliniques de ce protocole.

VI.3 Application clinique : étude préliminaire

VI.3.1 Détermination du volume musculaire

Le protocole de reconstruction nous permet d'obtenir rapidement le volume des 12 principaux muscles (ou groupe musculaire, les vastes médial et intermédiaire étant regroupés) des 10 sujets sains et 5 sujets LCAD. Les boîtes à moustache ci-dessous représentent la moyenne, la médiane, le 1^{er} et 3^{ème} quartile et les valeurs extrêmes obtenues pour ces volumes.

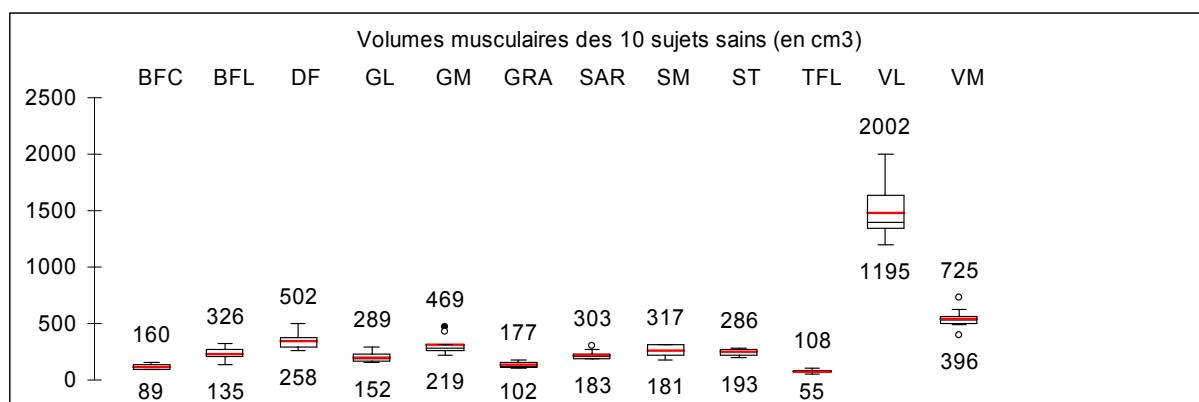


Figure 83: Répartition des volumes musculaires de 10 sujets sains (en cm³)

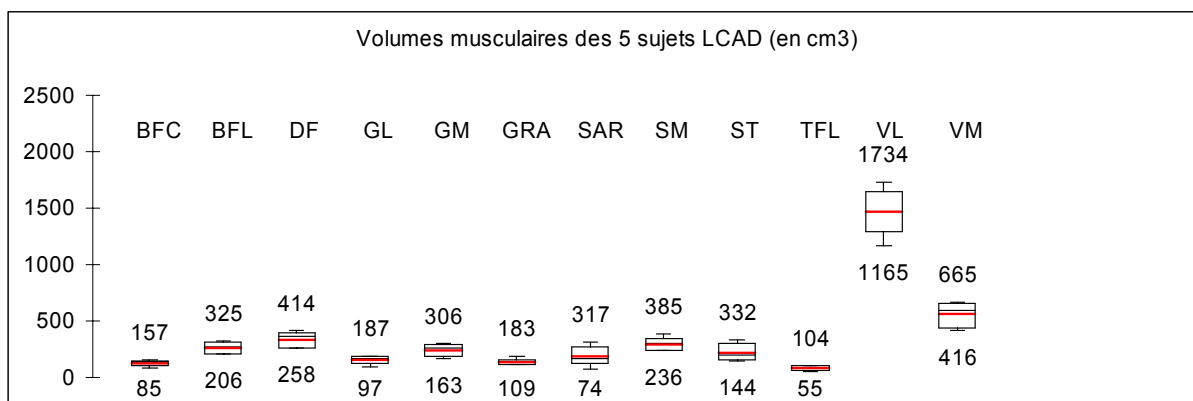


Figure 84: Répartition des volumes musculaires de 5 sujets LCAD (en cm³)

L'écart relatif entre la moyenne des volumes musculaires des sujets sains et LCAD, exprimé en pourcentage du volume moyen des sujets sains, est représenté ci-dessous.

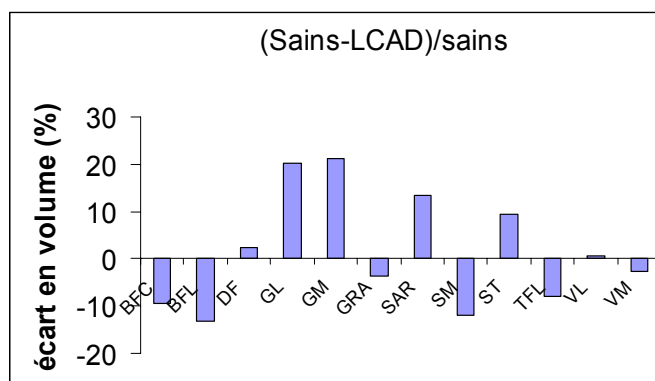


Figure 85 : Écart entre les volumes musculaires moyens des 10 sujets sains et des 5 sujets LCAD, exprimé en % du volume musculaire moyen des sujets sains.

On observe que les sujets LCAD ont un volume musculaire des ischiojambiers plus élevé que les sujets sains : le volume du biceps et du semi-membraneux est de 10% plus élevé que celui des sujets sains. Ces observations sont confirmées par les boîtes à moustache du SM et BFL, qui sont décalées vers le haut pour les sujets LCAD. En revanche, pour le semi-tendineux, on observe un volume moindre pour les LCAD. Les boîtes à moustache montrent une plus grande variabilité du volume du SM pour les sujets LCAD. Le sartorius présente également une différence de 10% entre les populations.

Le volume des quadriceps est comparable pour les deux populations, l'écart restant inférieur à 5%. En regardant toutefois les valeurs maximales de ces volumes sur les boîtes à moustache, on observe que le maximum est plus élevé pour les sujets sains.

Les patients LCAD semblent avoir des gastrocnémiens plus volumineux. Cette observation doit cependant être nuancée par la faiblesse de précision et reproductibilité obtenue pour ces muscles, difficiles à identifier sur nos coupes.

Le volume musculaire des quadriceps (environ 2360cm³) et des ischiojambiers (environ 850-900cm³) de nos sujets est plus important que celui obtenu par Konishi et Williams (Williams et coll. 2005; Konishi et coll. 2007) : Konishi obtient une moyenne de 1500cm³ pour les quadriceps de ses sujets sains et Williams obtient des volumes de l'ordre de 1800cm³ pour les quadriceps et 600cm³ pour les ischiojambiers de ses sujets sains. Le plus faible volume de Konishi peut s'expliquer par le fait qu'il ne considère que les 70% distaux de la cuisse. Par ailleurs, nos résultats ne reflètent pas l'atrophie des quadriceps observée par ces auteurs. Cependant, nous disposons d'un nombre trop faible de sujets pour pouvoir conclure. Notre protocole montre avant tout la faisabilité clinique de la reconstruction musculaire de l'ensemble des muscles de la cuisse en un temps acceptable (environ 1h par sujet).

Connaissant tous les principaux volumes musculaires de la cuisse, les applications cliniques sont multiples. Par exemple, on peut tracer la fraction musculaire, définie comme le volume musculaire de chaque muscle isolé en fonction de l'ensemble du volume musculaire, comme le fait Holzbaur pour les muscles de l'avant-bras ou Jolivet pour les muscles de la hanche (Holzbaur et coll. 2007; Jolivet 2007), et ainsi comparer les proportions obtenues pour les différentes individus.

Nous obtenons les boîtes à moustache suivantes pour les fractions musculaires des 10 sujets sains et des 5 sujets LCAD.

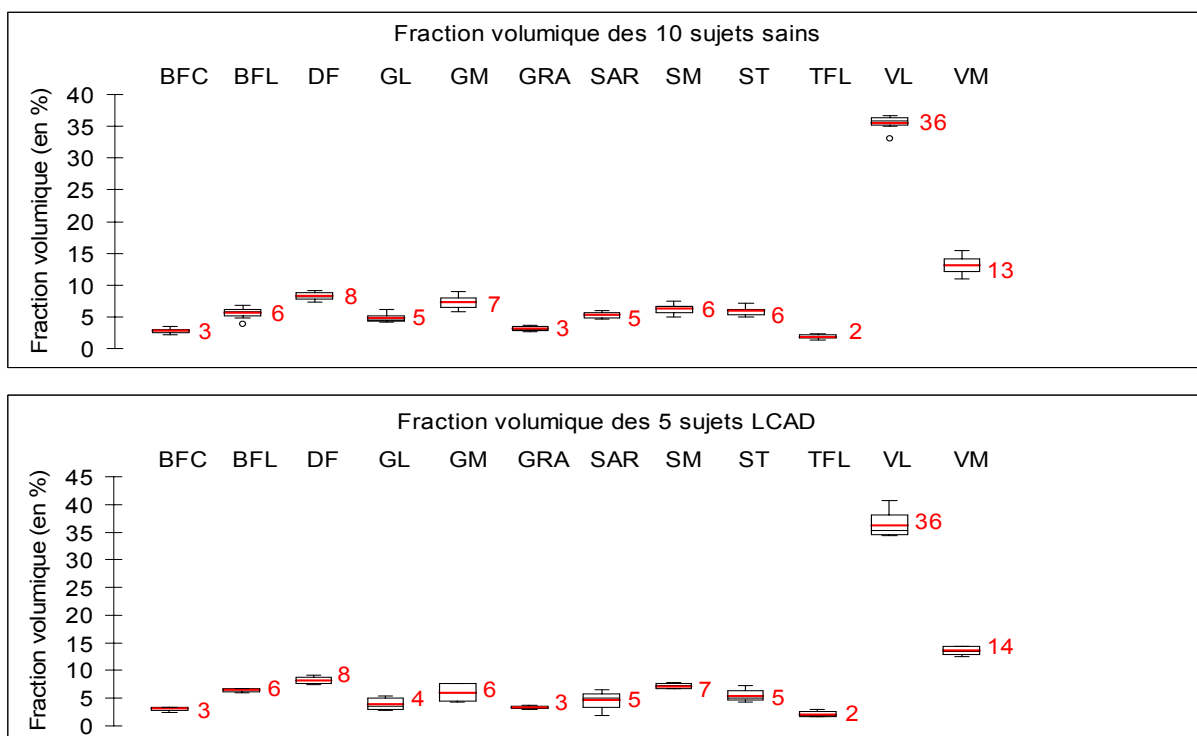


Figure 86 : Répartition des fractions volumiques des muscles des 10 sujets sains et des 5 sujets LCAD.

Les plus fortes fractions volumiques sont obtenues pour les quadriceps, avec 36% pour le vaste latéral et le vaste intermédiaire, 14% pour le vaste médial et 8% pour le droit fémoral. Les muscles fléchisseurs, plus petits, ont tous des fractions musculaires inférieures aux 9% observés pour le regroupement des deux chefs du biceps fémoral.

Globalement, on observe que les fractions musculaires diffèrent d'au plus 1% du volume musculaire entre les deux populations. La dispersion de ces fractions volumiques est faible, excepté pour le sartorius, le gastrocnémien médial et le vaste latéral des sujets LCAD. Ces résultats rejoignent la faible variation inter-individuelle des fractions volumiques observée sur les muscles de la hanche par Jolivet et coll. (Jolivet 2007).

VI.3.2 Relation volume musculaire / moment isométrique maximal

Ayant mesuré la force isométrique d'extension et de flexion maximale pour 10 sujets sains et 4 sujets LCAD, nous pouvons mettre en relation le moment isométrique maximal et le volume musculaire (Figure 74). Pour les fléchisseurs, on n'observe qu'un faible décalage du nuage de points des sujets pathologiques par rapport aux sujets sains. En revanche, pour le moment extenseur, on observe un net décalage du nuage de points vers le bas : avec le même volume musculaire, les sujets pathologiques génèrent un moment extenseur moindre. Ceci peut en partie s'expliquer par la peur du sujet de se blesser par un effort trop important. Cette observation rejoint les résultats de Konishi (Konishi et coll. 2007), qui obtient un plus faible rapport « Moment extenseur/Volume des quadriceps » du côté blessé par rapport au côté sain et aux sujets du groupe contrôle. Contrairement à Holzbaur (Holzbaur et coll. 2007), nous n'obtenons pas une régression linéaire entre le moment isométrique maximal et le volume musculaire ($R^2 < 0.05$).

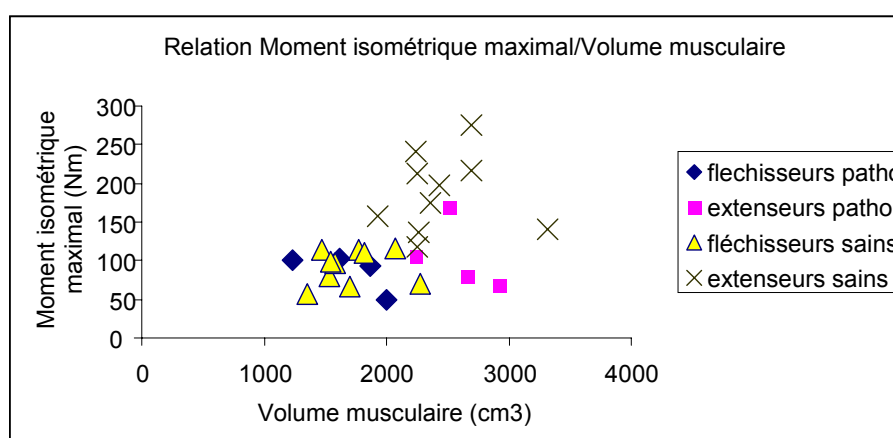


Figure 87 : Relation entre le moment de contraction isométrique maximale et le volume musculaire pour 10 sujets sains et 4 sujets LCAD.

Outre les applications cliniques directes que présente la connaissance de la morphologie musculaire, la géométrie musculaire constitue une donnée d'entrée essentielle aux modèles musculaires. Pour l'intégrer dans ces modèles, il nous faut exprimer cette géométrie dans le même repère que celui des os, sur lesquels ces muscles s'insèrent. La section suivante présente les techniques envisagées pour effectuer ce recalage.

VI.4 Étude préliminaire : Intégration de la géométrie musculaire à l'analyse du mouvement

Intégrer la géométrie musculaire dans un modèle d'analyse du mouvement, nécessite de connaître l'ensemble du système modélisé dans le même repère. En effet, pour déterminer le bras de levier des muscles par rapport aux centres articulaires, il est nécessaire de connaître la position relative des muscles par rapport aux os.

Par ailleurs, les insertions des muscles sur les os ne sont pas toujours visibles sur les images IRM. Pour compléter la modélisation des corps musculaires par leur tendon, la connaissance à priori des insertions musculaires sur les os présente un intérêt certain.

Il est donc important de connaître les géométries musculaire et osseuse dans un même repère.

VI.4.1 Contexte

L'approche la plus simple consisterait à modéliser les os et les muscles à partir d'une seule acquisition. Plusieurs auteurs déterminent la géométrie osseuse grâce à des séquences IRM (Ducher et coll. 2005; Sangeux et coll. 2006). Ducher limite son analyse à une très faible portion du radius (1.8cm) tandis que Sangeux propose un protocole relativement rapide (1 minute par séquence) pour obtenir une série d'images sagittales du genou et en obtenir une reconstruction 3D avec une bonne précision (1.5mm). Cependant, chaque séquence IRM étant spécifique aux tissus analysés, ces protocoles ne permettent pas de voir à la fois les muscles et les os. Imager l'ensemble des os du membre inférieur nécessite des adaptations et prolonge la séquence. Il serait donc nécessaire d'ajouter d'autres séquences à notre protocole IRM pour obtenir à la fois les muscles et les os. Outre la durée de l'acquisition et le coût de l'IRM, un recalage entre les séquences serait éventuellement nécessaire pour compenser le mouvement du sujet entre les séquences.

Une autre alternative consiste à acquérir les os et les muscles dans deux repères différents, dont on est en mesure de calculer la position relative. Le système EOS nous permet d'obtenir la géométrie 3D des os en charge avec une bonne précision. Il reste donc à mettre

en relation les os, exprimés dans le repère EOS, avec les muscles, reconstruits dans le repère lié à l'IRM.

Pomero (Pomero 2001) utilise le centre de la liaison intervertébrale pour replacer ses coupes IRM dans le repère EOS. Pour le fémur et le tibia, il est plus délicat de trouver des points aussi précis pour replacer nos coupes. Deux techniques ont donc été envisagées pour mener à bien un tel recalage :

- ✧ l'utilisation de marqueurs externes (en gadolinium), comme nous l'avons effectué pour recalcr l'os dans le repère d'analyse du mouvement.
- ✧ le recalage manuel des os dans les images IRM, grâce à un logiciel développé au LIO.

Une étude préliminaire menée sur 10 sujets sains (LCAS) nous a permis d'observer les limites du recalage par marqueurs, principalement liées au mouvement des os par rapport aux tissus mous (Sangeux (Sangeux et coll. 2006) obtient un déplacement maximal de 22mm des marqueurs en translation et 15° en rotation par rapport aux os sous-jacents). Nous avons donc retenu le recalage manuel, que nous décrivons brièvement ici.

VI.4.2 Recalage manuel

Le logiciel ACTX, en cours de développement au LIO, permet le recalage manuel des os dans les images IRM : après avoir importé les images et l'os exprimé dans le repère EOS, l'os peut être déplacé et tourné dans les 3 directions de l'espace afin de correspondre aux images IRM. L'interface qui permet ce recalage manuel est représentée sur la figure ci-dessous.

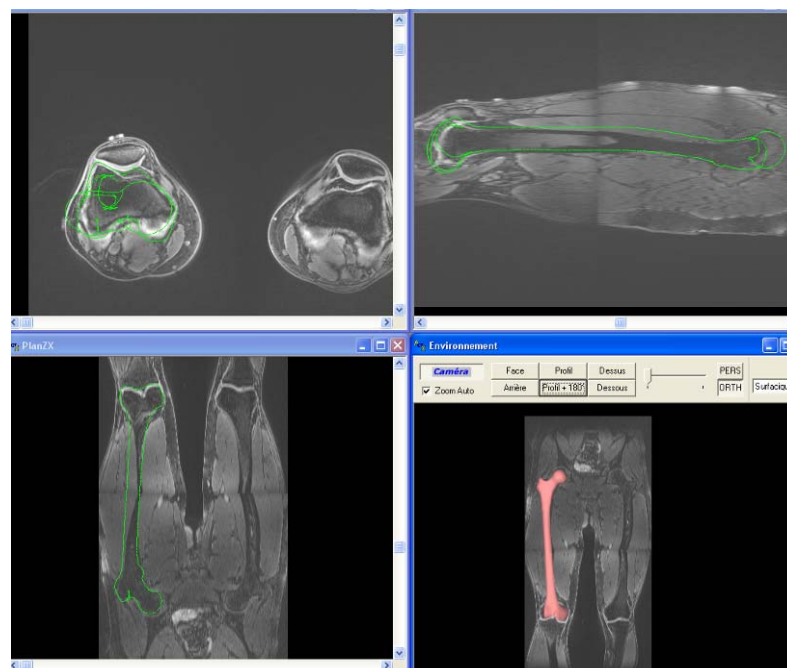


Figure 88 : Recalage manuel du fémur avec le logiciel ACTX

Le recalage dure environ 15-20 minutes pour un utilisateur expérimenté. Afin de vérifier visuellement la qualité du recalage, les os recalés sont importés dans le logiciel *muscle_LBM*. Les images ci-dessous illustrent la superposition des os sur les images IRM.

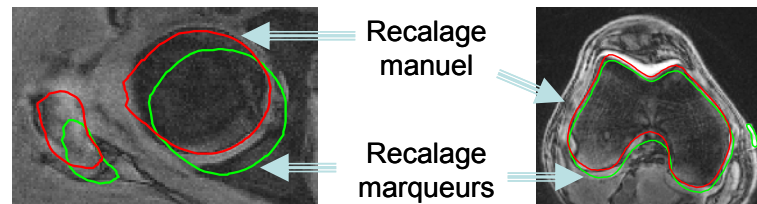


Figure 89: Fémur recalé avec les marqueurs ou manuellement, importés dans les coupes IRM

VI.4.3 Perspectives

Cette étude préliminaire montre la faisabilité du recalage manuel des os du repère EOS vers le repère IRM. La précision et la robustesse du recalage manuel restent à être évaluées. Par ailleurs, un recalage automatique est en cours de développement, et permettrait d'améliorer et d'accélérer ce recalage. Enfin, la géométrie des muscles obtenue en position couchée doit être adaptée à la position érigée, par exemple en utilisant la déformation de la peau visible au cours des acquisitions EOS et IRM (Pomero 2001).

VI.5 Bilan

Le protocole de reconstruction présenté dans cette section permet d'obtenir la géométrie 3D de l'ensemble des muscles impliqués dans le mouvement du genou, permettant ainsi d'appréhender le système dans son ensemble et ainsi de mieux comprendre les troubles observés chez certains patients. La connaissance de la morphologie musculaire présente un intérêt certain et peut être mise en relation avec les moments générés. En évaluant les moments d'extension et de flexion isométriques maximaux, notre protocole permet d'établir la relation entre la morphologie et la force musculaire de chaque individu.

Les bases sont posées pour mener ce protocole sur un plus grand nombre de sujets, ce qui permettra de conclure quant à la relation entre force musculaire, morphologie musculaire, cinématique et cinétique. Outre l'application clinique directe de ces mesures, ces données constituent des entrées indispensables à un modèle de régulation du membre inférieur, qui permettra d'établir la contribution de chaque muscle aux efforts articulaires calculés. Nos enregistrements EMG permettront de valider les forces prédites par le modèle.

Conclusion générale

La quantification des efforts articulaires présente un intérêt clinique certain, permettant d'évaluer des traitements et de mieux comprendre diverses pathologies de l'appareil locomoteur, telles que les phénomènes d'usure des articulations. Cependant, le calcul de ces efforts est particulièrement sensible aux erreurs de mesure des plateformes de force, au positionnement des points anatomiques, des centres articulaires et, de manière plus controversée, aux caractéristiques inertielles des segments. Par ailleurs, la compréhension des pathologies nécessite de connaître la contribution des différents éléments aux efforts articulaires observés. La mise en place d'un modèle de régulation du genou est ambitieuse, l'articulation étant d'une complexité impressionnante et agissant en synergie avec la cheville et la hanche. Plusieurs auteurs ont proposé des modèles en utilisation des données génériques, ne tenant pas compte de la morphologie spécifique du patient.

Dans ce contexte, ce projet de recherche avait pour objectif d'améliorer les modèles utilisés pour les calculs des efforts articulaires et de contribuer au développement d'un modèle personnalisé permettant de répartir ces efforts en leurs composantes musculaires, ligamentaire et de contact.

Pour remplir ces objectifs, une méthode originale a été développée, permettant de personnaliser les caractéristiques géométriques et mécaniques des modèles en couplant l'imagerie médicale à l'analyse du mouvement. Le protocole clinique complet, comprenant une évaluation biomécanique (enregistrement du mouvement mais aussi de l'activité musculaire de 5 muscles), une évaluation de la force musculaire isométrique maximale, un examen d'IRM et une stéréoradiographie, a été mis en place, accepté par les 5 comités d'éthique concernés et appliqué sur 15 sujets.

Dans un premier temps, nous avons reconstruit la géométrie des os et de l'enveloppe externe à partir de clichés stéréo radiographiques basse dose EOS. Des repères osseux reproductibles ont été définis et les paramètres inertiels des segments déterminés. Ces paramètres personnalisés diffèrent de ceux des tables de de Leva par le fait que le centre de masse ne se situe pas sur l'axe longitudinal du segment et que les différences des masses, moments et produits d'inertie atteignent 5 à 20%.

Les techniques d'intégration de la géométrie osseuse à l'analyse du mouvement proposées dans la littérature étant soit irradiantes, soit limitées par le type de mouvement analysé ou

les hypothèses effectuées, nous avons étudié différentes configurations de marqueurs et positions de patients pour obtenir le meilleur recalage possible des os dans le repère d'analyse du mouvement à partir de marqueurs externes. Ce recalage a permis de positionner le véritable centre de la tête fémorale (identifié sur le modèle 3D de l'os) dans le repère d'analyse du mouvement et de quantifier son écart par rapport au CTF déterminé par les méthodes fonctionnelles. L'impact de la localisation du CTF et des paramètres inertiels personnalisés sur la cinétique a été évalué.

La géométrie 3D personnalisée constitue une donnée d'entrée essentielle aux modèles musculaires, puisqu'elle permet de connaître les bras de levier des forces musculaires et les aires physiologiques maximales (utilisées pour estimer les forces). En outre, la connaissance de la géométrie 3D des principaux muscles du genou présente un intérêt clinique certain. Les méthodes disponibles pour obtenir une géométrie musculaire personnalisée sont toutefois limitées par le temps qu'elles nécessitent. Ainsi, à partir de travaux menés au LBM, nous avons mis en place un protocole original permettant de déterminer la géométrie 3D des principaux muscles du genou à partir d'un nombre restreint de coupes IRM. La géométrie de 12 muscles est obtenue en environ 1h, avec une erreur volumique et une erreur point surface inférieures à 5% et 5mm (RMS).

Notre recherche s'est heurtée à plusieurs limites, qui nous conduisent à formuler certaines recommandations.

Tout d'abord, la qualité du recalage des os dans le repère d'analyse du mouvement reste limitée par le mouvement des marqueurs par rapport aux os sous-jacents entre les deux acquisitions. Pour limiter ce mouvement, le sujet a été placé dans la même position pour les deux essais et les marqueurs ont été repositionnés avec soin. L'impact de la position du sujet sur la qualité du recalage fait ressortir l'importance du mouvement des tissus mous par rapport aux os. La visualisation du mouvement des os permet d'ailleurs de voir les artéfacts que ce mouvement relatif engendre (mouvements parasites et même interpénétration des os). Cette source d'erreur est inhérente à toute analyse de mouvement non invasive. Étant en mesure de visualiser ces artéfacts, le défi consiste à les minimiser. Malgré de nombreuses études menées, ce problème reste d'actualité.

Par ailleurs, il serait important de comprendre la grande différence observée entre le CTF fonctionnel et recalé, et notamment de vérifier que les systèmes d'attache sont solidaires des os sous-jacents. Le harnais et la plaque tibiale ont été validés par plusieurs études ; la ceinture sacrale reste à être validée.

Il est à noter que seule la localisation du centre de la tête fémorale a été améliorée. La localisation du centre genou, dont la définition reste plus controversée, n'a pas été étudiée.

En outre, l'amélioration des reconstructions du tibia semble essentielle pour permettre une analyse fine de la géométrie osseuse et la mettre ainsi en relation avec le mouvement et les pathologies observés.

De plus, les autres sources d'erreur, principalement les plateformes de force, restent à être évaluées pour obtenir des corridors d'incertitude caractéristiques de l'environnement dans lequel les données sont acquises.

En ce qui concerne la géométrie musculaire, la partie tendineuse reste à être reconstruite. Un premier travail mené au LBM a amorcé cette reconstruction en identifiant les insertions tendineuses sur les os. Le défi consiste à trouver le modèle approprié pour les tendons longs ou encore pour les aponévroses d'insertion. La reconstruction des fascias permettrait également de compléter cette modélisation du système musculaire.

Enfin, seule une étude préliminaire a été menée sur les volumes musculaires et leur relation avec les forces musculaires. Une collecte de données de 5 autres sujets pathologiques permettrait de renforcer les résultats des différents volets de cette étude. Les volumes et forces musculaires pourront alors être mis en relation avec le mouvement et les efforts observés aux articulations au cours de la marche. Ceci apportera également un éclairage sur les résultats des tests fonctionnels effectués sur ces mêmes patients (A. Fuentes).

Malgré ces limites, ce projet a permis d'améliorer le calcul des efforts articulaires en intégrant les paramètres inertiels personnalisés et en localisant le centre de la tête fémorale de façon plus précise que ne le permettent les méthodes fonctionnelles. Bien que l'allure des courbes ne soit pas modifiée par l'utilisation de paramètres inertiels personnalisés, les écarts maximums, sur lesquels se basent de nombreuses études cliniques, ne sont pas négligeables. Ainsi, la différence entre les moments articulaires obtenus avec des tables de la littérature adaptées à notre population et des paramètres inertiels personnalisés peut atteindre $0.5\%BW \cdot Ht$ en phase d'appui. Ces valeurs sont comparables à l'impact observé pour différentes pathologies telles que la gonarthrose ou la déficience du LCA, qui est de l'ordre de 0.5 à $2\%BW \cdot Ht$ (Kaufman et coll. 2001; Baliunas et coll. 2002; Webster et coll. 2005).

En ce qui concerne la localisation du CTF, nous obtenons des écarts atteignant plus de 5cm entre le CTF recalé et le CTF fonctionnel. Ces écarts induisent un décalage des courbes de cinématique, qui peut atteindre 5° , ce qui n'est pas négligeable par rapport au décalage de 10° observé pour les patients atteints d'une déficience du LCA (Knoll et coll. 2004). Enfin, l'impact sur la cinétique est encore plus marqué, le décalage des moments à la hanche

pouvant atteindre $2\%BW \cdot Ht$. Au vu de ces résultats, la personnalisation des modèles semble essentielle à une meilleure estimation des efforts articulaires.

Les efforts articulaires étant définis, ce projet a posé les bases pour la mise en place d'un modèle de régulation qui répartira les efforts en leurs composantes musculaires, ligamentaires, et de contact. Dans un premier temps, la géométrie musculaire personnalisée pourrait être intégrée à des modèles musculaires existant. Les enregistrements EMG effectués au cours de nos essais permettront de valider ce modèle.

A terme, un tel modèle permettra de comprendre les relations entre les vices architecturaux et les pathologies observées chez les patients. Les stratégies adoptées par le système neuromusculaire pour générer une telle marche pourront alors être appréhendées.

Bibliographie

- Aagaard, P., J. L. Andersen, et coll. (2001). "A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture." *J Physiol* **534**(Pt. 2): 613-23.
- Ackland, T. R., B. A. Blanksby, et coll. (1988). "Inertial characteristics of adolescent male body segments." *J Biomech* **21**(4): 319-27.
- Alkjaer, T., E. B. Simonsen, et coll. (2001). "Comparison of inverse dynamics calculated by two- and three-dimensional models during walking." *Gait Posture* **13**(2): 73-7.
- Anderst, W. J. and S. Tashman (2003). "A method to estimate in vivo dynamic articular surface interaction." *J Biomech* **36**(9): 1291-9.
- Andriacchi, T. P. and A. B. Strickland (1983). *Gait analysis as a tool to assess joint kinetics*. Proceedings of NATO. Advanced Study Institute Biomechanics of Normal and Pathological Articulating Joints, Estoril, Portugal.
- Arangio, G. A., C. Chen, et coll. (1997). "Thigh muscle size and strength after anterior cruciate ligament reconstruction and rehabilitation." *J Orthop Sports Phys Ther* **26**(5): 238-43.
- Arnold, A. S., S. Salinas, et coll. (2000). "Accuracy of muscle moment arms estimated from MRI-based musculoskeletal models of the lower extremity." *Comput Aided Surg* **5**(2): 108-19.
- Asakawa, D. S., S. S. Blemker, et coll. (2004). "Three-dimensional muscle-tendon geometry after rectus femoris tendon transfer." *J Bone Joint Surg Am* **86-A**(2): 348-54.
- Asano, T., M. Akagi, et coll. (2001). "In vivo three-dimensional knee kinematics using a biplanar image-matching technique." *Clin Orthop Relat Res*(388): 157-66.
- Baca, A. (1996). "Precise determination of anthropometric dimensions by means of image processing methods for estimating human body segment parameter values." *J Biomech* **29**(4): 563-7.
- Baliunas, A. J., D. E. Hurwitz, et coll. (2002). "Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis." *Osteoarthritis Cartilage* **10**(7): 573-9.
- Banks, S. A. and W. A. Hodge (1996). "Accurate measurement of three-dimensional knee replacement kinematics using single-plane fluoroscopy." *IEEE Trans Biomed Eng* **43**(6): 638-49.
- Barter, J. T. (1957). Estimation of the mass of body segments. Ohio, Wright Air Development Center, Wright-Patterson Air Force Base.
- Barthez, P. Introduction - La Formation de l'image Radiographique - Rappel sur les Rayons X - La Formation des Rayons X, <http://www.vet-lyon.fr/ens/imagerie/D1/01.RayonsX/X-notes.html>, consulté le 22 mars 2005
- Bauer, T. (2002). Reconstruction tridimensionnelle de l'articulation du genou par stéréoradiographie: De l'apprentissage in vitro à l'application clinique dans le cas de la gonarthrose. *Laboratoire de biomécanique*. Paris, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers. **Mémoire de DEA**.
- Begon, M., T. Monnet, et coll. (2007). "Effects of movement for estimating the hip joint centre." *Gait Posture* **25**(3): 353-9.
- Behr, M., P. J. Arnoux, et coll. (2006). "Tonic finite element model of the lower limb." *J Biomech Eng* **128**(2): 223-8.
- Bell, A. L., D. R. Pedersen, et coll. (1990). "A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods." *J Biomech* **23**(6): 617-21.
- Benoit, D. L., D. K. Ramsey, et coll. (2006). "Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo." *Gait Posture* **24**(2): 152-64.
- Besier, T. F., D. L. Sturnieks, et coll. (2003). "Repeatability of gait data using a functional hip joint centre and a mean helical knee axis." *J Biomech* **36**(8): 1159-68.
- Black I., Lee S.J., et coll. (2006). "Calibration and validation of the "ADAL3D-F-COP-MZ" split-belt instrumented treadmill." draft: submitted to unknown paper.

- Blemker, S. S., D. S. Asakawa, et coll. (2007). "Image-based musculoskeletal modeling: applications, advances, and future opportunities." J Magn Reson Imaging **25**(2): 441-51.
- Blemker, S. S. and S. L. Delp (2005). "Three-dimensional representation of complex muscle architectures and geometries." Ann Biomed Eng **33**(5): 661-73.
- Bothner, K., G. Alderink, et coll. Body segment parameter models: the effect on hip moments in children and adults. Grand Rapids, MI, USA, PT Mary Free Bed Hospital&Rehabilitation Center.
- Braune, W. and O. Fischer (1889). The center of gravity of the human body as related to the German infantryman. Leipzig, available from Defense document center. (référence reproduite de Clauser, 1969).
- Braune, W. and O. Fischer (1892). "Bestimmung der Trägheitsmoments des menschlichen Körpers und seiner Glieder." Abh. d. Math. Phys. Cl. d. K. Sächs. Gesell. d. Wiss., Leipzig **18**(8): 409-492.
- Cappozzo, A., F. Catani, et coll. (1996). "Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts." Clin Biomech (Bristol, Avon) **11**(2): 90-100.
- Cappozzo, A., T. Leo, et coll. (1975). "A general computing method for the analysis of human locomotion." J Biomech **8**(5): 307-20.
- Chandler, R. F., C. E. Clauser, et coll. (1975). Investigation of inertial properties of the human body. Dayton, Ohio, Aerospace Medical Research Laboratory: Wright-Patterson Air Force Base.
- Cheng, C. K., H. H. Chen, et coll. (2000). "Segment inertial properties of Chinese adults determined from magnetic resonance imaging." Clin Biomech (Bristol, Avon) **15**(8): 559-66.
- Cheze, L. (2000). "Comparison of different calculations of three-dimensional joint kinematics from video-based system data." J Biomech **33**(12): 1695-9.
- chir-ortho.com, <http://www.chir-ortho.com>, consulté le 10 août 2007
- Clarys, J. P. and M. J. Marfell-Jones (1986). "Anatomical segmentation in humans and the prediction of segmental masses from intra-segmental anthropometry." Hum Biol **58**(5): 771-82.
- Clauser, C. E., J. T. McConville, et coll. (1969). Weight, volume, and center of mass of segments of the human body. Ohio, Aerospace Medical Research Laboratory: 1-101.
- clinique-des-lilas.com, <http://www.clinique-des-lilas.com>, consulté le 10 août 2007
- Cordier, F. and N. Magnenat-Thalmann (1998). Comparison of two techniques for organ reconstruction using Visible Human Dataset. Second Visible Human Project Conference, Bethesda, USA.
- Davis, R. B. I., S. Ounpuu, et coll. (1991). "A gait analysis data collection and reduction technique." Human Movement Science **10**: 575-87.
- de Leva, P. (1996). "Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters." J Biomech **29**(9): 1223-30.
- de Leva, P. (1996). "Joint center longitudinal positions computed from a selected subset of Chandler's data." J Biomech **29**(9): 1231-3.
- Della Croce, U., A. Leardini, et coll. (2005). "Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics." Gait Posture **21**(2): 226-37.
- Dellanini, L., D. Hawkins, et coll. (2003). "An investigation of the interactions between lower-limb bone morphology, limb inertial properties and limb dynamics." J Biomech **36**(7): 913-9.
- Dempster, W. T. (1955). Space requirements for the seated operator. Dayton, Ohio, Wright-Patterson Air Force Base. Wright Air Development Center.
- Dennis, D. A., R. D. Komistek, et coll. (2003). "In vivo fluoroscopic analysis of fixed-bearing total knee replacements." Clin Orthop Relat Res(410): 114-30.
- Dennis, D. A., M. R. Mahfouz, et coll. (2005). "In vivo determination of normal and anterior cruciate ligament-deficient knee kinematics." J Biomech **38**(2): 241-53.

- 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. Lyon, France, Université Claude Beranrd-Lyon 1. **PhD**: 108.
- Dubousset, J., G. Charpak, et coll. (2005). "[A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position: the EOS system]." Bull Acad Natl Med **189**(2): 287-97; discussion 297-300.
- Ducher, G., D. Courteix, et coll. (2005). "Bone geometry in response to long-term tennis playing and its relationship with muscle volume: a quantitative magnetic resonance imaging study in tennis players." Bone **37**(4): 457-66.
- Dumas, R., R. Aissaoui, et coll. (2004). "A 3D generic inverse dynamic method using wrench notation and quaternion algebra." Comput Methods Biomech Biomed Engin **7**(3): 159-66.
- Dumas, R., R. Aissaoui, et coll. (2005). "Personalized body segment parameters from bi-planar low dose radiography." IEEE Biomed Eng **52**(10): 1756- 1763.
- Dumas, R., L. Cheze, et coll. (2006). "Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters." J Biomech.
- Durkin, J. L. and J. J. Dowling (2003). "Analysis of body segment parameter differences between four human populations and the estimation errors of four popular mathematical models." J Biomech Eng **125**(4): 515-22.
- Durkin, J. L., J. J. Dowling, et coll. (2002). "The measurement of body segment inertial parameters using dual energy X-ray absorptiometry." J Biomech **35**(12): 1575-80.
- Eng, C. M., G. D. Abrams, et coll. (2007). "Muscle geometry affects accuracy of forearm volume determination by magnetic resonance imaging (MRI)." J Biomech. engineering.cua.edu, <http://engineering.cua.edu/biomedical>, consulté le 20 juillet 2007
- Erdmann, W. S. and T. Gos (1990). "Density of trunk tissues of young and medium age people." J Biomech **23**(9): 945-7.
- Freeman, M. A. and V. Pinskerova (2005). "The movement of the normal tibio-femoral joint." J Biomech **38**(2): 197-208.
- Fregly, B. J., H. A. Rahman, et coll. (2005). "Theoretical accuracy of model-based shape matching for measuring natural knee kinematics with single-plane fluoroscopy." J Biomech Eng **127**(4): 692-9.
- Fuentes Dupré, A., M. Tremblay, et coll. (2004). Étude de fidélité d'un système d'analyse 3D des mouvements du genou. ACFAS, C120 Imagerie médicale et évaluation fonctionnelle du système ostéo-articulaire, Montreal.
- Gabrielli, F. and C. Azmy (2004). Analyse de la cinématique de la rotule in vitro et in vivo. Laboratoire de biomécanique. Paris, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers. **Diplôme d'Etudes Approfondies**: 48.
- Ganjikia, S., N. Duval, et coll. (2000). "Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study." The Knee **7**(4): 221-231.
- Ganley, K. J. and C. M. Powers (2001). "The use of dual energy X-ray absorptiometry in determining subject-specific anthropometric measures for kinetic analysis during gait." Gait and Posture **13**: 271-272.
- Ganley, K. J. and C. M. Powers (2004). "Anthropometric parameters in children: a comparison of values obtained from dual energy x-ray absorptiometry and cadaver-based estimates." Gait Posture **19**(2): 133-40.
- Ganley, K. J. and C. M. Powers (2004). "Determination of lower extremity anthropometric parameters using dual energy X-ray absorptiometry: the influence on net joint moments during gait." Clin Biomech (Bristol, Avon) **19**(1): 50-6.
- Glitsch, U. and W. Baumann (1997). "The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity." J Biomech **30**(11-12): 1123-31.
- Goujon, H. (2006). Analyse de la marche de l'amputé fémoral. Laboratoire de biomécanique. Paris, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers. **PhD**: 213.
- Goujon, H. and C. Cadilhac (2003). Mise au point d'un outil d'analyse tridimensionnelle de la marche: application à l'amputé fémoral, Mémoire de DEA, Laboratoire de Biomécanique, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers.

- Gray, M. A. (1963). An analytic study of man's inertial properties. Airforce Institute of Technology. Ohio, Wright-Patterson Air Force Base.
- Gregersen, C. S. and M. L. Hull (2003). "Non-driving intersegmental knee moments in cycling computed using a model that includes three-dimensional kinematics of the shank/foot and the effect of simplifying assumptions." J Biomech **36**(6): 803-13.
- Grood, E. S. and W. J. Suntay (1983). "A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee." J Biomech Eng **105**(2): 136-44.
- Growney, E., D. Meglan, et coll. (1997). "Technical Note. Repeated measures of adult normal walking using a video tracing system." Gait and Posture **6**: 147-162.
- Hagemeister, N., G. Parent, et coll. (2005). "A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics." J Biomech **38**(9): 1926-31.
- Hagemeister, N., L. Yahia, et coll. (1999). "In vivo reproductibility of a new non-invasive diagnostic tool for three dimensional knee evaluation." The Knee **6**: 175-181.
- Hanavan, E. P. (1964). A mathematical model of the human body. Ohio, Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base.
- Hatze, H. (1980). "A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments." J Biomech **13**(10): 833-43.
- Hermens, H. J., B. Freriks, et coll. (2000). "Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures." J Electromyogr Kinesiol **10**: 361-374.
- Holden, J. P. and S. J. Stanhope (1998). "The effect of variation in knee center location estimates on net knee joint moments." Gait Posture **7**(1): 1-6.
- Holzbour, K. R., S. L. Delp, et coll. (2007). "Moment-generating capacity of upper limb muscles in healthy adults." J Biomech **40**(11): 2442-9.
- Holzbour, K. R., W. M. Murray, et coll. (2007). "Upper limb muscle volumes in adult subjects." J Biomech **40**(4): 742-9.
- Houck, J., H. J. Yack, et coll. (2003). "Validity and comparisons of tibiofemoral orientations and displacement using femoral tracking device during early to mid stance of walking." Gait and Posture **00**: 1-10.
- inrialpes.fr, <http://www.inrialpes.fr/>, consulté le 12 août 2007
- Jasiewicz, J. M., J. Treleaven, et coll. (2006). "Wireless orientation sensors: Their suitability to measure head movement for neck pain assessment." Man Ther.
- Jensen, R. (1978). "Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method." Journal of Biomechanics **11**: 349-358.
- Jolivet, E. (2007). Modélisation biomécanique de la hanche dans le risque de fracture du fémur proximal. Laboratoire de biomécanique. Paris, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers. **Thèse de doctorat**: 178.
- Jolivet, E., E. Daguet, et coll. (accepté). "Volumic patient specific reconstruction of muscular system based on a reduced dataset of medical images." Comput Methods Biomech Biomed Engin.
- Kadaba, M. P., H. K. Ramakrishnan, et coll. (1990). "Measurement of lower extremity kinematics during level walking." J Orthop Res **8**(3): 383-92.
- Kadaba, M. P., H. K. Ramakrishnan, et coll. (1989). "Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait." J Orthop Res **7**(6): 849-60.
- Kamina, P. (2003). Précis d'anatomie clinique. France.
- Kanisawa, I., A. Z. Banks, et coll. (2003). "Weight-bearing knee kinematics in subjects with two types of anterior cruciate ligament reconstructions." Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc **11**(1): 16-22.
- Kaufman, K. R., C. Hughes, et coll. (2001). "Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis." J Biomech **34**(7): 907-15.
- Kawakami, H., N. Sugano, et coll. (2005). "Gait analysis system for assessment of dynamic loading axis of the knee." Gait Posture **21**(1): 125-30.
- Kelly, T. L., N. Berger, et coll. (1998). "DXA body composition: theory and practice." Applied Radiation Isot **49**: 511-513.

- Kirkwood, R. N., E. G. Culham, et coll. (1999). "Radiographic and non-invasive determination of the hip joint center location: effect on hip joint moments." Clin Biomech (Bristol, Avon) **14**(4): 227-35.
- Kiss, R. M., L. Kocsis, et coll. (2004). "Joint kinematics and spatial-temporal parameters of gait measured by an ultrasound-based system." Med Eng Phys **26**(7): 611-20.
- Knoll, Z., L. Kocsis, et coll. (2004). "Gait patterns before and after anterior cruciate ligament reconstruction." Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc **12**(1): 7-14.
- Koerhuis, C. L., J. C. Winters, et coll. (2003). "Neck mobility measurement by means of the 'Flock of Birds' electromagnetic tracking system." Clin Biomech (Bristol, Avon) **18**(1): 14-8.
- Komistek, R. D., T. R. Kane, et coll. (2005). "Knee mechanics: a review of past and present techniques to determine in vivo loads." J Biomech **38**(2): 215-28.
- Konishi, Y., K. Ikeda, et coll. (2007). "Relationship between quadriceps femoris muscle volume and muscle torque after anterior cruciate ligament repair." Scand J Med Sci Sports.
- Krabbe, B., R. Farkas, et coll. (1997). "Influence of inertia on intersegment moments of the lower extremity joints." J Biomech **30**(5): 517-9.
- Krosshaug, T., A. Nakamae, et coll. (2006). "Estimating 3D joint kinematics from video sequences of running and cutting maneuvers-assessing the accuracy of simple visual inspection." Gait Posture.
- Labbe, D., N. Hagemester, et coll. (2006). Evaluation of the intra-and inter-observer reproducibility of a method for studying three-dimensional knee kinematics. Ninth international symposium on the 3D analysis of human movement, Valenciennes, France.
- Lafaye, A. (2007). Analyse quantitative et modélisation des muscles du membre inférieur. Laboratoire de biomécanique. Paris, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers. **Projet d'expertise: 50**.
- Lampe, R., S. Grassl, et coll. (2006). "MRT-measurements of muscle volumes of the lower extremities of youths with spastic hemiplegia caused by cerebral palsy." Brain Dev **28**(8): 500-6.
- Lanovaz, J. L. and H. M. Clayton (2001). "Sensitivity of forelimb swing phase inverse dynamics to inertial parameter errors." Equine Vet J Suppl(33): 27-31.
- Laporte, S. (2002). Reconstruction 3D du squelette humain pour la biomécanique par radiographie biplane à dose minimale d'irradiation. Laboratoire de Biomécanique. Paris, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers: 111-116.
- Laporte, S., W. Skalli, et coll. (2003). "A biplanar reconstruction method based on 2D and 3D contours: application to the distal femur." Comput Methods Biomech Biomed Engin **6**(1): 1-6.
- Lass, P., S. Kaalund, et coll. (1991). "Muscle coordination following rupture of the anterior cruciate ligament. Electromyographic studies of 14 patients." Acta Orthop Scand **62**(1): 9-14.
- Leardini, A., A. Cappozzo, et coll. (1999). "Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location." J Biomech **32**(1): 99-103.
- Liu, J. and T. E. Lockhart (2006). "Comparison of 3D joint moments using local and global inverse dynamics approaches among three different age groups." Gait Posture **23**(4): 480-5.
- Lloyd, D. G. and T. F. Besier (2003). "An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo." J Biomech **36**(6): 765-76.
- Makihara, Y., A. Nishino, et coll. (2006). "Decrease of knee flexion torque in patients with ACL reconstruction: combined analysis of the architecture and function of the knee flexor muscles." Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc **14**(4): 310-7.
- Manal, K., I. McClay, et coll. (2000). "Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study." Gait Posture **11**(1): 38-45.

- Marin, F. (2000). Contribution biomécanique à l'étude de l'articulation fémoro-tibiale pendant la marche in vivo. Paris, Laboratoire de Biomécanique, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers.
- Martin, P. E., M. Mungiole, et coll. (1989). "The use of magnetic resonance imaging for measuring segment inertial properties." *J Biomech* **22**(4): 367-76.
- McCaw, S. T. and P. DeVita (1995). "Errors in alignment of center of pressure and foot coordinates affect predicted lower extremity torques." *J Biomech* **28**(8): 985-8.
- McPherson, A., J. Karrholm, et coll. (2005). "Imaging knee position using MRI, RSA/CT and 3D digitisation." *J Biomech* **38**(2): 263-8.
- meded-portal.ucsd.edu, <http://meded-portal.ucsd.edu>, consulté le 10 août 2007
- Metzler, V., A. Arampatzis, et coll. (2002). "Influence of 2D and 3D body segment models on energy calculations during kinematic analysis of running." *Eur J Appl Physiol* **86**(4): 337-41.
- Mikosz, R. P., T. P. Andriacchi, et coll. (1988). "Model analysis of factors influencing the prediction of muscle forces at the knee." *J Orthop Res* **6**(2): 205-14.
- mimosa-sprint.com, <http://www.mimosa-sprint.com>, consulté le 1 août 2007
- Mirtich, B. (1996). "Fast and accurate computation of polyhedral mass properties." *Journal of Graphic Tools* **1**(2): 31-50.
- Morse, C. I., H. Degens, et coll. (2007). "The validity of estimating quadriceps volume from single MRI cross-sections in young men." *Eur J Appl Physiol* **100**(3): 267-74.
- Morse, C. I., J. M. Thom, et coll. (2005). "Changes in triceps surae muscle architecture with sarcopenia." *Acta Physiol Scand* **183**(3): 291-8.
- Mungiole, M. and P. E. Martin (1990). "Estimating segment inertial properties: comparison of magnetic resonance imaging with existing methods." *J Biomech* **23**(10): 1039-46.
- Nagano, A., K. G. Gerritsen, et coll. (2000). "A sensitivity analysis of the calculation of mechanical output through inverse dynamics: a computer simulation study." *J Biomech* **33**(10): 1313-8.
- Neptune, R. R., S. A. Kautz, et coll. (2001). "Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking." *J Biomech* **34**(11): 1387-98.
- Nissan, M. (1980). "Review of some basic assumptions in knee biomechanics." *J Biomech* **13**(4): 375-81.
- Nodé-Langlois, L. (2003). Analyses tridimensionnelles des déviations angulaires des axes du membre inférieur, en pré per et postopératoire. *Laboratoire de Biomécanique*. Paris, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers.
- Norton, J., N. Donaldson, et coll. (2002). "3D whole body scanning to determine mass properties of legs." *J Biomech* **35**(1): 81-6.
- Otake, Y., N. Suzuki, et coll. (2005). "Four-dimensional model of the lower extremity after total hip arthroplasty." *J Biomech* **38**(12): 2397-405.
- Papadonikolakis, A., L. Cooper, et coll. (2003). "Compensatory mechanisms in anterior cruciate ligament deficiency." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* **11**(4): 235-43.
- Pearsall, D. J. and P. A. Costigan (1999). "The effect of segment parameter error on gait analysis results." *Gait Posture* **9**(3): 173-83.
- Pearsall, D. J. and J. G. Reid (1994). "The study of human body segment parameters in biomechanics. An historical review and current status report." *Sports Med* **18**(2): 126-40.
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis. Normal and Pathological Function*. Thorofare, NY.
- Piazza, S. J., A. Erdemir, et coll. (2004). "Assessment of the functional method of hip joint center location subject to reduced range of hip motion." *J Biomech* **37**(3): 349-56.
- Piazza, S. J., N. Okita, et coll. (2001). "Accuracy of the functional method of hip joint center location: effects of limited motion and varied implementation." *J Biomech* **34**(7): 967-73.
- Pinti, A., P. Hédoux, et coll. (2000). "Comparaison à partir d'IRM de caractéristiques biomécaniques de membres inférieurs sains et pathologiques." *Journal Européen des Systèmes Automatisés* **34**(6-7): 845-858.

- Pomero, V. (2001). Modélisation géométrique et mécanique des muscles du tronc. Paris, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers: 109.
- Pomero, V., J. M. Vital, et coll. (2002). "Muscular modelling: relationship between postural default and spine overloading." *Stud Health Technol Inform* **88**: 321-5.
preventdisease.com, <http://preventdisease.com>, consulté le 10 août 2007
- Rao, G., D. Amarantini, et coll. (2006). "Influence of body segments' parameters estimation models on inverse dynamics solutions during gait." *J Biomech* **39**(8): 1531-6.
- Reinschmidt, C., A. J. Van den Bogert, et coll. (1997). "Tibiofemoral and tibioalcanal motion during walking: external vs. skeletal markers." *Gait&Posture* **6**: 98-109.
- Rudolph, K. S., M. J. Axe, et coll. (2001). "Dynamic stability in the anterior cruciate ligament deficient knee." *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* **9**(2): 62-71.
- Sangeux, M., F. Marin, et coll. (2006). "Quantification of the 3D relative movement of external marker sets vs. bones based on magnetic resonance imaging." *Clin Biomech (Bristol, Avon)* **21**(9): 984-91.
- Santschi, W. R., J. Dubois, et coll. (1963). Moments of inertia and centers of gravity of the living human body. Los Angeles, California, North America Aviation, Inc.: 1-62.
- Sarfati, O. and Z. Ladin (1993). "A video-based system for the estimation of the inertial properties of body segments." *J Biomech* **26**(8): 1011-1016.
- Sati, M., J. A. De Guise, et coll. (1996). "Improving in vivo knee kinematic measurements: application to prosthetic ligament analysis." *The Knee* **3**: 179-190.
- Schlatterer, B. (2006). Evaluation in vivo de la reconstruction 3D biplanaire avec le système EOS pour analyser le positionnement des implants dans les prothèses totales du genou. Paris, Laboratoire de biomécanique, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers: 20.
- Seidel, G. K., D. M. Marchinda, et coll. (1995). "Hip joint center location from palpable bony landmarks--a cadaver study." *J Biomech* **28**(8): 995-8.
- Seoud, L. (2005). Contribution à la définition et à la programmation des repères tibiaux, Laboratoire de biomécanique, ENSAM, Paris: 19.
- Sholukha, V., A. Leardini, et coll. (2006). "Double-step registration of in vivo stereophotogrammetry with both in vitro 6-DOFs electrogoniometry and CT medical imaging." *J Biomech* **39**(11): 2087-95.
- Silva, M. P. and J. A. Ambrosio (2004). "Sensitivity of the results produced by the inverse dynamic analysis of a human stride to perturbed input data." *Gait Posture* **19**(1): 35-49.
- Siston, R. A. and S. L. Delp (2006). "Evaluation of a new algorithm to determine the hip joint center." *J Biomech* **39**(1): 125-30.
- Skalli, W., F. Lavaste, et coll. (1995). "Quantification of three-dimensional vertebral rotations in scoliosis: what are the true values?" *Spine* **20**(5): 546-53.
- Soderkvist, I. and P. A. Wedin (1993). "Determining the movements of the skeleton using well-configured markers." *J Biomech* **26**(12): 1473-7.
- Stagni, R., S. Fantozzi, et coll. (2006). "Propagation of anatomical landmark misplacement to knee kinematics: performance of single and double calibration." *Gait Posture* **24**(2): 137-41.
- Stagni, R., A. Leardini, et coll. (2000). "Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results." *J Biomech* **33**(11): 1479-87.
- Südhoff, I., J. De Guise, et coll. (2005). Modélisation géométrique et mécanique personnalisée de membre inférieur, Examen doctoral, Dissertation. Montréal, École de Technologie supérieure: 42.
- Südhoff, I., J. De Guise, et coll. (2007). Paramètres inertiels personnalisés: détermination, validation et impact sur la cinétique de la marche. Montréal, Paris, Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie, École de Technologie Supérieure, Laboratoire de biomécanique, ENSAM: 66.
- Südhoff, I., J. A. de Guise, et coll. (2007). Intégration de la géométrie osseuse personnalisée à l'analyse du mouvement. VIème congrès du GAMEA, Bruxelles, Belgique.

- Sudhoff, I., S. Van Driessche, et coll. (2007). "Comparing three attachment systems used to determine knee kinematics during gait." Gait Posture **25**(4): 533-43.
- Tashman, S. and W. Anderst (2003). "In-vivo measurement of dynamic joint motion using high speed biplane radiography and CT: application to canine ACL deficiency." J Biomech Eng **125**(2): 238-45.
- Tingart, M. J., M. Apreleva, et coll. (2003). "Magnetic resonance imaging in quantitative analysis of rotator cuff muscle volume." Clin Orthop Relat Res(415): 104-10.
- Van de Putte, M. (2002). Méthode reproductible pour l'évaluation fonctionnelle du genou. Montréal, Faculté de Médecine, sciences biomédicales: 99.
- Van Sint Jan, S., P. Salvia, et coll. (2002). "Registration of 6-DOFs electrogoniometry and CT medical imaging for 3D joint modeling." J Biomech **35**(11): 1475-84.
- Vaughan, C. L. (1996). "Are joint torques the Holy Grail of human gait analysis?" Human Movement Science **15**: 423-43.
- Véron, S. (1995). Interprétation des déplacements dans l'espace. Paris, Laboratoire de Biomécanique, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers: 88.
- Vieilledent, S. (2002). Comparaison de systèmes d'analyse du mouvement 3D. F. Institut National du Sport et de l'Education Physique. Paris, Laboratoire Mouvement action et performance, Institut National du sport et de l'éducation physique: 52.
- Webster, K. E., J. E. Wittwer, et coll. (2005). "Gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction are related to graft type." Am J Sports Med **33**(2): 247-54.
- Wei, C. and R. K. Jensen (1995). "The application of segment axial density profiles to a human body inertia model." J Biomech **28**(1): 103-8.
- Weinbach, A. P. (1938). "Contour Maps, center of gravity, moment of inertia, and surface area of the human body." Human Biology **10**: 356-371.
- White, D. R., H. Q. Woodard, et coll. (1987). "Average soft-tissue and bone models for use in radiation dosimetry." British Journal of Radiology **60**(717): 907-13.
- Whittsett, C. E. (1962). Some dynamic response characteristics of weightless man. U.S Air Force Institute for Technology. Ohio, Wright-Patterson Air Force Base.
- Williams, G. N., T. S. Buchanan, et coll. (2005). "Quadriceps weakness, atrophy, and activation failure in predicted noncopers after anterior cruciate ligament injury." Am J Sports Med **33**(3): 402-7.
- Williams, G. N., L. Snyder-Mackler, et coll. (2005). "Quadriceps femoris muscle morphology and function after ACL injury: a differential response in copers versus non-copers." J Biomech **38**(4): 685-93.
- Winter, D. (1990). Biomechanics and motor control of human movement. New York, John Wiley & Sons.
- Winter, D. (2005). Biomechanics and motor control of human movement. Hoboken, New Jersey, John Wiley & Sons, Inc.
- Wooley, C. T. (1972). Segment Masses, centers of mass and local moments of inertia for an anthropometric model of man, in Conway, B.A., Development of skylab experiment T-013, Crew/Vehicle disturbances. Washington, D.C., National Aeronautic and Space Administration Report.
- Wu, G., S. Siegler, et coll. (2002). "ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics." J Biomech **35**(4): 543-8.
- Yeadon, M. R. (1990). "The simulation of aerial movement--II. A mathematical inertia model of the human body." J Biomech **23**(1): 67-74.
- You, B. M., P. Siy, et coll. (2001). "In vivo measurement of 3-D skeletal kinematics from sequences of biplane radiographs: application to knee kinematics." IEEE Trans Med Imaging **20**(6): 514-25.
- Zajac, F. E., R. R. Neptune, et coll. (2003). "Biomechanics and muscle coordination of human walking: part II: lessons from dynamical simulations and clinical implications." Gait Posture **17**(1): 1-17.
- Zani, M. (2002). GUIDE D'ACHAT Les capteurs d'accélération (juin 2002). Mesures. **746**.

- Zatsiorsky, V. M. (2002). Chapter 5, Joint torques and forces: the inverse problem of dynamics. Kinetics of human motion. H. kinetics. Champaign: 265-347.
- Zatsiorsky, V. M. (2002). Human kinetics. Champaign.
- Zatsiorsky, V. M. and V. M. Seluyanov (1983). The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. Biomechanics VIII: proceedings of the eighth International Congress of Biomechanics. Matsui Hideji and K. Kobayashi. Nagoya, Japan, Human Kinetics Publishers. **8**: 1152-1159.
- Zheng, N., G. S. Fleisig, et coll. (1998). "An analytical model of the knee for estimation of internal forces during exercise." J Biomech **31**(10): 963-7.
- Zheng, Z., X. Zheng, et coll. (1990). A new method to determine inertial parameters of the segments of the human body. Beijing Asian Games Scientific Congress.

Articles et communications

Publications

- [1] I. Südhoff, S. Van Driessche, J.A. de Guise, S. Laporte, W. Skalli, *Comparing three attachment systems used to determine knee kinematics during gait*, *Gait&Posture*, 2007 Apr;25(4):533-43.
- [2] A. Fuentes, N. Hagemester, I. Südhoff, J. Fernandes, P. Ranger, J.A. de Guise, *New 3D biomedical and imaging technologies to evaluate the effect of anterior cruciate ligament reconstructions: preliminary results*, *Clinical Journal of Sports Medicine* 2007;17:165.
- [3] B. Schlatterer, I. Südhoff, X. Bonnet, Y. Catonne, W. Skalli, *Analyse 3D par radiographie bi planaire basse dose EOS des alignements osseux et prothétiques lors de la pose d'une PTG. Incertitude des repères mis en place*. Soumis à la Revue de Chirurgie Orthopédique en août 2007.
- [4] I. Südhoff, W. Skalli, A. Fuentes, J.A. de Guise, *Patient specific body segment parameters: impact on kinetics*, *Journal of Biomechanics*, soumis le 20 septembre 2007.

Deux autres articles seront soumis à des revues internationales d'ici la fin de l'année 2007:

I. Südhoff, JA de Guise, A. Fuentes, H. Goujon, W. Skalli, *Integrating patient specific bone geometry to gait analysis: impact on kinetics*.

I. Südhoff, JA de Guise, A. Nordez, E. Jolivet, D. Bonneau, V. Khoury, W. Skalli, *3D patient specific geometry of the muscles involved in the knee motion from selected MRI images*

Communications scientifiques internationales avec comité de lecture

- [1] I. Südhoff, S. Van Driessche, S. Laporte, J.A. de Guise, W. Skalli, *Comparing three attachment systems used to determine knee kinematics during gait*, *International Symposium on Advanced Biomaterials / Biomechanics*, Montréal, Canada, 6 avril 2005
- [2] B. Schlatterer, I. Südhoff, X. Bonnet et W. Skalli, *Analyse 3D par radiographie biplanaire des alignements osseux et prothétiques lors de la pose d'une PTG: estimation des incertitudes concernant les repères*, *Journée CAOS, Réunion annuelle de la SOFCOT*, Paris, France, 8 novembre 2006.
- [3] I. Südhoff, J.A. de Guise, G. Parent, A. Fuentes, H. Goujon, A. Poignard, X. Bonnet, W. Skalli, *Intégration de la géométrie osseuse personnalisée à l'analyse du mouvement*, *VIème congrès du GAMEA*, Bruxelles, Belgique, 9 février 2007, p29.
- [4] I. Südhoff, W. Skalli, A. Fuentes, J.A. de Guise, *A patient specific model for gait analysis*, *International Society of Biomechanics, XXI Congress*, Taipei, Taiwan, juillet 2007, p346.
- [5] I. Südhoff, J.A. de Guise, A. Fuentes, W. Skalli, *Combining stereoradiography and gait analysis to determine the centre of the femoral head: impact on kinetics*, *XVI annual meeting of ESMAC*, p78, Athènes, Grèce, 27-29 septembre 2007.

Autres communications

I. Südhoff, W. Skalli, J.A. de Guise, *Modélisation géométrique et mécanique personnalisée de l'appareil locomoteur*, *Séminaire modélisation*, Centre de réadaptation Marie Enfant, Hôpital Sainte-Justine, Montréal, 9 mars 2006.

I. Südhoff, W. Skalli, R. Aissaoui, J.A. de Guise, *Modélisation géométrique et mécanique personnalisée de l'appareil locomoteur*, Journée scientifique du programme MENTOR, École de Technologie Supérieure, Montréal, Canada, 17 mars 2006, prix de la meilleure présentation orale.

I. Südhoff, W. Skalli, J.A. de Guise, *Reconstruction du membre inférieur : Bilan*, Séminaire Biospace/LIO/LBM, Dourdan, France, 1 septembre 2006.

I. Südhoff, W. Skalli, J.A. de Guise, *Membre inférieur : référentiels utilisés*, Séminaire Biospace/LIO/LBM, Dourdan, France, 1 septembre 2006.

I. Südhoff, W. Skalli, J.A. de Guise, *Modélisation géométrique et mécanique personnalisée du membre inférieur*, séminaire LBM-Hôpital Henri Mondor, Paris, 24 octobre 2006.

I. Südhoff, W. Skalli, J.A. de Guise, *Couplage EOS/VICON : Intégration de données personnalisées à l'analyse de la marche*, séminaire LBM-LIO, Paris, 22 novembre 2006.

A. Fuentes , N. Hagemeister, L. Requiao, I. Südhoff, J. Fernandes, P. Ranger, J.A. de Guise, *Nouvelles techniques d'imagerie et d'évaluation morpho fonctionnelle en 3D au service des patients présentant des troubles de l'appareil locomoteur*, 9e congrès annuel des étudiants, stagiaires et résidents du Centre de recherche du CHUM, affiche 62, 19 décembre 2006. Gagnant du Prix d'excellence -Doctorat- présentation par affiche.

A. Fuentes, N. Hagemeister, I. Südhoff, L. Requiao, J. Fernandes, P. Ranger, J.A. de Guise, *Effets d'une rupture du ligament croisé antérieur sur la biomécanique 3D du genou*, 27e Journée de la recherche du POES et de la division d'orthopédie de l'Université de Montréal. Montréal, avril 2007, p50.

Table des figures

Figure 1 : Nomenclature des axes, plans et directions en anatomie	9
Figure 2 : L'articulation du genou (adapté de (meded-portal.ucsd.edu))	10
Figure 3 : Les ménisques (issu de (chir-ortho.com)).....	11
Figure 4 : Ligaments du genou (issu de (clinique-des-lilas.com)).....	11
Figure 5 : Quadriceps fémoral. Issu de (mimosa-sprint.com)	12
Figure 6 : Sartorius	14
Figure 7 : Gracile ³	14
Figure 8: Muscle Poplité	14
Figure 9 : Gastrocnémiens ⁵	14
Figure 10 : Biceps fémoral ⁶	15
Figure 11 : Semi-membraneux ⁶	15
Figure 12 : Semi-tendineux ⁶	15
Figure 13 : Cycle de marche (issu de (inrialpes.fr))	18
Figure 14 : Principe du calcul de cinématique.....	24
Figure 15: Examen de fluoroscopie en flexion (issu de Dennis, 2005).....	31
Figure 16 : Recalage par mise en correspondance des contours (a), issu de (Kanisawa et coll. 2003)) et par identification de marqueurs (b), issu de (Tashman et coll. 2003)).	32
Figure 17: Validation du recalage: mesure de la flexion du genou en charge avec l'IRM ouverte. Issu de (Kawakami et coll. 2005)	33
Figure 18: Acquisition de la cinématique in vitro et in vivo (extraits de (Van Sint Jan et coll. 2002; Sholukha et coll. 2006)).....	34
Figure 19 : Cinématique à la hanche, au genou et à la cheville, obtenue sur 19 sujets à vitesse confortable. Issu de (Winter 1990)	37
Figure 20 : Détermination des forces et moments proximaux.....	40
Figure 21 : Inconvénients de la méthode conventionnelle	41
Figure 22 : Notation générique des segments. Issu de (Dumas et coll. 2004)	43
Figure 23 : Améliorations proposées par Dumas et coll.	44
Figure 24 : Plateforme AMTI intégrée au corridor de marche (a) et plateforme Kistler (b).....	44
Figure 25 : Méthodes de détermination des paramètres inertiels d'une personne	54
Figure 26 : Moments à la cheville (a), au genou (b) et à la hanche (c) obtenus pour 15 sujets (moyenne et corridor de \pm un écart type). Issu de (Winter 1990).....	67
Figure 27: (a) sujet debout sur le tapis roulant, muni de l'ensemble des systèmes d'attache, (b) ceinture sacrale et (c) harnais fémoral (issu de Hagemeister, 2005).	77
Figure 28: (a) Sujet muni des électrodes et portant le système Myomonitor sur le dos ; (b) position des électrodes	79
Figure 29: (a) Installation du sujet pour l'évaluation de la force maximale des ischiojambiers et des quadriceps ; (b) évaluation de la contraction maximale des gastrocnémiens.....	80
Figure 30: Sujet positionné dans la cabine EOS.....	80

Figure 31: (a) attèle permettant d'immobiliser la cheville en flexion ; (b) sujet en salle IRM	81
Figure 32: Repères définis sur le tibia	86
Figure 33: Répartition des valeurs absolues des écarts à la moyenne pour les variables des repères tibiaux (4 opérateurs, 9 tibias, 99 reconstructions)	88
Figure 34: Repères définis sur le fémur	90
Figure 35: Répartition des valeurs absolues des écarts à la moyenne pour les variables des repères fémoraux (4 opérateurs, 7 fémurs, 77 reconstructions)	91
Figure 36: Recalage EOS-VICON : Principe.....	94
Figure 37 : Placement des marqueurs (protocole initial).....	95
Figure 38: Position du sujet pour les acquisitions EOS et VICON	96
Figure 39 Figure 40 : Placement des marqueurs (protocole LBM)	97
Figure 41: Positions du sujet pour le calibrage VICON.....	98
Figure 42 : Recalage du point p de coordonnées (x1,y1,z1) du repère R1 au repère R2 avec la matrice de passage MR2R1. Les coordonnées p* obtenues dans R2 sont comparées aux coordonnées (x2,y2,z2) du point p dans R2.....	99
Figure 43: Erreur de recalage du marqueur de la crête iliaque, effectué pour les sujets (a) LCAS (b) LBM avec 3 replacements de marqueurs (c) LCAD.....	100
Figure 44: Erreur de recalage (en mm) du marqueur FHAD avec 3 replacements de marqueurs (2 sujets).....	101
Figure 45: Erreur de recalage (en mm) du centre de la tête fémorale entre deux acquisitions EOS .	102
Figure 46 : Écart entre CTF recalé avec les marqueurs du bassin et de la cuisse avec un repositionnement de marqueurs, 8 sujets LCAS.....	104
Figure 47: Écart entre le CTF recalé avec les 4 marqueurs du bassin et avec différentes configurations de marqueurs sur la cuisse dans les 3 positions, 3sujets LBM, sans repositionnement de marqueurs	104
Figure 48: Écart entre CTF recalé bassin et recalé avec 4 marqueurs du fémur (FAPD, FPPD, CLD, CMD), avec 3 repositionnements de marqueurs cuisse et 3 repositionnements de marqueurs bassin, sur 2 sujets LBM.....	105
Figure 49: Écart entre CTF recalée avec les marqueurs du bassin et différentes configurations de marqueurs de la cuisse, exprimé en mm dans le repère VICON.....	106
Figure 50: Repère bassin proposé par Leardini (PSIS : épines iliaques postérieures; ASIS : épines iliaques antérieures; HJC : centre de la tête fémorale) Issu de (Leardini et coll. 1999).....	108
Figure 51 : Écart (en mm) entre CTF EOS et CTF fonctionnel exprimé dans le repère de Leardini (a) pour 5 sujets du protocole LBM, (b) pour 14 sujets du protocole LCAS et LCAD (le CTF fonctionnel est exprimé dans le repère harnais puis dans le repère VICON).	108
Figure 52 : Flexion (a), abduction (b), rotation (c), et translations AP (d), ML (e) et PD (f) à la hanche, en utilisant le CTF fonctionnel (ligne bleue) et recalé (points rouges).	112
Figure 53 : Flexion (a), abduction (b), rotation (c), et translations AP (d), ML (e) et PD (f) au genou, en utilisant le CTF fonctionnel (ligne bleue) et recalé (points rouges).	113

Figure 54: Angle de flexion au genou pour des sujets sains (___), ayant une déficience du LCA (...) et 12 mois après reconstruction du LCA (- - -). Issu de (Knoll et coll. 2004)	114
Figure 55 : Moment de flexion (a), abduction (b), rotation (c), et Forces AP (d), ML (e) et PD (f) à la hanche, en utilisant le CTF fonctionnel (ligne bleue) et recalé (points rouges).	117
Figure 56 : Moment de flexion (a), abduction (b), rotation (c), et Forces AP (d), ML (e) et PD (f) au genou, en utilisant le CTF fonctionnel (ligne bleue) et recalé (points rouges).	118
Figure 57 : (a) Moyenne et corridor à un écart type des moments à la hanche (en Nm/kg) obtenus pour 10 sujets sains, en utilisant le CTF fonctionnel (en noir) ou recalé (en rouge). (b) Moment abducteur à la hanche obtenu pour 2 sujets avec le CTF fonctionnel (moyenne en noir) et recalé (moyenne et corridor à un écart type en vert).	119
Figure 58 : Visualisation des os au cours du cycle de marche dans les 3 plans de l'espace.....	121
Figure 59: Identification des contours et géométrie 3D de l'enveloppe et des os.....	124
Figure 60: (a) BSP personnalisés (* bleues) et de Leva (. rouges) pour un sujet (b) Valeurs moyennes (écarts types) des paramètres personnalisés et écarts par rapport à ceux de de Leva, exprimés dans les repères fonctionnels (10 sujets LCAS)	127
Figure 61 : Répartition des valeurs absolues des écarts à la moyenne de la masse et de la position du centre de masse du pied ⁸	131
Figure 62 : Répartition des valeurs absolues des écarts à la moyenne des BSP personnalisés de la jambe.....	132
Figure 63 : Répartition des valeurs absolues des écarts à la moyenne des BSP personnalisés de la cuisse.....	132
Figure 64: RMS globale en phase d'appui (a) à v confo (b) à v confo exprimée en % de la plage de variation ; (c) à v rapide (d) à v rapide exprimée en % de la plage de variation	135
Figure 65: IC95% de la différence maximale des efforts en phase d'appui à (a) v confo, (b) v rapide	136
Figure 66: RMS globale en phase oscillante (a) à v confo (b) à v confo exprimée en % de la plage de variation ; (c) à v rapide (d) à v rapide exprimée en % de la plage de variation	136
Figure 67: IC95% de la différence maximale des efforts en phase oscillante à (a) v confo, (b) v rapide	136
Figure 68 : Force ML à la cheville, présentant un écart maximal atteint 103% à vitesse confortable et 115% à vitesse rapide en phase oscillante	137
Figure 69 : Forces au genou présentant des écarts maximaux (phase oscillante, phase d'appui) (a) Force AP à vitesse confortable (22%, 2%) (b) Force ML à vitesse confortable (91%, 20%) (c) Force PD à vitesse rapide (40%, 2%) (d) Moment ABD (92%, 13%) à vitesse rapide (e) Moment RIE (75%, 6%) à vitesse rapide (f) Moment FE (21%, 7%) à vitesse confortable.....	138
Figure 70 : Moment RIE à la hanche du même sujet, à vitesse (a) confortable et (b) rapide.....	139
Figure 71: Forces et moments à la hanche à vitesse confortable présentant des écarts maximaux (phase oscillante, phase d'appui) (a) Force AP (19%,5%) (b) force ML (17%,19%) (c) Force PD (32%, 4%) (d) Moment ABD (61%, 21%) (e) Moment RIE (95%, 6%) (f) Moment FE (38%, 5%).....	140

Figure 72: Comparaison de la moyenne des RMSE sur les moments FE entre l'étude de Ganley (Dempster vs DXA) et notre étude (perso - de Leva) (a) valeurs en Nm/kg, (b) en % de la plage de variation des moments	142
Figure 73: Efforts à la hanche obtenus sur 15 sujets (Pearsall, 1999), en faisant varier de 40% la masse de la cuisse	143
Figure 74: Construction de l'objet paramétré pré-personnalisé (exemple du muscle <i>Gluteus maximus</i>). (a) coupes sélectionnées et contours du muscle <i>Gluteus Maximus</i> (b) contour dans le repère 3D et paramètres associés (c) représentation des paramètres calculés pour toutes les images (d) construction des ellipses associées aux paramètres de chaque image	146
Figure 75 : Krigeage de l'objet paramétré pré-personnalisé du muscle <i>Gluteus maximus</i> sur les contours tracés sur les images a) objet paramétré pré-personnalisé avec points de contrôle et points d'évaluation b) reconstruction finale avec points d'évaluation après déformation. Issu de (Jolivet 2007)	146
Figure 76: Sujet au cours de l'examen d'IRM.....	149
Figure 77: Fixation de la cheville avec une attèle	150
Figure 78 : Identification des muscles sur des coupes au niveau mi-cuisse (a) et au genou (b)	150
Figure 79: Coupes au niveau de la partie proximale (a) et distale (b) du fémur : difficultés à discerner les groupes musculaires (a) et à déterminer la limite basse des muscles (b).	153
Figure 80 : Erreur volumique (en % du volume de référence) obtenues pour les reconstructions à partir de 3 à 21 coupes équiréparties (issu de (Lafaye 2007)).....	154
Figure 81 : Erreur point surface (2RMS, en mm) obtenue pour les reconstructions à partir de 3 à 23 coupes équiréparties	155
Figure 82 : Reconstructions 3D des muscles de la cuisse d'un individu	156
Figure 83: Répartition des volumes musculaires de 10 sujets sains (en cm ³).....	158
Figure 84: Répartition des volumes musculaires de 5 sujets LCAD (en cm ³).....	159
Figure 85 : Écart entre les volumes musculaires moyens des 10 sujets sains et des 5 sujets LCAD, exprimé en % du volume musculaire moyen des sujets sains.....	159
Figure 86 : Répartition des fractions volumiques des muscles des 10 sujets sains et des 5 sujets LCAD.....	160
Figure 87 : Relation entre le moment de contraction isométrique maximale et le volume musculaire pour 10 sujets sains et 4 sujets LCAD.	161
Figure 88 : Recalage manuel du fémur avec le logiciel ACTX.....	163
Figure 89: Fémur recalé avec les marqueurs ou manuellement, importés dans les coupes IRM	164

Liste des tableaux

Tableau 1 : Repères liés au tibia	26
Tableau 2 : Repères liés au fémur	26
Tableau 3 : Techniques de recalage	35
Tableau 4 : Bilan des torseurs externes appliqués au segment i.....	41
Tableau 5 : Impact de la localisation du centre genou (CG) sur les moments articulaires	57
Tableau 6 : Impact de la localisation du CTF sur la cinétique.....	59
Tableau 7 : Impact des BSP sur la cinétique	61
Tableau 8 : Bilan des résultats de Silva, 2004	65
Tableau 9: Études sur la morphologie, la force et le contrôle musculaire des sujets LCAD	69
Tableau 10 : Définition des échantillons à partir des différentes reconstructions (Recons1 à 3) des 9 sujets (S1 à 9) par les 4 opérateurs (Op1 à 4).....	87
Tableau 11 : 95ème centile pour les variables des repères tibiaux	88
Tableau 12: Incertitude (IC95%) des repères fémoraux (4 opérateurs, 7 genoux, 77 reconstructions)	91
Tableau 13: Incertitude de RepFemur2 (4 opérateurs, 7 genoux, 77 reconstructions)	92
Tableau 14 : Configurations de marqueurs de la cuisse	98
Tableau 15 : Protocoles pour l'évaluation du recalage du marqueur de la crête iliaque	100
Tableau 16 : Protocoles pour l'évaluation du recalage du CTF	103
Tableau 17 : RMS, IC95% et maximum de l'écart obtenus entre la cinématique calculée avec le CTF recalé et le CTF fonctionnel, exprimés en valeur absolue et en pourcentage de la plage de variation de la grandeur étudiée (15 sujets).....	110
Tableau 18 : RMS, IC95% et maximum de l'écart obtenus entre les efforts calculés avec le CTF recalé et le CTF fonctionnel en phase d'appui.....	115
Tableau 19 : RMS, IC95% et maximum de l'écart obtenus entre les efforts calculés avec le CTF recalé et le CTF fonctionnel en phase d'appui (en N/kg et Nm/kg)	120
Tableau 20 : Écarts à la moyenne des BSP du pied	131
Tableau 21 : Écarts à la moyenne des BSP de la jambe ⁹	131
Tableau 22 : Écarts à la moyenne des BSP de la cuisse	132
Tableau 23 : Écarts maximums entre les courbes cinétiques, exprimés en pourcentage de la plage de variation (en %) et en N/kg ou Nm/kg, atteints à vitesse confortable (c) ou rapide (r).....	141
Tableau 24: Écarts entre les reconstructions de 12 muscles d'un sujet effectuées par 2 opérateurs (V1= volume du muscle reconstruit par l'opérateur 1)	153
Tableau 25 : Nombre de coupes nécessaire pour obtenir une erreur volumique inférieure à 5%. Adapté de (Lafaye 2007).....	156
Tableau 26 : Différence de volume entre les reconstructions des opérateurs 1 et 2 (en % du volume reconstruit par l'opérateur 1)	156
Tableau 27 : Écart point-surface (RMS, en mm) entre les reconstructions des opérateurs 1 et 2	157

Annexes

Annexe 1 : Dissertation de l'examen doctoral

Remise le 7 décembre 2005

Question : Plusieurs traumatismes ou pathologies du genou peuvent affecter sa géométrie, sa biomécanique et son contrôle neuromoteur. Une des méthodes proposées pour l'étude du genou est l'analyse du mouvement. Cependant, on connaît peu les relations entre les observations obtenues en analyse du mouvement et les facteurs géométriques, biomécaniques et neuromoteurs. On vous demande d'effectuer une synthèse de la littérature en lien avec cette question et discuter les aspects les plus importants.



Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Membres du jury

Rachid Aissaoui,
Jacques de Guise,
Nicola Hagemeister,
François Prince
Wafa Skalli



Laboratoire de Biomécanique



Plan de la dissertation

Introduction	191
Lien entre la géométrie et la cinématique mesurée	193
<i>Géométrie osseuse</i>	194
<i>Géométrie musculaire et ligamentaire</i>	198
Comprendre la relation cinématique/énergie globale du système	199
Comprendre la relation entre le mouvement et les moments articulaires	199
<i>Détermination des moments articulaires induits par le mouvement</i>	199
<i>Comprendre l'impact des moments articulaires sur le mouvement : simulations</i>	201
Comprendre la contribution des différentes structures (musculaires, contact, ligamentaire) au mouvement observé	202
<i>Modélisation des muscles</i>	203
<i>Détermination de la contribution des différentes structures à la cinétique observée : mise en place des modèles musculaires</i>	204
<i>Détermination du motif d'activation des forces musculaires permettant de générer le mouvement observé : simulations</i>	209
<i>Quelle compréhension ces modèles nous apportent-ils sur la relation entre les forces musculaires et la cinématique ?</i>	212
<i>Quelles sont les limites de ces modèles ?</i>	213
Comprendre la relation entre le mouvement et le contrôle neuromusculaire	215
<i>Approche informatique</i>	216
<i>Approche physiologique</i>	217
<i>Quelle compréhension du lien entre le mouvement et le contrôle neuromusculaire ces modèles nous apportent-ils ?</i>	219
<i>Quelles sont les limites de ces modèles ?</i>	220
Conclusion	221
Références	223

Liste des figures

<i>Figure 1 : Section sagittale des condyles médial (a) et latéral (b) en extension. Issu de [3]</i>	195
<i>Figure 2 : Section frontale par le centre des facettes de flexion médiales et latérales à 30°</i>	196
<i>Figure 3 : Section sagittale des condyles médial (a) et latéral (b) à 120° de flexion. Issu de [3]</i>	196
<i>Figure 4 : Mouvement des compartiments médial et latéral au cours de la flexion. Issu de [3]</i>	197
<i>Figure 5 : Moments au genou pour une marche lente, normale et rapide. Issu de [8]</i>	200
<i>Figure 6 : Modèle de Hill. Composante contractile (CC), composante élastique parallèle (CEP) et composante élastique série (CES)</i>	204
<i>Figure 7 : Modèle incluant un ressort et un amortisseur. Issu de [35]</i>	212
<i>Figure 8 : Modèle de la marche proposé par Taga. Modèle général (a) et description du système nerveux (b). A : paires d'oscillateurs composant le générateur de rythme, B : système musculo-squelettique, C : exemple d'activation des muscles en fonction de l'état global. Issu de [43]</i>	217
<i>Figure 9 : Modèle neuro-musculo-squelettique proposé par Ogihara. Muscles : IL iliopsoas, GM gluteus maximus, VA vaste, BFS courte tête du biceps fémoral, TA tibial antérieur, SO soléaire, RF droit fémoral, BFL longue tête du biceps fémoral, GC gastrocnémien. Issu de [42].</i>	218

Diverses pathologies ou traumatismes du genou peuvent affecter sa géométrie, sa biomécanique et son contrôle neuromoteur. Une des méthodes proposées pour étudier cette articulation est l'analyse du mouvement : la marche, les mouvements de flexion passive/active, de fentes avant ou encore de saut sont autant de mouvements analysés pour évaluer le genou. Pour chacune de ces analyses, **quelles sont les observations que l'on peut effectuer et quelles en sont les limites?**

Outre la position, la vitesse et l'accélération des segments, la longueur et la largeur du pas, les forces au sol (plateaux de force) ou encore l'activité des muscles (électromyogrammes EMG) peuvent être mesurées. Cependant, ni les forces et moments, qui ont induit ce mouvement ni le contrôle neuromoteur qui l'a généré ne sont accessibles à la mesure.

L'observation du mouvement est non seulement limitée par le faible nombre de paramètres accessibles à la mesure mais également par la précision des observations effectuées. Cette précision dépend des techniques de mesure utilisées, choisies en fonction de la tâche enregistrée, des ressources dont disposent les laboratoires et de considérations éthiques. Un **rapide survol des sources d'imprécision** des observations issues de l'analyse du mouvement permet d'en cerner les limites :

La précision de la mesure du mouvement des segments est limitée par les artéfacts des tissus mous. Ainsi, pour observer le mouvement des segments en analyse de la marche, la technique la plus répandue consiste à fixer des marqueurs sur la peau des sujets et à enregistrer le mouvement de ces marqueurs. Les broches intracorticales sont rarement utilisées pour des raisons éthiques. Les artéfacts dus aux tissus mous peuvent être limités grâce à divers systèmes d'attache. Par exemple, le système développé au LIO permet de réduire considérablement ces artéfacts [1]. En étudiant le mouvement relatif du système par rapport aux os sous-jacents entre 4 positions statiques différant par l'angle de flexion du genou, il ressort que ce mouvement atteint une moyenne de 4.6° , 1.1° , 1.9° dans les plans transverse, frontal et sagittal et une translation de 2mm le long de la diaphyse [2]. Il est à noter que ces erreurs ne tiennent pas compte de l'impact au sol ni de la contraction des muscles qui surviennent dans plusieurs analyses du mouvement.

Au mouvement des tissus mous par rapport aux os s'ajoute l'imprécision due aux systèmes de mesure. Ainsi, avec les systèmes couramment utilisés en analyse de la marche (tels que VICON[®]) on estime que la position des marqueurs est fournie avec une précision de l'ordre de 1 mm. Cette précision dépend du système utilisé, de l'environnement dans lequel il est utilisé (volume de mesure, luminosité...) et du type de mouvement effectué.

Freeman [3] soulève la difficulté de mesurer le mouvement des os en 3D. A ce jour, d'après lui, seules 3 techniques permettent une telle mesure : la RSA (simulation de radiographie) combinée au

scanner ou à l'IRM, la fluoroscopie combinée avec le scanner, l'IRM ou la radiographie et l'IRM. Par exemple, You [4] propose une méthode basée sur l'association de radiographies simulées d'un modèle 3D avec des radiographies 2D (enregistrement par fluoroscopie du mouvement). Sur des essais in vivo sur le chien, elle obtient une erreur quadratique moyenne atteignant 0.8 mm en translation et 3.9° en rotation par rapport au mouvement mesuré avec des marqueurs implantés. Cependant, cette technique est irradiante, si bien que seule une portion du mouvement peut être enregistrée. Ces études récentes montrent que la mesure précise du mouvement des os reste un sujet de recherche actuel.

Par ailleurs, le **traitement des mesures** influence les observations issues de l'analyse du mouvement. En effet, à partir de la position des marqueurs, le mouvement des os est calculé dans un repère défini. Le choix de la méthode de calcul (séquence des angles cardaniques) et du repère d'interprétation du mouvement influence les résultats. Ainsi, il est important de définir des repères reproductibles et ayant une signification anatomique. Les axes, autour desquels le mouvement est décrit doivent correspondre aux axes du mouvement. Dans le cas contraire, le couplage cinématique fausse l'interprétation, puisque l'on décompose le mouvement selon des axes non représentatifs du mouvement réel. Le choix des repères dépend de l'information dont on dispose et de l'objectif de chaque étude (par exemple, en analyse de la marche, on choisira des repères qui se basent sur des points facilement palpables ou sur des mouvements reproductibles. En revanche, si l'on connaît la géométrie des os, on pourra choisir un repère se basant sur les caractéristiques géométriques des os. Ainsi, Freeman [3] propose un repère intéressant pour l'analyse du genou, qui se base sur la géométrie sphérique de la partie postérieure des condyles fémoraux).

En ce qui concerne les **forces au sol**, les plateformes nous fournissent les forces et moments appliqués au centre de pression. Plusieurs études [5-7] ont soulevé l'importance de la précision de ces mesures pour les calculs cinétiques.

Enfin, la précision et la fidélité des **enregistrements EMG** sont encore sujettes à discussion. Le signal est bruité par des signaux biologiques (non musculaires) ou extérieurs (lignes de puissance, machines...). De plus, les signaux peuvent se chevaucher si les électrodes sont placées trop proches l'une de l'autre. Winter [8] décrit brièvement les sources de bruit et les traitements qui permettent de minimiser leur impact. Il est à noter que les électrodes de surface ne fournissent qu'une information sur l'activité des muscles superficiels.

Conscients des possibilités et des limites des observations du mouvement, on peut se demander en quelle mesure ces observations reflètent le fonctionnement interne du genou. Pour répondre à cette interrogation il est, au préalable, nécessaire de définir les **facteurs qui déterminent ce fonctionnement.**

La géométrie de l'articulation a un impact certain sur son fonctionnement. Quelle relation peut-on établir entre les facteurs géométriques et les observations issues de l'analyse du mouvement ? La première partie de ce travail vise à répondre à cette interrogation en se basant sur les travaux de la littérature.

Par ailleurs, plusieurs **facteurs biomécaniques** permettent de caractériser le fonctionnement du genou au cours du mouvement. Le chargement subi par les articulations (forces et moments articulaires) présente un intérêt certain pour l'évaluation de pathologies ou la conception de prothèses. Une autre étape consiste à répartir ces forces articulaires en leur composante musculaire et forces de contact. Par ailleurs, d'après Winter [8], l'énergie est le facteur biomécanique contenant le plus d'information. L'étude du lien entre le mouvement mesuré et ces facteurs biomécaniques nécessite la modélisation de l'appareil locomoteur. Face à la complexité du système à modéliser, plusieurs approches ont été abordées dans la littérature. En nous référant en partie à la revue de Zajac [9], nous présenterons ces différentes approches par ordre croissant de complexité, en faisant ressortir l'intérêt de chaque type de modèle.

Enfin, le mouvement étant généré par le **système neuromusculaire**, une compréhension de la relation entre ce contrôle et le mouvement qu'il génère semble indispensable. Cependant, il s'agit d'un défi de taille que de vouloir modéliser le système nerveux, dont le fonctionnement reste mal connu. La dernière partie de ce travail présente les approches adoptées dans la littérature pour parvenir à relever ce défi.

Lien entre la géométrie et la cinématique mesurée

Dans la plupart des analyses du mouvement, le genou est modélisé comme une simple charnière. Pourtant, en considérant l'anatomie du genou, on remarque que la géométrie des surfaces articulaires et des tissus mous qui les entourent est loin d'être simple. Quel est l'impact de cette géométrie sur le mouvement de l'articulation ? Dans un premier temps, nous nous concentrons sur la géométrie osseuse, avant d'aborder brièvement celle des tissus mous.

Géométrie osseuse

Freeman [3] propose d'établir le lien entre la géométrie et le mouvement relatif des condyles fémoraux et des surfaces articulaires du tibia. Sa description de la géométrie osseuse se base sur des études menées par IRM. Les surfaces de contact varient selon l'angle de flexion du genou, Freeman distingue 3 arcs de flexion :

- l'arc d'extension terminale (jusqu'à 10-30° de flexion), rarement utilisé dans la marche.
- l'arc fonctionnel actif (de 10-30° à 120°), le plus utilisé, la flexion du genou atteignant 60° en phase oscillante de la marche et 120° pour monter des escaliers.
- l'arc de flexion passive (120°-165°), rarement utilisé, ces amplitudes de flexion ne pouvant être atteintes que par flexion passive du genou.

En extension terminale, entre -5° ou 0° et 10 à 30° de flexion, on observe un mouvement de bascule du condyle médial tandis que le condyle latéral roule sur le plateau latéral, en induisant une rotation externe d'environ 1° du fémur pour chaque 2° de flexion. Quels facteurs géométriques expliquent ces mouvements ? **Dans le compartiment médial**, la partie antérieure du condyle (un cercle d'environ 33mm de rayon, formant un arc de 50°) est en contact avec la partie antérieure du plateau tibial, inclinée de 11° en avant et vers le haut. On peut penser que cette pente bloque le condyle et l'empêche d'avancer par rapport au tibia. Liu [10] ainsi que d'autres auteurs cités dans son étude ont démontré l'importance de la pente tibiale sur la translation antérieure du tibia chez les patients ayant une déficience du ligament croisé antérieur (LCA). Par ailleurs, Freeman explique le phénomène de bascule de la manière suivante : à 10-30° de flexion, le condyle médial est en contact avec les parties antérieures et postérieures de la surface articulaire du tibia tandis qu'à 0-10°, suite à la rotation du condyle médial (autour du centre de la partie postérieure du condyle médial), on observe un soulèvement de la partie postérieure, si bien que le contact se limite à la partie antérieure.

Dans le compartiment latéral, la partie antérieure du condyle est relativement plate et entre en contact avec la corne antérieure et la facette antérieure du tibia, qui est courbée vers le bas (pour recevoir les cornes des ménisques). Ainsi, le condyle latéral roule et glisse sur le plateau, en emportant les ménisques avec lui. La rotation externe du fémur, qui accompagne cette flexion se fait autour de l'éminence intercondylienne latérale du tibia. En effet, cette éminence latérale étant conique (convexe latéralement en section transverse et inclinée de 21° en section frontale), le condyle latéral (aplati médialement) la contourne. Dans plusieurs ouvrages anatomiques [11], cette rotation externe automatique en début de flexion et en fin d'extension est imputée à la plus faible courbure du condyle fémoral médial. Par ailleurs, l'éminence freine également la translation médio-

latérale du condyle par rapport au tibia. La figure ci-dessous permet de visualiser la géométrie de ces surfaces.

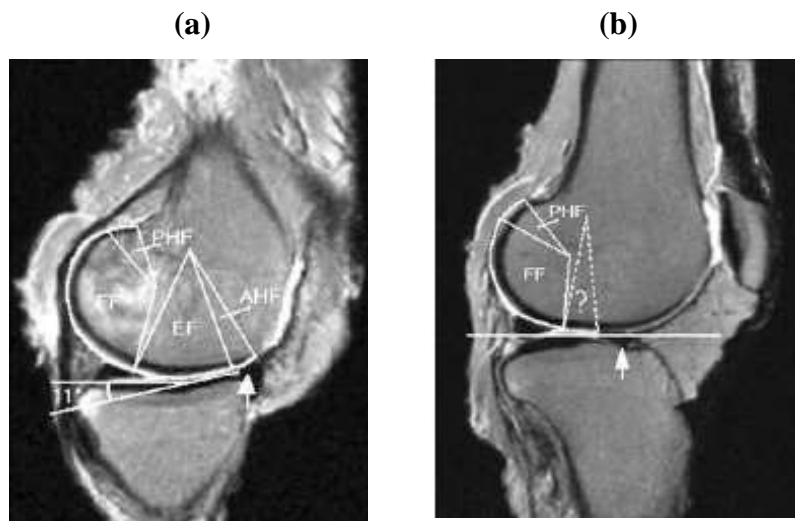


Figure 1 : Section sagittale des condyles médial (a) et latéral (b) en extension. Issu de [3]

Dans l'arc de flexion fonctionnel, le condyle médial roule sur le plateau tibial autour du centre de sa surface sphérique postérieure. Il ne se translate que légèrement (1.5mm). Freeman le compare à une rotule contrainte, tandis que le condyle latéral s'apparenterait à une « roue sur la glace ». En effet, le condyle latéral roule autour du centre de sa surface sphérique postérieure et se translate de 15mm vers l'arrière. Ceci permet :

- (1) une rotation longitudinale (rotation tibiale interne d'environ 30° pour une flexion de 10 à 120°) autour de l'axe passant par le centre de la surface postérieure du condyle médial
- (2) une flexion autour d'un axe reliant les centres des surfaces postérieures des condyles fémoraux (puisque les surfaces fémorales circulaires restent en contact avec la surface tibiale).

Quelle est la forme des surfaces articulaires, qui permettent ces mouvements ? La facette de flexion du condyle fémoral médial est constituée par la partie sphérique (rayon de 22mm) postérieure du condyle, qui forme un arc de 110°. Cette surface sphérique est en contact avec la partie la plus antérieure (10mm) de la partie postérieure horizontale de la surface tibiale médiale. Dans le compartiment latéral, la partie sphérique du condyle latéral (rayon de 21mm) est en contact avec la surface tibiale latérale, médialement convexe, latéralement horizontale et courbée vers le bas antérieurement et postérieurement. Freemann ne propose pas d'explication du mouvement en fonction de ces surfaces. Pour permettre un mouvement de « rotule contrainte » d'une sphère sur un plan, on peut supposer que les structures environnantes (ligaments, ménisques) jouent un rôle important.

Entre 10 et 90° de flexion, Freeman note qu'aucune contrainte géométrique n'impose une rotation interne du tibia à condition de maintenir le fémur en rotation interne. Ceci expliquerait la grande variabilité des mesures de rotation effectuées. En revanche, comme à 120° le condyle fémoral est obligatoirement en contact avec la surface postérieure du tibia, la rotation tibiale est obligatoire entre 90 et 120°. Freeman réfère également à une étude ayant montré que la forme des surfaces articulaires est probablement à l'origine de la diminution de 80% de la rotation interne en cas de compression physiologique.

En section frontale (cf. Figure 2), la forme circulaire des condyles fémoraux et de la surface médiale du fémur ainsi que la forme aplatie du plateau tibial latéral expliquent la possibilité d'un mouvement en varus à condition d'un soulèvement du compartiment latéral.



Figure 2 : Section frontale par le centre des facettes de flexion médiales et latérales à 30°.

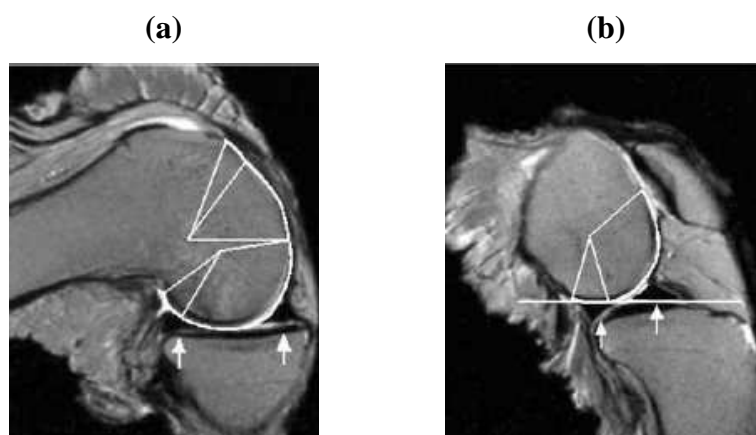


Figure 3 : Section sagittale des condyles médial (a) et latéral (b) à 120° de flexion. Issu de [3]

En flexion extrême l'articulation est subluxée : le condyle latéral glisse au-delà du bord postérieur du tibia, entraînant la corne postérieure du ménisque avec lui. Médialement, le condyle roule sur la corne postérieure du ménisque et perd ainsi contact avec le tibia.

La figure suivante, issue de [3], schématise bien le mouvement des deux compartiments au cours de la flexion.

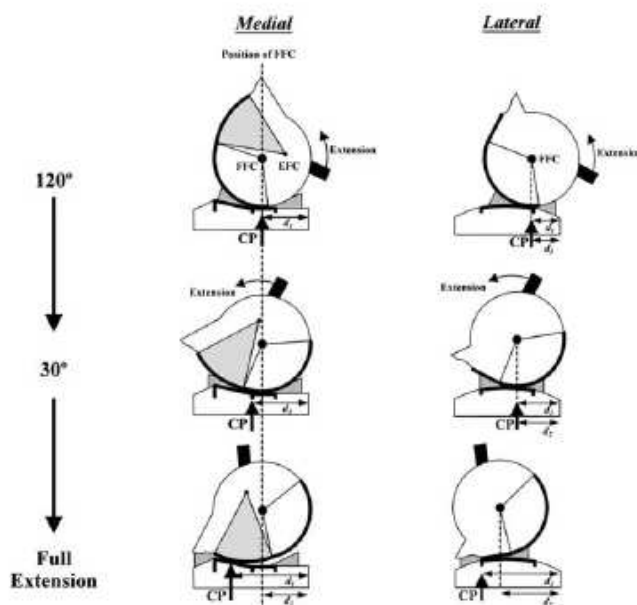


Figure 4 : Mouvement des compartiments médial et latéral au cours de la flexion. Issu de [3]

Cette description couplée des surfaces articulaires et de leur mouvement relatif permet de mieux comprendre la relation entre les facteurs géométriques et le mouvement observé. Il en ressort que la pente, la concavité/convexité, l'éminence des plateaux tibiaux et la courbure des condyles fémoraux influencent le mouvement. Liu [10] note également que le contour du fémur dans l'articulation fémoro-tibiale influence l'amplitude de la translation tibiale

Outre les surfaces articulaires décrites par Freeman, d'autres facteurs géométriques influencent le mouvement observé. Ainsi, Liu [10] soulève l'influence de la longueur de la patella (modélisée comme un rectangle dans son étude) sur l'amplitude de la translation tibiale et la force requise de la part des ischiojambiers pour compenser la déficience de LCA.

Il en ressort qu'une connaissance précise de la géométrie osseuse est nécessaire pour comprendre l'ensemble des mouvements mesurés et des facteurs biomécaniques issus de ces observations. Liu conclut qu'il est important de mettre en place des techniques permettant la mesure et la comparaison de ces facteurs géométriques sur chaque individu. La reconstruction 3D personnalisée des os du membre inférieur par stéréo-radiographie développée au LIO et au LBM [12] répond à ce besoin.

Dans son étude Freeman néglige les tissus mous. Or non seulement les muscles, qui génèrent le mouvement, mais aussi les ligaments et la capsule articulaire jouent un rôle important dans la cinématique du genou. Nous allons brièvement présenter les études qui se penchent sur le lien entre la géométrie des tissus mous et le mouvement observé.

Géométrie musculaire et ligamentaire

Liu [10] note que la longueur du tendon patellaire et la position de la tubérosité tibiale influencent l'amplitude de la translation tibiale. En revanche, le point d'insertion des ligaments semble avoir un impact négligeable. Les études menées sur les reconstructions ligamentaires (Sati, II.3 et Laboureau, II.4 dans [13]) suggèrent toutefois que le lieu et l'orientation des insertions ligamentaires influencent les tensions subies par le ligament et sa capacité à résister la translation du tibia par rapport au fémur. Witzel ([13], II.5) souligne que ce sont la capsule et les ligaments qui contrôlent la cinématique des mouvements rapides, pour lesquels l'arc réflexe n'a pas le temps de se mettre en place.

La géométrie musculaire influence les moments musculaires exercés à une articulation, ce moment dépendant de l'orientation du muscle et de sa distance par rapport à l'axe du mouvement étudié. Ainsi, pour une même force musculaire générée, on observera un mouvement différent selon la géométrie de ce muscle.

Dans les modèles musculaires présentés dans la suite de ce travail, la géométrie musculaire est modélisée plus ou moins finement. Plusieurs auteurs mentionnent les limites de leur modélisation [9, 14, 15] et insistent sur l'importance de personnaliser les modèles dans le futur. Dans le cadre d'études sur le rachis, Pomoero souligne l'importance de la modélisation musculaire pour une distribution réaliste des forces musculaires [16]. Ce travail de doctorat propose une modélisation personnalisée des muscles du genou. Les insertions musculaires pourront être identifiées sur les radiographies et les coupes IRM. Il sera intéressant d'étudier l'influence de la localisation de ces points sur le mouvement généré et les chargements qu'il induit.

Par ailleurs, la géométrie intrinsèque des muscles (orientation de leurs fibres) détermine la force exercée par ce muscle. Ainsi, certains auteurs (tels que Lloyd [14]) incorporent l'angle de pennation dans leur modèle musculaire. Ces informations sont issues de tables de la littérature.

Enfin, comme mentionné au sujet de la géométrie musculaire, les facteurs géométriques des modèles (géométrie des surfaces, paramètres inertiels, localisation des centres articulaires) influencent non seulement directement le mouvement observé mais avant tout d'autres facteurs

biomécaniques, telles que les forces et moments subis par les différentes structures. Par exemple, Chan note que la pente tibiale influence la tension dans le LCA [17]. Plusieurs auteurs, dont Nagano [18], ont soulevé l'importance de la position des centres articulaires sur les moments subis à la hanche et au genou. Une étude détaillée de ces impacts fait l'objet d'une étude en soi et ne sera pas exposée dans ce travail. On peut simplement retenir que la localisation des centres articulaires semble jouer un rôle important, tandis que les paramètres inertiels ont un impact plus modeste sur la cinétique de la marche [19-22]. En ce qui concerne la géométrie personnalisée des muscles du genou, une étude sur l'impact de la personnalisation reste à être menée.

La géométrie des structures n'est qu'un élément influençant le fonctionnement du genou ; une même géométrie peut mener à la réalisation d'un grand nombre de mouvements. Pour essayer de mieux comprendre le mouvement observé, il est nécessaire de mettre en place des outils qui permettent de caractériser le fonctionnement biomécanique du genou. Ainsi, divers modèles ont été mis en place pour appréhender le mouvement par différents facteurs biomécaniques. Ces modèles se sont complexifiés au cours du temps, chaque modèle apportant sa contribution à l'avancement dans la compréhension du lien entre le mouvement observé et le fonctionnement interne de l'appareil locomoteur. Les paragraphes suivants retracent cette progression.

Comprendre la relation cinématique/énergie globale du système

De premier abord, la nature cyclique de la marche et le comportement oscillatoire de la jambe ont conduit les scientifiques à modéliser l'appareil locomoteur comme un pendule inversé. Cette modélisation simple permet de rendre compte du transfert entre l'énergie cinétique et l'énergie potentielle du système. Par ailleurs, pour modéliser les mécanismes énergétiques au cours de la course, l'appareil locomoteur a été modélisé comme une masse liée à des ressorts (les jambes). Ces modèles simples se limitent à fournir une compréhension globale des phénomènes énergétiques au cours de la marche et de la course. Une compréhension plus précise du fonctionnement d'une articulation en particulier nécessite la prise en compte du caractère multi-segmentaire du corps, comme nous allons le voir ci-après.

Comprendre la relation entre le mouvement et les moments articulaires

Détermination des moments articulaires induits par le mouvement

Pour modéliser un peu plus précisément l'appareil locomoteur, la seconde étape consiste à rendre compte de son caractère multi-segmentaire. Connaissant le mouvement des différents segments, il

est possible d'en déduire les forces et moments qui agissent aux articulations grâce aux **calculs de dynamique inverse**. En appliquant les lois newtoniennes de la résultante des forces et des moments, on peut connaître le moment exercé au pied à partir des forces au sol, des caractéristiques inertielles du sujet et de la cinématique. En utilisant le principe d'action/réaction, on peut alors remonter la chaîne et déterminer les forces et moments aux différentes articulations (pour plus de détails, on se réfèrera à [23]). Ainsi, le mouvement observé et les chargements articulaires sont reliés par les lois de la mécanique des corps rigides. Ce modèle repose sur plusieurs **hypothèses** simplificatrices: Tout d'abord, le corps humain est réduit à une chaîne multi-segmentaire de corps rigides indéformables articulés par des charnières ou des rotules. En considérant l'impact de la géométrie de l'articulation sur son mouvement, cette approximation paraît réductrice. L'étude de Glitsch [15], présentée plus loin, démontre qu'il serait plus judicieux de modéliser les articulations comme des articulations « hybrides » (entre rotule et charnière). Par ailleurs, la masse des segments est supposée concentrée en leur centre de masse. Les caractéristiques inertielles des segments sont issues de tables de la littérature. La friction aux articulations et la déformation des segments au cours de la marche sont négligées.

Comme mentionné en introduction, outre les approximations inhérentes à cette méthode de calcul, d'autres sources d'imprécision sont à considérer (localisation exacte des centres articulaires [24-27], des centres de masse [18] et de la force de contact au sol [6]). Pour rendre le calcul des chargements articulaires plus précis, nous proposons de tenir compte de la morphologie et de la géométrie osseuse des sujets en intégrant les caractéristiques inertielles personnalisées des segments et la localisation exacte des centres articulaires.

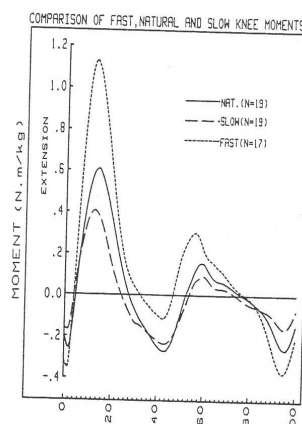


Figure 5 : Moments au genou pour une marche lente, normale et rapide. Issu de [8]

Ces modèles simples nous renseignent sur la contribution des différentes articulations au mouvement. Ainsi, dans le cadre de la marche, Winter [8] décrit l'évolution des différents moments articulaires. Il en ressort que le moment le plus important est exercé par la cheville dans le plan sagittal au moment du lever du pied (« push-off »). Au genou (cf. Figure 5), les extenseurs sont actifs de 8 à 25% du cycle de marche pour contrôler la flexion de mise en charge. Puis on observe

un moment fléchisseur dû à la contraction des fléchisseurs plantaires de la cheville (gastrocnémiens). Un faible moment extenseur en fin de lever du pied permet de limiter la flexion en fin d'appui et en phase pré-oscillante. Enfin, un moment fléchisseur en fin de phase oscillante permet de ralentir le membre avant le contact au sol. En ce qui concerne la hanche, un moment extenseur permet de stabiliser le tronc et participe à l'extension du genou pendant la première moitié de l'appui. Pour la seconde partie de l'appui, un moment fléchisseur stabilise le tronc et permet le décollement de la cuisse en fin d'appui.

D'autres auteurs ont cherché à simuler le mouvement en actionnant des modèles par différents moments articulaires. La section suivante présente quelques études et leur contribution à la compréhension du mouvement.

Comprendre l'impact des moments articulaires sur le mouvement : simulations

Une modélisation simple des différents segments (segments rigides, articulés par des liaisons charnières ou des rotules) permet de comprendre comment l'interaction de ces segments peut générer une locomotion efficace. Zajac [9] cite deux modèles de la marche, qui permettent de simuler la marche sans action musculaire (donc sans apport énergétique): (1) la **marche dite balistique**, pour laquelle une cinématique initiale appropriée permet la génération de la marche grâce aux échanges énergétiques entre le tronc et le membre inférieur et (2) la **marche passive** le long d'un plan légèrement incliné, la gravité compensant les pertes énergétiques survenant lorsque le talon entre en contact avec le sol ou encore lorsque le genou est en hyperextension en fin de phase oscillante.

Ces modèles simples permettent une **compréhension des phénomènes énergétiques régissant la marche** et des relations entre la morphologie du sujet (taille, masse, longueur de jambe) et la vitesse de marche. Ils conduisent même à formuler des **hypothèses sur l'activation musculaire** au cours de la marche. En effet, comme les moments articulaires sont majoritairement produits par les muscles, il est possible d'établir une relation entre l'activation des muscles et la cinématique observée. En activant le modèle simple de la marche passive par des moments actifs, Kuo (cité de [9]) démontre l'efficacité de fournir une impulsion juste avant le levée du pied (ce qui simule l'action des fléchisseurs plantaires) pour minimiser la perte d'énergie survenant à l'entrée en contact du talon opposé. De plus, en calculant le coût métabolique associé au lever du pied et à la force requise pour faire osciller le membre, Kuo retrouve la relation « vitesse/longueur de pas » observée en analyse du mouvement. Par ailleurs, en étendant le modèle à trois dimensions, Kuo observe que le mouvement médio-latéral est instable et peut être stabilisé par le contrôle de la largeur du pas. Ceci lui permet de formuler l'hypothèse selon laquelle le mouvement dans le plan sagittal peut se faire

par simple interaction des segments tandis qu'un contrôle actif des muscles est nécessaire pour assurer la stabilité médio-latérale. A partir de ces modèles, Van der Linde (cité de [9]) a, quant à lui, montré que la locomotion peut être générée par simple activation des muscles contrôlant les moments à la hanche et l'extension de la jambe.

En actionnant un modèle par des données cinétiques expérimentales, Kepple a pu calculer la contribution de la cheville, du genou et de la hanche à l'accélération du tronc pendant la seconde phase de l'appui monopodal. Il en ressort que les fléchisseurs plantaires contribuent le plus à la progression du tronc. Ce résultat a été confirmé par des simulations plus précises de l'appareil locomoteur [28].

Enfin, Kerrigan (cité par [9]) a montré le potentiel de ces modèles simples pour établir un lien entre les dysfonctionnements neuromoteurs et les anomalies observées au cours de la marche.

De ces différentes études, il ressort que ces modèles nous informent sur le rôle des articulations aux différents moments du cycle de marche. L'interaction entre les segments nous rappelle l'importance de considérer l'ensemble du membre inférieur lors de l'analyse d'une articulation. Cependant, les conclusions de Van der Linde ne rejoignent pas celles de Kuo et de Winter quant à l'importance des fléchisseurs plantaires. De par la difficulté de valider ces modèles, la compréhension du mouvement que l'on peut en tirer est à considérer avec précaution.

De plus, ces modèles se limitent à une compréhension globale entre le mouvement observé et les facteurs biomécaniques calculés aux articulations. Ils ne permettent pas de rendre compte de la contribution des différentes composantes actives (muscles) et passives (ligaments, capsule, contact), un même moment articulaire pouvant résulter de diverses distributions des forces et moments des structures. Ainsi, il est nécessaire de mettre en place des modèles incluant non seulement les segments mais aussi les principaux groupes musculaires qui les actionnent.

Comprendre la contribution des différentes structures (musculaires, contact, ligamentaire) au mouvement observé

Pour comprendre le lien entre les forces musculaires, les forces de contact et le mouvement qu'elles engendrent, il est nécessaire de modéliser ces structures. Comment modéliser les muscles ? La première partie de cette section présente brièvement les modèles les plus répandus dans la littérature. Connaissant les moments et forces articulaires, comment les répartir en leurs composantes musculaires et intra-articulaires ? Deux approches sont abordées : connaissant les chargements articulaires à un instant donné, diverses techniques permettent de les répartir en leurs composantes musculaires, ligamentaires et de contact. La seconde partie de cette section en présente

une synthèse. D'autre part, pour comprendre la coordination musculaire qui a permis le mouvement, les simulations visent à établir des motifs d'excitation musculaire produisant le mouvement voulu. Ces modèles feront l'objet de la troisième partie de cette section.

Modélisation des muscles

Le modèle le plus simple consiste à modéliser les muscles comme des droites joignant leur insertion à leur origine. La localisation de ces points est issue de tables de la littérature (Marin [20] présente les trois principales tables utilisées). Certaines tables précisent le trajet des muscles par l'intermédiaire de points d'attache intermédiaires (« via points » (Delp, 1990) cité de [20]). Les données sont mises à l'échelle des individus par transformations homothétiques, combinaison de transformations affines, déformations locales ou encore par krigeage (déformation d'un nuage de points pour faire coïncider certains points choisis de ce nuage avec des points de référence) (études citées par [20]). La force est exercée dans la direction définie par la ligne d'action des muscles, déterminée par leur insertion et leur origine. **La force musculaire** peut être approximée à partir de leur aire physiologique maximale et de la force maximale de contraction [29].

Cependant, la mécanique musculaire ne peut pas se résumer à un simple moteur. La **dynamique des muscles** doit être incorporée. En effet, la longueur et la vitesse de contraction des fibres influencent grandement la force exercée par un muscle [8]. La relation entre l'activation musculaire et la force générée peut être modélisée de manière purement mathématique ou physiologique.

L'approche mathématique consiste à exprimer la force musculaire en fonction des facteurs influençant la réponse musculaire (longueur, vitesse de contraction). Les coefficients sont déterminés par différents calibrages. Les études de Olney&Winter [30], Amarantini [31] et Doorenbosch [32-34] décrites en seconde section illustrent cette approche. En comparant différents modèles, Olney conclut quant à l'importance d'inclure la relation force/longueur dans l'expression de la force musculaire. Ces modèles purement mathématiques permettent d'établir le lien entre les mesures et les forces musculaires qui les ont engendrées. Cependant, le fonctionnement des muscles restant implicite, sa compréhension s'en trouve limitée.

L'approche « physiologique » consiste à reproduire le comportement des muscles en utilisant un modèle biomécanique. Le modèle le plus répandu est celui de Hill datant de 1938. Il est constitué de trois composantes (cf. Figure 6) : une composante contractile (CC) en parallèle avec une composante élastique (CEP), ces éléments étant en série avec une autre composante élastique (CES). Ce modèle n'est pas anatomique mais fonctionnel et permet de modéliser le comportement mécanique du muscle.

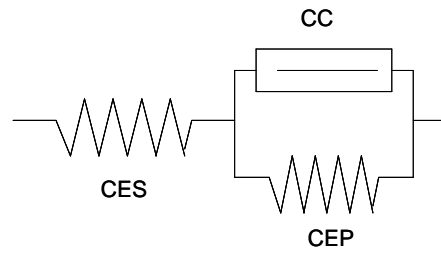


Figure 6 : Modèle de Hill. Composante contractile (CC), composante élastique parallèle (CEP) et composante élastique série (CES)

Plusieurs auteurs utilisent les courbes expérimentales force/longueur et force/vitesse, issues de la littérature et adaptent les paramètres au sujet étudié. **Le modèle de Lloyd** [14] présenté en seconde partie illustre l'intégration d'une telle modélisation du comportement dynamique du muscle dans un modèle musculaire du membre inférieur. Il propose également de tenir compte de l'angle de pennation. Dans son étude de simulation présentée plus loin, Gerritsen [35] étudie l'importance des différentes composantes (ressort/amortisseur) d'un modèle sur sa robustesse aux perturbations statiques et dynamiques et conclut quant à l'importance d'inclure à la fois un ressort (modélisant la relation force/longueur) et un amortisseur (relation force/vitesse).

Les approches mathématiques et physiologiques se rejoignent, la formulation mathématique reflétant implicitement les facteurs physiologiques. Cependant, contrairement aux modèles mathématiques, les paramètres des modèles physiologiques sont explicites et correspondent à des données (courbes force/longueur...) expérimentales.

Sachant modéliser les muscles individuellement, il s'agit d'intégrer ces modèles en un système musculo-squelettique complet, qui permettra de déterminer leur contribution aux forces et moments articulaires ainsi que la force de contact.

Détermination de la contribution des différentes structures à la cinétique observée : mise en place des modèles musculaires

Komistek [36] présente une revue des différentes techniques utilisées pour déterminer les forces de contact fémoro-tibiales. De nos jours, la télémétrie ne permet pas de mesurer précisément les forces de contact au genou, les techniques étant trop invasives, techniquement fragiles et de fiabilité limitée. La difficulté de détermination des forces de contact, musculaires et ligamentaires provient de la différence entre le faible nombre d'informations dont on dispose (équations de dynamique) et le grand nombre d'inconnues. Pour aborder ce problème de redondance on retrouve différentes approches dans la littérature : la réduction du nombre d'inconnues (méthodes de réduction) ou l'augmentation des contraintes du système (ajout d'un critère d'optimisation). Certains auteurs s'aident également d'une information supplémentaire fournie par les enregistrements

électromyographies. Ces techniques ne sont pas mutuellement exclusives, ce qui permet le développement de modèles hybrides.

Utilisation d'information a priori : réduction et optimisation

La réduction consiste à négliger ou regrouper certains muscles. Par exemple, Morrison (Morrison 1970, cité de [36]) néglige les effets de friction fémur/tibia, considère que les forces antérieures sont résistantes par le LCA et les forces postérieures par le LCP et suppose que les moments ab/adducteurs sont contrés par les condyles. La principale critique faite à sa résolution est de négliger l'action antagoniste et la co-activation [24]. En 1985, Nissel (cité de [20]) ne considère, quant à lui, que l'action du quadriceps et le contact fémoro-tibial ponctuel. Lu (Lu, 1997, cité de [36]) modélise l'articulation fémoro-tibiale comme un système à 4 barres et composé du tibia, du fémur, du LCA et du LCP. La patella est modélisée comme un point. Komistek émet les hypothèses réductrices suivantes : le contact est limité au condyle médial et latéral avec les plateaux médial et latéral. Les tissus mous se limitent au ligament patellaire, aux ischiojambiers et à un groupe de muscles abducteurs et adducteurs. En écrivant les équations du mouvement de différents points des structures (méthode de Kane), Komistek établit les forces exercées par chacune de ces composantes. Komistek fournit d'autres exemples de modèles de réduction. Il en ressort que la force des hypothèses limite la compréhension du lien entre la contribution des structures choisies pour représenter le système et le chargement articulaire. Ainsi, il me semble que les méthodes de réduction permettent une première modélisation du système locomoteur mais ne permettent pas une analyse précise de la contribution de chaque composante. L'information a priori utilisée pour concevoir les modèles a un impact prépondérant sur les résultats obtenus. Cependant, il est à noter que toutes les méthodes décrites ci-dessous réduisent le nombre d'inconnues (aucune méthode, à ce jour, ne tient compte de l'ensemble des ligaments, de la capsule et de l'ensemble des muscles). Néanmoins, elles ont recours à d'autres techniques pour résoudre le système tout en gardant un nombre plus réaliste de composantes.

Les méthodes d'optimisation consistent à trouver la distribution de forces satisfaisant au mieux un critère pré-défini. Il peut s'agir de minimiser les contraintes articulaires ((Seireg, 1973) cité de [36]), la somme des forces ((Mac Conail, 1967) et (Rohrle, 1984), cités de [20]) ou contraintes ((Crowninshiel, 1978) cité de [20]) musculaires, le travail musculaire ((Seireg, 1973) cité de [36]), les forces articulaires verticales ((Seireg, 1973), cité de [36]), le moment ligamentaire ((Seireg, 1975,) et (Collins 1996), cités de [20]), la somme des contraintes musculaires à la puissance n ((Crowninshiel, 1981) cité de [20]), la somme des forces musculaires au carré ((Pedotti, 1978) cité de [20]), l'écart entre le moment de l'action interne et externe ((Mikosz, 1988) cité de [20]), la

contrainte de flexion le long du tibia et du fémur ((Munih, 1997) cité de [20]), ou encore l'énergie métabolique dépensée pour un pas ((Anderson et Pandy, 2001) cité de [36]).

L'inconvénient de ces méthodes est que la solution obtenue peut être physiologiquement inacceptable, bien que satisfaisant le critère sélectionné. Cette solution dépend du critère choisi. Cependant, Glitsch [15] montre que les critères d'optimisation non-linéaires fournissent des résultats semblables. Ainsi, le choix de la fonction coût ne semble pas être un facteur limitant. Dans le cadre de la marche, il note que la minimisation des contraintes musculaires au carré fournit la meilleure adéquation avec les enregistrements EMG. En revanche, les fonctions objectives linéaires sont à proscrire, puisqu'elles tendent à concentrer les charges en peu de structures au lieu de les distribuer au maximum de structures, ce qui semble plus réaliste d'un point de vue physiologique. Par ailleurs, l'utilisation de l'optimisation permet à Glitsch de modéliser les articulations comme des combinaisons de rotules et de charnières. En effet, aux contraintes musculaires, Glitsch ajoute 4 contraintes articulaires du genou et de la cheville. Ces termes, pondérés d'un coefficient permettant de leur donner plus ou moins d'importance par rapport aux forces musculaires, apparaissent dans sa fonction objective à minimiser. Ainsi, Glitsch montre que le fait de modéliser les articulations en rotule fournit des forces musculaires beaucoup trop importantes tandis que la modélisation en charnière fournit des forces de contact trop importantes. Un compromis entre ces deux extrêmes fournit des résultats physiologiquement acceptables.

Les méthodes d'optimisation permettent de modéliser la coactivation et les actions antagonistes, ce qui leur a valu un grand essor dans la littérature. Cependant, certains points restent sujets à discussion. Komistek [36] remarque que les forces prédites par optimisation sont plus importantes que les forces mesurées. Des forces musculaires maximales trop élevées, le groupement des muscles et la modélisation simple des articulations expliqueraient ces différences. Par ailleurs, Collins (Collins 1996, cité de [20]) reproche aux méthodes d'optimisation d'ignorer les ligaments et le contrôle des mouvements. Il remet en cause le principe de minimisation dans le cadre du mouvement humain.

En somme, la relation entre les observations et les forces musculaires est modélisée par la fonction de coût choisie : le mouvement est généré de manière à minimiser les forces, les contraintes musculaires...Hardt ((Hardt, 1978) cité de [20]) insiste sur l'importance d'intégrer plus de critères physiologiques dans les méthodes d'optimisation. Lloyd [14] rejoint cet avis, en soulignant l'importance de se baser sur un signal physiologique pour déterminer les forces musculaires. L'EMG nous fournit cette information.

Utilisation supplémentaire d'enregistrements EMG

La relation entre l'enregistrement EMG et la force musculaire est encore sujette à discussion. En contraction isométrique, la relation EMG/force peut être considérée linéaire (Hof, 1997 et Onishi, 2000, cité de [31]). Cependant, cette affirmation est controversée par Winter [8], des relations linéaires et non linéaires ayant été obtenues entre l'enveloppe du signal EMG et la force exercée. Winter conclut néanmoins que l'enveloppe EMG peut être utilisée pour prédire la tension musculaire pour les muscles, dont la longueur ne varie pas rapidement.

Quelle est la relation entre le signal EMG et l'activation musculaire ?

Le signal EMG correspond à la somme algébrique de l'ensemble des potentiels d'actions d'unité motrice (PAUM). La réponse mécanique (contraction élémentaire ou « twitch ») du muscle au PAUM peut être modélisée comme la réponse impulsionnelle à un filtre critique amorti du second ordre [8]. Ainsi, pour obtenir l'activation musculaire à partir du signal EMG, ce signal est redressé et filtré par un filtre passe bas (voir Winter [8]). La fréquence de coupure est déterminée de différentes façons selon les auteurs : constante (2Hz, Doorenbosch [32-34]), telle que le signal EMG soit corrélé aux données dynamométriques ([30]), ou même par optimisation (Amarantini [31] détermine la fréquence de coupure de manière à minimiser l'écart entre le moment estimé et calculé par dynamique inverse au cours du calibrage).

Lloyd [14] propose une modélisation plus complète : tout d'abord, il utilise un filtre passe haut pour éliminer les artefacts de mouvement, rectifie le signal puis utilise un filtre passe bas (Butterworth, 6Hz). Cependant, Lloyd reporte que des études dans la littérature ont montré que ce signal EMG filtré n'était temporellement pas synchronisé et trop court par rapport à l'activité musculaire. Ainsi, il recourt à un filtre récursif, qui lui permet de modéliser le twitch musculaire en introduisant un délai électro-mécanique et en étirant le signal EMG. Les paramètres de ce filtre sont définis par essais pilotes (délai fixé à 40ms) ou par optimisation pour minimiser l'écart entre le moment estimé et le moment calculé par dynamique inverse.

La relation entre l'activation et le signal EMG traité est soit linéaire (Doorenbosch, Lloyd, Olney), à puissance déterminée par optimisation (Amarantini) ou exponentielle (paramétrée par un gain (Lloyd)).

Comment les auteurs déterminent-ils les forces musculaires ?

Olney & Winter [30] présentent un modèle musculaire mathématique. Les enregistrements EMG étant peu fiables en dynamique (artefacts de mouvement...), Olney propose d'établir la relation EMG/force musculaire au cours d'un calibrage statique puis de l'ajuster par des termes modélisant les relations force/longueur/vitesse caractéristiques de la contraction musculaire. Ainsi, les forces musculaires sont exprimées comme produit du signal EMG filtré par un coefficient statique

(déterminé par calibrage isométrique statique) spécifique à chaque muscle et par des termes proportionnels à l'angle et à la vitesse du segment (les coefficients de proportionnalité sont déterminés de manière à ce que le moment résultant corresponde au moment calculé par dynamique inverse). Cependant, ce modèle comprend diverses limitations soulevées par Amarantini [31] : les coefficients sont supposés identiques pour tous les muscles et les forces musculaires obtenues ne compensent pas toujours le moment résultant, si bien qu'il est nécessaire d'introduire des pondérations supplémentaires, qui peuvent aboutir à des moments musculaires non physiologiques.

Amarantini [31] reprend le modèle de Olney mais ajoute une optimisation non linéaire et l'influence des muscles bi-articulaires. Selon Amarantini, le moment dynamique s'exprime comme le produit des termes suivants : - un gain dynamique

- la relation isométrique moment/EMG (les coefficients sont déterminés par optimisation au cours du calibrage isométrique, en minimisant la différence entre le moment estimé et calculé par dynamique inverse)

- un terme contenant 2 produits matriciels modélisant le caractère bi-articulaire des muscles et l'influence de la position et de la vitesse angulaire.

Les coefficients sont déterminés par optimisation non linéaire au cours d'un calibrage dynamique. Il s'agit de minimiser l'écart entre le moment estimé et le moment calculé par dynamique inverse ainsi que les moments musculaires.

L'amélioration des prédictions des motifs musculaires par rapport au modèle de Olney conduit Amarantini à conclure quant à l'importance de tenir compte des muscles bi-articulaires et d'un gain dynamique (dépendant du temps).

Doorenbosch [32-34] déplore le nombre d'essais de calibrage nécessaires à la détermination des paramètres des modèles physiologiques des muscles et propose une méthode rapide pour déterminer la relation entre la force musculaire produite en fonction du signal EMG, de l'angle et de la vitesse articulaire. Ces dépendances sont exprimées par des polynômes du premier (pour la vitesse) et second (pour les angles) ordre. Les coefficients des polynômes sont déterminés par des essais de calibrage effectués à différentes vitesses et niveaux de contraction [32]. Doorenbosch démontre que ce modèle simple est pertinent pour une utilisation clinique : le calibrage est rapide, peut se faire avec un effort sous-maximal (>50% de la force contractile maximale) et l'indice de cocontraction mesuré grâce à ces résultats permet de différencier les sujets atteints d'une déficience du LCA des sujets sains [34].

Comme mentionné au sujet de la modélisation des muscles, ces modèles purement mathématiques ne permettent pas une interprétation physiologique des paramètres musculaires obtenus. De plus, les

composantes passives, les propriétés élastiques des muscles, et la différence de contribution des agonistes au moment généré sont négligées.

L'approche « physiologique » est adoptée par **Lloyd** [14], qui propose un modèle comprenant 13 muscles modélisés avec le logiciel SIMM. Ce logiciel fournit la longueur, la vitesse et les bras de levier des muscles en fonction de la cinématique (angles aux articulations, la hanche étant modélisée en rotule tandis que le genou et la cheville sont représentés par une charnière) fournie en entrée. La force musculaire dépend des relations force/longueur/vitesse issues de la littérature, de l'activation, de la composante passive et de l'angle de pennation. Ces relations sont normalisées par rapport à la force maximale des muscles, la longueur de repos des tendons et la longueur optimale des fibres. La relation entre la longueur optimale des fibres musculaires et le niveau d'activation est également prise en compte et joue un rôle important (en supprimant cette relation, Lloyd obtient des résultats significativement moins bons). Les paramètres de son modèle (longueur au repos des tendons, constantes d'activation déterminant la forme du signal d'activation à partir du signal EMG, coefficients d'ajustement des forces musculaires maximales) sont variés de manière à minimiser l'écart entre le moment résultant estimé et celui calculé par dynamique inverse.

La **limite des modèles basés sur les signaux EMG** provient du fait que la relation EMG/force reste controversée et que seule l'activité des muscles superficiels peut être enregistrée. Le fait d'associer l'optimisation à l'EMG permet de distribuer l'ensemble des forces musculaires.

Les méthodes décrites précédemment permettent de répartir les forces articulaires en leurs composantes musculaires et passives. Cependant, elles ne permettent pas de connaître la contribution des muscles à l'accélération des différents segments au cours du mouvement [37]. En revanche, les simulations dynamiques permettent de fournir l'évolution des forces et de la cinématique qu'elle induise. Ces modèles font l'objet du paragraphe suivant.

Détermination du motif d'activation des forces musculaires permettant de générer le mouvement observé : simulations

Le principe consiste à trouver les motifs d'excitation (ou les motifs de force musculaire, si les modèles n'incluent pas les propriétés dynamiques des muscles) qui permettent de générer un certain mouvement. Les mesures EMG sont rarement utilisées comme entrée d'excitation à cause du manque de fidélité de ces mesures et des imprécisions des modèles musculo-squelettiques [37]. Deux approches peuvent être utilisées pour trouver itérativement les motifs d'excitation fournissant les trajectoires désirées : la première consiste à définir la tâche à modéliser tandis que la seconde vise à reproduire la cinématique mesurée.

Régulation en fonction d'une tâche donnée

Cette méthode consiste à **définir la tâche à accomplir**. L'algorithme calcule les forces musculaires satisfaisant ces contraintes. La validité du modèle est alors estimée en comparant les trajectoires obtenues (cinétique, cinématique, motifs d'excitation) avec les mesures enregistrées sur un sujet effectuant la tâche étudiée.

Anderson et Pandy (Anderson et Pandy, 2001, cité de [9]) obtiennent de bons résultats en excitant les muscles de manière à **minimiser l'énergie métabolique consommée** par unité de distance parcourue.

Dans le domaine de la modélisation du rachis, **Pomero** [16] propose de réguler l'activation musculaire de manière à **minimiser la contrainte** intervertébrale. Ainsi, le principe consiste à activer un muscle en fonction de la nécessité de minimiser cette contrainte (cisaillement, compression, torsion, flexion) et de la capacité du muscle à la diminuer. La demande de régulation de la contrainte dépend du rapport entre la contrainte intervertébrale calculée et son seuil maximal admissible (issu de la littérature). La capacité d'un muscle à contrer les différentes composantes du chargement intervertébral est calculée à partir de l'orientation et de la position du muscle. L'activation des muscles antagonistes est calculée à partir de celle des muscles agonistes, du degré d'antagonisme entre les différents muscles, du degré d'antagonisme de l'articulation et de la réponse des muscles antagonistes à la demande d'activation. Les forces musculaires se déduisent de l'activation en utilisant la section transversale maximale et la force maximale de contraction des muscles (données d'entrée du modèle). La somme des forces musculaires permet de calculer la contrainte intervertébrale. Le système de régulation consiste à trouver les forces musculaires permettant d'obtenir des contraintes inférieures aux seuils issus de la littérature. Pomero démontre que ce modèle permet d'obtenir des prédictions physiologiquement réalistes et plus fortement corrélées aux enregistrements EMG que des modèles basés sur l'optimisation ou l'EMG. Le modèle est robuste, efficace d'un point de vue numérique, et polyvalent, permettant de simuler différentes tâches. Cependant, il s'agit d'un modèle statique n'incorporant pas le comportement dynamique des muscles.

Enfin, **Nozaki** [38] propose de modéliser le recrutement musculaire par une technique entièrement mathématique de « **cosine tuning** » : en traçant le niveau d'activation de 8 muscles en fonction des moments à la hanche et au genou, Nozaki montre que cette activation peut être modélisée par un plan. Ce mode de recrutement permettrait au système nerveux de minimiser la variation de position du point distal d'un segment au cours d'un mouvement.

Reproduire les observations

La seconde approche consiste à **optimiser les motifs d'excitation de manière à obtenir les données mesurées au cours du mouvement**. Neptune [28] utilise cette approche pour déterminer la contribution des muscles au support et à la progression du tronc au cours de la marche. Son modèle utilise le logiciel SIMM et comprend 15 muscles de type Hill en série avec un tendon. La géométrie musculaire et les caractéristiques inertielles sont issues de la littérature. La contraction musculaire est reprise de la formulation du modèle de Hill et l'activation est modélisée par une équation différentielle du premier ordre. L'excitation des muscles est modélisée comme un échelon, défini par l'instant de montée, l'amplitude et l'instant de descente (excepté le soléaire et les gastrocnémiens, qui bénéficient d'une modélisation plus fine en ajoutant différentes amplitudes d'excitation). Le contact avec le sol est modélisé avec 30 éléments visco-élastiques indépendants. L'optimisation consiste à faire varier les paramètres d'excitation des muscles jusqu'à ce que la différence entre les données cinématiques et cinétiques calculées et expérimentales soit inférieure à un seuil donné. L'amplitude de l'excitation varie entre 0 et 1 tandis que les instants de montée et de descente varient de $\pm 25\%$ par rapport aux données issues de la littérature ((Perry, 1992) cité de [28]). Les valeurs expérimentales sont obtenues par enregistrement de la cinématique et des forces au sol de la marche de 5 jeunes hommes sains. Une attention particulière doit être apportée au calcul des conditions initiales, que nous ne détaillons pas ici. Neptune obtient de bons résultats, chaque trajectoire cinétique et cinématique simulée ne différant pas de plus de deux écarts-types des données expérimentales. Les excitations musculaires sont semblables à celles de la littérature.

Gerritsen [35] utilise un modèle à 7 segments, 16 muscles par jambe et un contact visco-élastique avec le sol. 4 modèles musculaires sont simulés : dans les trois premiers, les muscles sont de type Hill, avec une unité contractile en série avec une composante élastique. Selon le modèle, la composante contractile inclut l'une et/ou l'autre des relations force/longueur (modélisée par un ressort) et force/vitesse (modélisée par un amortisseur). La Figure 7 illustre l'un de ces modèles. Dans le quatrième modèle, des moteurs fournissent les moments articulaires (donc ne contiennent aucune des relations force/longueur/vitesse). Gerritsen fait varier la stimulation des muscles (début, amplitude, fin) de manière à optimiser les données cinématiques issues de la littérature. Il applique plusieurs perturbations statique (augmentation de la gravité), dynamique (impulsion verticale appliquée au centre de masse du tronc) et « naturelle » (impulsion horizontale appliquée au centre de masse du tronc et augmentation de la masse du tronc). Il en conclut que la relation force/longueur permet de bien résister aux perturbations statiques tandis que la relation force/vitesse fait face aux perturbations dynamiques. Ainsi, la prise en compte de ces deux relations est importante pour obtenir un système stable.

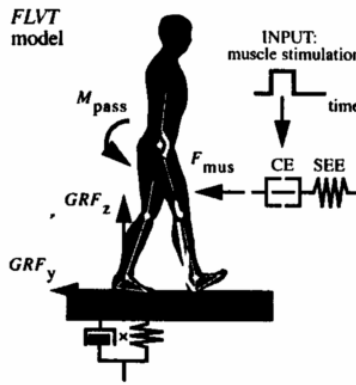


Figure 7 : Modèle incluant un ressort et un amortisseur. Issu de [35]

Quelle compréhension ces modèles nous apportent-ils sur la relation entre les forces musculaires et la cinématique ?

Grâce à une analyse de puissance des segments corporels, Neptune quantifie la contribution des muscles au support et à la progression du tronc. Ainsi, son travail permet de comprendre l'impact des principaux muscles sur la locomotion. Nous en présentons un bref récapitulatif :

En début d'appui les fléchisseurs plantaires mono (soléaire) et bi (gastrocnémiens) articulaires supportent le tronc, freinent son avancement (surtout les gastrocnémiens) et accumulent l'énergie dans les tendons et aponévroses. Les quadriceps accélèrent le tronc et décèlent la flexion du genou ; les vastes sont plus actifs que le droit fémoral. Les extenseurs de hanche agissent en synergie avec les quadriceps, mais avec une amplitude moindre. L'augmentation d'énergie au tronc correspond à la baisse d'énergie au genou : un transfert d'énergie a lieu.

En milieu d'appui, les fléchisseurs plantaires agissent isométriquement en travaillant en synergie pour supporter le tronc dans sa progression.

En fin d'appui, les fléchisseurs plantaires restituent l'énergie accumulée en début d'appui, supportent le tronc et en permettent la progression de différentes manières : le soléaire accélère le tronc et permet la poussée du lever du pied tandis que les gastrocnémiens accélèrent le jambe et en initient l'oscillation. Le droit fémoral accélère l'extension du genou et de la hanche. Il agit en antagoniste à l'initiation de l'oscillation par le gastrocnémien et en agoniste de l'accélération du tronc par le soléaire. Ainsi, en fin d'appui, on note une action en synergie du soléaire, du gastrocnémien et du droit fémoral pour permettre la progression du tronc : les gastrocnémiens génèrent l'énergie dans les jambes, et les soléaires et droit fémoral la redistribuent au tronc. Neptune note que la baisse d'activité du muscle soléaire ne peut pas être entièrement compensée par une augmentation d'activité du droit fémoral, le soléaire contribuant également à l'accélération du tronc vers l'avant.

Enfin, Neptune calcule la **puissance générée** par les différents muscles au cours de la marche. Il en ressort que les ischiojambiers, les fléchisseurs plantaires et l'extenseur uniarticulaire de la hanche (glutéal majeur) produisent la plus grande partie de l'énergie mécanique. Les gastrocnémiens et les ischiojambiers ne délivrent pas directement l'énergie au tronc. D'autres muscles (soléaires, droit fémoral) redistribuent l'énergie en se co-contractant ou en étant excité plus tard.

Ainsi, au lieu de décrire globalement l'importance des moments (ex. moment fléchisseur de la cheville) mentionnée dans les modèles plus simples, ce modèle permet de comprendre l'origine de ces moments (muscles activés) et les transferts d'énergie entre les différents segments. Ceci permet de mieux comprendre la coordination musculaire.

Zajac [9] énumère une série d'applications cliniques pour ces modèles : par exemple, les modèles musculo-squelettiques ont permis d'étudier les causes de rotation interne excessive de hanche et de simuler les conséquences de chirurgies visant à améliorer la locomotion (transfert de tendons, ostéotomies, pose de prothèses). Piazza et Delp (Piazza & Delp, 1996, cité de [9]) ont, quant à eux, montré que l'hyperactivité du droit fémoral résulte en une marche « à jambe raide ».

Quelles sont les limites de ces modèles ?

Les modèles actuels présentent de nombreuses limites. Tout d'abord, ils reposent sur des **hypothèses simplificatrices** plus ou moins fidèles à la réalité : la modélisation des propriétés des muscles, des articulations et de l'interaction avec le sol peut être discutée.

Zajac note que la quantification de la **contribution des différents muscles à la force de réaction au sol** constitue un obstacle majeur à la détermination de la contribution instantanée des muscles aux accélérations des segments. L'auteur lance le défi de parvenir à tenir compte de l'**action cumulée** des muscles sur les différents segments au cours du temps.

Une autre limite importante des modèles de simulations consiste dans le fait qu'ils génèrent une **solution non unique** pour reproduire la cinématique, la cinétique et l'activité musculaire d'un patient [9]. Cette limite provient du fait que l'on dispose d'un nombre limité de mesures.

Par ailleurs, la plupart des modèles se basent sur des **modèles génériques**, mis à l'échelle à l'aide de quelques paramètres. Des études préliminaires [9] suggèrent que des imprécisions sur les bras de levier des muscles biarticulaires et les courbes force/longueur individuelles des muscles limitent la détermination du fonctionnement musculaire pour des tâches effectuées à vitesse modérée. Les modèles personnalisés pourront fournir des données cliniques individuelles. Comme le note Zajac, de tels modèles commencent à voir le jour en utilisant l'imagerie médicale pour déterminer les aires transverses des différents muscles, les bras de levier, les paramètres inertiels, les angles de pennation et la géométrie osseuse. Zajac précise que ces modèles sont gourmands en temps de

calcul et l'incorporation de données dans ces modèles personnalisés n'est pas évidente. Ce travail de doctorat vise à répondre à ce besoin de modèles personnalisés facilement utilisables en clinique.

Le fait que la **validation de ces modèles** ne soit que partielle constitue un obstacle majeur à leur utilisation clinique. Zajac souligne l'importance de mener des études de sensibilité aux paramètres du modèle. En effet, il est indispensable de connaître l'impact des imprécisions dues aux hypothèses simplificatrices sur les conclusions avancées sur la coordination musculaire.

Outre les études de sensibilité, la validation des modèles comprend la **comparaison aux données expérimentales** ainsi que des **essais de perturbation** pour vérifier si le modèle répond comme le système réel. Cependant, les données expérimentales sur les forces internes sont limitées. Certains auteurs comparent leurs résultats aux enregistrements EMG. Cependant, une comparaison quantitative suppose l'utilisation d'une relation EMG/force musculaire. La confiance controversée en cette relation limite la force de cette validation.

Pour les modèles répartissant les forces par optimisation ou réduction, les résultats obtenus avec un modèle peuvent être **comparés à ceux d'autres modèles**. Par exemple, dans le domaine du rachis, Pomero [39] valide son modèle en le comparant à 3 modèles de la littérature. Cependant, cette validation reste limitée par la confiance restreinte dans les différents modèles utilisés pour la validation. Une telle approche semble avant tout intéressante pour comparer des modèles très différents l'un de l'autre. En cas de concordance des résultats on pourra conclure quant à l'impact des hypothèses simplificatrices des modèles. En cas de discordance des résultats, il sera difficile de conclure sur la justesse de la distribution des forces des modèles, la vraie répartition restant inconnue. On pourra alors recourir à des considérations physiologiques pour conclure quant au caractère plus ou moins réaliste des résultats d'un modèle par rapport à un autre.

Les modèles sont souvent validés par rapport à la différence du moment résultant estimé par rapport au **moment calculé par dynamique inverse** [31, 32, 40, 41]. Cette validation est limitée par deux aspects : tout d'abord, la précision du calcul du moment par dynamique inverse est limitée et n'est pas précisée dans les études. Par ailleurs, comme nous l'avons mentionné avec les modèles multi-segmentaires simples, un moment résultant ne reflète aucunement la distribution des forces qui l'ont engendré.

On peut également **évaluer la pertinence clinique** d'un modèle en vérifiant s'il permet de distinguer différentes pathologies. Ainsi, une étude sur des sujets sains et atteints d'une déficience du LCA permet à Doorenbosch [34] de conclure quant à la pertinence de son modèle pour différencier ces sujets par le niveau de cocontraction des ischiojambiers et des quadriceps. Toutefois, ce type de validation nécessite de nombreux essais sur une grande population.

Enfin, on pourrait fournir les moments et forces musculaires obtenus par les modèles de répartition en entrée des **modèles de simulation**, afin de vérifier la cinématique qu'ils induisent. Cependant, ceci est délicat puisque les modèles de simulation ne sont pas entièrement validés. Il est alors difficile de discerner la part d'erreur provenant des modèles de simulation de celle du modèle testé.

Malgré les limitations abordées, ces modèles nous informent sur les motifs d'excitation musculaire. Cependant, ils ne permettent pas de connaître le contrôle moteur qui les a engendré. Pour comprendre ces mécanismes, il est nécessaire de modéliser le système nerveux. La section suivante présente deux approches pour aborder cette modélisation.

Comprendre la relation entre le mouvement et le contrôle neuromusculaire

Comme nous l'avons vu avec les modèles musculaires décrits précédemment, les études biomécaniques étudient la réponse du système musculo-squelettique à différents motifs d'impulsion. Les neurosciences, quant à elles, s'appliquent à savoir comment l'activité du système nerveux induit le mouvement. Il est difficile d'établir la relation cause/effet entre les observations du mouvement et le contrôle neuromoteur, le mouvement résultant de l'interaction entre le système musculo-squelettique, le système nerveux et l'environnement.

Pour avancer dans la compréhension de ces interactions, il est nécessaire de modéliser le mouvement, ce qui est plus ou moins complexe selon la tâche étudiée. La modélisation de la marche présente un intérêt clinique certain et fait l'objet de plusieurs études. Nous nous concentrons sur la modélisation de cette activité.

Comment caractériser la marche d'un point de vue mécanique? Tout d'abord, le système humain est instable au cours de la marche, puisque le centre de masse sort de la base de support la majorité du cycle de marche. De plus, on ne peut pas agir directement sur le centre de pression pour imposer l'équilibre des différents segments. Ainsi, il est nécessaire de considérer aussi bien l'équilibre individuel des segments que celui du système dans son ensemble. Comme nous l'avons vu avec les modèles mécaniques simples, la marche peut être modélisée par des oscillateurs : le mouvement relatif du centre de pression par rapport au centre de masse correspond à celui d'un pendule inversé tandis que l'oscillation des membres se compare à un pendule couplé. Ces observations laissent penser que la marche est efficace d'un point de vue énergétique en utilisant la gravité et qu'elle peut être générée par des mécanismes nerveux relativement simples [42].

Comment ces oscillations sont-elles contrôlées? Les études neurophysiologiques sur les animaux ont montré que le rythme du mouvement est contrôlé par un réseau de générateurs de rythme du système nerveux (« Central pattern generators », CPG) [42, 43]. Les générateurs de la moelle peuvent être subdivisés en générateurs unitaires, chacun contrôlant l'activation des muscles d'une articulation. Cependant, les CPG ne semblent pas suffire à générer la marche. Leur interaction avec les informations sensorielles semble indispensable à la locomotion (études cités dans [42]). Chez l'homme, la présence de CPG n'a pas été démontrée expérimentalement mais différentes considérations théoriques (le caractère inné des premiers pas chez l'enfant et le fait que quelques motifs EMG caractérisent la marche) laissent penser qu'ils existent [43].

Pour modéliser les propriétés intégratives du système neuro-musculo-squelettique permettant la génération d'une marche stable, différents modèles ont été développés. Taga [43] propose une modélisation entièrement informatique tandis que Ogihara et Yamazaki [42] adoptent une approche plus physiologique. Nous présentons brièvement la première approche avant d'exposer la seconde, qui nous semble plus pertinente pour établir la relation entre le mouvement et le contrôle neuromusculaire.

Approche informatique

Le modèle de Taga [43] est constitué de deux systèmes : un système musculo-squelettique et un système nerveux. L'interaction entre ces systèmes est aussi bien locale que globale : chaque oscillateur nerveux reçoit non seulement l'information des segments adjacents mais aussi l'état global du système, caractérisé par l'angle du pendule inversé modélisant le mouvement du système (déterminé par le centre de pression et le centre de masse). La Figure 8 (a) représente ces interactions. Ces deux systèmes ayant un caractère oscillatoire, le contrôle locomoteur consiste à trouver un cycle stable limite permettant leur entraînement réciproque.

Le système musculo-squelettique (Figure 8 (b) B) comprend 8 segments, 20 muscles et un contact visco-élastique avec le sol. La force musculaire est supposée proportionnelle au signal de sortie du système nerveux. Les structures passives sont modélisées par des moments limitant l'amplitude du mouvement.

Le système nerveux comprend un générateur de rythme composé de 7 paires (un pour le tronc et trois par membre inférieur) d'oscillateurs (Figure 8 (b) A). Chaque oscillateur comprend deux neurones reliés par des connections inhibitrices. Ces deux neurones activent alternativement les muscles antagonistes. La marche est modélisée comme une séquence de 6 états (« global states »), caractérisés par l'angle global et le contact du pied avec le sol. Ces états modulent les connections entre les neurones et l'impact des informations sensorielles (celles-ci sont indirectement intégrées

au contrôle dans la mesure où la réponse des neurones dépend des vitesses angulaires et de l'angle global). Un exemple de l'activation des neurones en fonction de ces états est illustré Figure 8 (b) C. Les centres supérieurs du système nerveux régulent, quant à eux, le niveau d'activité des générateurs de rythme. Enfin, un contrôleur d'impédance permet d'assurer le maintien de la posture au cours de la marche en activant les muscles de manière à assurer une rigidité et une viscosité adéquate des articulations.

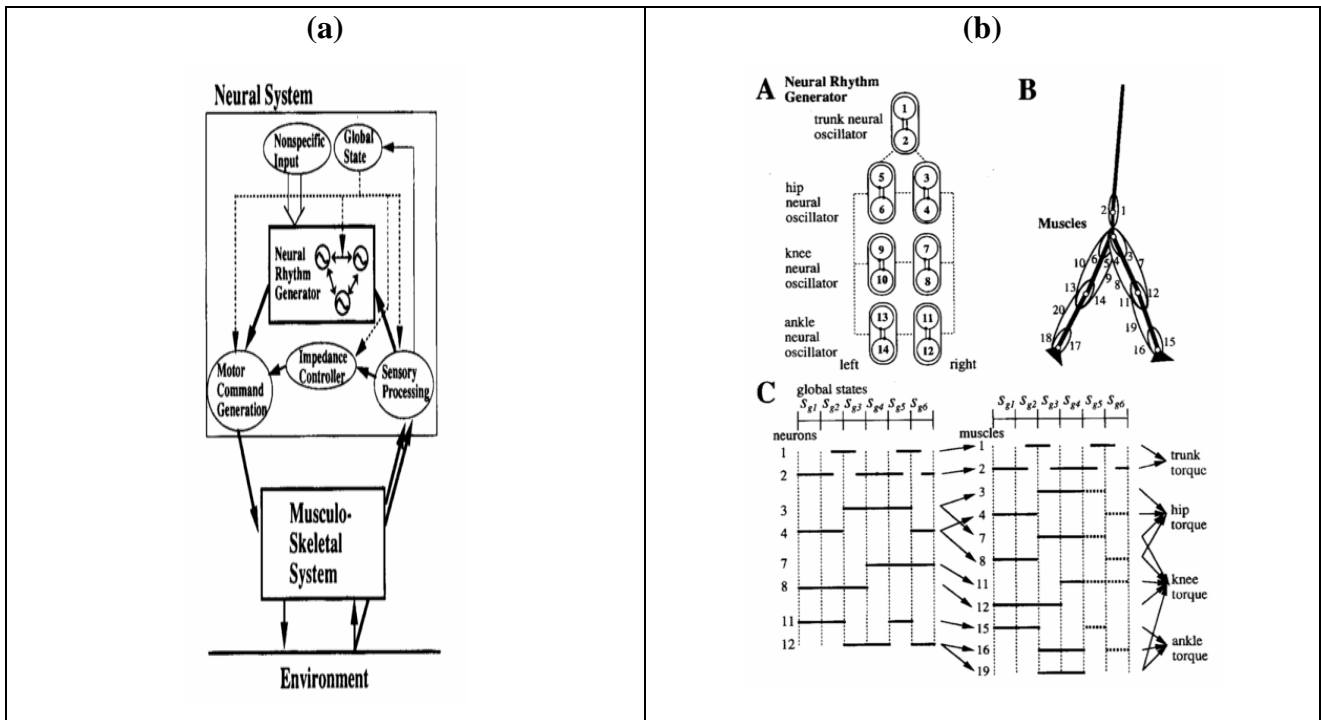


Figure 8 : Modèle de la marche proposé par Taga. Modèle général (a) et description du système nerveux (b). A : paires d'oscillateurs composant le générateur de rythme, B : système musculo-squelettique, C : exemple d'activation des muscles en fonction de l'état global. Issu de [43]

Avec ce modèle Taga parvient à générer un **cycle de marche stable**. D'autres études [44, 45] ont montré que ce modèle est robuste aux perturbations mécaniques, aux chargements du tronc et aux irrégularités de terrain. En se référant aux travaux de Gerritsen [35], Zajac [9] note que ce modèle pourrait être plus robuste s'il intégrait la relation force/longueur/vitesse des muscles.

Approche physiologique

La Figure 9 présente le système proposé par Ogihara [42], dont nous soulevons les principales caractéristiques.

Le système musculo-squelettique comprend 7 segments et 9 muscles, dont la force générée résulte de la somme de la force de l'unité contractile (fonction de la stimulation, de la longueur et de la vitesse de contraction) et de deux composantes visco-élastiques (ressort et amortisseur agissant en parallèle). L'interaction avec le sol est modélisée par un élément visco-élastique.

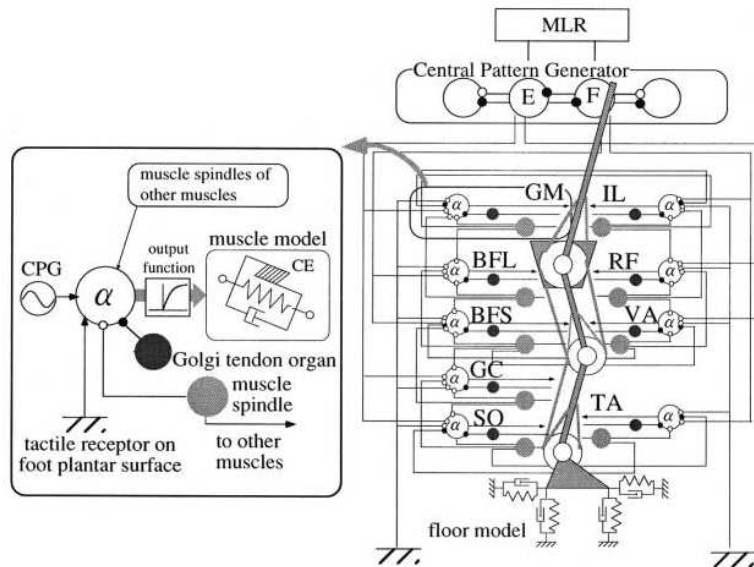


Figure 9 : Modèle neuro-musculo-squelettique proposé par Ogihara. Muscles : IL iliopsoas, GM gluteus maximus, VA vaste, BFS courte tête du biceps fémoral, TA tibial antérieur, SO soléaire, RF droit fémoral, BFL longue tête du biceps fémoral, GC gastrocnémien. Issu de [42].

Le **système nerveux** est composé de plusieurs éléments du système nerveux périphérique (motoneurones α et propriocepteurs) et d'un générateur de rythme. Chaque muscle est innervé par un **motoneurone α** , dont la fréquence des impulsions dépend d'une variable d'état du motoneurone et des signaux fournis par les organes de Golgi, les fuseaux musculaires, le générateur de rythme et les récepteurs tactiles plantaires.

Les **fuseaux musculaires** n'envoient un signal que lorsque la longueur du muscle est supérieure à la longueur optimale. Le signal dépend d'une variable d'état des fuseaux, de la vitesse et de l'amplitude de l'étirement. Le nombre de connections entre fuseaux et motoneurones est réduit de 81 à 27 grâce à des connaissances physiologiques a priori (seuls les liens entre les muscles mono-articulaires, leurs antagonistes et les muscles bi-articulaires synergiques sont considérés). L'effet de l'activité musculaire sur le poids des connections entre fuseaux et motoneurones est négligé.

Les **organes tendineux de Golgi** fournissent un signal inhibiteur dépendant d'une variable d'état et de la tension musculaire. Ils sont supposés n'envoyer de signal qu'aux motoneurones inhibiteurs (9 connections).

Le **générateur de rythme** est modélisé par des équations faisant intervenir l'état des deux neurones qui le composent, un terme d'auto-inhibition, une constante et l'information sensorielle. Cependant, Ogihara néglige ce dernier terme, justifiant cette simplification par le fait qu'il modélise la marche normale, automatique, sans perturbations.

Enfin, les **récepteurs plantaires** envoient un signal excitateur ou inhibiteur (selon si le membre est en appui ou en oscillation) aux fléchisseurs/extenseurs de la jambe.

Les différents poids des connections du système sont déterminés grâce à un algorithme génétique qui minimise l'énergie musculaire dépensée par unité de distance parcourue et maximise la distance parcourue. Les conditions initiales sont estimées à partir de données expérimentales d'analyse de la marche.

Après la phase d'apprentissage, le modèle finit par converger vers un motif de marche. La marche simulée correspond aux mesures expérimentales en termes de longueur de pas, de puissance, et de tensions musculaires (sauf pour les gastrocnémiens, l'apprentissage conduisant à l'utilisation du soléaire à la place du gastrocnémien).

Quelle compréhension du lien entre le mouvement et le contrôle neuromusculaire ces modèles nous apportent-ils ?

Le modèle de Taga démontre que la marche est générée de façon autonome ; un cycle stable s'installe entre l'oscillation des CPG et celle des segments. Taga note que ce modèle peut être utilisé pour explorer les dysfonctionnements de la marche liés au contrôle moteur. Cependant, cette modélisation purement informatique ne reflète pas le système réel, ce qui limite sa capacité à nous éclairer sur le fonctionnement physiologique des différentes structures.

L'approche de Ogihara [42] est intéressante, puisqu'elle repose sur une modélisation biomimétique du contrôle neuromoteur. Tout d'abord, cette étude démontre qu'il est possible de générer la marche en modélisant le système musculo-squelettique et le système nerveux périphérique. Ainsi, la **structure du système musculo-squelettique et celle du système nerveux** semblent être déterminées pour permettre et faciliter la locomotion [42].

Par rapport à Taga, qui ne modélisait que les CPG, cette étude montre **l'importance des différentes informations sensorielles** pour la génération du mouvement. En effet, en analysant la contribution des différents signaux à la génération de l'excitation (fournie par les motoneurones), Ogihara remarque que l'alternance de flexion et d'extension (fournie par les CPG) ne suffirait pas à elle seule à générer le mouvement. Les fuseaux musculaires influencent grandement la réponse des motoneurones, si bien que Ogihara émet l'hypothèse que l'information sur l'élongation des muscles commande la locomotion. De plus, Ogihara souligne l'importance des muscles bi-articulaires, qui permettent non seulement un couplage mécanique du mouvement de deux articulations mais apportent également de l'information supplémentaire sur le mouvement de deux articulations adjacentes grâce à leurs fuseaux musculaires. En revanche, les organes de Golgi semblent jouer un

rôle négligeable dans le contrôle de la marche normale. Zajac [9] suppose que ceci est dû au fait que dans ce modèle les organes de Golgi ne peuvent qu'exercer une action inhibitrice et non excitatrice. Par ailleurs, l'information des **récepteurs tactiles plantaires** semble importante pour le maintien de la posture et pour la propulsion du corps. Ogihara remarque que le système vestibulaire ne semble pas indispensable à la locomotion, les fuseaux des muscles de la hanche fournissant l'information sur la position du tronc. Cependant, le système serait probablement plus robuste et convergerait plus facilement en intégrant l'information vestibulaire. Enfin, suite à des études de robustesse du modèle aux perturbations, Ogihara note **l'importance de moduler le signal des générateurs de rythme par les informations sensorielles** pour obtenir un système robuste.

Quelles sont les limites de ces modèles ?

Comme il a été mentionné précédemment, le modèle de Taga ne fournit qu'une compréhension limitée du lien entre le mouvement et le contrôle neuromoteur, son modèle étant purement informatique et peu fidèle à la réalité (entre autres, il est limité au plan sagittal ; la dynamique des muscles et les propriocepteurs sont négligés). Le modèle de **Ogihara est plus physiologique mais est limité au plan sagittal**, ce qui, d'après l'étude de Lloyd [14], peut avoir un grand impact sur les forces musculaires estimées. De plus, seuls **9 groupes musculaires** sont modélisés (d'après Lloyd, au moins 47 muscles doivent être pris en compte).

Par ailleurs, **le système ne converge pas systématiquement** vers une marche stable. Ogihara suppose que ceci est dû à la grande quantité de paramètres à déterminer et conclut que le système d'apprentissage n'est pas reproductible. Une modélisation du système vestibulaire et l'intégration de l'information sensorielle pour moduler le signal des générateurs de rythme permettraient d'améliorer la robustesse du système.

Ogihara remarque que son modèle est **moins robuste aux perturbations** que celui de Taga, ce qu'il impute en partie à la différence d'entraînement des modèles et au fait que dans son système l'orteil ne se soulève que faiblement du sol pour minimiser le coût énergétique. Or ce comportement correspond à la marche normale. Ainsi, le contrôle neuromoteur permettant une marche robuste aux perturbations ne peut pas s'expliquer par la seule existence d'un cycle limite stable. Pour obtenir un modèle générant une locomotion robuste et flexible, un contrôle volontaire doit être intégré.

Enfin, **la validation** de ces systèmes reste problématique, les données expérimentales étant limitées. Cette difficulté, soulevée avec les modèles musculaires, est encore plus marquée pour les modèles du système nerveux, aucun signal physiologique du système nerveux n'étant directement accessible à la mesure au cours de la marche. La comparaison des motifs musculaires obtenus aux données expérimentales permet une première validation. De plus, la représentation des données du

mouvement des différents segments dans le plan de phase permet d'illustrer les caractéristiques du cycle limite attracteur de la marche (Clark, 1993, cité de [43]). Ces représentations permettent de visualiser la capacité des systèmes à atteindre un cycle stable. Cependant, comme le note Taga, la validation rigoureuse des modèles du système nerveux reste une question ouverte.

Conclusion

L'établissement des relations entre les observations accessibles à la mesure et le fonctionnement interne du genou est essentielle à la compréhension des pathologies de cette articulation et à la mise en place de traitements appropriés. Ce travail a présenté et discuté des travaux de la littérature visant à mieux comprendre le lien entre les observations issues de l'analyse du mouvement et les facteurs géométriques, biomécaniques et neuromoteurs. Il en ressort qu'une analyse précise de la géométrie des surfaces articulaires permet de comprendre comment la courbure des condyles fémoraux, la concavité/convexité, l'éminence intercondylienne et la pente antérieure des plateaux tibiaux influencent le roulement et le glissement des surfaces articulaires. Cependant, cette géométrie est difficilement accessible à la mesure. Dans la plupart des études, les articulations sont modélisées comme des charnières ou des rotules, alors que les travaux de Glitsch [15] soulèvent l'importance d'une modélisation plus précise de la géométrie des articulations. De plus, il est à mentionner que d'autres facteurs géométriques tels que la morphologie du patient (influençant les caractéristiques inertielles de ses membres), la position des centres articulaires ou encore les bras de levier des muscles ont un impact sur les chargements articulaires qui caractérisent le fonctionnement du genou.

Pour mieux comprendre l'origine et l'évolution de diverses dégénérescences articulaires ou encore pour concevoir des prothèses, il est important de connaître le lien entre le mouvement et les chargements qu'il induit dans les différentes structures. Ainsi, divers modèles ont été développés : les modèles multi-segmentaires permettent de calculer les moments résultants aux articulations. Ces modèles ont permis de formuler des hypothèses quant à l'importance des différents groupes musculaires au cours de la marche. Cependant, un moment résultant ne reflète aucunement la contribution des différentes structures musculaires et intra-articulaires. Ainsi, des modèles musculaires ont été développés pour répartir les efforts articulaires en leurs différentes composantes. De par le grand nombre d'inconnues et le faible nombre de données, diverses techniques, telles que la réduction ou l'optimisation, ont été proposées pour permettre la répartition des forces. L'utilisation de signaux EMG a également permis à certains auteurs de définir la contribution des principaux groupes musculaires au mouvement. Ces modèles sont toutefois limités par les hypothèses simplificatrices sur lesquelles ils reposent : la modélisation des articulations, de

la géométrie et du comportement dynamique des muscles et des autres tissus mous, ainsi que les critères définis pour répartir les forces musculaires (minimisation d'une fonction coût, négligence de la plupart des structures, relation EMG/force musculaire) sont discutables. Par ailleurs, afin de mieux comprendre comment les motifs musculaires engendrent le mouvement, diverses études de simulation ont été menées. Elles ont permis de déterminer le rôle des fléchisseurs plantaires, des quadriceps et des ischiojambiers au cours du cycle de marche. L'action synergique des muscles pour permettre les transferts d'énergie intersegmentaires et finalement la progression et le support du tronc a ainsi pu être comprise. Cependant, la validation des modèles reste problématique, peu de paramètres étant accessibles à la mesure.

Enfin, les muscles étant contrôlés par le système nerveux, une compréhension du mouvement nécessite la modélisation de l'ensemble du système neuro-musculo-squelettique. Deux approches, informatique et physiologique, ont été présentées. L'approche mathématique a permis de montrer que la marche peut être générée par entraînement réciproque des systèmes oscillatoires musculo-squelettique et nerveux. L'approche physiologique nous semble intéressante, dans la mesure où elle cherche à modéliser les différents éléments du système nerveux et du système musculo-squelettique. Cette approche a, par exemple, permis de mettre en évidence l'importance de l'interaction entre les générateurs de rythme et les fuseaux musculaires pour la locomotion. La confiance en ces modèles reste toutefois limitée par la difficulté à les valider.

Enfin, tous ces modèles supposent que la marche est entièrement automatique. Leur manque de robustesse aux perturbations conduit les auteurs à évoquer l'intégration d'un contrôle volontaire du mouvement. Avant de franchir cette étape complexe, il semble raisonnable d'améliorer la fidélité physiologique des modèles existants pour comprendre la locomotion autonome.

Comme suggéré par de nombreux auteurs, la personnalisation des modèles est importante. De plus, il semble intéressant d'associer divers modèles proposés dans la littérature : par exemple, les modèles physiologiques musculaires et nerveux proposés par Lloyd [14] et Ogihara [42] ainsi que la méthode de modélisation personnalisée de la géométrie et de l'activation musculaire mise en place par Pomero [29], pourraient être intégrés en un modèle musculaire personnalisé du genou. Comme pour l'ensemble des modèles exposés, sa validation reste problématique. À terme, un tel modèle permettra de comprendre les relations entre la géométrie articulaire et musculaire d'un patient, les chargements de ses surfaces articulaires et les forces musculaires exercées au cours de la marche. Les stratégies adoptées par le système neuromusculaire pour générer une telle marche pourront alors être appréhendées.

1. Ganjikia, S., et al., Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study. 2000. **7(4)**: p. 221-231.
2. Südhoff I., V.D.S., Comparing three attachment systems used to determine knee kinematics during gait. soumis à la revue *Gait&Posture*, 2004.
3. Freeman, M.A. and V. Pinskerova, The movement of the normal tibio-femoral joint. *J Biomech*, 2005. **38(2)**: p. 197-208.
4. You, B.M., et al., In vivo measurement of 3-D skeletal kinematics from sequences of biplane radiographs: application to knee kinematics. *IEEE Trans Med Imaging*, 2001. **20(6)**: p. 514-25.
5. McCaw, S.T. and P. DeVita, Errors in alignment of center of pressure and foot coordinates affect predicted lower extremity torques. *J Biomech*, 1995. **28(8)**: p. 985-8.
6. Silva, M.P. and J.A. Ambrosio, Sensitivity of the results produced by the inverse dynamic analysis of a human stride to perturbed input data. *Gait Posture*, 2004. **19(1)**: p. 35-49.
7. Vaughan, C.L., Are joint torques the Holy Grail of human gait analysis ? *Human Movement Science*, 1996. **15**: p. 423-43.
8. Winter, D., *Biomechanics and motor control of human movement*. Third ed. 2005, Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc. 325 pages.
9. Zajac, F.E., R.R. Neptune, and S.A. Kautz, Biomechanics and muscle coordination of human walking: part II: lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait Posture*, 2003. **17(1)**: p. 1-17.
10. Liu, W. and M.E. Maitland, Influence of anthropometric and mechanical variations on functional instability in the ACL-deficient knee. *Ann Biomed Eng*, 2003. **31(10)**: p. 1153-61.
11. Kamina, P., *Précis d'anatomie clinique*, ed. Maloine. Vol. Tome I. 2003, France pages.
12. Laporte, S., *Reconstruction 3D du squelette humain pour la biomécanique par radiographie biplane à dose minimale d'irradiation*, Thèse, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris, 2002.
13. Yahia, L.H., *Ligaments and Ligamentoplasties*. 1996, Berlin: Springer-Verlag Berlin Heidelberg. 387 pages.
14. Lloyd, D.G. and T.F. Besier, An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *J Biomech*, 2003. **36(6)**: p. 765-76.
15. Glitsch, U. and W. Baumann, The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. *J Biomech*, 1997. **30(11-12)**: p. 1123-31.
16. Pomeroy, V., et al., A proprioception based regulation model to estimate the trunk muscle forces. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2004. **7(6)**: p. 331-8.
17. Chan, S.C. and B.B. Seedhom, The effect of the geometry of the tibia on prediction of the cruciate ligament forces: a theoretical analysis. *Proc Inst Mech Eng [H]*, 1995. **209(1)**: p. 17-30.
18. Nagano, A., K.G. Gerritsen, and S. Fukashiro, A sensitivity analysis of the calculation of mechanical output through inverse dynamics: a computer simulation study. *J Biomech*, 2000. **33(10)**: p. 1313-8.
19. Ganley, K.J. and C.M. Powers, Determination of lower extremity anthropometric parameters using dual energy X-ray absorptiometry: the influence on net joint moments during gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2004. **19(1)**: p. 50-6.
20. Marin, F., *Contribution biomécanique à l'étude de l'articulation fémoro-tibiale pendant la marche in vivo*, Thèse de doctorat, Laboratoire de Biomécanique, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris, 2000.
21. Pearsall, D.J. and P.A. Costigan, The effect of segment parameter error on gait analysis results. *Gait Posture*, 1999. **9(3)**: p. 173-83.
22. Südhoff, I., *DGA 1005 - lectures dirigées : Paramètres inertiels personnalisés : détermination, validation et impact sur la cinétique de la marche*. 2005, École de Technologie Supérieure: Montréal.
23. Zatsiorsky, V.M., Chapter 5, Joint torques and forces: the inverse problem of dynamics., in *Kinetics of human motion*, H. kinetics, Editor. 2002: Champaign. p. 265-347.
24. Nissan, M., Review of some basic assumptions in knee biomechanics. *J Biomech*, 1980. **13(4)**: p. 375-81.
25. Holden, J.P. and S.J. Stanhope, The effect of variation in knee center location estimates on net knee joint moments. *Gait Posture*, 1998. **7(1)**: p. 1-6.
26. Kirkwood, R.N., E.G. Culham, and P. Costigan, Radiographic and non-invasive determination of the hip joint center location: effect on hip joint moments. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 1999. **14(4)**: p. 227-35.
27. Stagni, R., et al., Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results. *J Biomech*, 2000. **33(11)**: p. 1479-87.
28. Neptune, R.R., S.A. Kautz, and F.E. Zajac, Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *J Biomech*, 2001. **34(11)**: p. 1387-98.

29. Pomeroy, V., Modélisation géométrique et mécanique des muscles du tronc, Thèse de doctorat, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris, 2001.
30. Olney, S.J. and D.A. Winter, Predictions of knee and ankle moments of force in walking from EMG and kinematic data. *J Biomech*, 1985. **18**(1): p. 9-20.
31. Amarantini, D. and L. Martin, A method to combine numerical optimization and EMG data for the estimation of joint moments under dynamic conditions. *J Biomech*, 2004. **37**(9): p. 1393-404.
32. Doorenbosch, C.A., A. Joosten, and J. Harlaar, Calibration of EMG to force for knee muscles is applicable with submaximal voluntary contractions. *J Electromyogr Kinesiol*, 2005. **15**(4): p. 429-35.
33. Doorenbosch, C.A. and J. Harlaar, Accuracy of a practicable EMG to force model for knee muscles. *Neurosci Lett*, 2004. **368**(1): p. 78-81.
34. Doorenbosch, C.A. and J. Harlaar, A clinically applicable EMG-force model to quantify active stabilization of the knee after a lesion of the anterior cruciate ligament. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2003. **18**(2): p. 142-9.
35. Gerritsen, K.G., et al., Intrinsic muscle properties facilitate locomotor control - a computer simulation study. *Motor Control*, 1998. **2**(3): p. 206-20.
36. Komistek, R.D., et al., Knee mechanics: a review of past and present techniques to determine in vivo loads. *J Biomech*, 2005. **38**(2): p. 215-28.
37. Zajac, F.E., R.R. Neptune, and S.A. Kautz, Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I: introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait Posture*, 2002. **16**(3): p. 215-32.
38. Nozaki, D., K. Nakazawa, and M. Akai, Muscle activity determined by cosine tuning with a nontrivial preferred direction during isometric force exertion by lower limb. *J Neurophysiol*, 2005. **93**(5): p. 2614-24.
39. Pomeroy, V., et al., Muscular modelling: relationship between postural default and spine overloading. *Stud Health Technol Inform*, 2002. **88**: p. 321-5.
40. Apkarian, J., S. Naumann, and B. Cairns, A three-dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb. *J Biomech*, 1989. **22**(2): p. 143-55.
41. Kellis, E., V. Kouvelioti, and P. Ioakimidis, Reliability of a practicable EMG-moment model for antagonist moment prediction. *Neurosci Lett*, 2005. **383**(3): p. 266-71.
42. Ogihara, N. and N. Yamazaki, Generation of human bipedal locomotion by a bio-mimetic neuro-musculo-skeletal model. *Biol Cybern*, 2001. **84**(1): p. 1-11.
43. Taga, G., A model of the neuro-musculo-skeletal system for human locomotion. I. Emergence of basic gait. *Biol Cybern*, 1995. **73**(2): p. 97-111.
44. Taga, G., A model of the neuro-musculo-skeletal system for anticipatory adjustment of human locomotion during obstacle avoidance. *Biol Cybern*, 1998. **78**(1): p. 9-17.
45. Taga, G., A model of the neuro-musculo-skeletal system for human locomotion. II Real-time adaptability under various constraints. *Biol Cybern*, 1995. **73**(2): p. 113-21.

Annexe 2 : Paramètres inertiels personnalisés

Calcul des paramètres inertiels personnalisés

Le calcul des paramètres inertiels d'un segment se fait selon les étapes suivantes :

Identification des points et contours nécessaires à la reconstruction des os et de l'enveloppe externe (cf. annexe 7)

Exportation de l'objet wrl des os entiers et de l'enveloppe externe

Fermeture des volumes de l'enveloppe externe

Ceci se fait en ajoutant les barycentres du plan distal et proximal à l'objet et en créant les polygones contenant deux nœuds adjacents sur le contour distal (proximal) et le barycentre.

Pour le segment cuisse uniquement : découpe du fémur au niveau de la tête fémorale. Le fémur coupé est utilisé au moment du calcul du volume des tissus mous.

Calcul du volume, de la masse, de la position du centre de masse et des moments d'inertie de l'enveloppe externe et des os

Ce calcul utilise l'algorithme fourni par Mirtich (Mirtich 1996) sur les intégrations volumiques.

Calcul des paramètres inertiels des segments dans le repère EOS

Calcul des repères liés aux os

Calcul des paramètres inertiels dans le repère lié aux os

Sauvegarde des paramètres inertiels dans un fichier .txt

Les programmes Matlab associés à ces calculs sont résumés sur la figure ci-dessous.

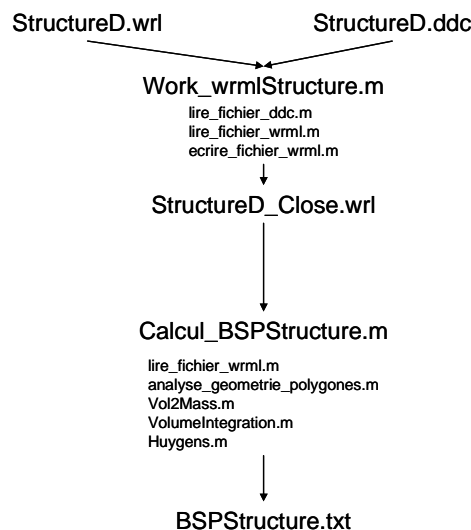


Figure 10 : Programmes Matlab utilisés pour le calcul des paramètres inertiels personnalisés

Exemple de fichier .bsp

Ce paragraphe fournit un exemple de fichier .bsp, utilisé pour intégrer les BSP personnalisés dans les calculs cinétiques.

```
% Parametres anthropométriques personnalisés du sujet LCAD003 exprimés dans Rsegment proche du
reperre fonctionnel VICON
% obtenus par calcul de volume des structures reconstruites sous IdefX
% exprimés dans le repere segment du femur, du tibia, du pied
%ATTENTION : axes différents des axes du repere lié aux corps rigides...
%definitions des segments : issues de de Leva, 1996 (cf. Zatsiorsky)

% CENTRE DE MASSE : en % de la longueur du segment
% INERTIE : I/(Massesegment*Lsegment^2)
% MASSE : masseSegment/masse du sujet
```

SEGMENT Cuisse (Tête Fémorale-Milieu des épicondyles (billes pointes sous IdfefX))

%axe X : LM

% axe Y : PA

%axe Z : PD (longitudinal)

CENTRE DE MASSE

-0.015353 0.017049 0.435212 0

INERTIE

0.097895 0.001372 -0.006021 0

0.001372 0.094423 -0.005112 0

-0.006021 -0.005112 0.019338 0

0 0 0 1

MASSE

0.130131

LONGUEUR

0.423641

SEGMENT Jambe Fonctionnel (milieu des malléoles - milieu des épicondyles)

%axe X : LM

% axe Y : PA

%axe Z : PD (longitudinal)

CENTRE DE MASSE

-0.000646 -0.096850 0.431192 0

INERTIE

0.062741 0.000760 -0.004029 0

0.000760 0.061415 0.006789 0

-0.004029 0.006789 0.010988 0

0 0 0 1

MASSE

0.046157

LONGUEUR

0.392144

SEGMENT Pied

%axe X : LM

% axe Y : PA = longitudinal du pied

%axe Z : vertical

CENTRE DE MASSE

-0.052575 0.185268 0.123218 0

INERTIE

0.052032 0.008498 0.001745 0

0.008498 0.013511 -0.001048 0

0.001745 -0.001048 0.055570 0

0 0 0 1

MASSE

0.010254

LONGUEUR

0.255571

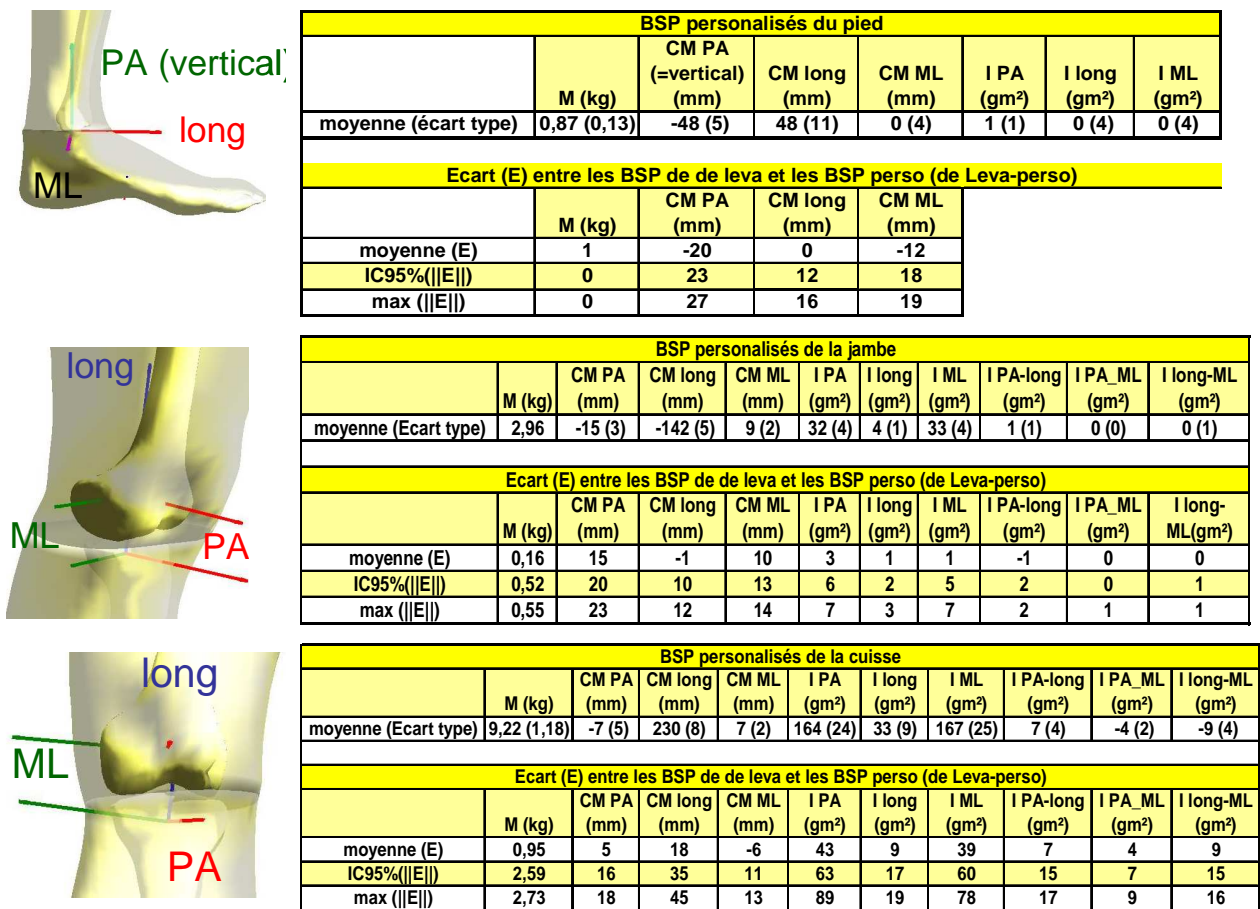


Figure 11: BSP du pied, de la jambe et de la cuisse, obtenus sur les sujets de l'étude de reproductibilité : moyenne (écart type) des BSP personnalisés et écart (moyenne, IC95% et max) entre les BSP personnalisés et les BSP de de Leva (L'axe médio-latéral étant orienté différemment pour un membre droit (vers l'externe) ou gauche (vers l'interne), nous prenons l'opposé des valeurs CMz, Ixz et Iyz pour les membres gauches, afin de pouvoir comparer la position du CM entre les différents membres.)

Références

Mirtich, B. (1996). "Fast and accurate computation of polyhedral mass properties." *Journal of Graphic Tools* 1(2): 31-50.

Annexe 3 : Formulaire de consentement utilisé pour les sujets sains

Analyse des effets d'une rupture et de différentes reconstructions chirurgicales du ligament croisé antérieur sur la fonction sensorimotrice du genou

Volet complémentaire : Modélisation personnalisée du membre inférieur



en collaboration avec



C

chercheur principal :

Jacques A. de Guise, Ph.D. en génie biomédical, Département de génie de la production automatisée, École de technologie supérieure, directeur du laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie

Téléphone : 514-890-8000 poste 28721

Cochercheurs :

Julio Fernandes, MD, département d'orthopédie, Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal Téléphone : 514-338-2222

Pierre Ranger, MD, département d'orthopédie, Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal Téléphone : 514-338-2222

Wafa Skalli, Ph.D. en mécanique, directrice Adjointe du laboratoire de biomécanique, École nationale supérieure d'arts et métiers de Paris.

Téléphone : (011 33) 1.44.24.63.64

Rachid Aissaoui, Ph.D. en biomécanique, Département de génie de la production automatisée, École de technologie supérieure de Montréal.

Téléphone : 514-890-8000 poste 28721

Investigateurs :

Ingrid Südhoff, doctorante en cotutelle, École de technologie supérieure de Montréal, École nationale supérieure d'arts et métiers de Paris. Directeurs de recherche : Wafa Skalli, Jacques A. de Guise.

Viviane Khoury, MD, radiologue, Hôpital Notre-Dame, Centre Hospitalier de l'Université de Montréal.

Marie-France Poirier, infirmière de recherche, Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal

1. Préambule

Vous êtes invité à participer à un volet complémentaire du projet de recherche sur la fonction sensorimotrice du genou ayant une déficience au ligament croisé antérieur (LCA) avant et après traitement chirurgical (désigné comme « étude principale » tout au long du formulaire). Ce volet complémentaire (désigné comme « l'étude » ou « le projet » tout au long du formulaire) vise à mettre en place un modèle personnalisé de votre membre inférieur afin de tenir compte de votre morphologie dans les calculs mécaniques et d'étudier l'activation de vos muscles au cours de la marche. Pour pouvoir participer à cette étude, vous devez au préalable avoir consenti à participer à l'étude principale en signant le formulaire de consentement. Avant d'accepter de participer à ce projet, veuillez prendre le temps de lire et de comprendre les renseignements qui suivent. N'hésitez aucunement à nous poser toutes les questions que soulève la lecture de ce formulaire. Il nous fera plaisir de répondre à vos interrogations.

2. Nature et objectifs de l'étude :

Vous êtes invité à participer au projet car vous appartenez au groupe contrôle de l'étude principale. Au total 10 sujets sains et 10 sujets en attente d'une reconstruction ligamentaire seront recrutés pour participer à cette étude. Le projet doit se terminer en juin 2007.

Cette étude comporte 2 objectifs :

1. Personnaliser les modèles biomécaniques utilisés pour le calcul des paramètres biomécaniques au niveau des articulations de la cheville, du genou et de la hanche.
2. Élaborer un modèle musculaire personnalisé du genou.

3. Déroulement de l'étude et méthodes utilisées

Votre participation à ce projet implique deux examens radiologiques supplémentaires :

- (1) une paire de radiographies face/profil avec le système de radiographie basse dose EOS[®], présenté ci-après.
- (2) un examen d'imagerie par résonance magnétique de votre membre inférieur.

Les deux examens seront effectués au département de radiologie de l'Hôpital Notre-Dame du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal.

RADIOGRAPHIE FACE/PROFIL (durée approximative 20 minutes)

Informations relatives à l'appareil d'imagerie utilisé

Le système de radiographie EOS[®] (Biospace Instruments) est un outil de recherche clinique innovant, qui permet d'acquérir simultanément des radiographies numériques face et profil avec une dose d'irradiation dix fois plus faible que les appareils standards. Le système utilisé pour cette étude est le premier système installé en site hospitalier et satisfait toutes les normes canadiennes pour son utilisation en recherche clinique.



Figure 12 : Système EOS™, Laboratoire de biomécanique CNRS-ENSAM Paris, France (coll. Biospace, LIO)

Déroulement de l'examen

Vous serez invité à vous habiller en sous-vêtement et en T-shirt. Quelques marqueurs (petites boules) seront collés à la surface de votre peau. Ces marqueurs ne seront retirés qu'après l'évaluation biomécanique. Vous prendrez place dans la cabine EOS® (cf. Figure 12), où vous serez positionné de manière à être parallèle à l'un des panneaux détecteurs et perpendiculaire à l'autre. Vous devrez maintenir une position stable et confortable pendant environ 5 minutes sans bouger. L'ensemble de votre corps (de la tête aux pieds) sera radiographié.

Cet examen dure environ 20 minutes, dont 15 sont consacrées à votre préparation et installation dans la cabine.

Pertinence de l'examen

Cet examen permet une reconstruction tridimensionnelle de vos os et de votre enveloppe externe (surface de votre corps) grâce aux logiciels développés dans les laboratoires. La connaissance de cette géométrie permet d'améliorer la précision des modèles utilisés pour calculer les chargements que subissent vos articulations au cours de la marche.

IMAGERIE PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE (IRM) (durée approximative 1h)

Informations relatives à l'appareil d'imagerie utilisé

L'examen par résonance magnétique donne des images de grande qualité du corps, permettant entre autres d'identifier les différents groupes musculaires. Cette technique utilise un champ magnétique intense créé par un aimant. La réaction des tissus à ce champ est enregistrée et nous renseigne sur la composition du segment corporel étudié.

Déroulement de l'examen

Vous serez invité à vous habiller en sous-vêtement et en T-shirt. Vous serez allongé sur un matelas qui sera lentement glissé dans un grand tube. Ce tube est ouvert à ses deux extrémités, bien aéré et éclairé. En cas de besoin, vous pourrez appeler un technicien grâce à un interphone. Afin de limiter l'inconfort dû au bruit de l'appareil, vous serez invité à porter des écouteurs ou des bouchons protecteurs dans vos oreilles. Votre membre inférieur sera installé confortablement de manière à vous permettre de maintenir une position immobile pendant l'acquisition, qui durera environ 30 minutes. Aucune substance ne vous sera injectée.

Pertinence de l'examen

Les images acquises permettront d'identifier les différents groupes musculaires de votre membre inférieur. Cette information permettra d'établir un modèle musculaire personnalisé. Ce modèle utilisera également les résultats issus de l'évaluation de votre force musculaire, effectuée au cours de l'étude principale. Le modèle musculaire personnalisé permettra d'analyser le fonctionnement de vos muscles et d'en tenir compte dans l'évaluation des chargements subis par vos articulations au cours de la marche.

4. Risques, effets secondaires et désagrément

RADIOGRAPHIE BIPLANE

Différentes études préalables et mesures ont montré que l'irradiation fournie par l'acquisition radiographique est très faible. Il n'y a donc aucun risque prévisible.

IMAGERIE PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE (IRM)

Le questionnaire préliminaire auquel vous avez répondu lors du recrutement a permis de vérifier que vous ne présentiez aucune contre-indication pour un examen d'IRM. Selon les connaissances actuelles, comme vous ne présentez aucune contre-indication, votre participation à un examen d'IRM ne comporte aucun risque médical. La vérification rigoureuse de la présence de contre-indication sera assumée par Viviane Khoury, radiologue au CHUM.

Le bruit généré par l'appareil ainsi que le fait de devoir rester immobile pendant l'examen pourraient entraîner un certain inconfort. De plus, vous pourriez ressentir une certaine anxiété ou une sensation de claustrophobie.

5. Inconvénients personnels

Le fait de devoir rester en sous-vêtements durant les examens pourrait occasionner une certaine gêne.

Le déplacement de votre domicile aux sites de recherche et la durée des examens peuvent représenter un inconvénient. Il est à noter que l'examen d'IRM sera effectué en fin de semaine. L'examen EOS[®] sera, quant à lui, effectué juste avant l'évaluation biomécanique de l'étude principale.

6. Bénéfices et avantages de la recherche

À ce stade du développement de nos connaissances, vous ne retirez aucun bénéfice direct de votre participation à cette étude. Vous aurez toutefois la satisfaction d'avoir contribué à l'avancement des connaissances scientifiques.

7. Indemnité compensatoire

La participation à ce projet de recherche vous donne droit à une compensation financière maximum de 40\$ (20\$ vous sera remis lors de chacun des examens) afin de vous dédommager de vos frais de déplacement. Si vous décidez de vous retirer de l'étude avant qu'elle ne soit complétée, vous recevrez un montant proportionnel à votre participation.

8. Confidentialité

Tous les renseignements recueillis à votre sujet au cours de l'étude demeureront strictement confidentiels, dans les limites prévues par la loi, et vous ne serez identifié(e) que par un code.

Aucune publication ou communication scientifique résultant de cette étude ne renfermera quoi que ce soit qui puisse permettre de vous identifier.

Cependant, à des fins de contrôle du projet de recherche, votre dossier pourra être consulté par une personne mandatée par le comité d'éthique de la recherche de l'Hôpital du Sacré-Cœur, du CRIR, du CHUM, de l'ÉTS ou un autre organisme autorisé. Tous adhèrent à une politique de stricte confidentialité. Seules les personnes autorisées auront accès aux informations confidentielles. Elles seront conservées sous clé au Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie durant une période de 10 ans, par après, les données seront anonymisées. Néanmoins, avec un consentement spécifique, vos données pourraient éventuellement être réutilisées sous forme dénominalisée ou anonymisées dans une banque de données sur les mouvements du genou ou dans une étude ultérieure portant sur l'évaluation fonctionnelle du genou qui aura été approuvée par un Comité d'éthique de la recherche. La banque de données sera propriété conjointe du CHUM et de l'ÉTS et sera gérée par J. A. de Guise, professeur à l'ÉTS et chercheur associé au CHUM.

9. Indemnisation

Si vous deviez subir quelque préjudice que ce soit par suite à toute procédure reliée à l'étude, vous recevrez tous les soins médicaux nécessaires, sans frais de votre part. Toutefois, ceci ne vous empêche nullement d'exercer un recours légal en cas de faute reprochée à toute personne impliquée dans l'étude.

En acceptant de participer à cette étude, vous ne renoncez à aucun de vos droits ni libérez les chercheurs ou les établissements impliqués de leurs responsabilités légales et professionnelles.

10. Participation volontaire et retrait de l'étude

Votre participation à cette étude est volontaire. Vous êtes donc libre de refuser d'y participer. Vous pouvez également vous retirer de l'étude à n'importe quel moment, sans avoir à donner de raisons, en faisant connaître votre décision au chercheur ou à l'un des membres de l'équipe de recherche. Toute nouvelle connaissance acquise durant le déroulement de l'étude qui pourrait affecter votre décision de continuer d'y participer vous sera communiquée sans délai. Le chercheur responsable de l'étude peut aussi décider de vous retirer de l'étude sans votre consentement si vous ne respectez plus les critères d'inclusion de l'étude.

11. Personnes ressources

Si vous avez des questions au sujet de cette étude, s'il survient un incident quelconque ou si vous désirez vous retirer de l'étude, vous pouvez contacter en tout temps Ingrid Südhoff au laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO) de l'hôpital Notre-Dame au (514) 890-8000 # 28723 ou à l'adresse électronique ingrid.sudhoff@etsmtl.ca.

Si vous voulez poser des questions à un professionnel ou à un chercheur qui n'est pas impliqué dans cette étude, vous pouvez communiquer avec le Dr Gilles Soulez, MD (514) 890-8000 poste 26522.

Si vous avez des questions à poser concernant vos droits en tant que sujet de recherche, ou si vous avez des plaintes ou commentaires à formuler, vous pouvez communiquer avec :

- la direction générale de l'hôpital du Sacré-cœur de Montréal, au (514) 338-2222, poste 3581
- Me Anik Nolet, coordonnatrice à l'éthique du CRIR au (514) 527-4527 poste 2649 ou par courriel à l'adresse suivante : anolet.crir@gouv.qc.ca
- Le président du Comité d'éthique de l'École de technologie supérieure au (514) 396-8542

CONSENTEMENT

La nature de l'étude, les procédés à utiliser, les risques et les bénéfices que comporte ma participation à cette étude ainsi que le caractère confidentiel des informations qui seront recueillies au cours de l'étude m'ont été expliqués.

J'ai eu l'occasion de poser toutes mes questions concernant les différents aspects de l'étude et on y a répondu à ma satisfaction.

Je reconnais qu'on m'a laissé le temps voulu pour prendre ma décision.

J'accepte volontairement de participer à cette étude. Je demeure libre de m'en retirer en tout temps sans que cela ne nuise aux relations avec mon médecin et les autres intervenants et sans préjudice d'aucune sorte.

Je recevrai une copie signée de ce formulaire d'information et de consentement.

_____ Nom du sujet (en lettres moulées)	_____ Signature du sujet	_____ Date
_____ Nom du chercheur ou de son représentant (en lettres moulées)	_____ Signature	_____ Date
_____ Nom du témoin (en lettres moulées)	_____ Signature	_____ Date

Autorisation supplémentaire :

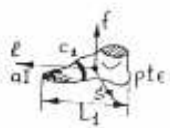
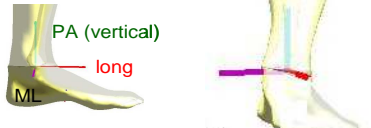


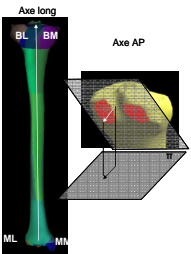
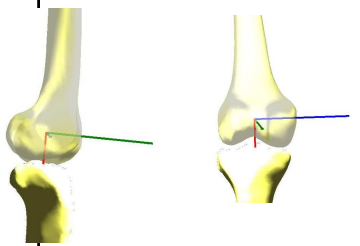
- Je suis conscient que la participation à cette étude complémentaire ne peut se faire que si je participe à l'étude principale, dont j'ai pris connaissance et signé le formulaire de consentement.

Signature : _____ Date : _____


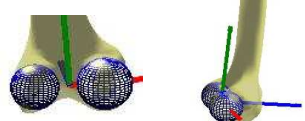
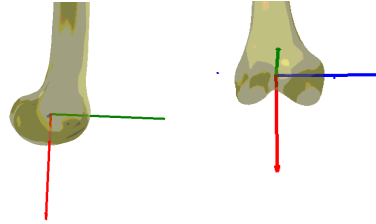
- J'accepte également que les données accumulées lors de cette étude pourraient être insérées dans une banque de données pour être réutilisées dans des études futures et/ou connexes par d'autres chercheurs associés qui auront été approuvées par un Comité d'éthique de la recherche.

Signature : _____ Date : _____

Annexe 4 : Repères utilisés pour l'analyse du mouvement et le calcul des paramètres inertiels

PIED	de Leva	segmentaire	fonctionnel	fonctionnel adapté	
Origine	milieu talon	centre cheville*	centre cheville*	centre cheville*	
axe vertical	milieu talon - extrémité orteils	(Y) axe de gravité, dirigé vers le haut	(Z) centre cheville*-centre genou** en position neutre°, dirigé vers le bas	cf. jambe	
axe AP	axe de flexion (axe bimalléolaire)	(X) vertical x ML; dirigé vers l'avant	(Y) normale au plan sagittal° x axe longitudinal en position neutre°, dirigé vers l'avant		
axe ML	vertical x AP	(Z) projection de l'axe bi-malléolaire sur le plan horizontal, dirigé latéralement pour un pied droit	(X) vertical x AP, dirigé médialement pour un pied droit		
					
JAMBE	de Leva	segmentaire	fonctionnel genou	fonctionnel cheville	fonctionnel adapté
Origine	milieu des épicondyles	barycentre des plateaux	centre genou*	centre cheville*	centre genou adapté +
axe longitudinal	malléole externe - milieu des épicondyles	(Y) milieu des malléoles - origine, dirigé vers le haut	(Z) centre cheville*-centre genou** en position neutre°, dirigé vers le bas		(ZfoncT) centre cheville*-centre genou adapté+, dirigé vers le bas
axe AP	normal à la table (plan frontal)	(X) projection de la normale au plan des plateaux tibiaux postérieurs sur le plan orthogonal à l'axe longitudinal, dirigé vers	(Y) normale au plan sagittal° x axe longitudinal en position neutre°, dirigé vers l'avant	(Y) MLx longitudinal, dirigé vers l'avant	(YfoncT) ZfoncT x XfoncT
axe ML	longitudinal x AP	(Z) longitudinal x AP, dirigé latéralement pour un tibia droit	(X) longitudinal x AP, dirigé médialement pour un genou droit	(X) axe bi-malléolaire, dirigé médialement pour une cheville droite	(XfoncT) YfoncF x ZfoncT
					

CUISSE	de Leva	segmentaire	fonctionnel	fonctionnel adapté
Origine	CTF	milieu du centre des sphères condyliennes	centre genou**	centre genou adapté +
axe longitudinal	CTF - milieu des épicondyles	(Y) CTF- origine (vers CTF), dirigé vers le haut	(Z) CTF-centre genou** en position neutre°, dirigé vers le bas	(ZfoncF) CTF -centre genou adapté , dirigé distalement
axe AP	normal à la table (plan frontal)	(X) longitudinal x ML, dirigé vers l'avant	(Y) normale au plan sagittal° x axe longitudinal en position neutre°, dirigé vers l'avant	(YfoncF) longitudinal x ML, dirigé vers l'avant
axe ML	longitudinal x AP	(Z) dans le plan (CTF, épicondyles), perpendiculaire à l'axe longitudinal, dirigé latéralement pour un fémur droit	(X) longitudinal x AP, dirigé médialement pour un genou droit	(XfoncF) projection de la ligne transcondylienne ++ sur le plan orthogonal à l'axe longitudinal

*Centre cheville = milieu des malléoles ; ** centre genou = projection du milieu des épicondyles sur l'axe moyen de flexion

°° Plan sagittal = normale au mur ^ centre hanche-centre cheville.

° Position neutre = Position dans laquelle la projection des axes longitudinaux du fémur et du tibia sur le plan sagittal sont alignées.

+ Centre genou adapté = milieu des épicondyles. L'écart avec le centre genou* est faible (largement inférieur au mm pour 5 sujets évalués).

++ ligne transcondylienne = centre des sphères modélisant les condyles (moins sensible aux erreurs de reconstruction que la ligne joignant les

Adaptation du repère fonctionnel pour le calcul des paramètres inertiels

Pour le calcul des BSP des sujets LCA, un repère proche du repère fonctionnel a été construit comme suit : le centre de la tête fémorale (CTF), les marqueurs placés sur les épicondyles et sur les malléoles ont été reconstruits sous IdefX.

Fémur

Origine : milieu des épicondyles

Note : dans la définition du repère fonctionnel du genou, ce centre est projeté sur l'axe de flexion moyen du genou. Nous avons évalué l'écart entre le centre projeté et le centre non projeté et obtenu un faible écart (largement inférieur au mm pour les 5 sujets évalués, ce qui paraît extrêmement faible).

ZfoncFemur (proximo-distal) : relie le CTF à l'origine, dirigé vers le centre genou

XfoncFemur (ML): projection de la ligne transcondylienne (centre des sphères modélisant les condyles) sur le plan orthogonal à Zfonctionnel

Note : la ligne transcondylienne a été préférée à la ligne joignant les marqueurs placés sur les épicondyles car elle semble moins sensible aux erreurs de reconstruction.

YfoncFemur (PA) : $Z_{foncFemur} \times X_{foncFemur}$, dirigé vers l'avant

Tibia

Origine : milieu des épicondyles

ZfoncTibia : relie le centre genou au centre de la cheville (milieu des malléoles), dirigé vers le centre cheville

XfoncTibia : $Y_{foncFemur} \times Z_{foncTibia}$

YfoncTibia : $Z_{foncTibia} \times X_{foncTibia}$: proche de l'axe AP du fémur (cf définition du repère fonctionnel)

Pied

Origine : milieu des, malléoles

Axes ; identiques aux axes du repère tibia

Annexe 5 : Reconstruction du tibia distal et de l'enveloppe externe

Cette annexe fournit des informations complémentaires au sujet de la reconstruction du tibia distal et de l'enveloppe externe par le logiciel IdefX®.

Reconstruction du tibia distal

Étapes de la reconstruction

Des **contours et points anatomiques** caractéristiques ont été définis sur le tibia distal en collaboration avec Viviane Khoury, radiologue au CHUM Notre-Dame, Montréal (cf section 2).

Un **modèle de référence** a été construit à partir de coupes scanner (P. Vasquez) puis divisé en régions correspondant aux contours à identifier. En effet, chaque contour doit appartenir à une région spécifique, de manière à ce que l'algorithme ne confonde pas les différents contours. Cette régionalisation se fait à l'aide du logiciel RegionX®, développé par les laboratoires. La figure ci-dessous illustre ces régions.

Les **points anatomiques** ont été identifiés sur le modèle de référence. Ils permettent un recalage grossier initial de l'os à partir des points identifiés sur les radiographies.

La description des points et contours à identifier ainsi que la gestion des fichiers nécessaires à cette reconstruction sont précisées en annexe 5.

Pour la diaphyse, 4 régions ont été définies (antérieure, postérieure, médiale, latérale). 20 points ont été définis sur les extrémités proximale et distale de la diaphyse, ces mêmes points étant définis sur l'extrémité distale du tibia proximal et l'extrémité proximale du tibia distal. Ceci permet d'assurer le lien entre les trois parties du tibia.

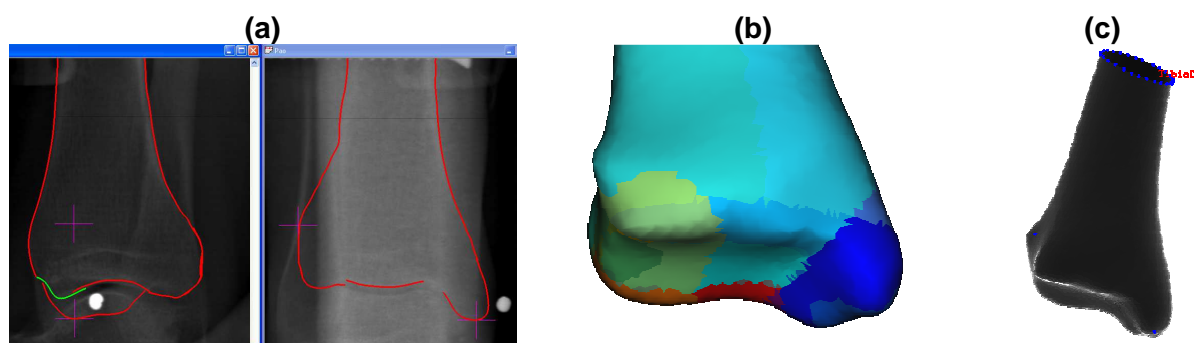


Figure 13 : Reconstruction du tibia distal : (a) Identification des points et contours, (b) régions et (c) points 3D définis sur le modèle de référence

Points et contours à numériser

La reconstruction du tibia distal par IdefX nécessite une identification manuelle de points et contours sur les radiographies.

Sommet_int_dist (1) : Sommet distal de la malléole interne

Sommet_ext_dist (2) : Sommet externe antérieur du tibia distal. Il correspond à la proéminence externe la plus marquée sur le tibia distal. Bien visible en vue AP, il est parfois difficile à voir sur la vue latérale. On pourra alors s'aider de la ligne épipolaire et du modèle générique (mode formation ->visualiser les modèles génériques -> tibiaDist), que l'on oriente d'une façon similaire aux radiographies (en s'aidant de la position de la malléole interne, par exemple).

Vue AP	Vue LAT
<p>Diaphyse_externe (3) : numériser jusqu'à l'extrémité.</p> <p>Diaphyse_interne (4) : numériser jusqu'à l'extrémité.</p> <p>Malleole_int (7) : Malléole interne</p> <p>Surface_artic_dist_centrale (8) : Surface articulaire distale. Correspond au creux entre les parties antérieure et postérieure de la surface articulaire. (Ligne la plus blanche de la surface articulaire.)</p> <p>Surface_artic_dist_lat (9) : Contour latéral du tibia distal</p> <p><i>Éventuellement (Rarement visibles) :</i></p> <p>Surface_artic_dist_ant (10) : Contour antérieur de la surface articulaire.</p> <p>Surface_artic_dist_post (11) : Contour postérieur de la surface articulaire.</p>	<p>Diaphyse_anterieure (5) : numériser jusqu'à l'extrémité.</p> <p>Diaphyse_posterieure (6) : numériser jusqu'à l'extrémité.</p> <p>Malleole_int (7) : Malléole interne</p> <p>Surface_artic_dist_centrale (8) : Surface articulaire distale. Correspond au creux entre les parties antérieure et postérieure de la surface articulaire. (Ligne la plus blanche de la surface articulaire.)</p> <p>Surface_artic_dist_ant (10) : Contour antérieur de la surface articulaire</p> <p>Surface_artic_dist_post (11) : Contour postérieur de la surface articulaire</p>

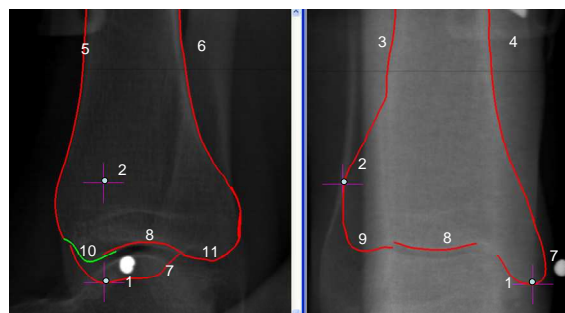


Figure 14 : Points et contours à numériser sur le tibia distal

Gestion des fichiers pour la reconstruction

La gestion des fichiers se fait par divers fichiers de configuration (;cfg). Ces fichiers indiquent l'emplacement des différents types de fichiers nécessaires à la reconstruction :

La gamme des points et contours à numériser figure dans un fichier spécifique (Ml.o2), qui permet leur saisie par l'interface du logiciel IdefX®. Les contours et points numérisés sous IdefX figurent dans le fichier .num. Une fois le modèle de référence (reconstruit à partir de coupes scanner) lissé, les régions sont définies sur le logiciel RegionX® et enregistrées dans un fichier .ddr. Les points de référence identifiés sur ce modèle générique avec le logiciel VodK® sont stockés dans un fichier .ort. Le fichier .dat regroupe l'ensemble des informations relatives au modèle générique.

La figure ci-dessous résume les différents fichiers (cases carrées) ainsi que les logiciels utilisés pour les obtenir (cases ovales).

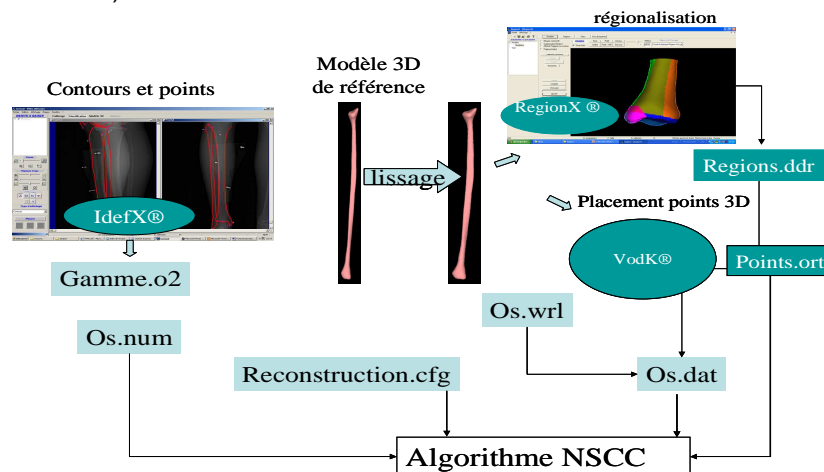


Figure 15 : Fichiers nécessaires à la reconstruction

Validation

La reconstruction du tibia distal dure environ 5 minutes. **La précision** des reconstructions a été validée à l'aide de 6 ensembles d'os secs ayant été radiographiés et scannés. La reconstruction effectuée par l'algorithme a été comparée à la reconstruction effectuée sous sliceOmatic® à partir des coupes CT-scan grâce à un programme développé au LBM (comp2001).

Tableau 1 : Moyenne des erreurs de reconstruction sur les 6 tibias secs

erreur	moy	RMS	max
globale	1,31	1,99	11,10
diaphyse	1,28	1,89	10,10
epiphyse	1,33	2,23	11,10
plat ext	1,47	2,53	8,70
plat int	1,32	2,15	11,10
epines	1,23	1,61	10,10
crete tibiale	1,10	1,77	7,30
mallInt	1,42	1,91	7,40
surfArticDist lat	1,60	2,03	8,90
surfArticDistPost	1,76	2,15	8,60
surfArticAnt	1,48	1,83	7,60
surfArticCentrale	1,43	1,83	7,20

Reconstruction de l'enveloppe externe

Préambule : Définition des plans de segmentation

3 plans sont définis [1] pour segmenter la cuisse, la jambe et le pied:

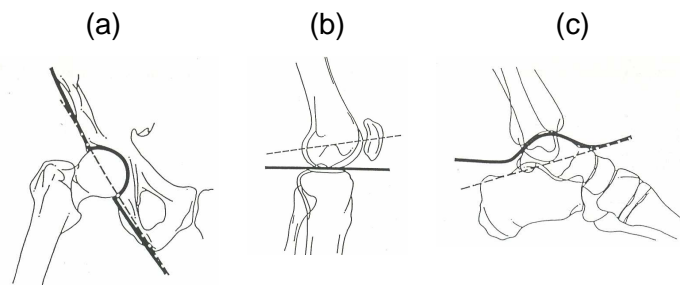


Figure 16 : Plans de segmentation de la hanche (a), du genou (b) et de la cheville (c) selon Clarys, 1986 (représentés en traits gras. En pointillés, la segmentation utilisée par Clauser, 1969 est indiquée). Adapté de [1].

Hanche : La coupe s'effectue le long du ligament inguinal (de l'épine iliaque antéro-supérieure au tubercule du pubis). Le plan contourne le pubis inférieurement, longe le pli des fessiers et remonte jusqu'à l'épine iliaque postéro-supérieure.

Genou : la coupe s'effectue au milieu de la cavité articulaire. La patella appartient donc entièrement à la cuisse.

Cheville : La coupe s'effectue selon une surface en sinusoïde, passant distalement à la malléole interne, contournant le talus et finissant distalement à la malléole latérale.

Pour s'approcher le plus possible de la définition de ces plans, 4 points ont été définis au niveau de chaque articulation. Une interpolation permet ensuite de définir 40 autres points [2]. Les points doivent être identifiés **sur l'enveloppe externe sur les 2 vues**.

La forme *a priori* de l'enveloppe externe (i.e. du modèle générique utilisé pour la reconstruction) de la cuisse impose une disposition particulière des huit points anatomiques (médial, latéral, antérieur et postérieur) de chaque plan de segmentation. Ces points n'ont pas toujours un sens anatomique.

Reconstruction de la cuisse (adapté de [2])

Points

- Définition du plan de la hanche

Les points (7), (8), (9), (10) sont d'abord placés dans la vue AP dans l'ordre suivant :

point médial (7) : au niveau du périnée (le plus haut possible au niveau de l'aîne)

point latéral (8) : sur la même verticale que le point 7, et à l'intersection avec le contour externe (latéral) du corps

point antérieur (9) : placé entre (7) et (8) à 2/3 de (7)

point postérieur (10) : placé entre (7) et (8) à 1/3 de (7)

Les points (7), (8), (9), (10) sont ensuite placés dans la vue LAT grâce aux lignes épipolaires :

- *point antérieur (9)* : sur la ligne épipolaire, à l'intersection avec le contour externe antérieur du corps

- *point postérieur (10)* : sur la ligne épipolaire, à l'intersection avec le contour externe postérieur du corps

- *point médial (7)* : sur la ligne épipolaire et au milieu entre les intersections avec les contours externes (antérieur et postérieur) du corps

- *point latéral (8)* : sur la droite de (7) à (1), centre de la tête fémorale, et à l'intersection avec la ligne épipolaire

- Définition du plan du genou

Les points (11), (12), (13), (14) sont d'abord placés dans la vue AP :

Point médial (11) : au niveau du bord supérieur du plateau tibial médial

Point latéral (12) : au niveau du bord supérieur du plateau tibial latéral

Points antérieur (13) et postérieur (14) : au milieu du segment joignant les points médial et latéral.

Les points (11), (12), (13), (14) sont ensuite placés dans la vue LAT grâce aux lignes épipolaires :

Point médial (11) : sur la ligne épipolaire et légèrement plus postérieur que le milieu (à 60%).

Point latéral (12) : sur la ligne épipolaire et légèrement plus postérieur que le milieu (à 60%)

Points antérieur (13) et postérieur (14) : sur la ligne épipolaire, aux extrémités antérieure et postérieure du genou.

Contours

Les contours sont à identifier **tout le long du segment**, délimité par les points du plan hanche et du plan genou.

Face antérieure de la cuisse (33)

Face postérieure de la cuisse (34)

Face médiale de la cuisse (24)

Face latérale de la cuisse (25)

Reconstruction de la jambe

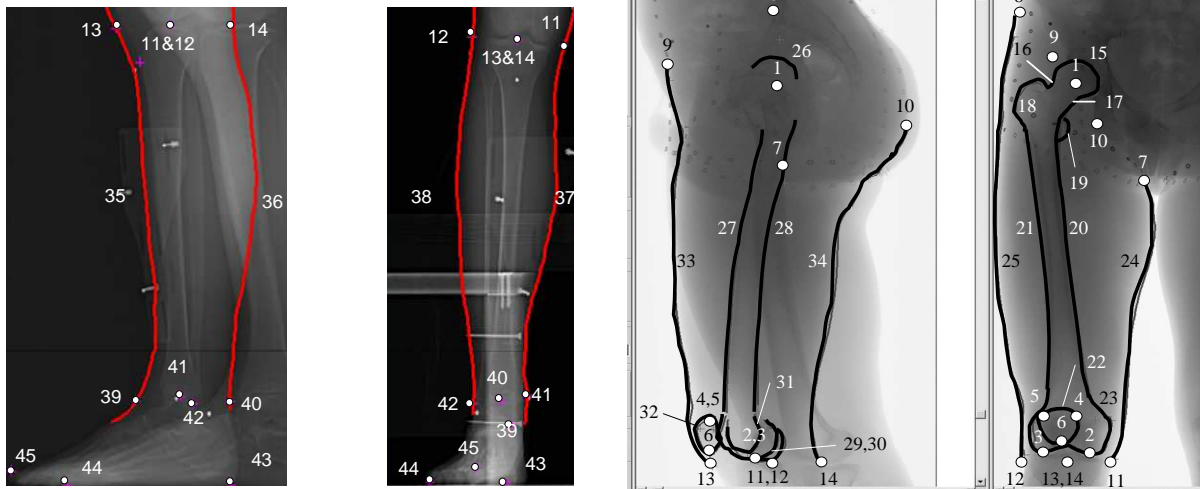


Figure 17 : Identification des points et contours de la jambe et de la cuisse

Points

- Définition du plan du genou (cf. ci-dessus)

- Définition du plan de la cheville

Sur la vue AP :

Point médial (41) : au niveau de la proéminence de la malléole interne

Point latéral (42) : au niveau de la proéminence de la malléole externe

Points antérieur (39) et postérieur (40) : au milieu du segment joignant les points médial et latéral.

Sur la vue de profil :

Point médial (41) : sur la ligne épipolaire, au milieu de la malléole médiale

Point latéral (42) : sur la ligne épipolaire, au milieu de la malléole latérale

Points antérieur (39) et postérieur (40) : sur ligne épipolaire, aux intersections avec les contours externes (antérieur et postérieur) du corps

Contours

Face antérieure de la jambe (35)

Face postérieure de la jambe (36)

Face médiale de la jambe (37)

Face latérale de la jambe (38)

Reconstruction du pied

Attention : **la jambe doit être reconstruite** au préalable (ou en même temps). En effet, cette reconstruction permet le calcul de points supplémentaires au niveau de la cheville.

Il s'agit d'une reconstruction approximative du pied : une mise à l'échelle du modèle générique est effectuée grâce aux 3 **points** suivants :

Milieu du talon (43) : en contact avec le sol

Extrémité inférieure du petit orteil (44) : au niveau du sol

Extrémité supérieure du gros orteil (45) : au niveau de l'ongle.

Références

1. Clarys, J.P. and M.J. Marfell-Jones, Anatomical segmentation in humans and the prediction of segmental masses from intra-segmental anthropometry. Hum Biol, 1986. **58**(5): p. 771-82.
2. Dumas, R., Guide d'utilisation du logiciel JAMBEX et des fonctions MATLAB pour le calcul des paramètres inertiels personnalisés du membre inférieur. 2004, Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie: Montreal. p. 9.

Annexe 6 : Recalage

Cette annexe fournit des résultats complémentaires sur les différentes études de recalage :

1. Essais LCAS
2. Mise en place du protocole amélioré
3. Évaluation du recalage avec les ancillaires
4. Validation du protocole amélioré LCAD
5. Évaluation des méthodes de détermination fonctionnelle du CTF

Essais LCAS

Cette section présente les résultats complémentaires sur la validation du protocole initial.

Méthode

Comparaison du recalage en utilisant un repère ou les moindres carrés

On souhaite évaluer si le recalage par moindres carrés fournit des résultats comparables au recalage en utilisant un repère. Pour ce faire, on définit pour chaque segment un repère à partir de trois marqueurs. Pour évaluer la précision du recalage avec ce repère, on compare les coordonnées de l'épine iliaque postéro supérieure droite recalée en utilisant le repère avec celles obtenue par recalage moindres carrés.

On procède de même pour le centre fonctionnel du genou, que l'on recalcule par moindres carrés ou par repères.

Évaluation du recalage avec les marqueurs de la cuisse

Contrairement au bassin, nous disposons seulement de 4 marqueurs. Ainsi, il n'est pas possible d'évaluer directement la précision du recalage par moindres carrés, tous les marqueurs étant nécessairement utilisés pour calculer la matrice de passage. Nous avons donc évalué le recalage en utilisant trois marqueurs (patella, condyles) pour recalculer le marqueur situé 5 cm au-dessus de la patella.

Évaluation du recalage avec les marqueurs de la jambe

La précision du recalage est évaluée en comparant les coordonnées du marqueur de la tête de la fibula obtenues soit sous IdefX soit par recalage en utilisant un repère défini avec les marqueurs de la tubérosité tibiale et des malléoles.

Pour évaluer l'impact de la prise en compte de la différence de rayon entre les billes de cuivre et les boules VICON, on calcule cet écart en prenant en compte ou non de la différence de rayon des boules VICON et des billes de cuivre.

Estimation de la position du centre fonctionnel du genou

Pour évaluer la différence entre le recalage effectué avec les marqueurs de la cuisse et de la jambe, on recalcule le centre du genou fonctionnel, connu dans les repères du harnais et de la plaque tibiale, dans le repère EOS.

Pour évaluer l'impact de la prise en compte de la différence de rayon entre les billes de cuivre et les boules VICON, on calcule l'écart entre le centre genou estimé avec et sans prise en compte des différences de rayons.

Résultats et discussion

Comparaison du recalage en utilisant un repère ou les moindres carrés

Tableau 2: Ecart entre les coordonnées obtenues par recalage moindres carrés et par recalage par repère des points suivants : (a) marqueur de la crête iliaque droite (CISD), (b) centre genou fonctionnel recalé avec les marqueurs de la jambe en tenant compte de la différence de rayon.

Sujet	Ecart (mm)	Sujet	Ecart (mm)
LCAS003	2,2	LCS001	1,5
LCAS004	1,1	LCS002	4,2
LCAS005	4,4	LCS003	2,2
LCAS006	2,4	LCS004	9,7
LCAS007	1,7	LCS005	7,6
LCAS008	0,8	LCS006	3,2
LCAS010	3,3	LCS007	4,5
moyenne	2,3	LCAS008	4,3
		LCAS009	5,5
		LCAS010	5,4
		moyenne	4,8

La distance entre la crête iliaque droite calculée par moindres carrés et par les repères est inférieure à 5mm. Pour le centre genou, le recalage par moindres carrés, effectué en prenant en compte la différence de rayons, est comparable au recalage par repères.

Évaluation du recalage avec les marqueurs de la cuisse

Tableau 3 : Ecart entre les coordonnées du marqueur situé 5 cm au-dessus de la rotule, obtenu sous IdefX et recalé en utilisant un repère

Sujets	Ecart (mm)
LCAS001	3,5
LCAS002	7,0
LCAS003	34,5
LCAS004	8,4
LCAS005	17,2
LCAS006	12,5
LCAS007	9,9
LCAS008	3,4
LCAS009	10,0
LCAS010	7,2
moyenne	11,4

La précision du recalage par repère est de 11 mm en moyenne. En revanche, pour le sujet 3, on remarque une erreur importante, qui atteint 3cm dans la direction verticale. Ceci peut s'expliquer par le fait que la position de la bille et l'estimée de la position de la boule VICON ne correspondent pas à la position réelle de la boule VICON. En particulier, pour les marqueurs situés sur les parties molles telles que le dessus de la patella et 5cm au-dessus de cet emplacement, la boule VICON a tendance à pencher vers le bas et ne reste donc pas parfaitement perpendiculaire à la peau.

Évaluation du recalage avec les marqueurs de la jambe

Tableau 4 : Ecart entre le marqueur placé sur la tête de la fibula avec le recalage par repère utilisant les 3 autres marqueurs de la jambe, en tenant compte (||Ecartboules||) ou non (||Ecartbilles||) de la différence de rayon entre les boules VICON et les billes de cuivre

Sujet	Ecartbilles (mm)	Ecartboules (mm)
LCS001	11,6	6,2
LCS002	12,4	6,7
LCS003	12,0	6,3
LCS004	14,5	13,4
LCS005	19,0	12,7
LCS006	13,5	9,1
LCS007	17,0	12,1
LCAS008	14,6	9,1
LCAS009	18,1	12,2
LCAS010	14,6	9,6
moyenne	14,7	9,7

La précision du recalage avec un repère est de l'ordre du cm. La prise en compte de la différence de rayons fournit un recalage plus précis : l'écart avec les coordonnées EOS atteint une moyenne de 10mm, contre 15 mm obtenus sans prise en compte de la différence des rayons.

Estimation de la position du centre fonctionnel du genou

On obtient les positions suivantes pour le centre du genou fonctionnel recalé dans EOS.

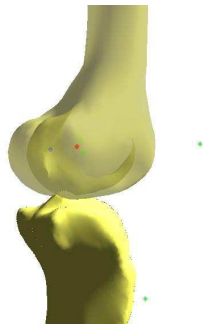


Figure 18 : Position du centre genou fonctionnel recalé dans le repère EOS en utilisant les marqueurs de la cuisse et de la jambe

Le tableau suivant présente les écarts en position entre le centre fonctionnel du genou recalé par moindres carrés avec les marqueurs de la cuisse et ceux de la jambe.

Tableau 5: Écart entre le centre genou recalé par moindres carrés (a) avec les marqueurs de la cuisse et de la jambe (b) avec les marqueurs de la jambe, en tenant compte ou non de la différence de rayon

	AP	ML	vertical	Norme
LCAS001	10,3	4,0	1,7	11,2
LCAS002	5,3	-3,3	-4,4	7,6
LCAS003	-4,4	-4,0	5,2	7,9
LCAS004	5,5	1,6	3,5	6,7
LCAS005	6,2	3,3	-3,6	7,9
LCAS006	15,2	-2,2	6,5	16,7
LCAS007	9,7	-5,5	4,8	12,1
LCAS008	5,0	1,2	4,1	6,6
LCAS009	8,2	-6,5	11,4	15,5
LCAS010	9,9	-1,6	2,4	10,3
moyenne	7,1	-1,3	3,2	10,3

	AP	ML	vertical	Norme
LCAS001	-3,5	1,5	0,3	3,8
LCAS002	-3,1	1,6	0,0	3,5
LCAS003	-1,7	2,4	1,6	3,3
LCAS004	-3,5	1,2	1,9	4,2
LCAS005	-2,7	3,1	0,8	4,2
LCAS006	-1,8	1,9	1,4	3,0
LCAS007		2,6	1,8	3,6
LCAS008	-2,2	3,1	0,6	3,8
LCAS009	-1,8	2,9	1,0	3,5
LCAS010	-2,7	2,1	1,0	3,6
moyenne	-2,6	2,2	1,0	3,6

L'écart entre la position du centre fonctionnel du genou recalé par le fémur ou la jambe est de l'ordre de **10mm**. L'écart entre le centre du genou recalé par la cuisse ou la jambe est comparable avec ou sans prise en compte de la différence de rayon entre les billes de cuivre et les boules VICON.

La différence entre les techniques de recalage utilisées pour le fémur et le recalage par moindres carrés utilisant les 4 marqueurs de la jambe, est moins marquée que celle observée entre les positions de la tête fémorale. Ceci s'explique par le fait que le recalage du fémur fournit de meilleurs résultats en distal qu'en proximal, les marqueurs étant situés en distal. La meilleure qualité du recalage de la jambe et du bassin est probablement due à l'espacement des marqueurs et à leur fixation sur des parties osseuses saillantes.

Mise en place du protocole amélioré

Méthode

Pour la cuisse, nous utilisons donc 2 points de l'ancillaire fémoral : marqueur antérieur haut (FHAD) et antérieur bas (FBAD) comme référence.

Pour la **jambe**, trois marqueurs situés sur l'ancillaire tibial (THAD, TBAD, TBPD) visibles sur toutes les radiographies, servent de référence pour le recalage avec les marqueurs. Pour le recalage avec l'ancillaire, les marqueurs TTA, TFD, MMD et MLD sont utilisés comme référence.

Étapes :

1. Identification des marqueurs (utilisés pour le recalage + marqueurs de référence) sur les essais VICON et les radiographies EOS.
2. Calcul de la matrice de passage EOS-VICON par moindres carrés (utilisation d'un repère pour le recalage effectué avec uniquement 3 billes en distal)
3. Recalage des marqueurs de référence dans le repère VICON
4. Calcul de l'écart entre les coordonnées des marqueurs de référence recalés et fournies par VICON.

Cette précision est évaluée entre l'acquisition EOS pieds décalés et les différentes acquisitions VICON dans les 3 positions (pieds alignés, décalés, fente), sans puis avec remplacement de marqueurs entre la radiographie et l'acquisition VICON.

Afin d'augmenter le nombre de marqueurs utilisés pour évaluer la précision du recalage, et de vérifier que cette précision ne dépend pas de la position du marqueur de référence choisi,

on utilise la méthode du « leave one out » : on évalue chaque configuration de marqueurs avec les marqueurs non utilisés pour calculer le recalage.

Résultats et discussion

Recalage cuisse

✧ Sans repositionnement des marqueurs

L'écart entre les coordonnées des différents marqueurs externes recalés dans les acquisitions VICON (sans remplacement des marqueurs) et leur coordonnées enregistrées pour les 3 positions (minfd = pieds alignés, poseos = pied décalés) est représenté sur les figures ci-dessous.

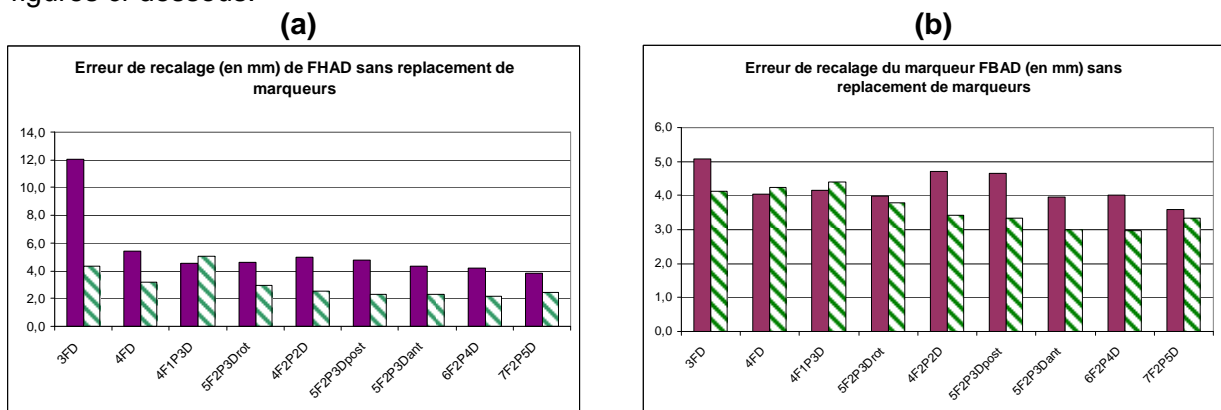
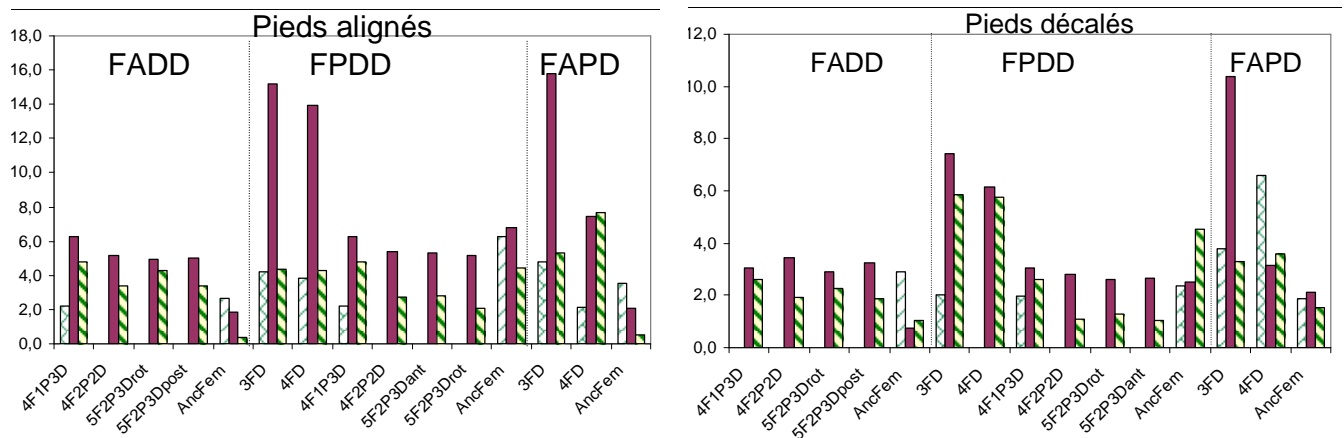


Figure 19: Erreur de recalage du marqueur FHAD (a) et FBAD sans remplacement de marqueurs. pour différentes configurations de marqueurs. 2 sujets (mauve P056, rayé P057).



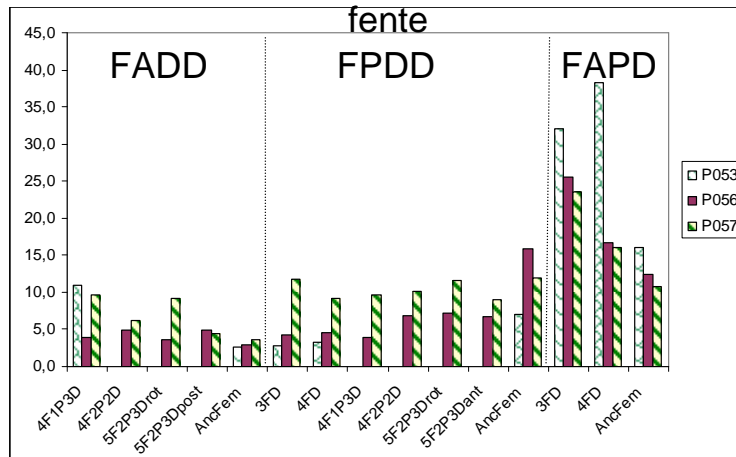


Figure 20 : Erreur de recalage (en mm) des marqueurs FADD, FPDD, FAPD pour différentes configurations, dans les trois positions, sans remplacement des marqueurs.

Sans remplacement des marqueurs, l'erreur :

- dépend de la position (Figure 20) : **la fente VICON est à éviter**
- reste **inférieure à 7mm** pour les positions **pieds alignés ou décalés**, excepté pour la configuration ne contenant que 3 ou 4 marqueurs en distal.
- est homogène sur la surface de la cuisse en utilisant les configurations contenant au moins 2 marqueurs en proximal et deux marqueurs en distal (l'erreur est comparable en distal antérieur (FADD, FBAD), postérieur (FPDD) et proximal antérieur (FAPD, FHAD)).

✧ Avec repositionnement des marqueurs

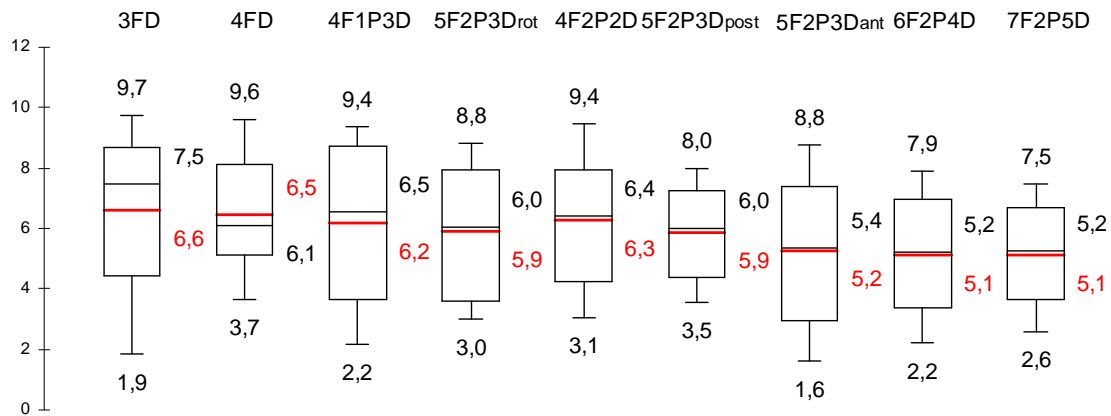


Figure 21: Erreur de recalage du marqueur FBAD avec 3 replacements de marqueurs (2 sujets).

L'erreur obtenue pour le marqueur FHAD est fourni au chapitre 4.

Avec remplacement des marqueurs, l'erreur de recalage du marqueur **FBAD** reste **inférieure au cm** pour toutes les configurations. Pour le marqueur **FHAD**, l'erreur est importante (max 16mm) lorsqu'il n'y a pas de marqueur en proximal. Avec **2 marqueurs en proximal**, l'erreur reste inférieure à **10.2mm**.

Recalage jambe

✧ Sans repositionnement de marqueurs

Sans remplacement de marqueurs, l'erreur de recalage de la jambe est inférieure à 5mm pour la plupart des sujets et **reste inférieure à 8mm pour tous** les sujets. L'erreur varie selon les individus mais ne semble pas dépendre de la position des pieds.

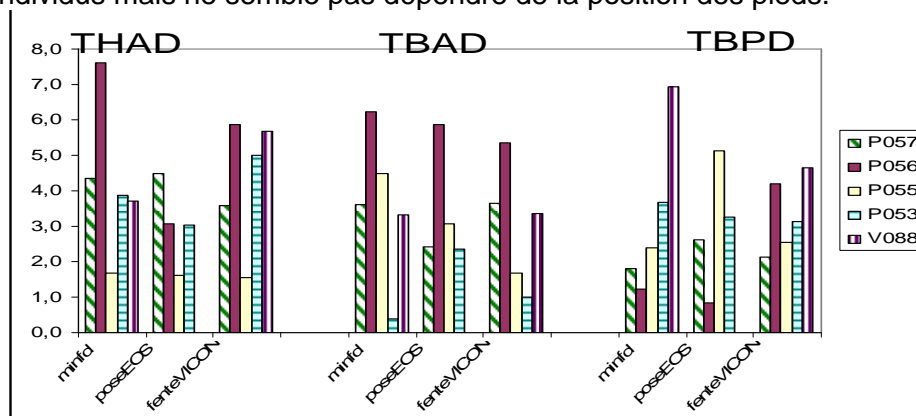


Figure 22: Erreur de recalage des marqueurs THAD, TBAD et TBPD sans remplacement de marqueurs

✧ Avec repositionnement de marqueurs

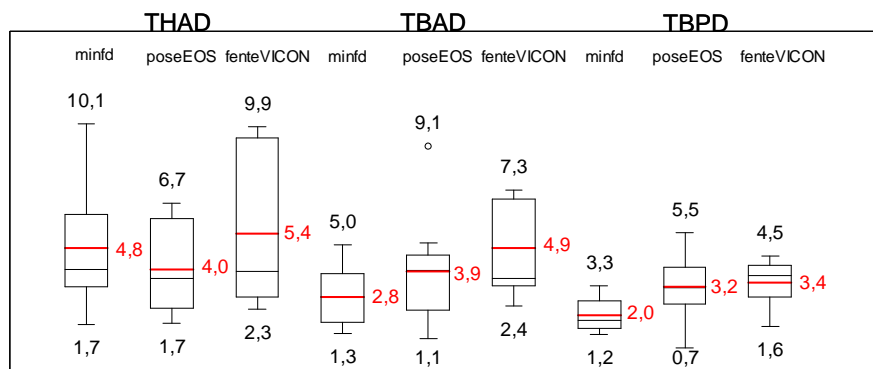


Figure 23: Erreur de recalage des marqueurs THAD, TBAD et TBPD avec 3 replacements de marqueurs (2 sujets)

Avec remplacement des marqueurs, l'erreur moyenne est d'environ **4-5mm**. L'erreur maximale est de 10.1mm.

Évaluation du recalage avec les ancillaires

Méthode

Acquisitions : Les ancillaires sont placés en début d'acquisition EOS et sont enlevés à la fin des acquisitions VICON. Pour l'un des sujets, l'ancillaire gauche est enlevé une fois entre les acquisitions VICON (avant que les marqueurs bassin n'aient été remplacés), puis remplacé.

Identification des marqueurs : La plupart des boules des ancillaires sont visibles sur l'un des clichés : les droits sur les clichés pieds décalés, plus centrés sur la droite ; les gauches sur les clichés pieds alignés. Les boules les plus éloignées du corps du sujet ne sont pas visibles sur les radiographies. On utilise donc des petites billes de cuivre placées dans la partie visible sur toutes les acquisitions. Une radiographie préalable de ces ancillaires

permet de déduire la position des boules VICON non visibles des ancillaires en fonction de la position des billes de cuivre et des boules visibles.

Evaluation du recalage : Pour évaluer le recalage avec l'ancillaire fémoral, on calcule l'écart entre le centre de la tête fémorale recalé (1) avec l'ancillaire et (2) avec les marqueurs du bassin. Pour évaluer le recalage avec l'ancillaire tibial, les marqueurs TTA, TFD, MMD et MLD sont utilisés comme référence.

Résultats et discussion

Ancillaire Fémoral

Les résultats du recalage du centre de la tête fémorale avec les ancillaires sont présentés sur la figure 47 de la section IV.3.1.8. En recalant le CTF gauche avec l'**ancillaire fémoral gauche**, on obtient, en position pieds alignés, des écarts de 12.4, 9.9 et 4.5mm avec le CTF recalé avec les marqueurs du bassin, pour 3 sujets en position pieds alignés. .

En remplaçant l'ancillaire fémoral gauche sur un sujet, on obtient un écart de **14.5 mm** avec le CTF gauche recalé avec les marqueurs du bassin (en position pieds alignés).

Le recalage avec l'ancillaire fémoral est comparable au recalage avec au moins 2 marqueurs en proximal et 2 marqueurs en distal (excepté pour le sujet P053 pieds alignés, pour lequel l'ancillaire fournit un recalage moins bon). Le remplacement de l'ancillaire fémoral engendre une erreur plus importante que le remplacement des marqueurs : pieds alignés, l'écart atteint 14.5mm, ce qui est supérieur au maximum des écarts obtenus avec la configuration contenant 2 marqueurs en proximal et 2 en distal.

Le remplacement de l'ancillaire est plus délicat que celui des marqueurs : d'une part il est difficile de serrer la bande en maintenant l'ancillaire positionné à l'endroit exact du marquage. D'autre part, la force de compression imprimée à la bande varie d'une pose de l'ancillaire à l'autre et n'est pas quantifiable (les tissus mous ne sont donc pas déformés de la même façon). En revanche, si les essais peuvent être menés sans enlever l'ancillaire, il peut être avantageux d'utiliser les ancillaires à la fois pour le recalage et pour l'analyse du mouvement : en supprimant un intermédiaire dans les calculs, on améliore la qualité du recalage.

Ancillaire Tibial

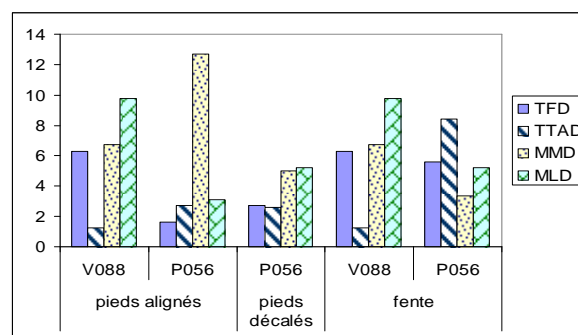


Figure 24: Erreur de recalage (en mm) des marqueurs de la jambe en utilisant l'ancillaire tibial (sujets V088 et P056)

L'erreur du recalage en utilisant l'**ancillaire tibial** (sans repositionnement) fluctue entre 1 et 13mm selon le sujet et les marqueurs recalés. La grande erreur sur la malléole interne pieds alignés peut être due à la mauvaise visibilité de ce point par le système VICON

Évaluation du recalage externe

Le recalage externe a été évalué en utilisant les coordonnées VICON des marqueurs exprimés soit dans le repère VICON (présenté au chapitre xx) et également exprimés dans le repère de la ceinture sacrale.

Méthode

Principe : recalcr CISC avec les marqueurs bassin et comparer ses coordonnées à celles enregistrées.

Étapes :

1. Créer le fichier Marqueurs_VICON_LCADx.n3 à partir des fichiers de calibrage .mp, qui contient les coordonnées des marqueurs dans le repère ceinture.
2. Identifier les marqueurs sur les radiographies (contourer les billes), exporter leur barycentre dans le fichier n3. On obtient les coordonnées des marqueurs dans REOS.
3. Calculer la matrice de passage ceinture-EOS ; recalcr CISC dans EOS et calculer la différence avec les coordonnées de CISC dans EOS.
4. Procéder de même, en remplaçant l'étape 1 par la récupération des coordonnées des marqueurs dans le repère VICON au cours de l'enregistrement statique (fichier csv).

Résultats et discussion

Tableau 6 : Ecart entre les coordonnées du marqueur CISC recalé par moindres carrés et mesuré

Ecart entre CISC recalcée avec moindres carrés et mesurée, coord dans RVICON					Norme d
LCAD003	-42,84	-5,32	-68,40	80,88	
LCAD005	-0,40	-0,34	-0,26	0,59	
LCAD008	-7,14	4,34	-12,51	15,04	
en utilisant coord dans repère ceinture					
LCAD003	-11,25	4,10	-5,10	13,01	
LCAD005	-0,39	-0,40	-0,25	0,62	
LCAD008	0,46	4,00	5,30	6,66	

Pour LCAD003, on observe une grande différence en utilisant les coordonnées VICON ou celles dans le repère ceinture. Ceci peut s'expliquer par un mouvement du sujet au cours du calibrage (les marqueurs bassin ont beaucoup plus bougé par rapport au repère VICON que par rapport au repère ceinture).

Pour les deux sujets LCAD005 et 8, la qualité du recalage est satisfaisante, avec une précision inférieure au cm en utilisant coordonnées dans le repère ceinture. Il paraît judicieux de passer par les coordonnées des marqueurs dans les repères liés aux segments, pour éviter les erreurs causées par le mouvement du sujet au cours du calibrage.

Évaluation du recalage du CTF

Méthode

Principe : Recalcr le CTF en utilisant les marqueurs de la cuisse puis ceux du bassin dans RVICON. Evaluer l'écart entre les deux.

Étapes :

1. Récupérer les coordonnées VICON des marqueurs cuisse et bassin (fichier csv).

2. Récupérer les coordonnées EOS des marqueurs cuisse et bassin.
3. Recaler le CTF de EOS vers VICON
4. Calculer l'écart entre les deux.

Résultats et discussion

Tableau 7 : Ecart entre le CTF recalé avec le marqueur bassin et les différentes configurations de marqueurs sur la cuisse

Ecart entre CTF recalée avec marqueurs bassin et différentes configurations de marqueurs cuisse (exprime dans RVICON)	ML (mm)	AP (mm)	Vert (mm)	Norme (mm)
LCAD003				
FADD;FAPD;FPDD;FPPD	28,3	-30,8	16,2	44,8
FAPD;FPPD;CLD;CMD	28,1	-31,9	15,6	45,3
FADD;FAPD;FPDD;CLD;CMD	18,3	-28,7	15,9	37,6
FADD;FAPD;FPPD;CLD;CMD	27,7	-32,1	15,9	45,3
FADD;FAPD;FPDD;FPPD;CLD;CMD	27,0	-31,4	16,2	44,5
LCAD005				
FADD;FAPD;FPDD;FPPD	5,1	-4,7	-8,6	11,1
FAPD;FPPD;CLD;CMD	4,5	-3,6	-7,3	9,3
FADD;FAPD;FPDD;CLD;CMD	4,2	-5,5	-8,7	11,1
FADD;FAPD;FPPD;CLD;CMD	4,3	-4,5	-7,6	9,8
FADD;FAPD;FPDD;FPPD;CLD;CMD	4,3	-5,4	-8,4	10,9
LCAD006				
FADD;FAPD;FPDD;FPPD	10,9	12,7	-14,5	22,1
FAPD;FPPD;CLD;CMD	3,1	4,5	-5,3	7,6
FADD;FAPD;FPDD;CLD;CMD	3,3	10,8	-11,7	16,3
FADD;FAPD;FPPD;CLD;CMD	1,2	8,5	-11,8	14,6
FADD;FAPD;FPDD;FPPD;CLD;CMD	1,6	9,4	-11,3	14,8
LCAD007				
FADD;FAPD;FPDD;CLD;CMD	-8,7	-3,1	-9,5	13,3
LCAD008				
FADD;FAPD;FPPD;CMD	8,3	1,5	1,2	8,5

On observe un écart important pour LCAD003, ce qui rejoint les mauvais résultats obtenus pour le recalage externe en utilisant les coordonnées VICON.

On obtient de bons résultats pour les autres sujets : l'écart reste inférieur à 15mm, excepté pour 2 configurations de marqueurs du fémur pour LCAD006 (l'un des marqueurs FADD ou FPDD a probablement bougé entre les essais).

Pour LCAD005 toutes les configurations sont équivalentes. Pour LCAD006, la meilleure configuration est celle utilisant les deux marqueurs en proximal et les condyles. On retiendra donc cette configuration, conformément aux résultats de l'étude de mise en place du protocole.

Comparaison CTF EOS recalée – CTF fonctionnelle

Principe : connaître l'écart entre la CTF recalée et la fonctionnelle, en recalant la CTF soit en utilisant les coordonnées des marqueurs dans le repère attaché au harnais (ce qui est fait lors des calculs de dynamique inverse) soit en utilisant les coordonnées dans le repère attaché à la ceinture.

Méthode

La comparaison s'effectue selon les étapes suivantes :

1. Récupérer coordonnées VICON des marqueurs cuisse et du CTF fonctionnel dans Rharnais (respectivement des marqueurs bassin dans Rceinture).
2. Récupérer coordonnées EOS des marqueurs et du CTF.
3. Recaler le CTF de EOS vers Rharnais (respectivement vers Rceinture).
4. Calculer l'écart entre les deux CTF

Résultats et discussion

Tableau 8 : Ecart entre le CTF recalé avec les marqueurs du bassin et de la cuisse et le CTF fonctionnel

Ecart entre CTF recalée avec marqueurs bassin et fonctionnelle (dans repere ceinture)				Norme de l
LCAD003	15,4	-18,6	7,4	25,3
LCAD005	61,4	6,6	1,9	61,8
LCAD006	53,4	-9,1	-13,1	55,7
LCAD007	53,3	-9,0	-20,0	57,6
LCAD008	77,1	-10,6	-10,7	78,6
Ecart entre CTF recalée avec marqueurs femur et fonctionnelle (dans repere harnais)				
Ecart_fonc_Femur_4M (FADD;FAPD;FPDD;FPPD)	9,8	18,5	17,7	27,4
Ecart_fonc_Femur_4MCond (FAPD;FPPD;CDYED;CDYID)	10,4	17,3	17,5	26,7
Ecart_fonc_Femur_5M1Prox4Dist (FADD;FAPD;FPDD;CDYED;CDYID)	9,5	19,9	7,5	23,3
Ecart_fonc_Femur_5M2Prox3Dist (FADD;FAPD;FPPD;CDYED;CDYID)	10,1	17,1	17,1	26,3
Ecart_fonc_Femur_6M (FADD;FAPD;FPDD;FPPD;CDYED;CDYID)	9,7	17,8	16,4	26,1
LCAD005				
Ecart_fonc_Femur_4M (FADD;FAPD;FPDD;FPPD)	-46,2	-16,6	-9,7	50,1
Ecart_fonc_Femur_4MCond (FAPD;FPPD;CDYED;CDYID)	-47,6	-15,5	-10,3	51,1
Ecart_fonc_Femur_5M1Prox4Dist (FADD;FAPD;FPDD;CDYED;CDYID)	-46,0	-17,2	-10,7	50,3
Ecart_fonc_Femur_5M2Prox3Dist (FADD;FAPD;FPPD;CDYED;CDYID)	-47,2	-16,4	-10,6	51,1
Ecart_fonc_Femur_6M (FADD;FAPD;FPDD;FPPD;CDYED;CDYID)	-46,4	-17,1	-10,6	50,6
LCAD006				
Ecart_fonc_Femur_4M (FADD;FAPD;FPDD;FPPD)	-41,1	9,4	4,5	42,4
Ecart_fonc_Femur_4MCond (FAPD;FPPD;CDYED;CDYID)	-42,4	11,1	3,2	44,0
Ecart_fonc_Femur_5M1Prox4Dist (FADD;FAPD;FPDD;CDYED;CDYID)	-42,4	11,8	1,7	44,1
Ecart_fonc_Femur_5M2Prox3Dist (FADD;FAPD;FPPD;CDYED;CDYID)	-42,5	10,8	3,0	43,9
Ecart_fonc_Femur_6M (FADD;FAPD;FPDD;FPPD;CDYED;CDYID)	-42,2	10,3	3,0	43,5
LCAD007				
Ecart_fonc_Femur_5M1Prox4Dist(FADD;FAPD;FPDD;CDYED;CDYID)	-40,8	18,0	-20,2	48,9
LCAD008				
Ecart_fonc_Femur_4M2p2d_antcond (FADD;FAPD;FPPD;CDYID)	-73,5	23,9	5,3	77,5

Excepté pour LCAD003, l'écart est plus important en utilisant la ceinture qu'en utilisant le harnais. La différence entre le harnais et la ceinture est de l'ordre de 1cm.

L'écart entre CTF recalée et fonctionnelle est de l'ordre de 4-5cm : ceci rejoint résultats obtenus au cours des essais LBM.

Excepté pour LCAD003, l'écart entre **CTF fonctionnel et CTF EOS est plus important que l'écart entre le CTF recalé avec les marqueurs du bassin ou de la cuisse** : on peut donc admettre que l'erreur de l'estimation de la tête fonctionnelle est plus grande que l'erreur de recalage.

Comparaison CTF EOS – CTF fonctionnelle

Méthode

Principe : Sans recalage, on exprime le CTF dans le repère bassin utilisant les marqueurs placés sur les épines iliaques (Leardini, 1999)

Étapes :

1. Récupérer les coordonnées VICON des marqueurs bassin et du CTF dans Rceinture.
2. Exprimer la position du CTF dans RLeardini.
3. Récupérer les coordonnées EOS des marqueurs bassin et du CTF. Exprimer la position du CTF dans RLeardini.
4. Calculer l'écart entre les deux CTF exprimés dans RLeardini.

Résultats

Tableau 9 : Ecart entre le CTF identifié sous EOS et le CTF fonctionnel

	AP	Vert	ML	Norme
LCAD003	-14,5	-15,4	-7,1	22,3
LCAD005	12,6	-60,2	5,9	61,8
LCAD006	-4,0	-54,1	13,3	55,9
LCAD007	-0,9	-53,6	21,4	57,7
LCAD008	-6,2	-79,1	8,0	79,8
moyenne	-2,6	-52,5	8,3	55,5

L'écart est surtout important suivant la direction verticale.

L'ordre de grandeur de l'écart entre CTF EOS et CTF fonctionnel est de 22 à 80 mm (pour les sujets LCAS on avait 18 à 95mm).

Évaluation des méthodes de détermination fonctionnelle du CTF

Suite au grand écart obtenu entre le CTF recalé et le CTF fonctionnel, une étude succincte a été menée avec H. Goujon pour vérifier si l'algorithme svd (Soderkvist and Wedin 1993) utilisé pour la détermination fonctionnelle du CTF est en cause.

Les essais de circumduction ont donc été traités avec l'algorithme svd

l'algorithme svd, en rigidifiant les repères liés au bassin et à la cuisse.

La position du CTF a également été évaluée selon la méthode proposée par Bell (à partir de la position des épines iliaques).

Les résultats sont consignés dans le tableau ci-dessous.

Tableau 10 : Écart entre le CTF fonctionnel évalué selon 3 méthode et le CTF identifié sous EOS.

Ecart entre centre tete femorale fonctionnelle (evaluee selon 3 méthodes) et identifiée dans EOS, exprimées dans le repere bassin (Leardini, 99) : Origine : milieu des ASIS ; X : AP vers l avant, Y : vertical vers le haut ; Z : medio-lateral vers la droite													
	Bell				sans rigidification				avec rigidification				
	X	Y	Z	Norme	X	Y	Z	Norme	X	Y	Z	Norme	
V088	-5,7	-40,9	12,5	43,2	6,7	11,9	5,8	14,8	8,6	10,5	0,2	13,6	
P053	6,3	-32,5	-6,1	33,7	-23,0	7,6	-14,7	28,3	-40,0	33,1	-27,2	58,6	
P055	3,3	-22,1	3,8	22,7	-36,0	58,8	-15,5	70,7	-38,2	57,9	-15,1	71,0	
P056	-14,8	-33,5	-4,2	36,8	-47,7	39,5	-35,0	71,1	-43,6	33,2	-30,8	62,9	
P057	15,7	2,5	-29,9	33,8	-5,3	28,8	-33,0	44,1	-3,3	26,6	-33,0	42,5	

Ces résultats ne permettent pas de conclure quant à la supériorité d'une approche, les écarts étant très variables d'un sujet à l'autre. Nous observons que nos écarts sont nettement supérieurs à ce qu'annonce Leardini (Leardini, Cappozzo et al. 1999).

Dans la littérature, la seule étude ayant validé la détermination du CTF par méthode fonctionnelle en ayant recours à la radiographie est celle de Leardini (Leardini, Cappozzo et al. 1999). Leardini évalue la méthode fonctionnelle et différentes méthodes de prédiction utilisant des équations de régression et des mesures anthropométriques. 11 hommes sains sont radiographiés simultanément sous deux incidences afin d'obtenir les coordonnées de leur CTF et des marqueurs placés sur leurs épines iliaques. L'écart entre le CTF fonctionnel et le CTF calculé est de 12 mm en moyenne (rms = 13mm).

L'effet du mouvement (flexion, abduction, circumduction), de son amplitude et du nombre d'essais a été évalué sur une rotule mécanique (Piazza, Okita et al. 2001), ou par simulation (Begon, Monnet et al. 2007). Une autre étude (Piazza, Erdemir et al. 2004) a cherché à savoir si le CTF pouvait être déterminé par différents mouvements pour des sujets ayant une mobilité réduite de la hanche (montée d'escalier etc.) ; l'inconvénient de cette étude est que la référence utilisée pour

évaluer l'erreur de localisation du CTF est le CTF déterminé sur les essais de circumduction, flexion et abduction de la hanche : ainsi, le véritable CTF n'est pas connu.

Le système EOS nous permet de localiser rapidement le CTF par et les marqueurs placés sur le bassin et nous permet ainsi d'évaluer la précision de détermination du CTF avec une référence fiable. Notre étude préliminaire fait ressortir la nécessité de valider la méthode de détermination fonctionnelle du CTF sur un plus grand nombre de sujets, et ce avec :

- différents mouvements de circumduction, flexion-abduction d'amplitude différente
- différentes configurations de marqueurs et de systèmes d'attache.

Références

- Begon, M., T. Monnet, et al. (2007). "Effects of movement for estimating the hip joint centre." Gait Posture **25**(3): 353-9.
- Leardini, A., A. Cappozzo, et al. (1999). "Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location." J Biomech **32**(1): 99-103.
- Piazza, S. J., A. Erdemir, et al. (2004). "Assessment of the functional method of hip joint center location subject to reduced range of hip motion." J Biomech **37**(3): 349-56.
- Piazza, S. J., N. Okita, et al. (2001). "Accuracy of the functional method of hip joint center location: effects of limited motion and varied implementation." J Biomech **34**(7): 967-73.
- Soderkvist, I. and P. A. Wedin (1993). "Determining the movements of the skeleton using well-configured markers." J Biomech **26**(12): 1473-7.

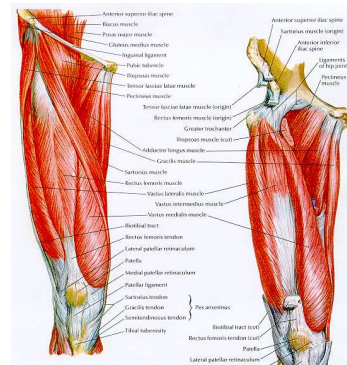
Annexe 7 : Protocole de reconstruction des muscles du membre inférieur

Définition des limites hautes (LH) et basses (LB) des muscles

Définition de LH

Se placer environ au tiers inférieur de la cuisse. Remonter les coupes pour trouver les LH dans l'ordre indiqué à titre indicatif ci-dessous. Pour chaque LH, **identifier le contour du muscle et cliquer sur Outil->définir LH.**

Biceps_femoral_Court_D_C (BFC)
Semi_Membraneux_D_C (SM)
Biceps_femoral_Long_D_C (BFL)
Gracile_D_C
Semi_Tendineux_D_C (ST)
Vaste_Med_D_C (VM)
Vaste_Lat_D_C (VL+VI)
Droit_Femoral_D_C (DF)
Sartorius_D_C (SAR)
Tenseur_Fascia_D_C (TFL)



Définition de LB

Se placer au tiers inférieur de la cuisse (à titre indicatif). Descendre les coupes pour trouver les LB dans l'ordre suivant (à titre indicatif) : DF, ST, GRA, VL+VI, BFL, VM, BFC, SM, SAR.
Pour chaque LB, tracer le contour du muscle et cliquer sur Outil->définir LB.
Se placer à LH de GRA. Descendre les coupes pour placer LB du TFL.

Définition de LB et LH pour les gastrocnémiens

Se placer au niveau du tibia proximal pour repérer les gastrocnémiens. Remonter les coupes pour définir LH. Redescendre pour définir LB (celle du gastrocnémien médial se situe en-dessous de celle du latéral).

Identification des muscles sur les coupes intermédiaires

Sauvegarder le fichier .mat contenant les limites hautes et basses. Utiliser la fonction *excel_coupes*, lui fournir le fichier .mat. Ce programme fournit un fichier xls contenant le numéro des coupes à contourner pour chaque muscle. Pour chaque muscle, contourner les coupes indiquées.

Différence des limites hautes et basses entre 2 opérateurs sur 10 sujets

La différence entre les limites hautes et basses définies par deux opérateurs sur les muscles de 10 sujets est présentée dans le tableau ci-dessous.

Tableau 11 : Différence entre LH (a) et LB (b) définies par les opérateurs 1 et 2

(a)													(b)												
LH	BFC	BFL	DF	GL	GM	GRA	SAR	SM	ST	TFL	VL	VM	LB	BFC	BFL	DF	GL	GM	GRA	SAR	SM	ST	TFL	VL	VM
S2	-1	2	-3	-2	0	0	-1	-1	0	-3	-2	-4	S2	5	2	3	2	4	5	4	2	2	1	5	4
S3	-1	-3	-1	-3	-3	-1	0	1	-1	0	1	-2	S3	5	1	0	2	5	2	5	2	2	2	3	2
S4	1	-3	0	-2	-3	0	3	0	-1	1	-3	-2	S4	5	2	1	5	3	2	-2	3	1	1	5	2
S5	2	0	1	-1	-1	0	3	1	0	-2	-1	0	S5	0	3	0	-2	2	3	1	3	2	2	4	-1
S6	4	2	-1	0	2	2	5	2	1	-1	-1	-2	S6	-3	0	0	-3	-1	1	0	-2	0	2	3	0
S7	0	-3	-1	-1	0	-2	4	-2	0	1	4	-2	S7	0	1	1	1	2	0	1	1	1	1	1	3
S8	1	2	0	-4	-6	2	3	3	1	-3	-2	1	S8	1	2	1	0	2	1	1	-1	0	0	2	2
S9	4	0	-1	-1	-3	1	2	2	1	-1	0	-3	S9	1	0	0	-1	1	1	1	1	2	-1	5	0
S10	3	-4	1	2	1	1	5	1	1	2	5	1	S10	2	-1	0	-1	2	3	-1	0	1	-1	3	1
moyenne	1	-1	-1	-1	0	3	1	0	-1	0	-1	0	moyenne	2	1	1	0	2	2	1	1	1	1	3	1
Ecart type	2	2	1	2	3	1	2	2	1	2	3	2	Ecart type	3	1	1	2	2	2	2	2	1	1	1	2

La limite haute du semi-tendineux est identifiée à 1 coupe près entre les deux opérateurs, tandis que celle du sartorius est identifiée à 5 coupes près pour deux sujets. Pour LB, on observe des résultats semblables.

Le volume des résidus, exprimé en pourcentage du volume du muscle considéré, est présenté dans le tableau ci-dessous :

Tableau 12 : Volume des résidus (en % du volume des muscles)

	BFC	BFL	DF	GL	GM	GRA	SAR	SM	ST	TFL	VL	VM
sujet 2	4,1	0,1	1,1	1,7	0,9	0,6	2,3	0,6	0,3	2,0	0,9	4,2
sujet 3	5,4	0,5	0,3	1,9	3,2	1,0	2,1	0,3	0,5	2,7	0,0	1,5
sujet 4	4,4	0,8	0,1	3,2	1,7	0,4	1,5	1,0	0,3	0,9	1,0	1,6
sujet 5	1,0	0,6	0,4	0,6	1,5	0,4	1,3	1,4	0,3	4,6	0,7	0,3
sujet 6	3,6	0,6	0,2	1,3	0,7	1,0	1,8	0,9	0,3	1,4	0,4	0,2
sujet 7	0,0	0,7	0,2	0,5	0,3	0,7	1,1	0,8	0,1	0,2	1,0	0,8
sujet 8	0,3	0,4	0,1	2,7	3,3	1,3	0,8	1,3	0,2	3,1	0,9	1,3
sujet 9	0,0	0,0	0,2	0,1	1,3	0,4	0,2	0,1	0,1	0,2	0,6	0,8
sujet 10	0,4	0,6	0,1	1,9	0,1	0,1	3,0	0,1	0,1	2,3	0,7	0,3
moyenne	2,1	0,5	0,3	1,6	1,4	0,7	1,6	0,7	0,2	1,9	0,7	1,2
ecart type	2,2	0,3	0,3	1,0	1,2	0,4	0,8	0,5	0,1	1,5	0,3	1,2

Le biceps fémoral court, les gastrocnémiens, le sartorius, et le tenseur du fascia lata ont le plus grand volume résiduel relativement à leur volume global. Ceci s'explique par la forme de ces muscles, relativement courts et épais. Le semi-tendineux, le biceps fémoral long, et le gracile étant fins à la jonction musculo-tendineuse, le volume résiduel est faible. Pour le droit fémoral, le faible volume résiduel s'explique par une faible différence de LB et LH entre les opérateurs (excepté pour le sujet 2).

Résumé

RESUME

La plupart des modèles utilisés pour calculer les efforts articulaires sont génériques et ne tiennent pas compte de la morphologie du patient, qui influence non seulement les caractéristiques inertielles mais aussi les bras de levier des forces exercées. Ce travail de thèse propose d'améliorer ces modèles, en intégrant les caractéristiques géométriques et mécaniques personnalisées du sujet. Les essais cliniques comprenant une analyse de la marche, une stéréoradiographie avec le système biplan à faible dose d'irradiation EOS[®] et un examen d'IRM sont menés sur 10 sujets sains et 5 sujets en attente d'une reconstruction du ligament croisé antérieur. La géométrie osseuse et de l'enveloppe externe est reconstruite à partir des clichés stéréo-radiographiques. Le recalage des os dans le système d'analyse du mouvement permet une localisation précise du centre de la tête fémorale (CTF). Les paramètres inertiels personnalisés (BSP) des segments sont calculés et intégrés dans le modèle. L'impact de l'utilisation du CTF recalé et des BSP n'est pas négligeable, les écarts avec les moments obtenus par les méthodes conventionnelles pouvant atteindre respectivement 2 et 0.5%BW*Ht.

Outre son intérêt clinique, la géométrie musculaire personnalisée constitue une donnée d'entrée essentielle aux modèles permettant de répartir les efforts en leurs composantes musculaires, ligamentaires et de contact. Nous présentons un protocole permettant de reconstruire les 13 principaux muscles impliqués dans le mouvement du genou à partir de 6 à 8 coupes IRM. Ces muscles sont reconstruits en une heure, avec des erreurs volumique et surfacique inférieures à 5% et 5mm (2RMS). Ce projet pose les bases pour la mise en place d'un modèle musculaire personnalisé, qui permettra de mieux comprendre l'apport de chaque structure aux efforts articulaires, fournissant ainsi un éclairage sur les pathologies et les stratégies compensatoires des patients.

Mots-clés: modélisation, personnalisation, analyse de la marche, cinétique, paramètres inertiels, recalage, géométrie osseuse, géométrie musculaire.

ABSTRACT

Most of the models used in gait analysis use generic data, and thereby don't take the patient's morphology (body segment parameters, forces' lever arms) into account. This work consists in enhancing those models, by integrating patient specific geometric and mechanical characteristics. Clinical trials, including a gait analysis, a stereo-radiography with the EOS[®] low dose biplanar X-ray system, and an MRI exam, are conducted on 10 healthy subjects and 5 patients waiting for an anterior cruciate ligament reconstruction. The bones' and the external envelope's geometry is reconstructed from the stereo-radiographies. Registering the bones into the gait analysis frame enables us to locate precisely the centre of the femoral head (CFH). The patient specific body segment parameters (BSP) are computed and integrated into the model. The impact of using the registered CFH and the BSP can not be neglected, as the difference to the moments computed with the conventional method reaches respectively 2 and 0.5%BW*Ht.

Apart from its clinical application, the patient specific muscular geometry is an important input data for muscular models, which determine the forces produced by the muscles, ligaments and the contact areas. We present an original method enabling us to reconstruct the 13 main muscles involved in the knee joint's motion using 6 to 8 MRI images. The reconstruction takes an hour and provides the muscles' volume and surface with an error of 5% and 5mm (2RMS). This project provides the baselines for a patient specific muscular model, which will inform us on the different structures' contribution to the joint forces and moments, and thereby help us to better understand the pathologies and the patients' compensatory strategies.

Key words: modeling, patient specific, gait analysis, kinetics, body segment parameters, registration, bone geometry, muscular geometry.