Contribution à la modélisation musculo-squelettique personnalisée du membre inférieur combinant stéréoradiographie et ultrason.

Guillaume Dubois

▶ **To cite this version:**

Guillaume Dubois. Contribution à la modélisation musculo-squelettique personnalisée du membre inférieur combinant stéréoradiographie et ultrason.. Biomécanique [physics.med-ph]. Ecole nationale supérieure d'arts et métiers - ENSAM, 2014. Français. NNT : 2014ENAM0060 . tel-01134211

HAL Id: tel-01134211

https://pastel.hal.science/tel-01134211

Submitted on 23 Mar 2015

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.

2014-ENAM-0060

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

Doctorat ParisTech

T H È S E

pour obtenir le grade de docteur délivré par

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité " Biomécanique"

présentée et soutenue publiquement par

Guillaume Dubois

le 1er décembre 2014

Contribution à la modélisation musculo-squelettique personnalisée du membre inférieur combinant stéréoradiographie et ultrasons

Directeurs de thèse :
Wafa SKALLI
Philippe ROUCH
Jean-Luc GENNISSON

Jury

M. Mickaël TANTER, Directeur de recherche, Institut Langevin, ESPCI, Paris	Président
M. Antoine NORDEZ, Maître de conférences, Université de Nantes, Nantes	Rapporteur
M. Dominique PIOLETTI, Professeur, Laboratoire de Biomécanique en Orthopédie, EPFL, Lausanne	Rapporteur
M. Jean-Michel GRACIÈS, Professeur, Hôpital Henri Mondor,Paris	Examinateur
M. Jérémy BERCOFF, Directeur R&D, Supersonic Imagine, Aix en Provence	Examinateur
Mme Wafa SKALLI, Professeur des universités, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris	Examinateur
M. Philippe ROUCH, Professeur des universités, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris	Examinateur
M. Jean-Luc GENNISSON, Chargé de recherche, Institut Langevin, ESPCI, Paris	Examinateur
M. Dominique BONNEAU Spécialiste MPR, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers ParisTech, Paris	Invité

T H È S E

Arts et Métiers ParisTech - Centre de Paris
Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak

À mes parents

REMERCIEMENTS

La concrétisation de ce projet de thèse est avant tout issue de la collaboration du Laboratoire de Biomécanique et de l'Institut Langevin. C'est aussi le fruit de nombreuses personnes. Elles ont contribué de près, de loin, ou indirectement à insuffler le savoir, les idées et l'énergie nécessaire à la réalisation de ce travail. C'est l'occasion pour moi de sincèrement les remercier. Cette liste ne peut malheureusement pas être exhaustive, mais je vais tâcher de n'oublier personne.

Je tiens tout d'abord à chaleureusement remercier mes directeurs de thèse pour m'avoir fait confiance dans la réalisation de ce projet et pour leur accueil dans leur laboratoire respectif :

— Pr. Wafa Skalli, pour m'avoir transmis sa passion et son expérience de la recherche. Son optimisme a également été une aide précieuse pour la conduite de ce projet.

— Pr. Philippe Rouch, pour ses idées pertinentes face aux problèmes rencontrés et pour sa bonne humeur.

— Jean-Luc Gennisson pour sa disponibilité et ses réponses à mes nombreuses questions sur les ultrasons.

J'adresse mes sincères remerciement aux membres du jury qui ont accepté d'évaluer cette thèse. Merci à MM. Antoine Nordez et Dominique Pioletti d'avoir rapporté ce travail, Pr. Jean-Michel Gracies et MM. Mickaël Tanter et Jérémy Bercoff de l'avoir examiné et au Dr. Dominique Bonneau d'être membre du jury.

Mes remerciements vont aux financeurs du programme de chaires ParisTech BiomecAM en modélisation biomécanique personnalisée, porté par la Fondation ParisTech : la Société Générale, le Groupe COVEA, la Société PROTEOR et la Fondation Yves Cotrel pour la recherche en pathologie rachidienne, pour leur contribution à l'environnement scientifique qui m'a permis de conduire ces travaux dans les meilleures conditions.

Je remercie vivement les personnes qui ont contribué activement à la réalisation et à l'avancement de ce travail :

— Dominique pour le temps passé, sa transmission des connaissances et sa chaleur humaine. Ce fût un réel plaisir de partager ces trois années.

— Claudio pour son appui, son optimisme et sa sympathie. Merci pour ton aide dans la réalisation des manipulations.

— les volontaires qui ont acceptés de participer aux différentes études.

— Sonia, Maria pour leur disponibilité et leur aide précieuse lors des mesures.

Tout ceci n'aurait pas été réalisable sans les personnes qui m'ont apporté le support nécessaire au quotidien. Je vous adresse mes remerciements :

— Marine pour sa réactivé et sa capacité à résoudre les problèmes avant qu'ils n'arrivent.
— Mohammed pour sa disponibilité et sa grande gentillesse. Merci, d'avoir retrouvé les articles les plus mystérieux.
— Thomas pour avoir partagé ses nombreuses connaissances en informatique et en électronique.

Je remercie également les étudiants que j'ai eu la chance d'encadrer : Ninon Roux, Emeric Veron-Tocquet, Pierre-Etienne Benko, Cheng Zhang, Walid Keyradin, Pauline Lallemant. Cela a été un vrai plaisir de partager, transmettre et acquérir des connaissances autour de vos projets.

La recherche et les bonnes idées démarrent souvent autour d'un café. Je remercie donc tous les personnes du laboratoire avec qui j'ai eu l'occasion de partager de façon informelle durant ces trois années, plus particulièrement :

— Sébastien pour sa disponibilité et les réponses qu'il a pu apporter à toutes mes interrogations,
— Sylvain et Aurélien pour leurs grandes connaissances et leurs compétences, notamment le *MEF*,
— Jennyfer pour ses connaissances en physiologie et sa bonne humeur,
— Hélène, Christophe, Coralie et Joseph pour leur disponibilité face aux questions d'analyse du mouvement ,
— les *pauseurs* post-déjeunés
— Julie pour m'avoir motivé à Boston,
— Erwan et Xavier, mes mentors !

Le plaisir de venir travailler tous les jours ne serait rien sans la bonne ambiance qui a régné au sien du laboratoire. Tout naturellement, je remercie Coralie, Hussam, Joseph, Samy et Célia pour le climat chaleureux que vous avez su apporter dans le bureau. Je remercie également les membres des équipes de choc pour leur motivation : *team Belette*, la *team Course* et une mention spécial à la *team Marathon de la Biomécanique*. Je remercie également tous les doctorants pour leur bonne humeur, les bons gâteaux et les pauses qui les ont accompagnés : Bertrand, Marianne, Mary, Marion, Rivka, Léo, Lucas, Anthony, Célia et Agathe.

Merci à tous mes amis, particulièrement *aux gros*, pour votre soutien et les moments de joie et de détente que vous m'avez apportés durant ces trois ans (classé par ordre de préférence !) : Antho, Chaton, Damoun, Doudou, Fel, Glanglan, Jess, Mamat, Nico, Seby, Steph. Merci aux anciens du MASTER, plus particulièrement Emine pour ses relectures, Sophie et Bilal et à mes amis B3.

Je remercie tendrement ma famille, qui m'a toujours épaulée dans la réalisation de mes projets. Merci pour votre présence, votre soutien et vos encouragements.

Enfin, Sandrine, qui m'a supporté pendant ses trois ans, surtout pendant la rédaction ! Sans ton soutien, tes encouragements et ta joie de vivre au quotidien, ce travail n'aurait pas été le même. Je te remercie aussi pour tes nombreuses relectures qui rendent ce manuscrit tel qu'il est aujourd'hui.

TABLE DES MATIÈRES

Introduction **1**

I Rappel anatomique et moyen d'imagerie **5**

1 Anatomie des membres inférieurs 5

1.1 Définitions des repères anatomiques 5

1.2 Ostéologie 6

1.3 Physiologie du muscle squelettique 6

1.3.1 Constitution 7

1.3.2 Force musculaire 7

1.3.3 Anatomie 9

2 L'imagerie par rayons-X 14

2.1 La stéréoradiographie ou radiographie biplane 14

2.1.1 Principe de fonctionnement 14

2.1.2 Le système de radiographie biplane basse dose EOS® 15

2.2 Le CT-Scan 15

3 La résonance magnétique 16

3.1 L'imagerie par résonance magnétique 16

3.2 L'élastographie par résonance magnétique 17

4 La mesure par ultrasons 19

4.1 L'échographie 19

4.1.1 Principe de fonctionnement 19

4.1.2 En pratique 19

4.2 L'élastographie ultrasonore 20

4.2.1 L'élastographie ultrasonore quasi-statique 20

4.3 L'élastographie ultrasonore dynamique 21

4.3.1 Théorie sur la mesure des ondes de cisaillement 21

5 Conclusion intermédiaire sur les techniques d'imagerie 24

II Revue de littérature **29**

1 Modélisation musclo-squelettique personnalisée 29

1.1 Méthodes de modélisation couramment utilisées 29

1.2 Importance de la modélisation personnalisée . . . 30
1.3 Modèle musculo-squelettique personnalisé en position debout . . . 30
2 Modélisation personnalisée 3D à partir de radiographies EOS . . . 31
3 Modélisation personnalisée des muscles à partir d'imagerie IRM ou CT-Scan . 32
4 Modélisation personnalisée des muscles à partir de l'échographie . . . 35
4.1 Évaluation des muscles en 2D . . . 35
4.2 Les modèles 3D . . . 35
4.2.1 Calibration de la sonde échographique . . . 37
4.2.2 Méthodes de reconstruction 3D . . . 38
5 Mesure des propriétés mécaniques du muscle à partir d'élastographie shearwave 39
5.1 Mesures par élastographie shear wave . . . 39
6 Conclusion . . . 44

III Construction du modèle générique **47**
1 Définition de repère osseux sur images obtenues par IRM . . . 47
1.1 Définition d'un repère fémur . . . 47
1.1.1 Introduction . . . 48
1.1.2 Materials and Methods . . . 48
1.1.3 Results . . . 52
1.1.4 Discussion . . . 54
1.2 Définition d'un repère tibia . . . 55
1.2.1 Introduction . . . 55
1.2.2 Matériels et méthodes . . . 56
1.2.3 Résultats . . . 58
1.2.4 Discussion . . . 58
1.3 Définition d'un repère bassin . . . 59
1.3.1 Introduction . . . 59
1.3.2 Matériels et méthodes . . . 60
1.3.3 Résultats . . . 61
1.3.4 Discussion . . . 61
1.4 Projection des os EOS sur l'IRM . . . 63
2 Modèle générique en position debout . . . 64
3 Conclusion . . . 65

IV Construction d'un modèle pré-personnalisé **67**
1 Introduction . . . 67
2 Material and Methods . . . 68
2.1 Reference model in standing position . . . 68
2.2 Estimation of the MS in standing position . . . 68
2.2.1 X-Ray subject-specific model . . . 68
2.2.2 Generic model deformation . . . 68
2.3 Method evaluation . . . 69
2.4 Best generic-model subject . . . 71

3 Results . . . 71
3.1 Evaluation of the method . . . 71
3.2 Best generic-model subject . . . 71
4 Discussion . . . 74
5 Conclusion . . . 75

V Construction d'un modèle personnalisé **77**
1 Mise en place du protocole . . . 77
1.1 Matériel utilisé . . . 77
1.1.1 Système d'échographie . . . 77
1.1.2 Système de positionnement 3D . . . 77
1.1.3 Synchronisation temporelle . . . 78
1.1.4 Ancillaire et calibration . . . 79
2 Première approche de construction du modèle personnalisé . . . 83
2.1 Introduction . . . 83
2.2 Matériels et méthodes . . . 83
2.2.1 Modèle pré-personnalisé . . . 83
2.2.2 Personnalisation de la géométrie des muscles du fémur . . . 84
2.3 Résultats . . . 86
2.3.1 Résultats qualitatifs . . . 86
2.3.2 Résultats quantitatifs . . . 86
2.4 Discussion . . . 88
3 Conclusion . . . 89

VI Protocole de mesure des propriétés mécaniques musculaires *in vivo* **93**
1 Introduction . . . 94
2 Materials and Methods . . . 95
2.1 Subjects . . . 95
2.2 Shear Wave Elastography Measurement . . . 95
2.3 Protocols . . . 96
2.3.1 Positions . . . 96
2.3.2 Measurements Location . . . 96
2.3.3 Complete Protocol . . . 96
2.3.4 Reduced Protocol . . . 97
2.4 Statistical Analysis . . . 97
3 Results . . . 98
4 Discussion . . . 101
5 Conclusion . . . 102

A Calcul des repères segments osseux **129**

INTRODUCTION GÉNÉRALE

L'analyse du comportement du système musculo-squelettique est indispensable pour la compréhension des mécanismes de développement d'une pathologie, ou de l'effet d'un geste orthopédique ou chirurgical, ou encore l'influence d'un geste sportif sur la performance et sur le risque lésionnel. Les modèles généraux, représentants un sujet moyen, permettent l'identification de tendances et de paramètres influents sur le système musculo-squelettique. Cependant, leurs résultats sont limités aux seuls sujets que le modèle représente. En effet, chaque individu est différent. Les deux exemples suivant illustrent l'utilisation de la modélisation musculo-squelettique :

1. La modélisation en éléments finis, permet de simuler le comportement d'une structure soumise à des sollicitations mécaniques. Ainsi, elle peut être utilisée en sécurité routière afin de simuler le comportement du corps humain lors de crash automobile. Il est alors important de rigoureusement définir les paramètres d'entrée au plus proche de la réalité : personnaliser le modèle, afin d'améliorer la qualité des réponses aux simulations. En effet, une personne âgée aura une réponse différente d'un jeune adulte lors d'un choc.
2. Il est difficile de mesurer de manière non-invasive les forces musculaires et les efforts articulaires lors du mouvement. Les méthodes d'analyse du mouvement couplées à un modèle musculo-squelettique évaluent numériquement la contribution de chacun des muscles et son influence sur le mouvement. Ces méthodes permettent alors de mieux comprendre certaines pathologies, comme l'infirmité motrice cérébrale qui touche 4/1000 nouveaux-nés par an. Cette pathologie est un trouble moteur caractérisé par une raideur musculaire et une résistance involontaire à un mouvement imposé. Les capacités motrices peuvent être améliorées par l'injection de toxine botulique ou en déplaçant l'insertion d'un seul ou d'un groupe de muscles par chirurgie. La modélisation devient alors un outil pour simuler l'impact du traitement. La personnalisation est donc un enjeu capital pour la prédiction au plus juste des effets mais également pour l'amélioration des thérapies.

Dans ces deux contextes, la personnalisation possède une dimension importante. Chaque personne est différente et cette différence s'accentue avec la pathologie. Il est donc nécessaire d'adapter la géométrie et les propriétés physiologiques pour que la simulation donne les résultats les plus réalistes possibles.

L'imagerie par résonnance magnétique (IRM) et la tomodensitométrie (*computed tomography* : CT-Scan) sont les moyens d'imagerie les plus employés pour visionner les tissus humains. Cependant, le coût de l'IRM et les temps d'acquisition sont élevés. Quant au CT-Scan, il est irradiant et ne permet pas d'évaluer la rigidité des tissus. Pour construire un modèle tridimensionnel, les contours des tissus sont segmentés sur les images, puis assemblés. Les techniques de segmentation sont généralement longues et fastidieuses, ce qui est une gêne pour l'utilisation en routine clinique. Enfin, les modèles reconstruits sont en position allongée, ce qui n'offre pas une représentation fidèle du chargement mécanique normal du corps humain. Autant de contraintes qui limitent l'utilisation de ces moyens pour la personnalisation.

Récemment, de nouvelles techniques d'imagerie ont fait leur apparition. Le système EOS® prend simultanément deux radiographies perpendiculaires en 30 secondes de la tête au pied. Ce système est 7 fois moins irradiant qu'un système de radiographie conventionnelle. De plus, il réalise des radiographies en position érigée, donc en charge. Il a été développé dans le cadre d'une collaboration entre le Laboratoire de Biomécanique (LBM, Paris, France), l'hôpital Saint-Vincent de Paul (Paris, France), le Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO, ÉTS-CRCHUM, Montréal, Canada) et la société EOS Imaging. À partir des radiographies biplanes, des méthodes rapides de reconstructions tridimensionnelles des os ont été mises en place, afin de calculer des paramètres cliniques au niveau du rachis, du bassin, du fémur et du tibia.

Par ailleurs, les travaux de l'*Insitut Langevin* ont permis de développer un système d'élastographie ultrasonore qui évalue la raideur des tissus mous. Cet outil réalise une mesure rapide, non-invasive et quantitative. Il se présente sous la forme d'un échographe permettant également l'imagerie classique par échographie des tissus mous en 2D. Ce système présente l'avantage d'être peu onéreux, facile à mettre en place et transportable.

Ces deux techniques innovantes sont actuellement en implantation pour des utilisations cliniques. Le système EOS® offre une réelle alternative à l'IRM et au CT-Scan pour la personnalisation de modèles osseux tridimensionnels. L'échographie peut être une alternative pour la construction des géométries musculaires et l'élastographie permet une personnalisation des propriétés mécaniques.

Le but de cette thèse est de combiner les atouts de ces deux systèmes pour développer une méthode originale de construction d'un modèle musculo-squelettique personnalisé. Cette méthode sera développée sur le membre inférieur en position érigée.

Ce manuscrit débutera par des rappels anatomiques afin de présenter les structures osseuses et musculaires étudiées, ainsi que les moyens d'imagerie disponibles pour leur évaluation. Ce premier chapitre conduira à une revue de littérature des méthodes de personnalisation de modèles tridimensionnels. Dans ces deux premiers chapitres, les limites et les avantages des outils actuels seront définis et permettront d'affiner l'objectif global.

Ensuite, le travail personnel sera présenté dans 4 chapitres indépendants. Chacun présentera une étape clef conduisant à la construction d'un modèle musculo-squelettique personnalisé du membre inférieur. Le chapitre 3 présentera la construction d'un modèle musculo-squelettique générique en position debout par combinaison de la stéréoradiographie et de l'IRM. Dans le chapitre 4, la construction d'un modèle musculo-squelettique pré-personnalisé sera abordée. Ce modèle personnalise la géométrie des os et constitue un premier estimé de la forme des muscles du sujet. Le chapitre 5 présentera la construction d'un modèle musculo-squelettique personnalisé en position debout. Le modèle pré-personnalisé sera déformé à partir de l'information échographique. Le chapitre 6, présentera l'évaluation d'un protocole de mesures pour la personnalisation des propriétés mécaniques du muscle par élastographie. Enfin, la conclusion et les perspectives clôtureront le travail présenté.

CHAPITRE

RAPPEL ANATOMIQUE ET MOYEN D'IMAGERIE

Dans le cadre de cette thèse, nous nous intéresserons aux modèles musculo-squelettiques personnalisés du membre inférieur. Afin de pouvoir aborder la suite du document, il est nécessaire de porter attention sur l'anatomie du membre inférieur et de définir les termes qui seront utilisés.

Pour construire des modèles personnalisés, les outils cliniques d'imagerie sont employés, dans le but de choisir le moyen le plus adapté au développement de la méthode présentée dans cette thèse, il est important de comprendre leur moyen de fonctionnement et d'analyser leur atout et leur limite.

1 Anatomie des membres inférieurs

Dans le cadre de cette thèse, nous nous focaliserons sur les membres inférieurs. Ils sont responsables de la locomotion et du maintien en position debout de la personne. Dans cette partie, nous définirons les termes relatifs à l'anatomie utilisés pour la suite du document.

1.1 Définitions des repères anatomiques

Pour définir les plans anatomiques de référence, nous emploierons les notations habituellement en usage et présentées sur la figure IV.1 :

- **le plan sagittal** $(\vec{X},\vec{Z})$ est défini comme le plan médian réalisant une symétrie gauche/droite entre les membres.
- **le plan transversal** $(\vec{X},\vec{Y})$ est orthogonal au plan sagittal et sépare le corps en une partie craniale (vers la tête) et une partie caudale (vers la queue).
- **le plan frontal** $(\vec{Y},\vec{Z})$ est perpendiculaire au plan sagittal et au plan transverse et sépare le corps en une partie antérieure ou ventrale et une partie postérieure ou dorsale.

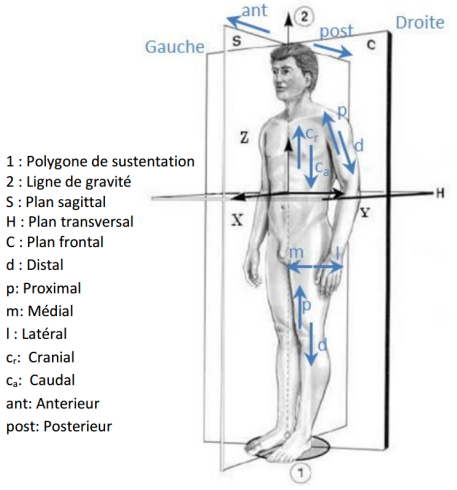


FIGURE I.1. Plans anatomiques de référence (Dubousset, 1994)

On définit également les directions suivantes :

- **proximale** opposée à **distale** : le point le plus proche du tronc opposé au point le plus éloigné.
- **médiale** opposée à **latérale** : le point le plus proche du plan médian opposé au point le plus éloigné.

1.2 Ostéologie

La synthèse qui suit a été adapté de l'ouvrage d'anatomie de Kamina.

On peut distinguer cinq structures osseuses principales pour le membre inférieur (figure I.2) :

— **le bassin** aussi appelé ceinture pelvienne, réalise la jonction entre la colonne vertébrale et les membres inférieurs. Il est composé du sacrum, des deux os coxaux et du coccyx. Ils sont reliés entre eux par les articulations sacro-iliaques et la symphyse pubienne. Ces liaisons assurent une certaine élasticité à l'ensemble.

— **le fémur** est l'os de la cuisse. Il est en liaison proximale avec le bassin sur l'os coxal pour former l'articulation de la hanche.

— **le tibia** avec la fibula sont les os de la jambe. Seul le tibia est en liaison proximale avec le fémur pour former l'articulation du genou.

— **le pied** assure la liaison avec le sol. Il est constitué de multiples petits os, il possède ainsi une grande capacité à épouser la forme des objets sur lesquels il repose, ce qui nous assure une stabilité. Il est en liaison proximale avec le tibia et la fibula pour former l'articulation de la cheville.

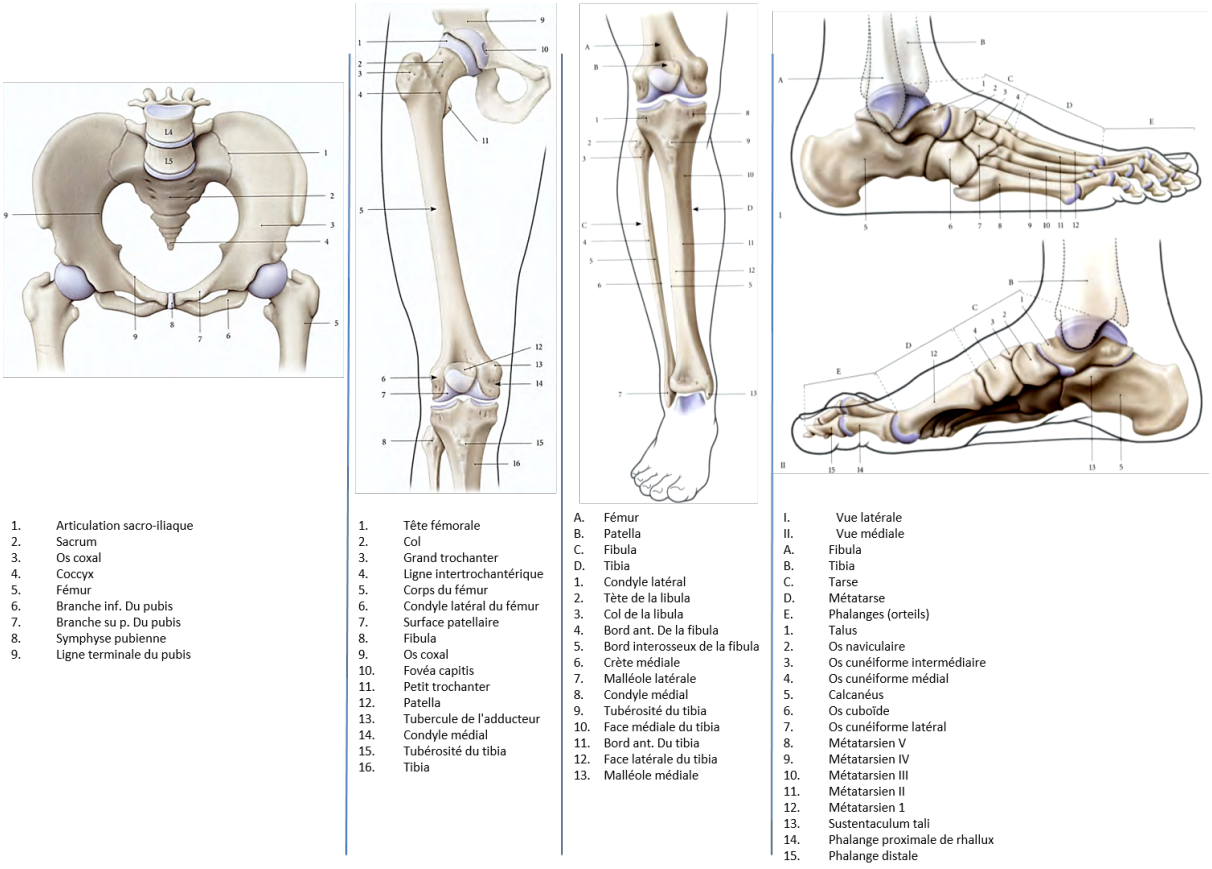


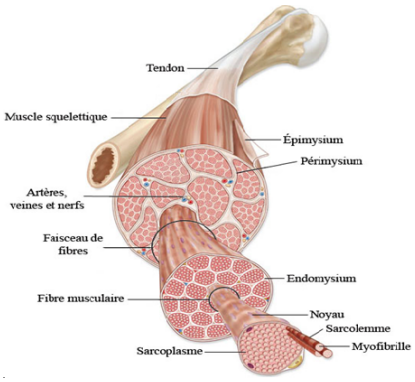
FIGURE I.2. Principales structures osseuses du membre inférieur. [Extrait de KAMINA]

1.3 Physiologie du muscle squelettique

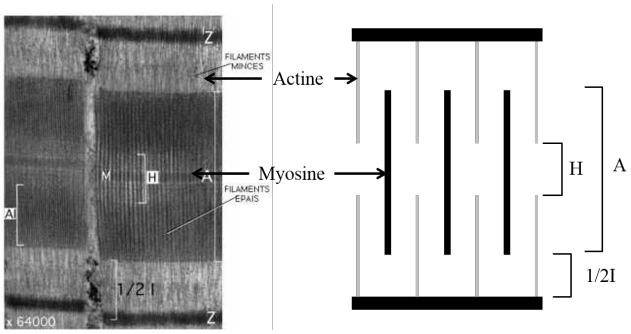
Les muscles squelettiques sont les effecteurs des mouvements du corps humain, ils ont notamment pour fonction d'assurer la motricité du corps (déplacement du squelette) grâce à leur contraction.

1.3.1 Constitution

Le muscle squelettique est composé d'un ou plusieurs chefs et de tendons assurant les attaches sur les os (figure I.3(a)). Le corps du muscle est enveloppé dans l'épimisium. Il est constitué d'un ensemble de faisceaux entourés par un tissu conjonctif, appelé perimysium. Chaque faisceau est constitué de fibres musculaires enveloppées dans un tissu conjonctif, l'endomysium. Chaque fibre possède un diamètre de 10 à 100 microns et une longueur variable. Les myofibrilles, qui forment la fibre, sont composées de sarcomères, l'unité contractile du



(a) Composition du muscle.



(b) Composition du sarcomère : coupe microscopique et schéma explicatif. La bande I, décomposée en deux demi-bandes, est constituée de filaments d'actine, la bande H de filaments de myosine et la bande A des deux.

FIGURE I.3. Physiologie du muscle squelettique Source

muscle. Il est constitué d'une alternance de bandes claires et foncées correspondant à l'agencement de filaments fins d'actine et de filaments épais de myosine (figure I.3(b)). Lors de la contraction, la longueur du sarcomère diminue de 20 à 50 % par un glissement des filaments fin sur les filaments épais.

1.3.2 Force musculaire

La capacité de production de force d'un muscle est dépendante de quatre grands facteurs (Goubel, 2003) :

— le nombre de fibres,

— l'architecture,

— le bras de levier,

— la typologie.

Le nombre de fibres :

Plus il y a un nombre important de fibres musculaires en parallèle, plus la force musculaire, que sera capable de développer un muscle, sera importante. Cette force est donc naturellement corrélée à la section transversale et au volume du muscles (Fukunaga *et al.*, 2001).

L'architecture musculaire :

On peut distinguer deux grandes architectures distinctes de muscles :

— les muscles fusiformes dont les fibres sont parallèles à l'axe principal du muscle formé par ses deux insertions,

— les muscles pennés dont les fibres forment un angle variable avec l'axe principal du muscle (angle de pennation α sur la figure I.4)

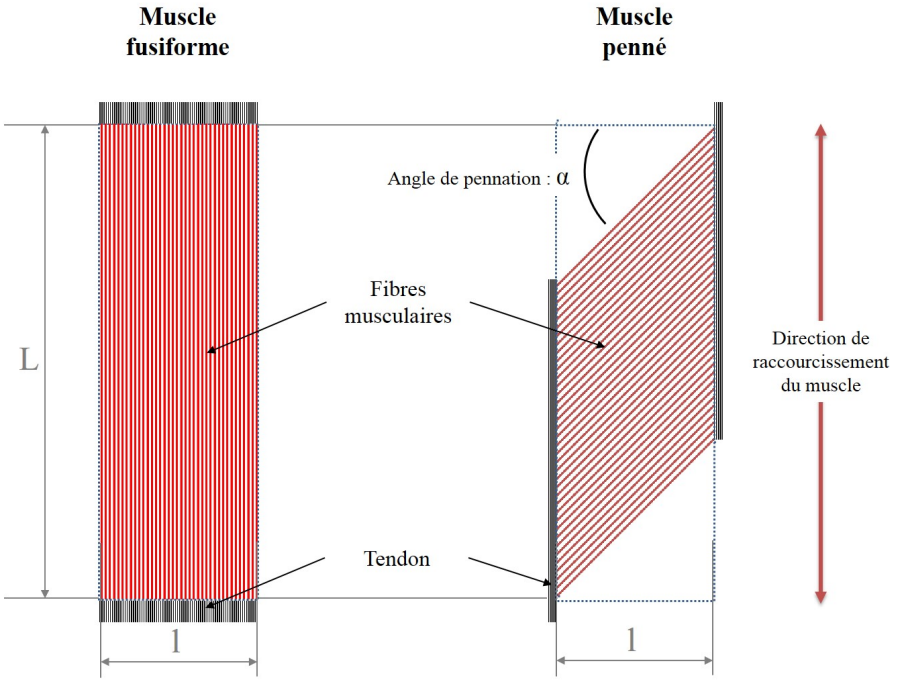


FIGURE I.4. Architectures musculaires : muscles fusiforme et penné d'angle α.

Pour deux muscles de volume identique mais d'architectures différentes : un fusiforme et un pénné d'angle de pennation α = 30° (figure I.4), l'effort généré par chacun d'eux peut être calculé. Les hypothèses suivantes sont considérées :

— toutes les fibres sont identiques,

— chaque fibre se rétracte de 30 % de sa longueur,

— la force f_f produite par une fibre est constante,

— il y a n_f fibres par unité de longueur.

TABLE I.1. Efforts et déplacements générés par des muscles fusiforme et pénnés

Muscle	Fusiforme	Penné	Ratio : $\frac{Fusiforme}{Penné}$
Force	$f_f \cdot n_f \cdot l$	$\left(f_f \cdot n_f \cdot \left(L - \frac{l}{tan\alpha}\right)\right) sin\alpha$	0,24
Raccourcissement	$0,3 \cdot L$	$0,3 \cdot l tan\alpha$	16,67

On peut constater que le muscle penné développe une force nettement plus importante qu'un muscle fusiforme mais n'octroie pas de grand raccourcissement.

Le bras de levier :

Le bras de levier est défini comme la distance entre le centre de l'articulation sur laquelle le muscle agit et la droite d'application de la force au point d'insertion. Ainsi, la position de l'insertion du muscle sur l'os a une grande influence sur les couples transmissibles et les déplacements articulaires.

La typologie :

Les muscles sont constitués de deux principaux types de fibres : les fibres lentes et les fibres rapides. Ces fibres sont physiologiquement et morphologiquement différentes, ce qui confère des propriétés mécaniques différentes aux muscles suivant la proportion de chacune d'elles. De plus, cette répartition est susceptible d'évoluer sous l'influence de l'entraînement, de l'inactivité ou de pathologies.

La force musculaire est donc influencée par de nombreux paramètres. Il est nécessaire de dimensionner aux mieux chacun d'eux afin de construire des modèles musculo-squelettiques représentatifs des capacités musculaires de chaque individu.

1.3.3 Anatomie

De manière synthétique, nous nous focaliserons sur les muscles des articulations de la hanche, du genou et les extenseurs de la cheville. La synthèse qui suit est extraite de Kamina. Nous pouvons distinguer six grandes régions musculaires :

— La loge postérieure du bassin est composée des fessiers et du tenseur du fascia lata (tableau I.2) :

- Le **grand glutéal** est le muscle le plus volumineux et le plus puissant du corps. Il nous permet de maintenir une position érigée. C'est un muscle mono-articulaire assurant l'extension et la rotation latérale de la cuisse.
- Le **moyen glutéal** donne le contour rond de la hanche. Ce muscle mono-articulaire est actif dans l'abduction et la rotation médiale de la cuisse.
- Le **petit glutéal** joue un rôle similaire au moyen fessier.
- Le **tenseur du fascia lata** est un muscle bi-articulaire, fin et peu puissant. Il joue principalement un rôle de stabilisateur : en tendant une aponévrose recouvrant la partie latérale de la cuisse, appelée tractus ilio-tibial, il assure un maintient du fémur.

— La loge antérieure du bassin : l'**iliaque** est un des chefs de l'ilio-psoas. Il participe à la flexion et à la rotation latérale de la hanche (tableau I.2).

— La loge des adducteurs de la cuisse est composée de quatre muscles (tableau I.3) :

- Le **grand adducteur** est un muscle mono-articulaire composé de trois faisceaux. C'est le plus puissant des adducteurs, il joue un rôle complexe dans l'adduction, la rotation médiale, l'extension et dans une moindre mesure la flexion de la cuisse du fait de ses insertions ischio-pubienne et fémoral.
- Le **court adducteur** est un muscle mono-articulaire, il est adducteur et rotateur latéral de la cuisse.
- Le **long adducteur** est un muscle mono-articulaire jouant un rôle très similaire au petit adducteur.
- Le **gracile** est un muscle bi-articulaire, c'est un adducteur et un rotateur médial de la hanche, il intervient également dans la flexion et la rotation médiale du genou.

— La loge postérieure de la cuisse est composée de trois muscles appelés ischio-jambiers, ils constituent les antagonistes aux muscles quadriceps (tableau I.3) :

- Le **biceps fémoral chef long**
  - Le **biceps fémoral chef long** est un muscle bi-articulaire. Il intervient dans l'extension de la hanche lorsque le genou est verrouillé, la flexion et la rotation latérale du genou.
  - Le **biceps fémoral chef court** est un muscle mono-articulaire. Il intervient dans la flexion et la rotation latérale du genou.
- Le **semi-membraneux** est un muscle bi-articulaire, qui participe à la flexion du genou et l'extension de la cuisse.
- Le **semi-tendineux** est un muscle bi-articulaire, jouant un rôle similaire au semi-membraneux mais permet également une rotation médiale du genou.

— La loge antérieure de la cuisse est composée des quadriceps et du sartorius. Ils jouent principalement un rôle dans la flexion du genou (tableaux I.2 et I.3) :

- Le **droit fémoral** est un muscle bi-articulaire qui compose la partie la plus haute. Il participe à la flexion de la hanche.

- Le **vaste latéral** est un muscle mono-articulaire qui compose la partie latérale.
- Le **vaste médial** est un muscle mono-articulaire qui compose la partie médiale.
- Le **vaste intermédiaire** est un muscle mono-articulaire qui compose la partie profonde du quadriceps.
- Le **sartorius** est un muscle bi-articulaire, superficiel à la loge antérieure de la cuisse. C'est un fléchisseur de la hanche et du genou.

— La loge postérieure de la jambe est composée du triceps sural (tableau I.4) :

- Le **gastrocnémien médial** est un muscle bi-articulaire qui compose la partie médiale. Il participe à la flexion du genou et à la flexion plantaire.
- Le **gastronémien latéral** est un muscle bi-articulaire qui compose la partie latérale. Il participe à la flexion du genou et à la flexion plantaire.
- Le **soléaire** est un muscle mono-articulaire qui compose la partie la plus profonde. Il participe à la flexion plantaire.

Dans cette partie, le système musculo-squelettique du membre inférieur a été présenté. Il est constitué de structure aux géométries complexes qui permettent à l'homme de se mouvoir. Nous verrons dans le chapitre suivant quelles sont les techniques d'imagerie qui permettent la mesure de leur géométrie.

TABLE I.2. Insertions et fonctions des principaux muscles du bassin et de la loge antérieure de la cuisse. [Extrait de ZYGOTE BODY]

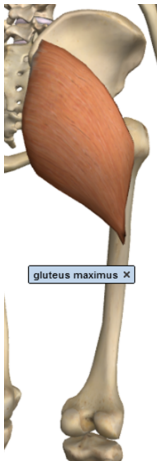
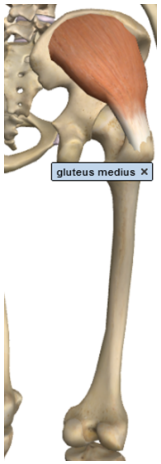
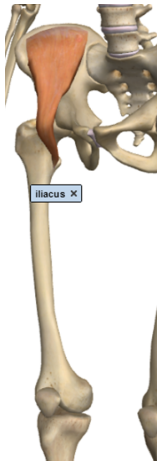
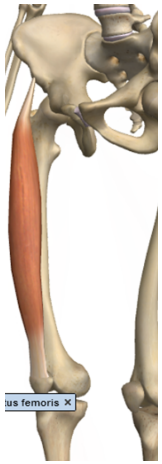
Nom	 Grand glutéal	 Moyen gluteal	Petit gluteal	Tenseur du fascia lata	 Iliaque	 Droit du fémur	Vaste latéral	Vaste médial	Vaste intermédiaire
Origine	Crête iliaque			Crête iliaque	Partie interne de l'os coxal	Epine iliaque antéro-inférieure	Ligne âpre du fémur		3/4 supérieur des faces latérales et antérieures du fémur
	Sacrum	Fosse iliaque			Fosse iliaque		Grand trochanter		
	Coccyx								
Terminaison	Ligne âpre du fémur	Grand trochanter		Tubercule infra-condylienne	Petit trochanter	Les 4 chefs donnent un tendon important, appelé tendon quadricipital, qui s'insére au bord supérieur de la patella.			
Fonction	Extenseur de la hanche	Abducteur de la hanche		Abducteur de la hanche	Fléchisseur de la hanche	Extenseur du genou			
	Rotateur latéral de la hanche			Rotateur médial de la hanche	Rotateur latéral de la hanche				

TABLE I.3. Insertions et fonctions des ichios-jambier des adducteurs de la hanche. [Extrait de ZYGOTE BODY]

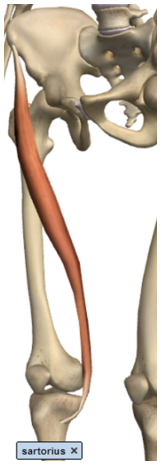
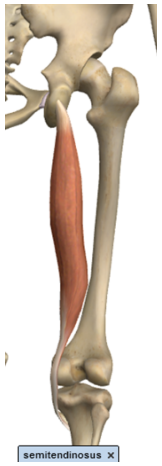
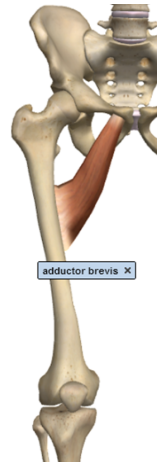
Nom	 Sartorius	Gracile	 Semi-tendineux	Semi-membraneux	Biceps fémoral chef long	Biceps fémoral chef court	 Court adducteur	Grand adducteur	Long adducteur
Origine	Epine iliaque antéro-supérieure	Tubérosité ischiatique				Ligne âpre du fémur	Corps du pubis	Branche ischio pubienne	Corps du pubis
								Tubérosité ischiatique	
Terminaison	La patte d'oie : 1/3 supérieur de la face médiale du tibia			Partie proximale de la face médiale du corps du tibia	Tête du péroné et condyle latéral du tibia		Ligne âpre du fémur		
Fonction	Fléchisseur du genou		Extenseur de la hanche		Fléchisseur du genou		Adducteur		
	Fléchisseur du genou		Fléchisseur genou		Rotateur interne du genou		Rotateur latéral de la hanche	Rotation médiale de la hanche	Rotateur médial de la hanche
	Rotateur externe de la hanche	Rotateur interne de la hanche	Fléchisseur de la hanche		Rotateur médial du genou		Extenseur de la hanche avec genou verrouillé		Fléchisseur de la hanche

TABLE I.4. Insertions et fonctions des muscles du mollet. [Extrait de ZYGOTE BODY]

Nom	Gastrocnemien médial	Gastrocnemien latéral	Soléaire
Origine	Face postérieure des condyles fémoraux		Face postérieure du tibia Tête de la fibula
Terminaison	Tendon d'Achille se fixant sur la calcaneum		
Fonction	Extenseur du pied Fléchisseur du genou		

2 L'imagerie par rayons-X

En routine clinique conventionnelle, la radiographie par rayons-X est très utilisée pour le diagnostique. Cette technique rapide permet d'obtenir une image en contraste de noir et blanc des tissus. Pour ce faire, une source ponctuelle émet un faisceau de rayons-X qui traverse le corps humains et un détecteur plan mesure l'exposition. Plus les tissus parcourus sont absorbants et épais, plus ils apparaissent en blanc sur l'image (l'os par exemple).

La taille de l'objet radiographié dépendant de sa distance par rapport à la source (figure I.5), il est donc difficile de faire des mesures précises sur radiographie bidimensionnelle. La stéréographie a été donc été envisagée afin de connaitre la position des objets radiographiés dans l'espace.

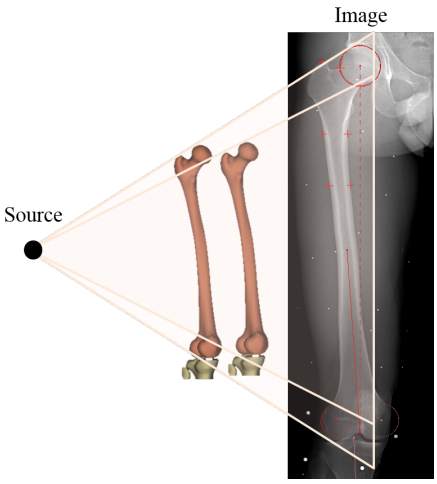


FIGURE I.5. Principe de fonctionnement de la radiographie par rayons-X.

2.1 La stéréoradiographie ou radiographie biplane

2.1.1 Principe de fonctionnement

L'idée principale de la stéréoradiographie est de fournir un outil de reconstruction 3D à partir de deux radiographies prises dans des plans différents (figure I.6). Classiquement, les radiographies biplanes peuvent être acquises en utilisant un seul et unique ensemble source/détecteur. De ce fait, entre deux clichés, il faut soit tourner l'ensemble source/détecteur, soit tourner le patient. Il existe aussi des systèmes qui réalisent simultanément la prise de deux radiographies. Afin de connaitre la position 3D des points radiographiques 2D, il faut calibrer

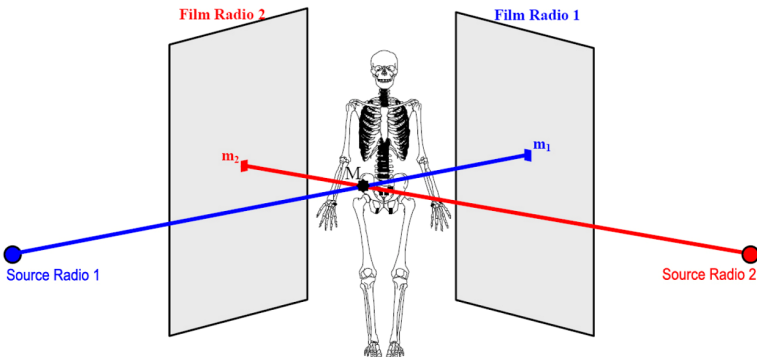


FIGURE I.6. Schéma de principe de la stéréoradiographie. [Source].

le système, c'est-à-dire calculer la transformation géométrique permettant le passage des coordonnées 2D des radiographies au repère global 3D du système. Pour cela, un objet calibré,

dont les dimensions sont parfaitement connues, est radiographié avec le patient.

On peut aussi envisager deux couples source/détecteur ayant des positions fixes connues prenant simultanément les radiographies. C'est ce que le système EOS® propose (figure I.7(a)).

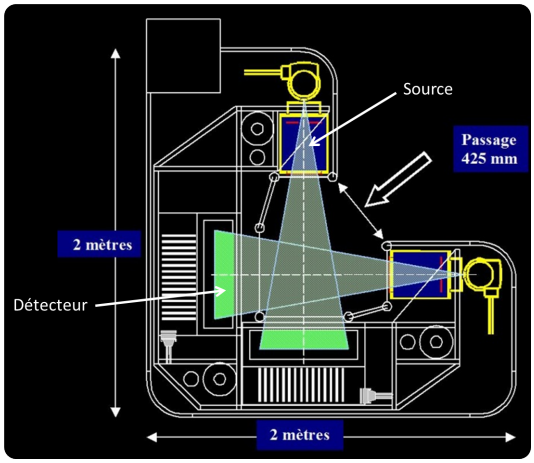
2.1.2 Le système de radiographie biplane basse dose EOS®

Le système EOS® est le fruit d'une collaboration entre Laboratoire de Biomécanique (LBM, Paris, France), l'hôpital Saint-Vincent de Paul (Paris, France), le Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO, ÉTS-CRCHUM, Montréal, Canada) et la société EOS Imaging (Dubousset *et al.*, 2005). Il combine deux innovations :

— la possibilité de générer des radiographies numériques à basse dose d'irradiation, jusqu'à sept fois moins irradiantes qu'une radiographie conventionnelle (Kalifa *et al.*, 1998; Deschênes *et al.*, 2010). Cela a été rendu possible par les travaux du Professeur Georges Charpak sur les chambres à fils et la société EOS Imaging.

— la possibilité de reconstruire les structures osseuses en 3D à partir de radiographies biplanes, développé par le LBM et le LIO.

Deux ensembles sources/détecteurs perpendiculaires réalisent un balayage simultané en position debout de la tête au pieds par un rayon-X plan (figure I.7(a)). Cela élimine les problèmes de mouvements de patient entre deux clichés mais impose une fixité du sujet pendant le balayage d'environ 30 secondes. De plus, les deux ensembles sources/détecteurs étant fixes l'un par rapport à l'autre et dans un environnement contrôlé (température, hygrométrie...), le système ne nécessite que des calibrages ponctuels.



(a) Schéma de principe du système EOS®. `http://www.radioscannes.com/eos/`

(b) Radiographies EOS.

FIGURE I.7. Le système de radiographie EOS®

Les radiographies sont affichées en contraste de noir et blanc (figure I.7(b)), comme une radiographie conventionnelle. Le blanc correspondant à une forte absorption du faisceau comme sur l'os cortical et le noir correspond à un faible absorption comme les poumons. Il est difficile de faire la différence parmi les différents tissus mous, en raison de leur taux d'absorption relativement similaire.

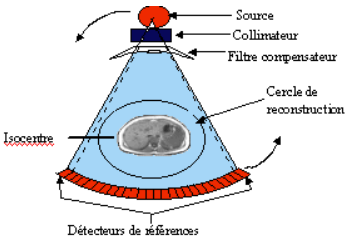
Le système EOS® constitue le premier moyen d'imagerie central de cette thèse. Il servira pour l'acquisition la géométrie osseuse et l'enveloppe externe du sujet en position debout de la tête au pied.

2.2 Le CT-Scan

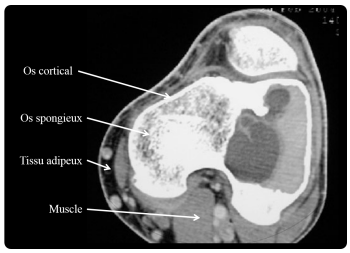
Le CT-Scan (Computed Tomography Scanner) génére des images 2D orientées dans l'espace 3D à partir d'une série d'images prises autour d'un seul axe de rotation. Il existe plu-

sieurs générations de scanners dont les principes de fonctionnement sont similaires, à titre d'exemple un scanner de troisième génération est ici présenté. Le sujet est allongé sur la table (figure I.8(a)). La source de rayon-X et les détecteurs (figure I.8(b)) sont placés en opposition et décrivent un mouvement hélicoïdal autour de l'axe du sujet pour une acquisition. Les détecteurs reçoivent à chaque instant une dose de rayons-X dépendant du niveau d'absorption des tissus qu'ils ont traversé, comme pour une radiographie. Des coupes 2D équidistantes sont ensuite reconstruites numériquement (figure I.8(c)).

(a) CT-Scan `http://mens-en-gezondheid.infonu.nl/`



(b) Principe de fonctionnement du CT-Scan. `http://runphym.free.fr/NewFiles/scan.html`



(c) Coupe CT-Scan de l'articulation du genou.

Le CT-Scan, constitue un moyen d'imagerie de référence pour les différents tissus. Étant donné le taux élevé d'irradiation qu'il impose lors de l'acquisition, il ne peut être utilisé *in vivo* sur des sujets sains. Il ne sera donc pas utilisé dans le cadre de cette thèse.

3 La résonance magnétique

3.1 L'imagerie par résonance magnétique

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est très utilisée dans le domaine médical pour l'imagerie des tissus mous. Elle présente l'avantage d'offrir un grand contraste entre les tissus, d'être non invasive et sans effets secondaires connus.

L'IRM utilise le principe de la résonance magnétique nucléaire appliqué aux atomes d'hydrogène. En effet, ce dernier est présent dans l'eau qui constitue environ 70 % du volume total du corps humain, de plus il est très absorbant aux rayonnements magnétiques.

Le spin du proton représente le vecteur de rotation du proton, il est orienté selon la micro aimantation induite par cette rotation. La partie du corps à étudier est soumise à un champ magnétique puissant H_0 (de l'ordre de 1,5 à 7 Tesla), les spins vont alors s'orienter. Ils décrivent autour de la direction de H_0 un mouvement de rotation "en forme de cône" appelé précession (figure I.8). Sur 2 millions et 3 protons, alignés dans un champ magnétique de 0,3 Teslas, il y aura 1 million et 3 protons dans le sens du champ magnétique, et 1 million dans le sens antiparallèle. Lorsque l'on augmente la puissance du champ, on augmente cette différence d'orientation.

Ensuite, les noyaux sont transférés de leur état fondamental à l'état excité en leur fournissant de l'énergie via des radio-fréquences H_1 (figure I.8). La fréquence d'excitation correspond à la vitesse de précession de ces protons. Deux phénomènes vont alors apparaitre :

— une diminution de la résultante de l'aimantation longitudinale (direction de H_0) due à un angle de précession augmenté et une inversion de certains spins

— une apparition d'une aimantation transversale (direction perpendiculaire à H_0) car tous les protons précessionnent en phase.

Lorsque le signal de radiofréquence H_1 est coupé, les noyaux se relaxent et reviennent à leur état initial en émettant, à leur tour, un signal sous forme de radio-fréquence qui est mesuré par une antenne. On distingue deux temps de relaxation :

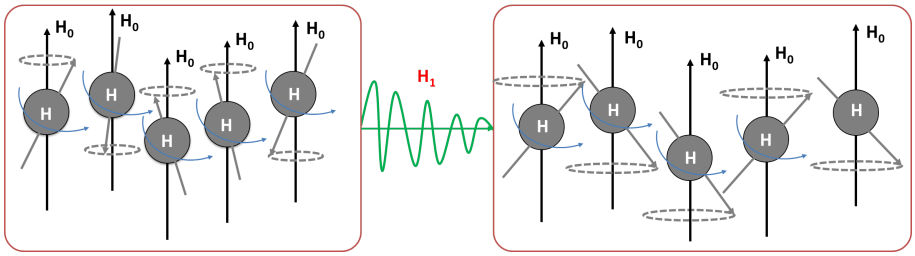


FIGURE I.8. Sous l'influence d'un champ H_0 les spins des atomes d'hydrogène précessionnent selon un cône. Sous l'influence de H_1, l'angle de précession est augmenté, certains spins sont inversés et les atomes d'hydrogène précessionnent en phase.

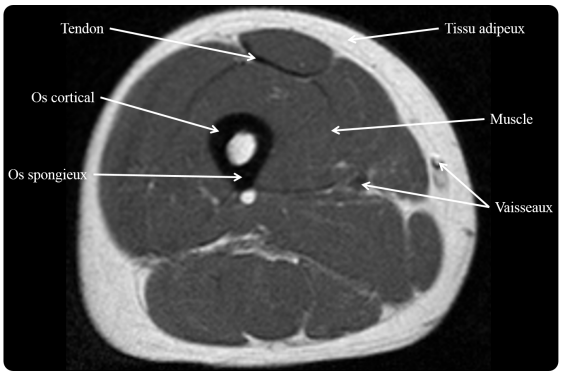


FIGURE I.9. Tissus caractéristiques de la coupe de la cuisse par imagerie IRM.

— le temps de relaxation longitudinale T1, qui correspond au retour à 63 % de l'équilibre magnétique longitudinale. Ce temps est caractéristique de l'environnement, plus les atomes sont liés à deux grosses molécules plus le temps est court.

— le temps de relaxation transversale T2, qui correspond au retour à 63 % des phases des spins, soit à l'annulation de l'aimantation transverse.

T1 est toujours supérieur à T2 (généralement 10 fois), le contraste dépend de la différence de ces deux temps. Dans le tableau I.5 sont donnés des temps caractéristiques. En procédant à un réglage judicieux des paramètres, il est ainsi possible de différencier facilement des structures liquides, solides, la graisse, ainsi que les tissus tumoraux ou inflammatoires. Par contre les éléments contenant du calcium (l'os et les calcifications), étant dépourvus d'eau et donc de proton, n'émettent pas de signal et restent noirs (figure I.9), ce qui explique la difficulté voire l'impossibilité de détecter des petites structures calcifiées en IRM.

TABLE I.5. Exemple de temps de relaxation pour les tissus mous.

Tissu	Eau	Substance grise	Substance blanche	Foie	Graisse	Muscle
T1 (ms)	3000	810	680	420	240	1400
T2 (ms)	3000	100	90	45	85	40

L'IRM constitue un moyen d'imagerie de référence pour l'évaluation de la géométrie des tissus mous. Il sera donc utilisé pour construire des modèles de référence en position allongée des muscles du membre inférieur, ainsi que de l'enveloppe de la peau.

3.2 L'élastographie par résonance magnétique

L'élastographie par résonance magnétique (MRE) permet l'identification des propriétés viscoélastiques en utilisant l'équation de propagation des ondes élastiques appliquées aux tissus humains. Pour ce faire, des ondes sont générées par un système externe et doivent respecter les conditions suivantes : la longueur d'onde doit être suffisamment grande pour que

plusieurs ondes soient observées, l'amplitude doit être suffisante et la période d'excitation ne doit pas être trop longue devant les temps de relaxation des tissus imagés.

On peut distinguer deux types d'onde : les ondes de compression dont la déformation est dans la direction de propagation et les ondes de cisaillement dont la déformation est perpendiculaire à la direction de propagation (figure I.10). Pour des excitations de l'ordre de

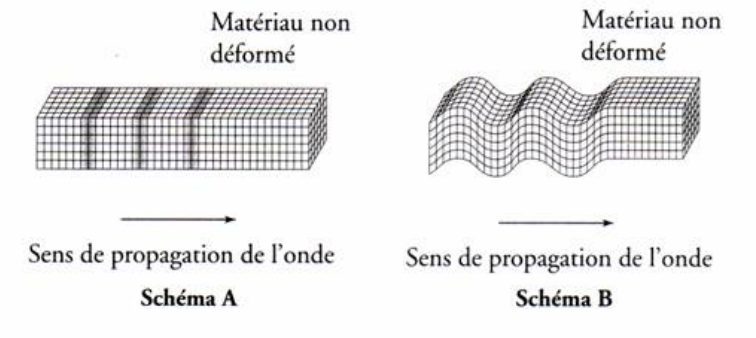


FIGURE I.10. Onde de compression (schéma A) et onde de cisaillement (schéma B). `www.wikipedia.com`

la centaine de Hertz dans les tissus mous humains, les longueurs d'onde de compression sont métriques alors que les longueurs d'ondes de cisaillement sont millimétriques. Par ailleurs, les longueusr d'ondes de cisaillement λ sont liées à la fréquence d'excitation f, le module de cisaillement μ et la masse volumique ρ par la formule I.1 :

$$\lambda = \frac{1}{f} \cdot \sqrt{\frac{\mu}{\rho}} \tag{I.1}$$

L'élastographie par résonance magnétique s'appuie donc uniquement sur la mesure de déplacements induits par des ondes de cisaillement en régime stationnaire. Pour pouvoir identifier les propriétés viscoélastiques des tissus avec une haute résolution, il est nécessaire d'utiliser des hautes fréquences. Cependant, les ondes de cisaillement sont sujettes à de fortes atténuations, il faut donc trouver un compromis entre atténuation et résolution, donc un compromis sur la fréquence. Par ailleurs, le phénomène d'atténuation rend difficile la génération des ondes de cisaillement en profondeur avec un vibrateur externe. Cependant, grâce au phénomène de conversion de mode, il est possible de créer des ondes de cisaillement dans le tissu à partir d'onde de compression : des sources ponctuelles d'ondes de cisaillement sont créées aux interfaces et aux surfaces des milieux traversés. L'excitation est donc réalisée par des ondes de compression. Leur longueur d'onde étant métrique et leur célérité très grande, elles ne perturberont que peu la mesure des ondes de cisaillement induites.

L'IRM est utilisée pour évaluer les déplacements des tissus dans chacune des directions de l'espace. Les différentes acquisitions sont synchronisées sur la fréquence du vibreur externe afin de toujours imager les tissus au même instant du cycle d'excitation mécanique. Les paramètres viscoélastiques sont calculés par résolution de l'équation de propagation des ondes. Cependant, les phénomènes de conversion de mode entrainent la création d'ondes parasites qui peuvent s'accumuler avec l'augmentation du temps de vibration. Pour palier à cela, des filtres fréquentiels sont appliqués, mais la résolution de l'équation de propagation d'ondes peut alors devenir complexe. Néanmoins, cette méthode présente l'avantage d'un important volume de mesure, en 3D, avec une résolution qui peut varier de 50 μm à 10 mm. De plus, elle offre une caractérisation complète du comportement viscoélastique des tissus mous.

L'élastographie par IRM est une technique relativement difficile à mettre en place pour la mesure des propriétés mécaniques des tissus mous. Elle nécessite l'utilisation de l'IRM et des outils complexes de traitement, basés sur la physique des ondes. Elle ne sera donc pas utilisée dans le cadre de cette thèse mais les travaux réalisés avec cette technique constituent une base de données de référence.

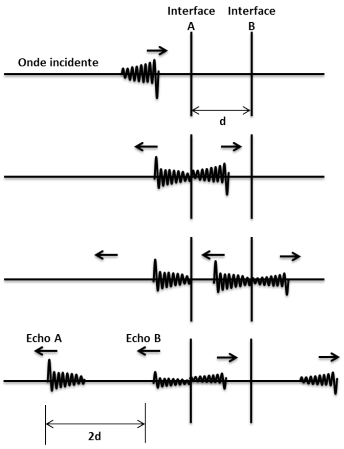
4 La mesure par ultrasons

4.1 L'échographie

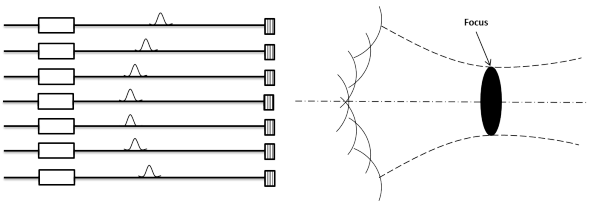
L'échographie constitue le second moyen d'imagerie qui sera utilisé dans cette thèse pour la construction d'un modèle musculo-squelettique personnalisé.

4.1.1 Principe de fonctionnement

L'échographie est basée sur le principe d'émission et de réception d'ondes acoustiques par une même sonde. La sonde est positionnée à même la peau, en appliquant un gel qui assure la transmission de l'onde ultrasonore aux tissus humains. Elle émet un train de signaux radio-fréquences (RF). Lorsque celui-ci arrive à une interface, une partie de l'onde est réfléchie et l'autre traverse le milieu suivant (figure I.11(a)). Connaissant la vitesse de propagation de l'onde, on en déduit la distance de la sonde à l'interface en mesurant le temps qui sépare la réception des différents trains d'ondes (par exemple : temps de réponse entre Echo A et Echo B, figure I.11(a)). Plus le milieu est réfléchissant, plus l'énergie du signal RF est grand, plus l'interface sera blanche sur l'image. Typiquement, l'os réfléchit la quasi totalité du signal.



(a) Émission et réception d'un train d'ondes, à l'interface entre deux milieux une partie de l'onde traverse et l'autre est réfléchie.



(b) Focalisation du front d'ondes.

FIGURE I.11. Principe de fonctionnement de l'échographie

Les ondes sont créées par des systèmes piézo-électriques juxtaposés linéairement. Lorsqu'ils sont soumis à une tension polarisée dans un sens, les éléments se rétractent et dans le sens contraire ils s'étendent. On peut ainsi les faire vibrer et donc créer des ondes de compression. On peut activer simultanément ou introduire un retard entre les éléments afin de créer une focalisation sur une zone donnée en quelques microsecondes (cf figure I.11(b)). Un balayage contrôlé est ainsi réalisé par électronique dans des temps très courts, pour visualiser l'ensemble de la zone à étudier.

4.1.2 En pratique

Pour calculer des distances en échographie, une hypothèse est faite sur la vitesse de propagation des ondes de compression dans le milieu. Dans les tissus mous humains, la vitesse est de l'ordre de 1540 $m \cdot s^{-1}$ (tableau I.6), si ce réglage est sélectionné, une erreur de l'ordre de 1 % sera alors commise sur l'évaluation des distances dans les tissus musculaires et de 6 % dans les tissus adipeux (tableau I.6). De plus, la température a aussi une influence, entre -10 °C et 100 °C, la vitesse des ondes dans l'air varie de 325 $m \cdot s^{-1}$ à 386 $m \cdot s^{-1}$, ce qui représente

une variation de 2 %. Le corps possédant une température quasi constante, on peut négliger cet effet. Enfin, la contraction musculaire introduit également une variation dans la vitesse de propagation des ondes, soit une erreur sur l'estimation des distances.

TABLE I.6. Vitesse de propagation des ondes de compression.

Milieu	Air	Sang	Eau	Eau salée	Sang	Muscle	Graisse	Acier
Vitesse $m \cdot s^{-1}$	330	1180	1480	1510	1566	1550	1450	5980

En pratique, on peut donc s'attendre à des erreurs de l'ordre du millimètre pour l'évaluation de la géométrie des muscles du membre inférieur.

4.2 L'élastographie ultrasonore

Dans cette partie, nous présenterons brièvement les différentes méthodes d'évaluation de la raideur des tissus mous par élastographie. Ces techniques visent à quantifier l'élasticité des tissus mous, évaluée cliniquement par la palpation. Cette présentation chronologique débute avec la mesure qualitative pour aboutir à une mesure rapide et quantitative, utilisable en routine clinique et que nous utiliserons. Chaque technique présentée tire parti de la précédente afin de proposer une mesure toujours plus rapide, précise et performante.

En effet, en pratique médicale courante, la palpation est très utilisée pour mesurer quantitativement l'élasticité d'un tissu. Les variations dus aux pathologies sont généralement corrélées avec une variation de l'élasticité, par exemple les tumeurs cancéreuses du sein sont beaucoup plus raides que les nodules bénins (Krouskop *et al.*, 1998). Mais la profondeur ou la taille de la tumeur peuvent limiter sa détection manuelle. Par conséquent, des moyens d'imagerie non invasifs doivent alors être envisagés.

Ces techniques peuvent être étendues à la quantification de la raideur des muscles du membre inférieur, pour aboutir à la personnalisation de modèle.

4.2.1 L'élastographie ultrasonore quasi-statique

L'élastographie quasi-statique ou *Strain Elastography* est une des premières méthodes à avoir évaluée de manière qualitative *in vivo* la déformation. Elle a été introduite par Ophir *et al.* (1991) et est basée sur la compression externe des tissus avec une visualisation de la déformation par échographie. Le profil de déformation est calculé par corrélation 2D sur les images échographiques. Ce mode d'imagerie est très développé sur les échographes commerciaux, en raison de sa facilité de mise en œuvre.

Cela impose de considérer les tissus comme incompressibles, linéaires et isotropes. Les déplacements appliqués sont faibles, ainsi le comportement non-linéaire du tissu peut-être négligé, à savoir : la raideur du tissu augmente lorsque le déplacement. Les effets de la viscosité sont négligés.

En pratique, l'opérateur effectue plusieurs cycles de compression avec la sonde échographique, les déplacements sont enregistrés et le meilleur cycle est considéré. Les déplacements sont ensuite convertis en pourcentage de déformation sur l'ensemble de l'image échographique. Généralement, le tissu adipeux, le plus mou, est considéré comme une référence. Les tissus sont ainsi classés de mou à dur sur une échelle de couleurs, non quantitative, appelée élastogramme (figure I.12).

Cette technique possède un certain nombre de limites. La taille du compresseur sur laquelle est fixée la sonde va avoir un impact sur la pénétration et l'homogénéité des déplacements Doyley *et al.* (2001). Les structures en dehors du plan de mesure ont une influence sur les valeurs des déplacements, typiquement les veines et les artères relaxent les contraintes de déformation. Plus le tissu à mesurer est dans un environnement homogène, plus fiables seront les résultats (Bamber *et al.*, 2013). Enfin, la force appliquée est extrêmement dépendante de

l'opérateur.

Dès ses débuts, cette technique a été utilisée pour le diagnostic du cancer du sein et elle l'est encore actuellement (Céspedes *et al.*, 1993; Umemoto *et al.*, 2014). Elle a également été utilisée pour comparer les propriétés mécaniques du muscle chez des enfants sains et des enfants infirmes moteurs cérébraux (Park and Kwon, 2012; Kwon *et al.*, 2012).

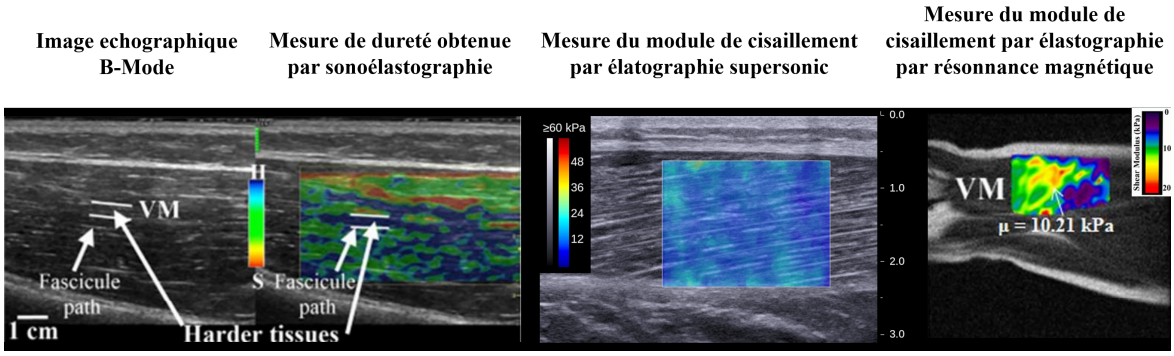


FIGURE I.12. Image B-mode et élastogramme du vaste médial (Debernard *et al.*, 2011), mesure du module de cisaillement par élatographie supersonic du gacstrocnémien latéral et mesure du module de cisaillement par élastographie par résonance magnétique du vaste médial (Debernard *et al.*, 2011).

4.3 L'élastographie ultrasonore dynamique

4.3.1 Théorie sur la mesure des ondes de cisaillement

Lorsque le médecin palpe manuellement un tissu pour en mesurer son élasticité, une force est appliquée et le déplacement des tissus est évalué. L'idée de l'élastographie ShearWave est de reproduire cette palpation par des ondes : plus le tissu est déplacé par l'onde, plus elle se déplace lentement. Pour un matériau linéaire, homogène et isotrope, cette élasticité est caractérisée par le module d'Young, E, qui peut être exprimé en fonction des coefficients de Lamé, λ et μ (équation I.2) dans un matériau élastique, homogène et isotrope.

$$E = \mu \frac{3\lambda + 2\mu}{\lambda + \mu} \tag{I.2}$$

Les hypothèses de linéarité sont acceptées dans de nombreuses études en élastographie par ultrasons (Gennisson *et al.*, 2003; Bercoff *et al.*, 2004; Catheline *et al.*, 2004; Deffieux *et al.*, 2008; Nordez *et al.*, 2008), mais aussi en élastographie par résonance magnétique (Dresner *et al.*, 2001; Bensamoun *et al.*, 2006; Debernard *et al.*, 2011). De plus, Deffieux *et al.* (2009) montrent que les effets de la viscosité peuvent aussi être négligés, lorsque l'on réalise une mesure longitudinale dans le muscle.

Les tissus mous humains sont composés à plus de 95 % d'eau, ils sont quasi-incompréhensibles, donc le coefficient de poisson ν est proche de 0,5. En exprimant, le coefficient de poisson ν en fonction des coefficients de Lamé λ et μ (équation I.3), on en déduit une relation entre λ et μ.

$$\nu = \frac{\lambda}{2(\lambda + \mu)} \simeq 0,5 \Leftrightarrow \lambda \simeq \lambda + \mu \Leftrightarrow \mu = 0 \; ou \; \boxed{\lambda \gg \mu} \tag{I.3}$$

Pour λ très grand devant μ, l'équation I.2 peut être simplifiée par l'équation suivante (équation I.4) (Gennisson *et al.*, 2003) :

$$\lambda \gg \mu \;\Rightarrow\; E = \mu \frac{3\lambda + 2\mu}{\lambda + \mu} \simeq 3\mu \tag{I.4}$$

On peut distinguer deux types d'ondes (schéma I.10) :

— les ondes de compression déplacent le milieu qu'elles traversent parallèlement au sens de propagation de l'onde (cf. figure I.10 schéma A). Elles se déplacent à une célérité :

$$C_p = \sqrt{\frac{\lambda + 2\mu}{\rho}} \simeq \sqrt{\frac{\lambda}{\rho}} \simeq 1500\ m.s^{-1} \tag{I.5}$$

— les ondes de cisaillement déplacent le milieu qu'elles traversent perpendiculairement au sens de propagation de l'onde (cf. figure I.10 schéma B). Elles se déplacent à une célérité :

$$C_s = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}} \simeq 1 - 10\ m.s^{-1} \tag{I.6}$$

La vitesse des ondes planes est très nettement supérieure à la vitesse des ondes de cisaillement. De plus, la vitesse de ces dernières est liée au module de cisaillement. Par conséquent, si une onde de cisaillement est générée et que l'on mesure sa vitesse, on peut en déduire le module de cisaillement μ (équation I.6) et donc avoir une image du module d'élasticité E (équation I.4).

Cependant, le muscle est un matériau isotrope transverse. On distingue alors deux modules d'Young, $E_{/\!/}$ mesuré parallèlement aux fibres et $E_\perp$ mesuré perpendiculairement aux fibres. Royer *et al.* (2011) montrent que $3\mu_\perp \leq E_\perp \leq 4\mu_\perp$ et que $E_{/\!/}$ ne peut être estimé qu'à partir de la mesure de $\mu_{/\!/}h$ et $\mu_\perp$. Par ailleurs, Eby *et al.* (2013) ont montré qu'il existait une relation linéaire entre le module d'Young mesuré *in-vitro* sur un test de traction et $\mu_{/\!/}$ mesuré par élastographie, tel que $E_{/\!/} = 5,14\mu_{/\!/} + 18,88$.

4.3.1.1 L'imagerie par impulsion de force de radiation accoustique et élastographie transitoire

L'idée est de remplacer le déplacement externe par un déplacement généré à l'intérieur du tissu. Pour cela, une séquence de salves rapides d'impulsions ultrasonores ($\simeq 10\ \mu s$) est concentrée en un point (Sarvazyan *et al.*, 1998; Nightingale *et al.*, 2002), l'impulsion va engendrer le déplacement du tissu dans la zone focalisée. Le système passe alors en mode d'imagerie ultrasonore et le déplacement des tissus est mesuré par analyse des temps de réponses des signaux RF émis. Cela est réalisé par la technique d'interférométrie du "speckle ultrasonore" (Dickinson and Hill, 1982).

Cette technique permet de reconstruire une image complète par balayage. Cependant, elle nécessite un temps relativement long (environ 30 secondes), ce qui peut être problématique pour des mesures de tissus contractiles ou proches de vaisseaux. Elle a aussi l'inconvénient de déposer beaucoup d'énergie dans les tissus ce qui peut provoquer un échauffement important des tissus. Enfin, cette mesure n'offre pas de valeurs quantitatives.

4.3.1.2 Elastographie impulsionnelle

L'idée est de mesurer la vitesse de propagation d'une onde de cisaillement induite par un vibreur externe (Catheline *et al.*, 1999). Pour cela, un vibreur impulsionnel est placé sur la peau, il donne un léger coup sur la peau et engendre la propagation d'ondes de compression ($C_p = 1500\ m \cdot s^{-1}$) et de cisaillement ($C_s = [1;50]\ m \cdot s^{-1}$). Dans les tissus biologiques, les ondes de compression se déplacent environ trois fois plus rapidement que les ondes de cisaillement. Nous avons vu que les longueurs d'ondes de ces deux ondes sont grandement différentes (§ 3.2) : métriques pour les ondes de compression et centimétriques pour les ondes de cisaillement. Il est donc beaucoup plus facile de suivre le déplacement d'une onde de cisaillement. De plus, l'échographie utilise les ondes de compression et permet de suivre la propagation des ondes de cisaillement en temps réel, cela offre trois avantages :

— il n'y a pas de superposition d'ondes : les ondes de compression se sont largement propagées quand les ondes de cisaillement commencent seulement (figure I.13),

— il n'y a pas de phénomène de réflexion d'onde car l'onde est suivie à partir de sa genèse,
— l'élasticité des tissus peut être évaluée de manière quantitative par la mesure de vitesse de propagation du front d'onde ;

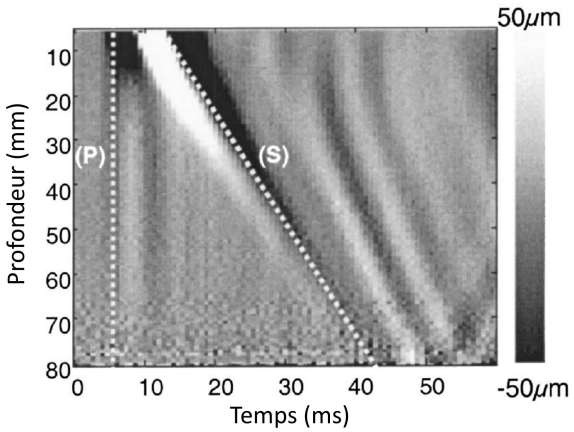


FIGURE I.13. Champ de déplacements obtenu expérimentalement dans un fantôme de gélatine d'agar-agar par une pulsation acoustique. On peut observer une vitesse de déplacement beaucoup plus grande pour les ondes de compression (P) par rapport aux ondes de cisaillement (S) (Gennisson *et al.*, 2003).

Dans un premier temps, le déplacement est évalué dans une seule direction par interférométrie du "speckle ultrasonore" à une fréquence de 1000Hz. Cette technique est utilisée pour la quantification de la fibrose hépatique et a été commercialisée sous le nom Fibroscan®. Elle a également été utilisée pour la quantification de paramètres mécaniques du muscle (Gennisson *et al.*, 2003; Catheline *et al.*, 2004).

Dans un second temps, grâce à l'imagerie échographique ultrarapide basée sur les ondes planes (Sandrin *et al.*, 2002), le suivi de l'onde de cisaillement peut être réalisé en 2D à 5000Hz. Un vibreur est placé sur la barrette échographique (figure I.14(b)) et l'onde de cisaillement est imagée, sa vitesse calculée et par inversion de l'équation de propagation des ondes (eq I.6) une carte quantitative d'élasticité du tissu est donnée. Les premiers résultats sont encourageants (Nordez *et al.*, 2008) mais le dispositif est trop lourd et peu pratique pour une utilisation quotidienne clinique (figure I.14(a)).

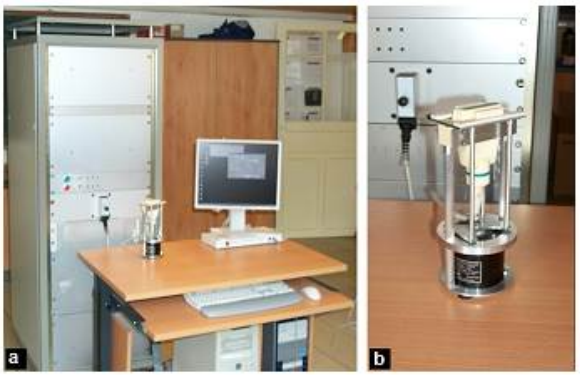


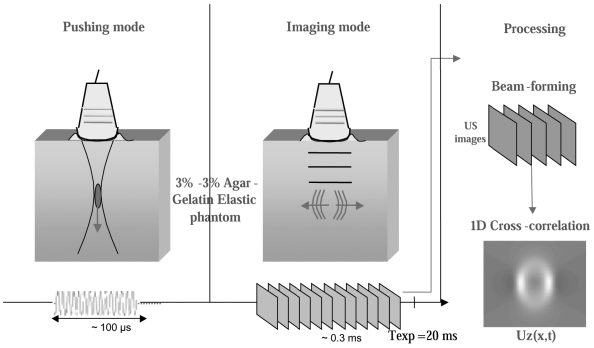
FIGURE I.14. a : baie électronique de calcul pour l'imagerie ultrarapide ; b : vibreur fixé sur une sonde linéaire ultrasonore pour la génération d'ondes de cisaillement pour l'élastographie impulsionnelle. (Gennisson *et al.*, 2013)

4.3.1.3 L'élastographie par ondes de cisaillement ultra-rapide

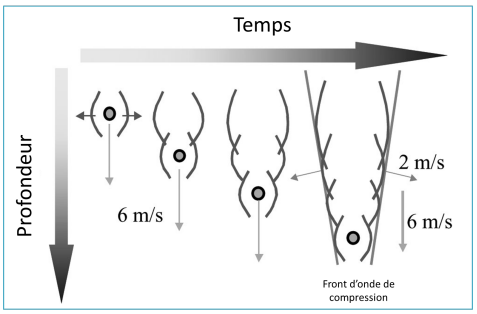
L'*Ultrafast ShearWave Elastography* a été mise au point par l'institut Langevin (ESPCI). Comme l'élastographie impulsionnelle, elle permet d'évaluer l'élasticité d'un tissu par imagerie ultrarapide de la propagation d'une onde de cisaillement dans le tissu (Bercoff *et al.*, 2004).

C'est la démocratisation des puissances de calcul qui a permis de développer ce système. Avec le premier prototype en 2004, il fallait 45 minutes pour obtenir la carte d'élasticité d'un tissu. Aujourd'hui, moins d'une seconde est nécessaire.

Pour générer une onde de cisaillement, les transducteurs piézo-électriques de la sonde sont utilisés. Dans un premier temps, ils sont commandés afin de focaliser un train d'ondes de compression sur un point du tissu durant une centaine de microsecondes comme pour l'*acoustic radiation force inpulse*. Le tissu est alors comprimé localement, en se relâchant, il crée une source ponctuelle d'ondes de cisaillement. Afin d'augmenter la qualité des mesures, un front d'onde de cisaillement est créé : plusieurs points de compression sont générés sur l'axe perpendiculaire aux éléments piézoélectriques, à une vitesse trois fois supérieure à celle de propagation de l'onde, engendrant ainsi un cône de Mach (figure I.15(b)).



(a) Création d'une onde de cisaillement, mesure de sa position à chaque instant et calcul de sa vitesse (Source (Bercoff *et al.*, 2004)).



(b) Création d'un fronde d'ondes de cisaillement (Source (Bercoff *et al.*, 2004)).

FIGURE I.15. UltraFast ShearWave Elastography principe de fonctionnement

La sonde passe alors dans le mode d'imagerie ultrarapide afin de suivre la propagation de l'onde de cisaillement à 20000 images/sec (figure I.15(a)). Pour cela, des ondes planes RF sont émises très rapidement et leurs échos sont comparés pour mesurer les déplacements. Ainsi, plusieurs mesures par seconde peuvent être réalisées dans une région d'intérêt définie par l'opérateur (quelques cm^2) (figure I.12).

Cette technique est la plus aboutie pour l'évaluation quantitative des tissus mous. En effet, rapide, non-invasive et quatitative, elle tend à devenir une mesure de référence. Nous l'utiliserons donc pour la mesure quantitative de l'élasticité des tissus musculaires.

5 Conclusion intermédiaire sur les techniques d'imagerie

De nous nombreux moyens d'imagerie sont à disposition pour la visualisation des tissus humains. L'IRM et le CT-Scan sont les moyens d'imagerie de référence pour l'imagerie des muscles. Cependant, le CT-Scan est extrêmement irradiant, l'IRM est donc à privilégier, malgré son coût et des temps d'acquisition élevés. Pour l'imagerie des os, la radiographie basse dose EOS® offre une réelle alternative car jusqu'à 700 fois moins irradiante qu'un CT-Scan, plus rapide et en position debout. Elle permet également un positionnement 3D des objets radiographiés.

L'IRM sera donc utilisé pour les reconstructions 3D de référence des tissus mous et la stéréoradiographie pour la reconstruction des os.

Par ailleurs, l'échographie est utilisée pour l'imagerie des tissus mous et est beaucoup moins onéreuse que l'IRM. Cependant, elle n'offre pas de positionnement des images acquises dans l'espace. Elle est à envisager pour la construction de modèle 3D, lorsqu'elle est couplée à un système de positionnement.

L'élastographie utrasonore est utilisée pour l'évaluation de l'élasticité des tissus mous.

Facile d'accès est peu onéreuse, elle est à envisager pour la personnalisation des propriétés mécaniques des modèles.

Les limites et les avantages des techniques d'imagerie identifiées, il faut maintenant évaluer la précision, les temps et la fiabilité des méthodes de reconstruction qui leurs sont associées. Dans le prochain chapitre, une revue de la littérature sur les méthodes de reconstruction des modèles 3D et la modélisation musculo-squelettique personnalisée sera présentée.

CHAPITRE II

REVUE DE LITTÉRATURE

Dans le chapitre précédent, les principaux moyens d'imageries des tissus ont été présentés. Une revue de la littérature sur la personnalisation des modéles musculo-squelettiques du membre inférieur sera présentée ici. Tout d'abord, les différentes techniques de personnalisation seront exposées. Ensuite, un point sera fait sur les techniques de reconstructions tridimensionnelles des os par stéréoradiographie et des muscles par IRM et échographies. Enfin, une revue de la littérature de la mesure de l'élasticité des muscles du membre inférieur par élastographie ShearWave sera proposée.

1 Modélisation musclo-squelettique personnalisée

1.1 Méthodes de modélisation couramment utilisées

Les modèles musculo-squelettiques permettent une évaluation de paramètres qui ne peuvent pas être obtenus par mesure directe non-invasise *in vivo*. Par exemple, les forces musculaires peuvent être calculées à partir de méthodes d'optimisation de dynamique inverse (Zajac, 1993; Erdemir *et al.*, 2007; Arnold *et al.*, 2010). Les muscles sont alors modélisés par des éléments unidirectionnels, représentant le trajet musculo-tendineux. On parle alors de modèle filaire.

Les modèles génériques représentants les sujets moyens sont très utilisés. Ils sont construits à partir de données issues de mesures sur cadavres ou d'images médicales (Delp *et al.*, 1990; Klein Horsman *et al.*, 2007). L'évaluation de la fonction des muscles ou l'étude de l'effet d'une chirurgie peuvent facilement être obtenues à partir de modèles génériques (Delp *et al.*, 1990).

Ces modèles ne sont malheureusement pas adaptés à l'étude spécifique, la personnalisation est alors nécessaire. Dans une première approche, le modèle peut être personnalisé en ne modifiant que certains paramètres, tels que les paramètres inertiels, le poids...(Delp *et al.*, 1990). Dans une seconde approche, les marqueurs opto-électroniques, placés sur l'enveloppe du sujet pour l'analyse du mouvement, peuvent servir de points de contrôle pour la mise à l'échelle du modèle générique (Lu and O Connor, 1999). Ainsi, ces méthodes de mise à l'échelle (*scaling*) offrent des modèles adaptés à la géométrie du sujet, plutôt que des modèles réellement personnalisés.

Pour obtenir un degré de personnalisation le plus élevé, il faut avoir recours à l'imagerie médicale. L'IRM sert alors à ajuster au plus près les géométries osseuses et musculaires. En effet, elle offre des images hautes résolutions pour la visualisation des tissus *in vivo*, en position allongée. Ainsi, la position des articulations, les insertions musculaires et les déformations osseuses peuvent être prises en compte (Scheys *et al.*, 2006; Blemker *et al.*, 2007). Cependant, l'utilisation d'un tel outil reste coûteuse et les temps de reconstruction limitent son utilisation en clinique. Afin de diminuer les temps de reconstruction, certains auteurs ont

proposés des méthodes de segmentations semi-automatique de l'os (Hoad and Martel, 2002; Scheys *et al.*, 2006), de détermination des points d'insertions (Scheys *et al.*, 2006) ou encore de détermination des lignes d'action des muscles basés sur un dictionnaire (Scheys *et al.*, 2009).

Il existe peu de modèles volumiques musculo-squelettiques du membre inférieur. La personnalisation de ces modèles est systématiquement basée sur l'acquisition des géométries par IRM et sur 1 sujet (Blemker *et al.*, 2007; Behr *et al.*, 2006).

Les méthodes de mise à l'échelle sont les plus employées. En effet, les temps de traitement relativement longs et les contraintes de moyens sont un frein à la personnalisation par IRM. On peut alors se demander dans quelle mesure la personnalisation apporte-t-elle une valeur ajoutée.

1.2 Importance de la modélisation personnalisée

Il a été montré qu'un modèle générique déformé permettait de prédire le rôle de chacun des muscles lors de la déambulation (Correa *et al.*, 2011). La finesse du modèle va principalement influencer sur le calcul des bras de leviers. Ils sont calculées à partir de la position des points d'insertion des muscles et des centres des articulations.

Scheys *et al.* (2008) ont étudié l'influence de la personnalisation par IRM par rapport au modèle obtenu par mise à l'échelle. Ils ont montré une différence allant jusqu'à 30 % dans l'estimation des bras de levier de certains muscles du membre inférieur. Lenaerts *et al.* (2009) ont montré que la position du centre de la hanche avait une grande influence dans le calcul des efforts dans l'articulation. En effet, ces derniers sont calculés à partir des forces musculaires, eux-mêmes calculés à partir des bras de levier.

Enfin, les paramètres inertiels ont une grande influence lors des calculs dynamiques. Ils vont alors jouer un rôle important dans l'estimation des forces musculaires et doivent donc être modélisés au plus juste (Pillet *et al.*, 2010; Wesseling *et al.*, 2014).

L'une des principales difficultés est l'obtention de la géométrie des muscles en position debout. En effet, l'IRM et le CT-Scan ne permettent d'avoir que la géométrie en position allongée. Le contact avec la table et l'action de la pesanteur déforment les muscles de façon importante. De plus, cette position ne représente pas un chargement physiologique. Cela a une faible conséquence sur l'estimation de la géométrie des os ou des points d'insertion, mais en a une plus grande sur l'estimation de la géométrie des muscles et des centres articulaires. Il existe des IRM ouvertes mais leur volume de mesure restreint ne permet pas d'imager un muscle en une seule fois et le sujet est en appui sur une table.

1.3 Modèle musculo-squelettique personnalisé en position debout

Au LBM, Hausselle *et al.* (2012) ont proposé une méthode combinant IRM et stéréoradiographie pour l'obtention de la géométrie musculaire en position debout. La stratégie globale était d'utiliser les repères osseux pour recaler la géométrie en position couchée obtenue par IRM sur la géométrie en position debout obtenue par EOS® (figure II.1 a et b). Les enveloppes de la peau des deux positions sont placées dans les mêmes repères, des points correspondants, appelés points de contrôle, sont identifiés sur chacune d'elles (figure II.1 c). Une transformation non-linéaire, un krigeage (Trochu, 1993), est appliquée aux muscles en faisant correspondre les points de contrôle de la position couchée à la position debout. Ils sont ainsi déformés pour correspondre à la géométrie de l'enveloppe de la peau en position debout.

Cette méthode présente l'avantage d'être simple et rapide. De plus, les bras de levier sont obtenus plus précisément qu'avec une méthode de mise à l'échelle couramment utilisée en analyse de la marche. Par ailleurs, le nombre minimum de points de contrôle nécessaire a été évalué. Il est montré qu'à partir de 200 points de contrôles équirépartis sur les enveloppes, pour chaque segment osseux, la géométrie des muscles converge vers une erreur quadratique

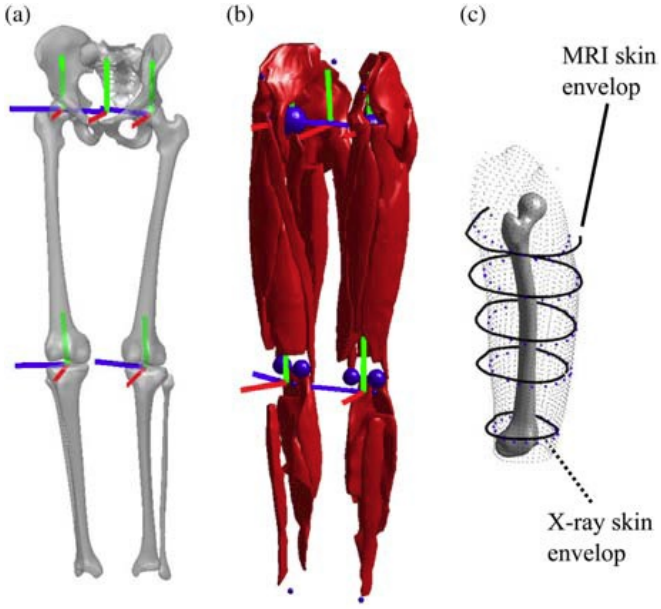


FIGURE II.1. Modélisation musclo-squelettique personnalisée des muscles en position debout en combinant stéréoradiographie et IRM. Des repères communs sont identifiés sur chacun des modèles et les muscles en position couchée sont déformés par mise en correspondance des enveloppes de la peau des deux positions. (Hausselle *et al.*, 2012)

moyenne de la distance des nœuds du modèle reconstruits au modèle de référence inférieure à 1 mm.

Cependant, cette méthode présente deux inconvénients. Premièrement, les repères osseux sont définis sur les images IRM par la segmentation de contour osseux. La qualité des repères ainsi définis n'a pas été évaluée et ne permet pas une juste correspondance entre les objets 3D EOS® projetés dans l'IRM. Nous proposerons donc une méthode robuste pour la création d'un repère fémur sur images IRM. Dans un second temps, le krigeage ne permet pas de conserver lors des transformations les volumes musclaires, ce qui n'est pas représentatif de l'incompressibilité des tissus musculaires. Pour palier à cela, une homothétie est appliquée une fois la déformation appliquée. Nous négligerons l'impact que cela peut avoir sur l'estimation de la géométrie des muscles. Cette méthode sera utilisée pour la construction d'un modèle générique.

Cette méthode est simple et plus robuste que les méthodes de "scaling" ou basées uniquement sur l'IRM pour construire des modèles musculo-squelettiques personnalisés en position debout. Elle sera donc considérée comme la méthode de référence pour la construction de modèle musculo-squelettique en position debout.

2 Modélisation personnalisée 3D à partir de radiographies EOS

Le Laboratoire de Biomécanique, en collaboration avec le laboratoire de recherche en imagerie et en orthopédie, a développé des méthodes de reconstructions 3D des géométries osseuses basées sur la radiographie biplane, plus précisément le système EOS® (EOS Imaging, Paris, France).

Les techniques s'appuient sur la déformation d'un modèle générique paramétré et régionalisé de l'os à reconstruire. Dans un premier temps, l'opérateur sélectionne sur les radiographies les éléments permettant de constituer le repère osseux (e.g. la tête fémorale et les condyles fémoraux pour le fémur). Ensuite, des points et objets spécifiques sont sélectionnés, ces points peuvent être stéréo-correspondants, visibles sur les deux vues, ou non stéréo-correspondants, visibles sur une seule vue (Mitton *et al.*, 2000). Ils servent à estimer une première géométrie du modèle. Les paramètres du modèle sont améliorés par inférences statistiques. Le modèle

générique est alors déformé afin de donner un premier estimé de la géométrie réelle de l'os. Les contours de ce dernier sont rétroprojetés sur les deux radiographies et déformés, à l'aide de poignées, afin de faire correspondre au mieux la géométrie projetée de l'objet virtuel et la géométrie réelle radiographiée (Laporte *et al.*, 2003) (figure II.2). Les inférences statistiques sont actualisées en temps réel afin de diminuer les temps d'ajustement et de pallier au manque d'informations 3D données par les radiographies.

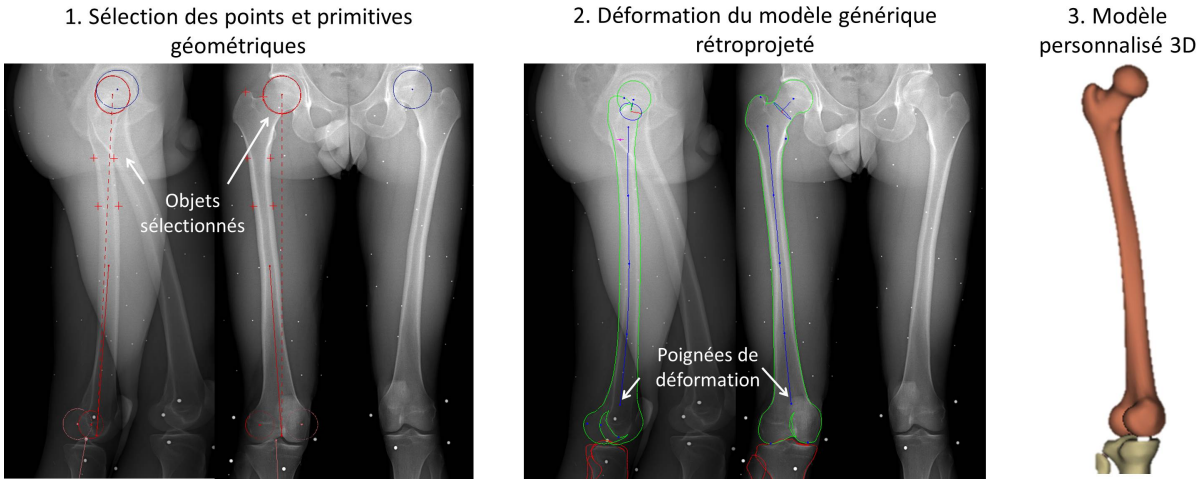


FIGURE II.2. Modélisation 3D du fémur (Chaibi *et al.*, 2011; Quijano *et al.*, 2013) : 1. sélection de points et objets spécifiques sur les radiographies EOS. 2. rétroprojection et déformation du modèle générique. 3. Visualisation 3D du modèle personnalisé .

Cette méthode a été déclinée pour la reconstruction de différentes structures osseuses : le membre supérieur (Lebailly *et al.*, 2012), le rachis (Pomero *et al.*, 2004; Humbert *et al.*, 2009), la cage thoracique (Jolivet *et al.*, 2010; Aubert *et al.*, 2014), le bassin (Mitton *et al.*, 2000), le membre inférieur (Chaibi *et al.*, 2011; Quijano *et al.*, 2013) et l'enveloppe externe (Sandoz *et al.*, 2010), (thèse de C. Travers, 2013).

Dans le cadre de cette thèse, nous nous intéresserons uniquement à la reconstruction du membre inférieur proposée par Quijano *et al.* (2013). La précision a été évaluée avec une erreur 2RMS de 3,5 mm sur le fémur et de 3,2 mm sur le tibia. Les erreurs de reconstruction du bassin ont été évaluées du même ordre de grandeur que celles calculées pour le fémur. La reconstruction de l'enveloppe externe sera également utilisée. Son évaluation est actuellement en cours.

Ces méthodes constituent des techniques de référence pour la mesure des paramètres cliniques. Les erreurs des reconstructions sont considérées comme acceptables notamment par rapport aux temps de reconstruction de 10 min par segment, et au fait que le sujet soit en charge. Nous considérerons donc ces reconstructions pour la construction du modèle musculo-squelettique personnalisé en position debout.

3 Modélisation personnalisée des muscles à partir d'imagerie IRM ou CT-Scan

L'IRM et le CT-Scan sont considérés comme les *gold standard* pour la reconstruction des géométries des tissus en 3D. L'IRM sera utilisée pour la construction d'un modèle musculaire de référence en 3D. Les techniques de segmentations et de reconstructions de modèles 3D à partir de ces moyens d'imageries doivent être étudiées. La numérisation d'un membre inférieur complet prend environ 40 min par IRM et 5 min par CT-Scan. Les techniques de reconstructions actuelles s'appuient sur la segmentation de coupes transversales. Pour la segmentation, des coupes suffisamment proches sont nécessaires, cela permet à l'utilisateur de suivre et de repérer les muscles mais surtout d'obtenir une géométrie plus fine des muscles.

TABLE II.1. Méthodes de reconstructions 3D des muscles du membre inférieur utilisées.

Auteurs (Date)	Imagerie Espace intercoupe	Nbr de sujet	Partie du corps	Méthode de reconstruction	Err. Volumique Err. points-surface	Commentaires
Cordier and Thalmann (1998)	CT-Scan N.R.	N.R.	Bras	Segmentation par contour actif et déformation de modèle générique	N.R.	Rapide et efficace pour les os mais pas pour les muscles
Blemker and Delp (2005)	IRM 1mm	1	Hanche	Segmentation manuelle et E.F. Estimation de la géométrie après un mouvement par simulation	N.R. 1,7 à 5,2	Segmentation manuelle longue mais précise Bonne estimation de la déformation des muscles par simulation
Jolivet *et al.* (2008b)	CT-Scan N.R.	5	Hanche et Cuisse	Segmentation d'un nombre réduit de contour et déformation d'un modèle paramétré (DPSO)	6,6 N.R.	Permet de réduire le nombre de coupes segmentées
Südhoff *et al.* (2009)	IRM 10 mm	10	Hanche, cuisse et jambe	DPSO	Pour 7 coupes < 5 % < 5 mm	Reproductibilité inter-opérateur erreur volumique : <1 % erreur points-surface : 2RMS<3 %
Ng *et al.* (2009)	IRM 1 mm	15	Masséter	6 coupes segmentées manuellement à des variations de courbures et déformation d'un modèle générique	< 14 %	Permet de réduire le nombre de coupes segmentées
Gilles and Magnenat-Thalmann (2010)	IRM 2,4 et 10 mm	7	Hanche, cuisse et jambe	Initialisation manuelle ($\simeq$ 2 min) et segmentation automatique basée sur un modèle générique	N.R. 0.8 ± 1	Bon fonctionnement sur sujet sain, non évalué sur sujet pathologique
Baudin *et al.* (2012)	IRM 1 mm	15	Cuisse	Segmentation automatique basée sur un modèle générique	N.R. N.R.	Méthode non utilisable à l'heure actuelle car la jonction entre les muscles est difficile à distinguer
Barnouin *et al.* (2013)	IRM N.R.	20	Quadriceps	Segmentation manuelle	N.R. N.R.	Reproductibilité inter-opérateur erreur volumique : 3,1 % Nécessité d'une segmentation manuelle pour une étude clinique
Jolivet *et al.* (2014)	IRM 10 mm	4	Cuisse et mollet	DPSO et optimisation sur contours non segmentés	Pour 5 coupes < 5 % 2RMS $<$ 2,6 mm	Permet de réduire significativement le nombre de coupes segmentées

Le tableau II.1 compare différentes techniques de reconstruction 3D de membres inférieurs à partir d'IRM. Il laisse apparaître le faible nombre de techniques existantes pour accéder à la géométrie des muscles en 3D. Le principe de base reste la segmentation manuelle des contours des muscles sur des coupes transversales 2D et une reconstruction 3D par interpolation. Elle est principalement utilisée pour la construction de modèle (Blemker and Delp, 2005; Behr *et al.*, 2006) ou pour les études cliniques (Murphy *et al.*, 1986; ten Dam *et al.*, 2012; Barnouin *et al.*, 2013). Comme le soulignent (Barnouin *et al.*, 2013), cette technique permet de s'affranchir des problèmes de distinction des muscles liés à l'automatisation, et offre donc une grande précision dans la segmentation. Cependant, cette méthode est dépendante de l'opérateur, (Barnouin *et al.*, 2013) relèvent une erreur de reproductibilité inter-opérateur de 3,1 % sur l'estimation des volumes.

Certains auteurs proposent de saisir un nombre de coupes réduit afin de diminuer significativement le temps de reconstruction, jusqu'à 3 (Jolivet *et al.*, 2014)). Ng *et al.* (2009) proposent de segmenter six coupes correspondantes à de grandes variations de courbure du muscle. Ensuite, chaque contour segmenté est utilisé pour déformer un modèle générique. Jolivet *et al.* (2008b) proposent une méthode originale faisant appel à la déformation d'un objet paramétrique personnalisé (deformation of a parametric-specific object : DPSO). Elle permet de segmenter un nombre réduit de coupes. Chaque contour est modélisé par une ellipse et par interpolation de celle-ci, un objet 3D paramétré est construit. Il est ensuite déformé par une déformation non linéaire (krigeage) pour s'adapter aux contours segmentés. Cette méthode a été comparée à 3 méthodes d'interpolation. Elle a été évaluée comme la plus précise pour l'estimation des volumes des quadriceps (Nordez *et al.*, 2008). Elle méthode a également été validée pour douze muscles de la jambe (Südhoff *et al.*, 2009) et il est montré qu'en moyenne sept coupes par muscle sont suffisantes pour avoir des erreurs volumiques inférieures à 5 % et des erreurs quadratiques moyennes points-surface inférieures à 5 mm (2RMS) par rapport à une segmentation manuelle. Une amélioration de cette dernière méthode a été proposée, un traitement d'image est appliqué afin de faire correspondre l'objet 3D obtenu aux contours non segmentés Jolivet *et al.* (2014). Cela réduit à cinq le nombre nécessaire de coupes pour avoir des erreurs de même ordre.

Par ailleurs, ces techniques tendent à montrer qu'entre cinq et sept coupes sont nécessaires pour estimer la géométrie musculaire.

Les méthodes automatiques ont également commencé à émerger. Cordier and Thalmann (1998) ont introduit une méthode de segmentation automatique basée sur les contours actifs et la déformation d'un modèle générique. Cette technique présentait de bons résultats pour les os mais était difficilement applicable sur les muscles. Gilles and Magnenat-Thalmann (2010) proposent une méthode quasi-automatique. L'opérateur identifie un nombre limité de paramètres, ensuite, un modèle générique est recalé sur les IRM par minimisation de fonctions énergétiques. Cette méthode présente l'avantage d'être automatisée et d'offrir un temps de construction d'environ 30 min pour une cuisse. Cependant, elle présente deux inconvénients majeurs : elle ne fonctionne pas sur des images de qualité réduite et elle n'a pas été validée sur des sujets présentant une pathologie. Baudin *et al.* (2012) présentent une nouvelle méthode pour la segmentation automatique des muscles, qui n'est pas complètement fonctionnelle . Ils soulignent les problèmes liés à la différenciation des muscles, notamment les quadriceps.

L'enjeu principal est donc de diminuer les temps de reconstructions "opérateurs" en introduisant du traitement d'images. La finalité étant l'utilisation en routine clinique pour l'évaluation de pathologie telle que l'infirmité moteur cérébrale ou la planification chirurgicale. Cependant, la fiabilité aléatoire des techniques automatiques imposent des segmentations manuelles fastidieuses et aux temps de reconstruction élevés.

Dans le cadre de cette thèse, la méthode DPSO améliorée sera employée car elle permet un compromis entre une segmentation entièrement manuelle et tout automatique Jolivet *et al.*

(2014).

De plus, ces méthodes mettent en lumière l'importance de l'utilisation d'un modèle pré-personnalisé qui sera ensuite déformé pour correspondre à la géométrie réelle. Ce modèle pré-personnalisé peut être :

— un modèle générique correspondant à un sujet moyen,

— soit un modèle simplifié, paramétré construit à partir de données saisies par l'opérateur, s'approchant de la géométrie réelle du sujet.

L'utilisation de modèle proche de la solution finale permet de réduire la saisie opérateur et d'améliorer la précision du modèle final.

4 Modélisation personnalisée des muscles à partir de l'échographie

L'IRM et le CT-Scan constituent les techniques de référence pour la construction de modèles 3D personnalisés. L'échographie sera utilisée dans ce travail comme une alternative à ces deux techniques d'imagerie. Il est important de faire un point sur la fiabilité de cet outil pour l'évaluation des volumes musculaires.

4.1 Évaluation des muscles en 2D

Des études ont été menées pour comparer les techniques d'imagerie pour l'évaluation des aires musculaires (Noorkoiv *et al.*, 2010; Ahtiainen *et al.*, 2010; Reeves *et al.*, 2004). Elles présentent des protocoles similaires :

1. le sujet est en position allongée, les muscles étudiés sont les plus faciles à voir : les vastes médial, latéral et le droit du fémur,
2. plusieurs sections transversales sont réalisées en suivant le contour de la cuisse,
3. les coupes sont ensuite assemblées et les muscles segmentés manuellement,
4. les aires physiologiques calculées sont comparées aux "gold standards", que sont l'IRM et le CT-Scan.

Le tableau II.3 présente les différentes études. On peut noter une très bonne corrélation entre les images ultrasonores et les "gold standards". En effet, les différences entre les aires mesurées par échographie et celles mesurées par IRM sont inférieures à 2 %. L'échographie est donc un moyen d'imagerie comparable à l'IRM et au CT-Scan pour l'évaluation des aires musculaires pour les muscles de la cuisse étudiés.

Cependant, Noorkoiv *et al.* (2010) évoquent les difficultés à assembler les coupes sur une longue section, il y a un phénomène de recouvrement des images opposées, ce qui entraîne une perte d'information sur le centre de l'image. De plus, les différents auteurs mentionnent le problème lié à la pression appliquée par l'utilisateur qui a tendance à déformer les muscles. Néanmoins, le muscle étant quasi-incompressible, cela ne se répercute pas sur les mesures d'aires.

On peut noter que l'étape la plus contraignante et l'assemblage des coupes et la segmentation pour la reconstruction en 3D. En utilisant un modèle proche de la géométrie des muscles à reconstruire : un modèle pré-personnalisé, le temps de segmentation serait réduit et cela nécessiterait moins d'informations issues de l'échographie.

4.2 Les modèles 3D

Reconstruire un volume en 3D à partir de coupes 2D implique d'avoir l'orientation de la sonde dans l'espace. Pour cela un ancillaire est placé sur la sonde. Il permet de mesurer sa

TABLE II.2. Comparaisons entre ultrasons 2D et Gold Standard

Auteur (Date)	Nbr de sujet	Muscle	Référence	Méthode de reconstruction	Erreur Surfacique (cm^2) Erreur Surfacique (%)
Reeves *et al.* (2004)	1	Vastes latéral et intermédiaire	Segmentation manuelle sur IRM	Assemblages de coupes 2D	N.R. 1,7
Noorkoiv *et al.* (2010)	1	Quadriceps	Segmentation manuelle sur CT-Scan	Assemblages de coupes 2D	0,6 à 1,2 0,5 à 1,1
Ahtiainen *et al.* (2010)	1	Vaste latéral	Segmentation manuelle sur IRM	Assemblages coupes de 2D	0,87 N.R.

TABLE II.3. Mesures de volume musculaire à partir d'échographie

Auteur (Date)	Nbr de sujet	Muscle	Référence	Positionnement 3D de la sonde	Technique de calibration	Reconstruction 3D	Évaluation
Fry *et al.* (2004)	8 enfants (4♀ 4♂)	Gastrocnémien médial		Optoélectronique	Repérage de sphères 3D	Segmentation manuelle	Répétabilité : ICC 0,997
Weller *et al.* (2007)	1 cadravre 2 chiens	Vaste latéral, biceps femoral, semimembraneux, semitendineux	Segmentation manuelle sur CT-Scan	Magnétique	Plan scanné	Segmentation manuelle	Erreur Volumique : 3,33±4,37 mL Écart type de répétabilité 1,32 mL
MacGillivray *et al.* (2009)	11	Droit du fémur	Segmentation manuelle sur IRM	Optoélectronique	Plan scanné	Segmentation manuelle	Erreur volumique ±16 % Répétabilité : ICC 0,99
Barber *et al.* (2009)	8 adultes (5♀ 5♂)	Gastrocnémien	Segmentation manuelle sur IRM	Optoélectronique	Plan scanné	Segmentation manuelle	Erreur Volumique 2,1± 4,0 % Répétabilité : ICC 0,997

position dans l'espace. Cependant, la position de l'ancillaire par rapport à l'image échographique n'est pas connue. Il est donc nécessaire de procéder à une étape de calibration afin de connaitre la matrice de passage du repère image échographique au repère ancillaire associé à la sonde.

4.2.1 Calibration de la sonde échographique

On définit les repères et les matrices de passages comme suit : (figure II.3) :

- le repère global R_g définit le repère du système mesure,
- le repère sonde R_s définit le repère associé à la sonde dans le repère global,
- le repère image R_i définit le repère associé à la position de l'image dans le repère sonde,
- le repère fantôme R_f définit le repère associé à la position du fantôme de mesure,
- la matrice de passage T_s définit la matrice de passage du repère sonde au repère global,
- la matrice de passage T_i définit la matrice de passage du repère image au repère sonde,
- la matrice de passage T_f définit la matrice de passage du repère global au repère fantôme,

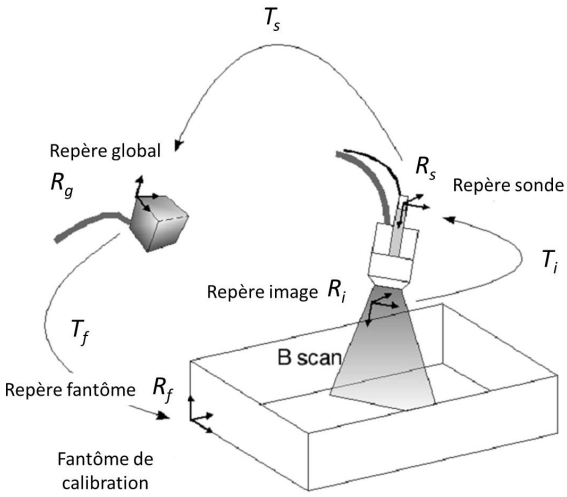


FIGURE II.3. Définition des repères et matrice de passage utilisé pour la calibration. [Adapté de (Rousseau *et al.*)]

La position d'un point x_f dans le repère fantôme peut être exprimé de la façon suivante :

$$x_f = T_f \cdot T_s \cdot T_i \cdot S \cdot x_i \tag{II.1}$$

$$\text{avec } x_f = (X, Y, Z, 1)^T,\ x_i = (u, v, 0, 1)^T \text{ et } S = \begin{pmatrix} S_x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & S_y & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

x_f sont les coordonnées d'un point dans le repère fantôme, x_i définit les coordonnées de ce même point dans le repère image. S_x et S_y définissent les facteurs d'échelle pour la conversion pixel vers cm.

Le but de la calibration est de déterminer la matrice T_i qui est définit par 3 rotations d'angle α, β et γ et 3 translations t_x, t_y, t_z, et les coefficients S_x et S_y.

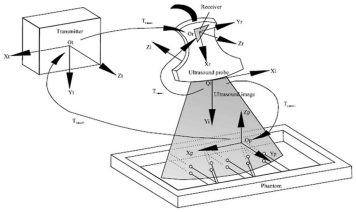
$$T_i(t_x, t_y, t_z, \alpha, \beta, \gamma) = \begin{bmatrix} R(\alpha, \beta, \gamma) & t(t_x, t_y, t_z) \\ 0\ 0\ 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{II.2}$$

$$R(\alpha, \beta, \gamma) = \begin{bmatrix} cos\alpha\ cos\beta & cos\alpha\ sin\beta\ sin\gamma - sin\alpha\ cos\gamma & cos\alpha\ sin\beta\ cos\gamma - sin\alpha\ sin\gamma \\ sin\alpha\ cos\beta & cos\alpha\ sin\beta\ sin\gamma + sin\alpha\ cos\gamma & sin\alpha\ sin\beta\ cos\gamma - cos\alpha\ sin\gamma \\ -sin\beta & cos\beta\ sin\gamma & cos\beta\ cos\gamma \end{bmatrix} \tag{II.3}$$

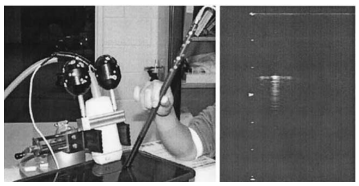
$$t(t_x, t_y, t_z) = \begin{bmatrix} t_x \\ t_y \\ t_z \end{bmatrix} \tag{II.4}$$

Pour déterminer T_i, il faut résoudre un problème de minimisation aux moindres carrés non linéaire sur l'équation II.1. Pour cela, la position d'un objet est mesurée par échographie et comparée à sa position réelle mesurée par un autre moyen. Plusieurs techniques ont été développées. Hsu *et al.* (2007) proposent une *review* et une comparaison complète des différentes méthodes. On peut distinguer trois grands types de fantôme :

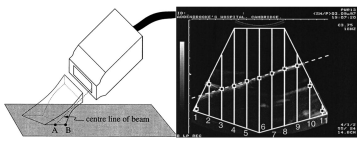
- **le fantôme par ensemble de points** (figure II.4(a)) : le principe général de ces méthodes consiste à construire un fantôme complexe à partir de fils dont leurs positions dans l'espace sont parfaitement connues. T_t est alors estimée en mettant en correspondance les points issus de l'image échographique et leurs positions 3D connues. Cette méthode offre une solution rapide de calibration mais nécessite la construction d'un fantôme parfaitement calibré. Elle est à privilégier pour des calibrations courantes.
- **le stylet** (figure II.4(b)) : le principe général de cette méthode consiste à placer la pointe d'un stylet, dont la position est connue dans l'espace, dans le plan d'image échographique. Cette opération doit être répétée pour plusieurs points et orientations de la sonde. T_t est alors estimée en mettant en correspondance les points issus de l'image échographique et leurs positions 3D connues. Cette méthode est facile à mettre en place mais fastidieuse. Elle est à privilégier pour des calibrations ponctuelles.
- **le fantôme plan** (figure II.4(c)) : le principe général de cette méthode consiste à balayer une plaque de plexiglass placée dans le fond d'un bac rempli d'eau. Une ligne est alors extraite de l'image échographique, elle correspond à la surface de la plaque dont la position n'est pas nécessairement connue dans l'espace. Une formulation plus complexe doit alors être envisagée. Cette méthode est simple d'utilisation mais le problème de minimisation plus complexe peut aboutir à des non convergences de la solution ou des solutions aberrantes.



(a) Calibration par ensemble de points (Rao *et al.*, 2010) Issue de Science Alert.



(b) Calibration par un stylet (Muratore and Galloway, 2001).



(c) Calibration par un plan (Prager *et al.*, 1998).

FIGURE II.4. Principales méthodes de calibration pour l'imagerie ultrasonnore 3D.

4.2.2 Méthodes de reconstruction 3D

Très peu d'études ont été menées afin de reconstruire les muscles en 3 dimensions à l'aide de l'échographie (tableau II.3). Les articles présentés utilisent des systèmes magnétiques (Weller *et al.*, 2007) ou opto-électroniques (Fry *et al.*, 2004; MacGillivray *et al.*, 2009; Barber *et al.*, 2009) pour repérer la sonde dans l'espace. La méthode par plan (Prager *et al.*, 1998) est la plus utilisée pour la calibration car elle est implémentée dans le freeware StradX (Prager *et al.*, 1999). Ce logiciel permet de synchroniser des systèmes d'échographie et de positionnement 3D mais également la segmentation des objets dans les coupes. Cependant, il n'est pas compatible avec tous les systèmes d'échographie et de positionnement.

L'échographie est présentée comme un moyen fiable en terme de répétabilité avec un coefficient de corrélation intraclasse (ICC) supérieur à 0,9 (Fry *et al.*, 2004; MacGillivray

et al., 2009; Barber *et al.*, 2009) et une incertitude à 95 % dans l'estimation des volumes comparée à l'IRM de 16 % pour MacGillivray *et al.* (2009) et de 8 % pour Barber *et al.* (2009).

Cependant, ces mêmes auteurs mettent en garde face à l'influence de la pression de la sonde. Si l'appui est important sur le patient, l'image est de meilleure qualité mais les muscles sont déformés et inversement. L'eau étant un excellent conducteur des ondes ultrasonores, il est possible de limiter cette déformation avec l'utilisation d'un bac rempli d'eau (Barber *et al.*, 2009).

Par ailleurs, il est à noter que la segmentation se fait manuellement, ce qui rend particulièrement longue et fastidieuse la reconstruction 3D des muscles.

5 Mesure des propriétés mécaniques du muscle à partir d'élastographie shearwave

5.1 Mesures par élastographie shear wave

Les articles utilisant l'élastographie shear wave sur les muscles du membre inférieur sont de plus en plus nombreux ces dernières années, notamment depuis 2012 (tableau II.4). En effet, cette technologie particulièrement innovante n'est apparue sous forme commerciale que depuis 2010. On constate qu'il y a un manque de consensus sur l'utilisation du vocabulaire relatif à l'exploitation des données. Certains auteurs présentent les résultats sous forme de module d'élasticité ou module d'Young, d'autres de module de cisaillement ou encore module élastique de cisaillement ou enfin de vitesse de propagation des ondes de cisaillements (cf § 4.3.1). Pour plus de clarté, dans la suite nous désignerons par **module de cisaillement** la grandeur mesurée avec l'élastographie ShearWave.

Tout d'abord, l'élastographie transitoire a été utilisée et il a été montré que le module de cisaillement était proportionnel à l'activité électrique du muscle (Gennisson *et al.*, 2005) mais aussi au couple développé par le sujet (Nordez *et al.*, 2008). Ce dernier résultat a été confirmé par Ultrafast ShearWave Elastography (SWE) (Maïsetti *et al.*, 2012; Chernak *et al.*, 2013). Les premières études utilisant SWE se sont concentrées sur les paramètres influant la mesure. La taille de la zone de mesure dans la partie charnue du muscle n'a pas d'influence (Kot *et al.*, 2012), alors que la pression appliquée par l'opérateur avec la sonde peut grandement influencer la mesure (Kot *et al.*, 2012). Cela est du au comportement non-linéaire du muscle, mis en évidence *in vitro* (Gras *et al.*, 2013; Eby *et al.*, 2013; Koo *et al.*, 2014). Le muscle est aussi anisotrope, l'orientation des fibres va avoir une influence sur les résultats de mesures (Gennisson *et al.*, 2010). Dans le sens des fibres, les ondes sont guidées et se déplacent plus rapidement, le module de cisaillement sera donc plus grand. Par ailleurs, lors de la contraction du muscle, une augmentation significative du module de cisaillement est observée dans le sens des fibres, alors qu'elle est moins flagrante dans le sens perpendiculaire. Pour toutes ces raisons, il est préférable de réaliser les mesures dans un plan parallèle aux fibres.

La SWE profite d'une bonne répétabilité de la mesure au repos avec un coefficient de corrélation intra-classe (ICC) (Hopkins, 2000) variant de 0,82 à 0,96 selon les études et les muscles (Lacourpaille *et al.*, 2012; Nakamura *et al.*, 2014), même après 10 secondes de contraction (Bouillard *et al.*, 2014). Lacourpaille *et al.* (2012) ont également évalué la mesure de reproductibilité inter-opérateur variant de 0,62 à 0,73 et la répétabilité entre deux jours de mesures variant de 0,74 à 0,92 selon le muscle. Le gastrocnémien médial apparait comme le muscle le plus répétable, c'est le muscle également le plus étudié (tableau II.4). En effet, il est facile d'accès et les mesures d'élastographie peuvent facilement être couplées à l'utilisation d'un ergomètre.

Plus récemment, des études visant à caractériser le comportement physiologique du muscle ont commencé à apparaitre. Ainsi, il a été montré un diminution du module de cisaillement

chez les femmes atteintes de syndrome fémoro-patellaire sur le vaste médial (Botanlioglu *et al.*, 2012). Maïsetti *et al.* (2012) ont caractérisé la longueur détendue "slack length" du gastrocnémien médial par élastographie. La différence entre la longueur détendue du muscle et du tendon a également été quantifiée (Hug *et al.*, 2013). Par ailleurs, la relation entre la longueur du muscle étiré et le module de cisaillement a été modélisée par une loi exponentielle dépendante de la longueur détendue du muscle et de la raideur du muscle (Nordez *et al.*, 2010). D'autre part, les effets de l'exercice (Nakamura *et al.*, 2014) et de la fatigue (Bouillard *et al.*, 2014) sur le module de cisaillement ont été étudiés.

Cette analyse de la littérature souligne le nombre réduit de muscles ayant été mesurés et qu'aucune position tend à faire consensus, exceptée pour la mesure du gastrocnémien au repos. Par la suite, un protocole de mesure pour l'évaluation de l'élasticité des muscles du membre inférieur sera défini et évalué. Le but étant de proposer un protocole simple et fiable qui pourra être utilisé pour l'évaluation clinique du module de cisaillement.

TABLE II.4. Élastographie des muscles du membre inférieur.

Auteur (Date)	Sujets	Muscles	Méthode	Résultats Moyens (module d'élasticité et de cisaillement en kPa)
Gennisson *et al.* (2005)	10 sains $26,8 \pm 3,2$ ans	Biceps	Bras plié à 90° mesure de la force et électromyographie du muscle (EMG)	Relation linéaire entre l'EMG et le module de cisaillement Plus le module cisaillement est faible au repos plus la variation cisaillement sera grande Au repos : $0,92 \pm 0,55 kpa$
Nordez *et al.* (2008)	9 sains ♂ 25 ± 3 ans	Grastocnémien	Mesure du module de cisaillement sur Biodex Mesure du couple après différentes phases de flexion plantaire	Au repos : $2,62 \pm 0,46 kpa$ Relation linéaire entre le couple et le module de cisaillement Reproductibilité de la mesure au repos ICC : 0,89
Gennisson *et al.* (2010)	5	Biceps	Mesure du module de cisaillement (μ) et de la viscosité en fonction de l'angle de la sonde par rapport au fibre et avec un effort variable	$mu_{//} > mu_{\perp}$ Augmentation significative de $mu_{//}$ quand l'effort augmente mais pas de $mu_{\perp}$
Shinohara *et al.* (2010)	1 ♂ 42 ans	Gastrocnemien medial Soléraire Tibialis Antérieur	Mesure du module de Young à 30 % de la contraction volontaire maximum Cheville à 90° - genou à 0°ou 90°	Augmentation significative du module d'Young avec la contraction
Arda *et al.* (2011)	127 sains (89♀ 38 ♂) 17-63 ans	Grastrocnémien Masséter Tendon d'Achille (TA)	Mesure du module d'élasticité au repos allongé, pieds en dehors de la table	Grastrocnémien $11 \pm 4,1$ (♂) $11 \pm 4,1$ (♀) Masséter $10,8 \pm 3,9$ (♂) $10,3 \pm 3,6$ (♀) TA, plan longitudinal $98,8 \pm 47,1$ (♂) $62,5 \pm 40,1$ (♀) TA, plan transverse $51,1 \pm 23,8$ (♂) $51,7 \pm 25,7$ (♀)
Kot *et al.* (2012)	20 sains (6♀ 14♂)	Droit du Fémur (DF) Tendon Patellaire	Mesure du module d'élasticité allongé, genou fléchi à 30° Variation de la pression et de la taille de la zone de mesure (ROI)	Pas d'nfluence de la ROI sur DF : $\phi 8mm : 12,78 \pm 3,53 kpa, \phi 12mm : 12,68 \pm 3,55 kpa$ Influence significative de la pression sur DF : basse : $12,78 \pm 3,56 kpa$, haute : $32,29 \pm 14,17 kpa$
Lacourpaille *et al.* (2012)	30 sains (5♀ 25♂) 25 ± 7 ans	Grastocnémien Médial (GM) Tiblial Antérieur (TA) Vaste Latéral (VL) Droit du fémur (DF)	Mesure du module de cisaillement au repos 2 fois par le même opérateur le même jour 2 jours différents 2 opérateurs différents	GM : $2,99 \pm 0,57 kpa$ TA : $4,50 \pm 0,54 kpa$ VL : $3,26 \pm 0,42 kpa$ DF : $3,23 \pm 0,43 kpa$ ICC de reproductibilité GM 0,73 - TA 0,62 - VL 0,67 - RF 0,68 ICC de répétabilité GM 0,95 - TA 0,81 - VL 0,82 - RF 0,83 ICC entre 2 jours GM 0,92 - TA 0,81 - VL 0,74 - RF 0,88

Auteur (Date)	Sujets	Muscles	Méthode	Résultats Moyens (module d'élasticité et de cisaillement en kPa)
Botanlioglu *et al.* (2012)	22 sains (11♀ 11♂) $28,8 \pm 2,0$ $28,1 \pm 4,0$ 11 femmes avec syndrome fémoro-patélaire (PFPS) $30,8 \pm 8,2$	Vaste Latéral (VL) et Médial (VM)	Mesure du module d'élasticité au repos et en contraction, allongé et hanche à 30°	VL repos $16,5 \pm 2,6$ (♀) et $16,2 \pm 3,7$ (♂) VL contracté $113,7 \pm 53,2$ (♀) et $201,8 \pm 70,5$ (♂) VM repos $11,4 \pm 3,7$ (♀) et $14,8 \pm 5,3$ (♂) VM contracté $139,1 \pm 47,6$ (♀) et $201,3 \pm 59,1$ (♂) Différence significative entre sur VM contracté avec les sujets atteints de PFPS
Maïsetti *et al.* (2012)	7 sains (7♂) 27 ± 6 ans	Grastocnémien Médial	Mesure du couple et de l'angle de la cheville à différents angle de genou Mesure du module de cisaillement Electromyographie de surface	Corrélation entre le module de cisaillement et le couple à la cheville pendant un étirement passif $R^2 = 0,979 \pm 0.009$ Estimation de la longueur détendue du muscle à $\simeq 20°$ de flexion plantaire
Hug *et al.* (2013)	9 sains (9♂) $22,6 \pm 1,8$ ans	Grastocnémien	Évaluation de la vitesse des ondes de cisaillement et du couple de cheville maximum pour un angle de cheville et un angle de genou donné	Vitesse des ondes au repos $2,1 \pm 0,3\ m \cdot s^{-1}$ L'angle auquel apparait la longueur détendue est différente entre le tendon et le muscle
Chernak *et al.* (2013)	10 sains (3♀ 7♂) $44,9 \pm 8$ ans	Grastocnémien Médial	Évaluation de la longueur détendue du muscle à différents angle de genou Mesure du module de cisaillement Electromyographie de surface Angle de la cheville	Erreur standard de mesure de répétabilité $< 3,3°$
Nakamura *et al.* (2014)	17 sains (17♂) $23,5 \pm 2,6$ ans	Grastocnémien Médial	Mesure du couple et de l'angle de la cheville à différents angle de genou Mesure du module de cisaillement Electromyographie de surface Mesure avant et après effort	ICC répétabilité $< 0,836$ Diminution signification du module de cisaillement après exercice ($p<0.05$)
Bouillard *et al.* (2014)	16 sains (1♀ 15♂) $24,6 \pm 2,6$ ans	Vaste médial (VM) Vaste latéral (VL) Droit du fémur(DF)	Mesure du couple et de l'angle de la cheville à différents angle de genou Mesure du module de cisaillement Mesure avant et après effort	ICC répétabilité après 10s de contraction VM 0,872 ICC répétabilité après 10s de contraction VL 0,873 ICC répétabilité après 10s de contraction RF 0,962

6 Conclusion

Dans ce chapitre, les techniques de reconstructions, basées sur les systèmes d'imagerie utilisés dans ce travail, ont été présentées. Le Laboratoire de Biomécanique dispose de méthodes fiables pour la reconstruction des os et de l'enveloppe externe à partir de radiographies biplanes fournies par le système EOS®. Ces méthodes s'appuient sur la connaissance *a priori* des objets que l'on souhaite reconstruire, appelé modèle générique. Ce modèle générique paramétré est déformé pour s'adapter au mieux à la géométrie réelle. Cela permet de s'approcher fortement de la géométrie réelle du sujet avec un nombre réduit d'informations, une faible irradiation et une position debout du sujet.

Les travaux sur la méthode DPSO ont permis de développer une méthode de reconstruction des muscles du membre inférieur à partir d'un nombre réduit de coupes segmentées sur IRM ou CT-Scan. Cette méthode permet un gain de temps, tout en conservant une géométrie extrêmement proche de la géométrie réelle des muscles et permet une reconstruction de muscles pathologiques. Cependant, l'IRM est un moyen coûteux et l'examen est réalisé en position couchée, si bien que les muscles sont déformés.

Par ailleurs, il a été montré que l'imagerie ultrasonore apparait comme une alternative viable à la construction des modèles 3D par IRM mais cela impose un certain nombre de contraintes matérielles. En effet, au delà du simple système d'échographie, il faut utiliser un système de positionnement 3D. Cela nécessite le développement d'outils afin de les synchroniser et de calibrer la sonde. Cependant, ce système étant peu cher et disponible, nous nous intéresserons à son utilisation pour la construction de modèle personnalisé.

Enfin, l'élastographie est un moyen fiable pour l'estimation du module de cisaillement des muscles au repos. Le nombre d'études est encore limité et seule la position au repos pour la mesure du gastrocnémien médial fait état de consensus. Par ailleurs, les auteurs mettent en garde quant à l'influence sur la mesure de la position de la sonde et de la pression exercée sur les tissus. Nous nous intéresserons donc à la mise en place d'un protocole de mesure pour l'évaluation des propriétés mécaniques des muscles du membre inférieur.

L'IRM est l'outil de référence pour la construction de modèles musculaires en position allongée. En position debout, le système EOS® est un outil fiable pour la reconstruction des os et de l'enveloppe de la peau. L'échographie constitue une réelle alternative à la construction de modèle musculaire en position debout. Enfin, la connaissance *a priori* de la géométrie des tissus permet d'améliorer les méthodes de personnalisation par déformation d'un modèle générique.

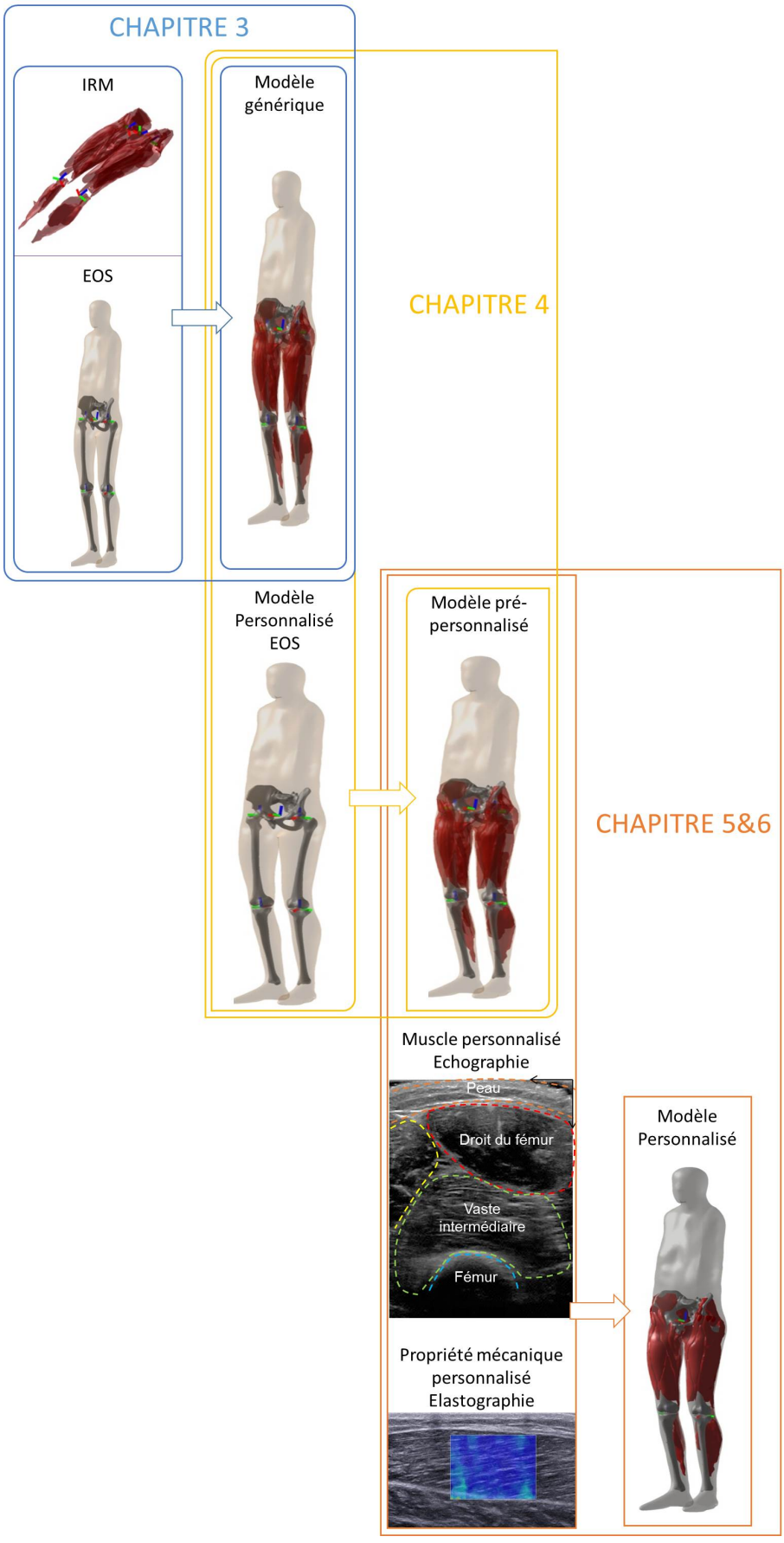
L'objectif global de ce travail est de proposer une nouvelle méthode pour la reconstruction d'un modèle musculo-squelettique personnalisé en position érigée du membre inférieur combinant stéréo-radiographie et ultrasons.

Dans les chapitres suivants, le travail personnel va être présenté sur le développement d'une méthode originale permettant la reconstruction d'un modèle muscolo-squelettique. Cette méthode sera articulée autour de 4 chapitres :

1. La construction du modèle générique sera présentée. Afin de construire un modèle de référence en position debout, des repères osseux robustes sur images IRM doivent être définis. Ce chapitre présentera la définition de ces repères pour la construction d'un modèle combinant IRM et stéréoradiographique, .
2. La construction du modèle pré-personnalisé sera présentée. La personnalisation de la géométrie osseuse et de l'enveloppe externe sera obtenue par stéréoradiographie. Ces premières informations personnalisées vont être utilisées pour la déformation d'un modèle générique. Ainsi, un premier estimé de la géométrie des muscles est calculée.
3. La construction du modèle personnalisé sera présentée. Le modèle pré-personnalisé est déformé pour correspondre à la géométrie réelle du sujet obtenue par échographie. Cette méthode posséde plusieurs avantages. Elle passe outre l'assemblage de coupes échogra-

phiques et de supprime la segmentation manuelle complète des coupes.

4. Un protocole de mesure des propriétés mécaniques par élastographie ShearWave sera présenté. La fiabilité de la mesure du module de cisaillement par élastographie ShearWave a été évaluée pour la personnalisation du modèle.



CHAPITRE III

CONSTRUCTION DU MODÈLE GÉNÉRIQUE

La méthode que nous allons développer pour la construction d'un modèle musculo-squelettique personnalisé en position debout, s'appuie sur la déformation d'un modèle générique. Dans ce chapitre, nous présenterons sa construction. La principale difficulté réside dans le fait que ce modèle générique doit être en position debout. La géométrie osseuse peut facilement être obtenue à l'aide du système EOS®. Pour l'acquisition des géométries musculaires, la méthode de référence est basée sur l'IRM et est réalisée en position allongée. Le contact avec la table et l'action de la pesanteur déforment les muscles de façon importante. De plus, cette position ne représente pas un chargement physiologique.

Il faut donc envisager un moyen d'estimer la géométrie des muscles en position debout. Comme présenté dans § 1.3, Hausselle *et al.* (2012) ont proposé une méthode permettant de déformer les muscles de la position couchée à la position debout. Cela impose un certain nombre de contraintes, la définition de repères communs dont l'identification de points de déformations sur les deux modèles. Une nouvelle méthode d'identification de repère bassin, fémur et tibia sur IRM va être présentée

1 Définition de repère osseux sur images obtenues par IRM

Dans cette partie, nous définirons la construction de repères fémur, tibia et bassin sur des images obtenues par IRM, afin de les mettre en correspondance avec les objets 3D issus de EOS. Il faut donc identifier des points anatomiques identifiables à la fois sur le modèle paramétré issu de la reconstruction 3D stéréoradiographique et sur les images issues d'IRM.

Les méthodes présentées dans ce chapitre ont été validée sur quatre sujets sains. Ils ont accepté de participer à ce protocole approuvé par le comité d'éthique (CPP Ile de France VI, Hôpital Pitié- Salpêtriére,Paris, France, 119-08). Le protocole et les méthodes utilisées leur ont été expliqués et approuvés par la signature d'un consentement.

Les images ont été acquises du tronc crêtes iliaques aux pieds avec une séquence T1 (TR 680 ms and TE 50 ms) sur un IRM de 3T. L'épaisseur de coupe était de 10 mm et la résolution d'un pixel de $0,78 \times 0,78\ mm^2$.

1.1 Définition d'un repère fémur

La définition du repère fémur a fait l'objet d'une publication que nous reproduisons ci-après. Elle est actuellement en révision pour la revue *Medical & Biological Engineering & Computing*.

1.1.1 Introduction

Muscle shape variation is an important factor to study the effects of age, neuromuscular pathology or treatment. *In-vivo* follow-up muscle shape variation is a great challenge for clinical patient in order to evaluate muscle development from disease or treatment (ten Dam *et al.*, 2012; Mendiguchia J Garrues MA, 2013). Muscle volume variation are investigated from reduced cross sectional area (Tracy *et al.*, 1999; Lund *et al.*, 2002; Morse *et al.*, 2007) or from 3D muscle reconstruction which is more accurate. Muscle volume is commonly evaluated using axis slices from Magnetic Resonance Images (MRI) (Eng *et al.*, 2007; Ng *et al.*, 2009) or CT-Scan (Rice *et al.*, 1989; Overend *et al.*, 1992; Jolivet *et al.*, 2008a). The 3D muscle shape is accessed by manual segmentation of the whole muscles contours. Some recent studies presented improvement on reconstruction method in order to decrease the reconstruction time by decreasing the number of segmented slices (Jolivet *et al.*, 2008a; Südhoff *et al.*, 2009) or by automated the segmentation (Gilles and Magnenat-Thalmann, 2010).

However assessing volume evolution of muscle belly is still a challenge. Previous study has shown that the inter-operator reliability for the muscle volume evaluation ranged from 2 to 11% depending on the muscles of the thigh (Südhoff *et al.*, 2009). These differences were due to the difficulty to identify the muscle belly, to choose the upper and the lower slices of one muscle. Our group proposed to define a local coordinate system in order to locate the upper and lower slices part of the muscle belly and get a stable reference during follow up.

The definition of a reliable femoral frame is also a challenge in gait analysis to efficiently quantify the angular position between the anatomical segments. Several studies proposed femoral frame (Cappozzo *et al.*, 1995; Croce *et al.*, 2003; Besier *et al.*, 2003), but the lecture ISB recommendation is assumed as the reference (Wu *et al.*, 2002). It was defined with the femur head center and the points represented by the medial and lateral epicondyles. However, these two points are visible on MRI slices only if the femur is cut at the right height, hence this method is difficult to use without using 3D reconstruction. In order to combine thigh muscles from MRI (Jolivet *et al.*, 2008a) and femur from biplanar X-Ray (Chaibi *et al.*, 2011) in the same coordinate system, authors proposed to use the femoral head center and the medial and distal condylar centers (Hausselle *et al.*, 2012). A difficult issue in this process is to locate the center of the condyles because they appeared as small arcs on few MRI slices.

The aim of the proposed method is to define and evaluate the reliability of a femoral frame based on MRI in order to study the variation of the muscle position in clinical routine.

1.1.2 Materials and Methods

In order to locate the upper (UpS) and lower (LwS) slices of muscle belly, a femoral frame was constructed and a reference point (RP) was investigated to locate UpS and LwS with the lowest error possible (Fig. III.1).

1.1.2.1 Femoral Frame Definition

The 3 spheres centers defined by the femoral head (F_h), the lateral condyle (L_c) and the medial condyle (M_c) have been chosen to construct the femoral frame (Fig. III.1). Z axis was defined along the line passing through the middle of both condylar center spheres (M) and F_h (Eq. VI.1). $\vec{X}$ axis was defined as the normal vector of the plane passing through F_h, M_c and L_c (Eq. III.2). $\vec{Y}$ axis was defined as the cross product of $\vec{Z}$ axis and $\vec{X}$ axis (Eq. III.3). The femoral head center defined the femoral frame origin.

$$\vec{Z} = \frac{\overrightarrow{MF_h}}{\left\|\overrightarrow{MF_h}\right\|} \tag{III.1}$$

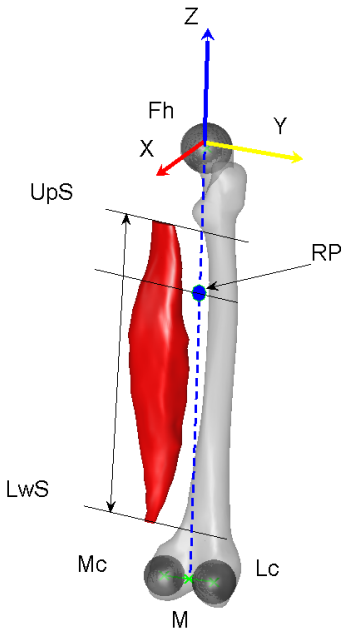


FIGURE III.1. Femoral frame computed from the femoral head center (F_h), the medial condyle (M_c) and the lateral condyle (L_c). $\vec{X}$ axis in red, $\vec{Y}$ axis in yellow and $\vec{Z}$ in blue. Muscle belly was defined between the upper (UpS) and lower (LwS) slices.

$$\vec{X} = \frac{\overrightarrow{L_c M_c} \wedge \vec{Z}}{\left\| \overrightarrow{L_c M_c} \wedge \vec{Z} \right\|} \tag{III.2}$$

$$\vec{Y} = \vec{Z} \wedge \vec{X} \tag{III.3}$$

1.1.2.2 Computation of the Femoral Sphere

The femoral head was recognizable on MRI slices as a set of circle of around 5 millimeters thickness (cortical bone) (Fig. III.2). The operator selected manually a minimum of 10 points equally spaced in each slices corresponding to extremity of the femoral head. Then, the sphere associated to the points cloud was computed with a least square method.

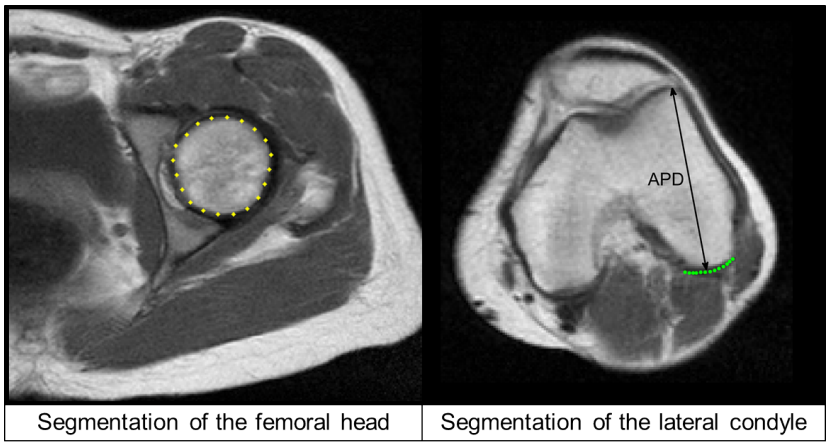


FIGURE III.2. Segmentation of the femoral head and lateral condyle on MRI and selection of the antero-posterior distance on the lateral condyle.

1.1.2.3 Definition of the Condylar Spheres

The condyles appeared as a set of small arcs on only few slices (3 to 4 slices) (Fig. III.2), which makes it difficult to assess spheres diameter and to positioning them. Therefore, a correlation study based on femoral data base was made to estimate the spheres diameters. Then, an optimization process was used to access spheres center.

Computation of the Condylar Spheres Diameter A data base of 26 femurs reconstructed from manual segmentation on CT-Scan was used. The Pearson's coefficients showed that the lateral and medial condyles diameter (L_cD and M_cD) can be estimated from the lateral antero-posterior distance of the lateral condyle (APD) (r_{L_cD} = 0.859, $p < 0.001$ and r_{M_cD} = 0.732, $p < 0.001$)

Uncertainty of diameters estimation was assessing using a leave on out (LOO) method. For each subject S_i, L_cD and M_cD were computed from a linear regression on sample from the data base excluding S_i. The error was defined as the difference between estimated value of the diameters ($L_cD_{est,i}$, $M_cD_{est,i}$) and their real diameters ($L_cD_{real,i}$, $M_cD_{real,i}$). For L_cD and M_cD, the mean of the absolute value of the errors was computed (Eq. III.4, III.5).

$$e_{LOO} = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}\left(L_cD_{est,i} - L_cD_{real,i}\right)^2 \tag{III.4}$$

$$e_{LOO} = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}\left(M_cD_{est,i} - M_cD_{real,i}\right)^2 \tag{III.5}$$

The linear regression equation was defined on the whole sample and the standard errors of the estimate (SEE) were computed (Eq. III.6, III.7).

$$\text{SEE} = \sqrt{\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}\left(L_cD_{est,i} - L_cD_{real,i}\right)^2} \tag{III.6}$$

$$\text{SEE} = \sqrt{\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}\left(M_cD_{est,i} - M_cD_{real,i}\right)^2} \tag{III.7}$$

For the lateral condyle, the regression equation was $r_{L_cD} = 0.47APD + 8.28$, $e_{LOO} = 2.31mm$ and SEE = $2.32mm$. For the medial condyle diameter, the line equation was $r_{L_cD} = 0.83APD - 11.88$, $e_{LOO} = 1.77mm$ and SEE = $1.77mm$.

The presented regression equations were implemented in order to estimate L_cD and M_cD.

Positioning of the Condylar Spheres Once the condylar sphere diameters calculated, a two-step process was defined for their positioning. The location of the sphere centers was approximated in order to initialize the optimization algorithm, and finally the position was optimized :

1. First estimate of spheres centers :
   (a) The operator are selected at least 5 points distributed on each slice which represented the small arcs of the condyles, those points (M) are considered belonging to the condylar sphere. To assess the sphere center, the following property was considered : each segment of 2 points from M has a bisector plane passing through the sphere center.
   (b) 50 different planes P_k were defined (Fig. III.3 a) :
   2 randomized points $M_i \in M$ and $M_j \in M$ were selected with a distance constraint between them (e.g. : spacing between slices). A plane P_k was defined passing through the middle of M_i and M_j, noted P_{M_k} and having as normal the vector $\overrightarrow{P_{N_k}} = \overrightarrow{M_iM_j}$.

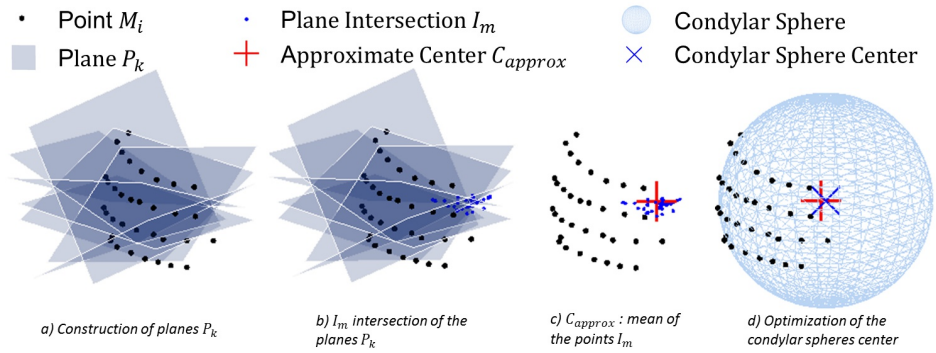


FIGURE III.3. Points M_i were identified by the operator, then the mean (C_{approx}) of the intersections I_m of the planes P_k gave the first approximation of the condylar sphere center.

TABLE III.1. Population characteristics : Age (Years), weight (Kg) and Height (cm).

	Sex	Age (yrs)	Weight (kg)	Height (cm)
Subject 1	F	37	50	147
Subject 2	F	59	57	160
Subject 3	F	69	39	149
Subject 4	F	63	64	161
Subject 5	F	66	164	67
Mean		58.8	74.8	136.8
STD		12.7	50.7	39.5

(c) The intersection between three different planes provided a point I_m, theoretical location of the sphere center. The combination of three planes P_l, P_m, P_n should respect a criteria : the distance between the middles of the segment defining the 3 planes P_{M_l}, P_{M_m}, P_{M_n} must be higher than a minimal value (e.g. : spacing between slices).
50 points I_m were constructed (Fig. III.3 b) by random combination of planes P_k satisfying the above criteria. A check was performed to avoid possible quasi coplanar planes $det(P_{N_i}, P_{N_j}, P_{N_k}) > 10^{-3}$ and a combination of two planes was used only once.

(d) The mean of the 50 resulting points I_m gave an approximate position of the sphere center C_{approx} (Fig. III.3 c).

2. The sphere center position was optimized from C_{approx} and the estimate radius, by the iterative Gauss-Newton algorithm, in order to minimize the distance between the points M and the sphere (Fig. III.3 d).

In order to assess the advantage of a such method, the least square spheres was also computed.

1.1.2.4 Subjects

Five subjects with no documented muscular pathology (Table. IV.1), agreed to participate in this protocol approved by the Institutional Ethics Committee.

Images were acquired from the iliac crests to the tibial plateau with T1 sequence on a 3T whole-body scanner (slice thickness : $5mm$; spacing between slices : $5mm$; resolution : $0.94 * 0.94$; Magnetom Verio, Siemens Healthcare, Erlangen, Germany).

1.1.2.5 Reliability Study

In order to assess the intra- and inter-operator reliability, the method was performed 5 times by 2 operators on 5 subjects. For each reconstruction (i.e. 10 per subject), the rotation angles between the global coordinate system of the MRI device and the femoral coordinate system were computed with the mobile angle sequence $XY'Z''$. Then, the mean values were considered as a reference and each specific value was compared to the reference one. The intra- and inter-operator reliability was computed using the ISO 5725 Standard.

1.1.2.6 Slice Number Influence

The influence of the segmented slices number was investigated. The spacing between slices (SBS) was of 5 mm for all subjects, both condyles were visible on 3 to 4 slices and the femoral on 5 to 7 slices. By dividing the number of slice by 2, a MRI sequence with a SBS of 10 mm was created. The reliability study was realized on both sequences.

1.1.2.7 Influence of the Reference Point on Muscles Position Reliability

The 12 following muscles involved in knee motion were studied according to previous studies and functional considerations (Mikosz *et al.*, 1988; Lloyd and Besier, 2003; Südhoff *et al.*, 2009) : semimembranosus (SM), semitendinosus (ST), biceps femoris long head (BFL), biceps femoris short head (BFS), sartorius (SAR), tensor fascia latae (TFL), gracilis (GRA), vastus lateralis and vastus intermedius (VIL), vastus medialis (VM), rectus femoris (RF), medial gastrocnemius (MG), and lateral gastrocnemius (LG). For all muscles, UpS and LwS corresponding to the muscle belly were investigated. UpS and LwS were located in the uniaxial frame with a direction along the Z axis with RP as origin (Fig. III.1).

In order to quantify the influence of RP position on the muscle extremity position reliability, the inter-operator reliability errors along the Z axis were computed for all UpS and LwS by varying RP from the femoral head center to both condyles barycenter. For the least square method and the proposed method, the mean of the error was studied by varying SBS from 5mm to 10mm.

1.1.3 Results

1.1.3.1 Frame reliability

— With a least square method, the inter-operator error varied from 0.27°to 2.7°and the intra-operator error varied from 0.13°to 0.21°(Fig. III.4). An increase around 0.5°, 0.2°and 0.9°was respectively observed on $\vec{X}$, $\vec{Y}$ and $\vec{Z}$ axis when the SBS increased from 5mm to 10mm.

— With the proposed method, the inter-operator error varied from 0.1°to 0.9°and the intra-operator error varied from 0.08°to 0.7°(Fig. III.4). An increase around 0.03°, 0.03°and 0.26°was respectively observed on $\vec{X}$, $\vec{Y}$ and $\vec{Z}$ axis when the SBS increased from 5mm to 10 mm. All errors in all cases remained lower than 1°.

1.1.3.2 Muscles Position Reliability

The mean of the 11 muscles position reproducibility was similar for both methods. SBS affected more significantly the error.

— With a SBS of 5mm, the lowest error appeared around 50% for the least square method with an error of 0.4mm and at 20% for the proposed method with an error of 0.5mm. Considering RP between 0% to 50% of the distance between the femoral head center and the barycenter of both condyles induced an error around 0.1mm.

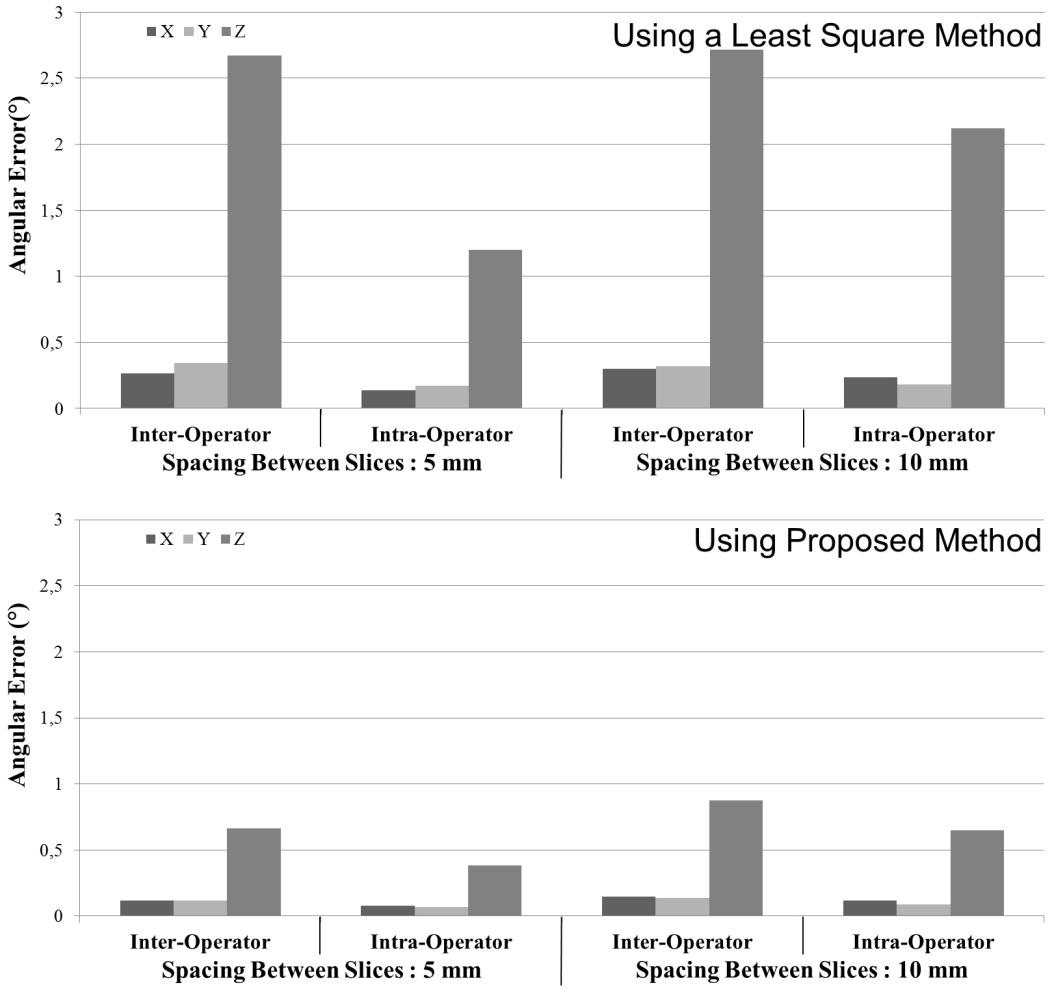


FIGURE III.4. Inter-and intra-operator angular error along $\vec{X}$, $\vec{Y}$ and $\vec{Z}$ axis by varying SBS from 5mm to 10mm for the proposed method (bottom) and the least square method (upper).

— With a SBS of 10mm, the lowest error appeared around 55% for both methods with an error of 0.72mm Considering the femoral head center as RP induced an error of 1.3mm.

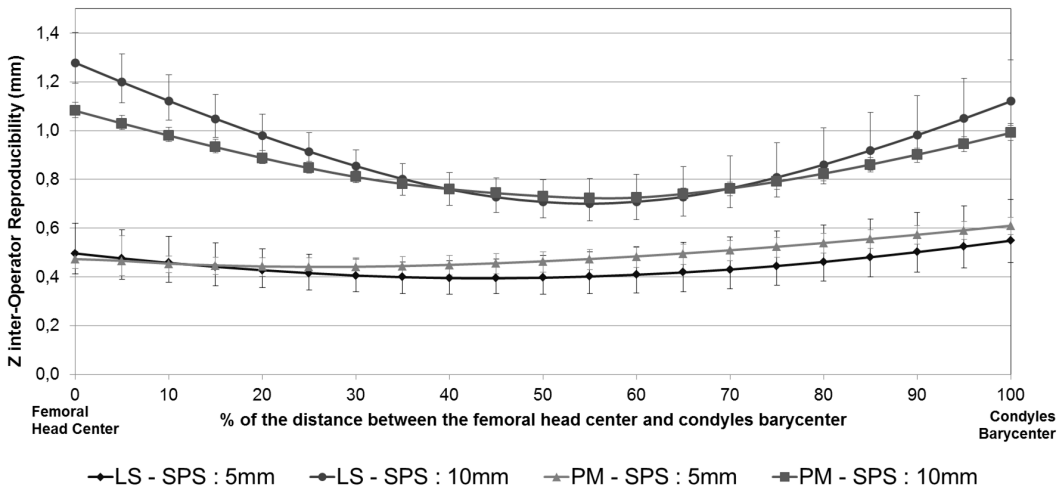


FIGURE III.5. Mean of 11 muscles position reproducibility by varying RP position from the femoral head center to condyles barycenter for the least square method (LS) and the proposed method (PM) by varying the space between slacie (SBS) from 5mm to 10mm.

1.1.4 Discussion

The aim of the proposed method was to develop a simple reliable method to construct a femoral frame based on MRI. The difficulty was to identify 3 reproducible points in order to position the frame. The femoral head was an evident choice by its ease of identification and positioning. Both condylar spheres were visible on numerous frames ; their centers were already used for the construction of femoral frame (Hausselle *et al.*, 2012). However, they appeared as small arc, their position was not reliable with the least square method and indeed an inter-operator error along the $\vec{Z}$ axis of 2.5°was found with SBS of 5mm. A new approach was used by estimating the spheres diameters from correlation with a maximum error of 10% on the diameter. Given geometric considerations, estimation error could yield a rotation error of 1.2°along the $\vec{Z}$ axis (Fig. III.6). This error was the same for all reconstructions ; this static error did not affect the frame reliability and was not significant. Then, an inter-operator error along the Z axis of 0.7°was found with SBS of 5mm.

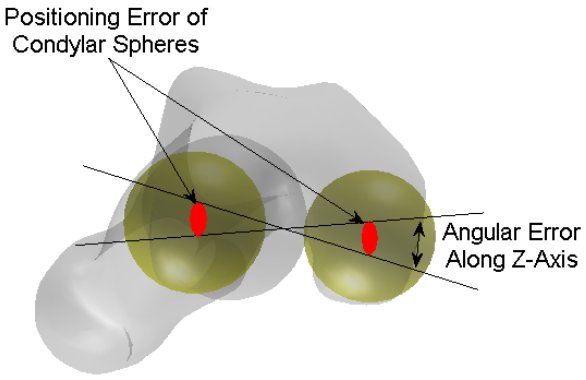


FIGURE III.6. Angular error due to positioning errors of sphere centers from diameter estimation error.

The reliability was most influenced by the positioning of the condylar spheres on the $(\vec{X}, \vec{Y})$ plane. The arcs, where the condyles were visible, were very small ; the displacement of one point modified the position of the spheres. However, this variation only induced an angular error inferior to 1°, which all remained even with 10mm SBS.

The operator selected always the points on the same slices, thus all the points were always on the same Z level. In order to quantify this effect, a study was performed. For all subjects where the condyles were visible on 4 slices, the reliability study was performed on both sequences of 10mm and no positioning influence was found.

The intra-operator error was less than the inter-operator error. The same operator has selected points with a good position reliability but another operator wouldn't selected the same points. The cortical bone thickness measured about 3mm ; some operators selected points on the exterior part and some other on the middle of cortical bone. Automation of points detection should increase the reliability of the method.

The SBS influenced less the inter-operator reliability than the intra-operator with an increasing of 28% against 75%. For the same operator, the use a SBS of 5 mm increased significantly the reliability of the frame. The number of contours for the condylar spheres was multiplied by 1.5 or by 2, it allowed to position them better. Nevertheless, increase of uncertainty did not affect significantly the reliability, since the Z-inter-operator reliability error was only 0.65 to 0.87°.

While femoral frame assessment was used in various studies from CT-Scan or MRI (Gilles *et al.*, 2005; Victor *et al.*, 2009; Hemmerich *et al.*, 2009), very few of them were addressed the issue of its reliability. Furthermore frames are identified from landmarks noticed on 3D reconstruction which requires a large number of slices. Nevertheless, the posterior condylar line reliability was assessed by an intra-operator angular error of 0.16°and an inter-operator angular error of 0.57°, corresponding to the $\vec{Z}$ axis angular error and their results were closed

to ours (Victor *et al.*, 2009). To our knowledge, this is the first study addressing a reliable femoral frame based on MRI, indeed, because of the lack of visibility on MRI and the reduced number of slices in routine clinical analysis. Condyles assessment using least square best fit spheres gave low reliability ; the proposed method provided a reliable alternative.

The femoral head position was more reliable than the condyles ; the definition of RP was a major factor in order to decrease the positioning error of muscle extremities inside the femoral frame. For all muscles, the more reliable position was included 10% to 20% of the distance between the femoral head center and the barycenter of both condyles from the femoral head center with SBS of 5mm. At 15%, the average error was minimal and the variation was less than 0.03mm under 40%. Then, an approximation shall be done by considering the femoral head as RP for the proposed method. Thus, the upper and the lower slices could be express inside the proposed femoral frame with a $\vec{Z}$ error lower than 0.65 mm for each muscle. For a SBS of 10mm, the approximation could not be done, and then RP had to be chosen at 55% of the distance. At this positioning the average error was around 0.75 mm. SBS had a major effect on upper and lower slices location, using SBS of 5 mm decreases significantly the positioning error by 2 when the femoral head was considered as RP.

The proposed method has shown a high reliability with SBS of 5mm. One of the major advantages of this method is to provide an estimate of muscle volume independent of the operator or slices positioning between 2 MRI sequences for the patient follow-up. Indeed, on the first MRI sequence the operator segments thigh muscles and construct the femoral frame with the proposed method. Upper and lower slices location are given in femoral frame with a positioning error of 0.6mm. Then, on the second MRI sequence an operator segments the same muscles and constructs the femoral frame. In order to compare muscle volume between both MRI sequence, muscle volume are computed at the same Z level : between the level of the upper and lower slices based on the first MRI sequences. By totaling the positioning error on both MRI sequence, upper and lower slices are defined with a maximum error of 1.6mm. This locating error induce a volume error from 0.1% for the BFS to 1% for the SM. This error is of the same order as the reconstruction error induced by an operator. This method provides an accurate method for the patient follow up based on MRI.

1.2 Définition d'un repère tibia

1.2.1 Introduction

Comme nous l'avons vu dans la partie 1.1, sur la reconstruction d'un repère fémur, la définition d'un repère local pour la jambe peut-être extrêmement intéressant pour l'identification et le suivi du positionnement des limites haute et basse d'un muscle.

Pour la définition d'un repère, principalement pour son utilisation en analyse du mouvement, l'ISB (Wu *et al.*, 2002) recommande d'utiliser les points les plus médiaux et latéraux des plateaux tibiaux ainsi que les pointes des malléoles latérale et médiale et la tubérosité tibiale. Cependant ces points sont difficilement identifiables sur IRM car les coupes ne se situent pas nécessairement en ces lieux.

À notre connaissance, il n'existe pas de méthodes de reconstruction de repère tibial basée sur la sélection de points anatomiques sur IRM. Elles sont basées sur la construction de repères issus d'une reconstruction 3D par segmentation manuelle.

Nous proposons donc de définir un nouveau repère tibial basé sur des points anatomiques et des corrélations. La fiabilité de la reconstruction de ce repère sera évaluée par une étude de répétabilité.

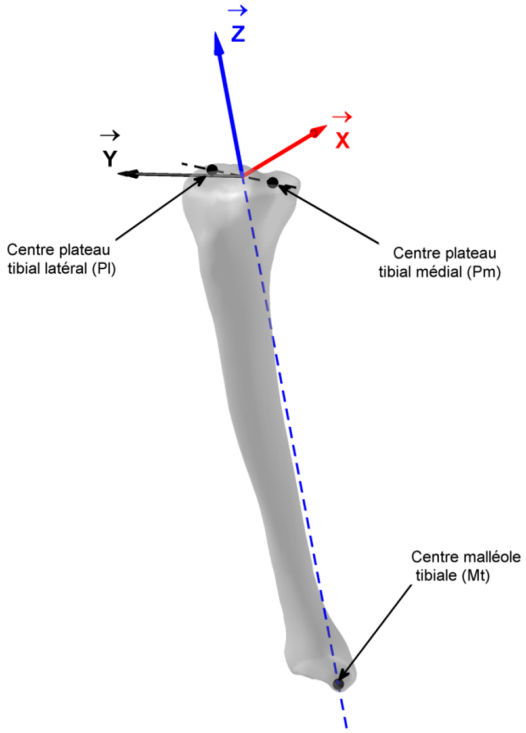


FIGURE III.7. Positionnement du repère tibia.

1.2.2 Matériels et méthodes

1.2.2.1 Définition des axes du repère

La construction du repère est basée sur trois points, le centre des plateaux tibiaux latéral (Pl) et médial (Pm) et le centre de la malléole tibiale (Mt) (figure III.7). L'axe $\vec{X}$ est défini comme l'axe normal aux plans passant par Pl, Pm et Mt (eq III.8). L'axe $\vec{Z}$ passe par le milieu de Pl et Pm et par Mt et orienté de Mt vers le milieu de Pl et Pm. Enfin, L'axe $\vec{Y}$ est définit comme le produit vectoriel de $\vec{Z}$ et $\vec{X}$ (eq III.9).

$$\vec{X} = \frac{\overrightarrow{MtPl} \wedge \overrightarrow{MtPm}}{\left\| \overrightarrow{MtPl} \wedge \overrightarrow{MtPm} \right\|} \tag{III.8}$$

$$\vec{Z} = \frac{\frac{\overrightarrow{OPl}+\overrightarrow{OPm}}{2} - \overrightarrow{OMt}}{\left\| \frac{\overrightarrow{OPl}+\overrightarrow{OPm}}{2} - \overrightarrow{OMt} \right\|} \tag{III.9}$$

$$\vec{Y} = \vec{Z} \wedge \vec{X} \tag{III.10}$$

1.2.2.2 Définition de l'origine du repère

À partir de ces trois points, il est très difficile de placer une origine repère fiable. En effet, elle sera extrêmement dépendante de la position de la coupe dans laquelle les points anatomiques ont été sélectionnés. Ce qui rend la position variable entre deux acquisitions. Nous avons donc choisi de mener une étude corrélation.

Étude de corrélation : Une base de données de 20 fémurs et tibias segmentés manuellement sur des coupes CT-Scan a été utilisée. La distance entre le milieu des condyles fémoraux et le milieu des plateaux tibiaux (d_{M}) est corrélée à la distance antéro-postérieure du condyle fémoral latéral (d_{AP}) (comme présenté § 1.1.2.2). Un coefficient de corrélation de $r = 0,77$ ($p < 0,0.001$) a été calculé entre les deux paramètres. L'erreur de prédiction de la distance a été évaluée pour une méthode de *leave-one-out*. Chaque d_{M} a été estimée $d_{\mathrm{M\ est}}$ à

partir des 19 autres couples [d_{M},d_{AP}] sur lesquels une loi de régression linaire a été estimée. L'erreur quadratique moyenne e_{LOO} a été calculée selon l'équation III.11.

$$e_{\mathrm{LOO}} = \sqrt{\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}\left(d_{\mathrm{M\ est}} - d_{\mathrm{M}}\right)^2} \tag{III.11}$$

Une erreur $e_{\mathrm{LOO}} = 1,51\ mm$ a été trouvée, ce qui justifie bien le choix d'une régression linéaire pour l'estimation de d_{M}. L'équation de régression a été évaluée sur l'ensemble de l'échantillon, ainsi que l'erreur standard de l'estimé (SEE) (eq III.12).

$$\mathrm{SEE} = \sqrt{\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}\left(d_{\mathrm{M\ est}} - d_{\mathrm{M}}\right)^2} \tag{III.12}$$

L'équation de régression est $d_{\mathrm{M}} = 0,39 * d_{\mathrm{AP}} - 8,57$ et $SEE = 1,51\ mm$

Segmentation manuelle : L'opérateur segmente manuellement sur les images les éléments nécessaires à la construction du repère en moins de 5 min :

1. L'opérateur sélectionne manuellement le centre des plateaux tibiaux latéral et médial, ainsi que le centre de la malléole tibiale, comme présenté sur la figure III.8.
2. L'opérateur sélectionne manuellement les contours des condyles latéral et médial, ainsi que la distance antéro-postérieure du condyle fémoral latéral, comme présenté sur la figure III.2 de la construction du repère fémur.

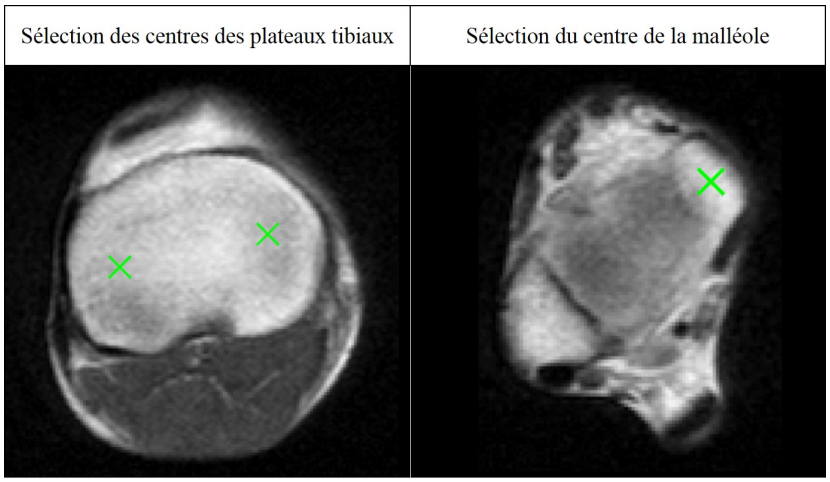


FIGURE III.8. Saisie des centres des plateaux tibiaux et du centre de la malléole pour la construction du repère tibia.

Calcul de la position de l'origine :

1. L'origine du repère est dans un premier temps évaluée comme le milieu des centres des plateaux tibiaux C_t, segmentés par l'opérateur,
2. La distance d_{IRM} entre C_t et le centre des condyles C_c est calculée,
3. La distance estimée d_{est} entre l'origine et le centre des condyles est calculée par corrélation avec la distance antéro-postérieure du condyle fémoral latéral,
4. L'origine est déplacée de la longueur égale à $d_{est} - d_{IRM}$, selon la droite (C_tC_c).

1.2.2.3 Evaluation du repère

Sujet : Quatre sujets sains ont accepté de participer à ce protocole approuvé par le comité d'éthique (CPP Ile de France VI, Hôpital Pitié- Salpêtriére,Paris, France, 119-08). Le protocole et les méthodes utilisés leur ont été expliqués et approuvés par la signature d'un consentement.

Les images ont été acquises du milieu du tronc aux pieds avec une séquence T1 (TR 680 ms and TE 50 ms) sur un IRM de 3T. L'épaisseur de coupe était de 10 mm et la résolution d'un pixel de $0,78 \times 0,78 mm^2$.

Évaluation de la fiabilité du repère : La répétabilité intra-opérateur et la reproductibilité inter-opérateur ont été évaluées sur des mesures effectuées par trois opérateurs. Chacun des repères a été reconstruit quatre fois par chaque opérateur sur chacun des quatre sujets.

Pour chaque reconstruction (12 par sujets), les angles entre le repère IRM et le repère tibia ont été calculés suivant une séquence $XY'Z''$, ainsi que la position de l'origine du repère tibia dans le repère IRM. Les écarts-types de répétabilité et de reproductibilité ont été évaluées selon la norme ISO 5725.

1.2.3 Résultats

La plus grande erreur de positionnement de l'origine est suivant l'axe $\vec{Z}$ avec un écart-type de reproductibilité de 2,33 mm et un écart-type de répétabilité de 0,34 mm, comme présentée sur la figure III.13. Une grande différence entre ces deux valeurs doit être soulignée. On peut également relever la plus grande erreur de répétabilité de positionnement de 0,39 mm sur l'axe $\vec{Y}$.

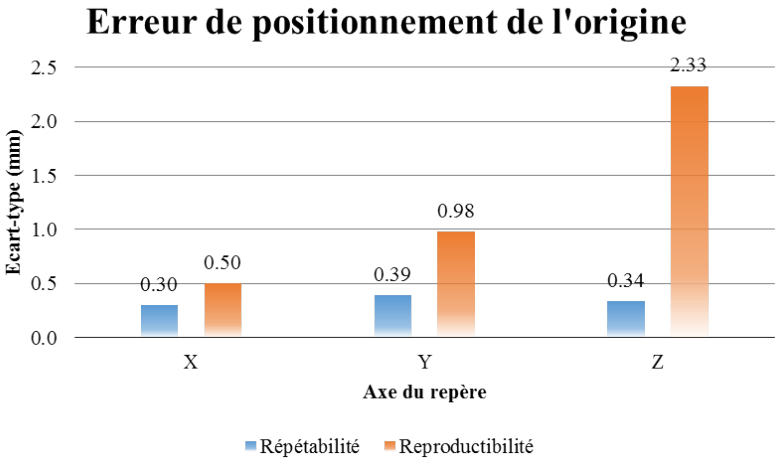


FIGURE III.9. Écart type de reproductibilité et répétabilité de position de l'origine du repère.

La plus grande erreur sur l'orientation des axes du repère est suivant l'axe $\vec{Z}$ avec un écart-type de reproductibilité de 2,66 ° et un écart-type de répétabilité de 1,99 °, comme présentée sur la figure III.14.

1.2.4 Discussion

Le but de cette étude était de construire un repère tibia fiable sur des images obtenues par IRM. La difficulté résidait dans le fait qu'un point anatomique précis ne pouvait être sélectionné. En effet, entre deux acquisitions, il n'est pas certain qu'un même point va être imagé. De plus, il n'est pas possible, comme sur le fémur, d'identifier des sphères qui pourraient permettre un positionnement plus précis de points anatomiques.

Il a donc été choisi d'orienter le repère avec le centre des plateaux tibiaux et le centre de la malléole. On peut constater que l'axe $\vec{Z}$ est bien orienté avec des écarts-types de reproductibilité inférieurs à 0,4 ° suivant les axes $\vec{X}$ et $\vec{Y}$. Ce résultat était prévisible car il est orienté par deux points éloignés ($\simeq 390mm$) vis à vis de l'erreur de positionnement du centre des plateaux, évaluée à 1,1 mm et celui de la malléole à 0,7 mm.

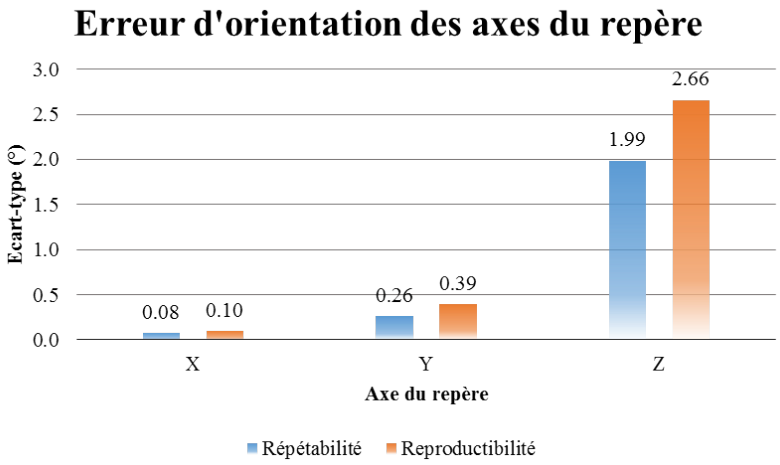


FIGURE III.10. Écart type de reproductibilité et répétabilité d'orientation des axes du repère.

Par ailleurs, l'erreur autour de l'axe $\vec{Z}$ est relativement élevée avec un écart-type de reproductibilité de 2,66 mm. Cette erreur est due à la difficulté de définir les centres des plateaux avec des précisions relativement élevées, ce qui est la principale limitation de la méthode. Il faudrait envisager une solution automatisée, telle que le recalage d'un objet générique de façon automatique.

Pour le positionnement de l'origine, la grande différence entre l'écart-type de répétabilité et de reproductibilité montre une forte dépendance à l'opérateur, notamment sur le positionnement suivant l'axe $\vec{Z}$. Le centre est principalement positionné par corrélation. Cette corrélation linéaire est basée sur la mesure de la distance antéro-postérieure du condyle fémoral latéral (d_{AP}). Cette dernière est évaluée avec un écart-type de reproductibilité de 2,30 mm et un écart-type répétabilité de 0,83 mm. Une forte dépendance à l'opérateur est encore ici à souligner. Par ailleurs, cette erreur donne un écart-type de reproductibilité sur l'estimation de la distance entre le centre des condyles et le centre des plateaux de 0,97 mm. De plus, les centres des condyles sont eux-mêmes calculés à partir de d_{AP}. Il y a donc ici une accumulation de l'erreur due au choix de l'opérateur sur la mesure de d_{AP}. Une meilleure définition et une meilleure formation sont donc à envisager afin d'améliorer la reproductibilité. Cependant, une erreur de 2,33 mm est acceptable compte tenu de la difficulté à identifier des points anatomiques fiables sur imagerie IRM, sans avoir de segmentation manuelle de coupes rapprochées.

Comparativement, au repère fémur définit §1.1, il serait plus difficile d'utiliser ce repère pour le suivi d'insertion des muscles d'un sujet.

Cette méthode offre donc une méthode de reconstruction simple et relativement efficace pour la construction d'un repère tibia sur IRM. Elle permet le recalage de tibias issus de moyens d'imageries différents.

1.3 Définition d'un repère bassin

1.3.1 Introduction

Comme nous l'avons vu dans la partie 1.1, sur la reconstruction d'un repère fémur, la définition d'un repère local pour le bassin peut-être extrêmement intéressante pour l'identification et le suivi du positionnement des limites haute et basse d'un muscle. Seulement, les muscles du bassin sont attachés suivants des lignes continues, on ne peut pas clairement définir la limite d'insertion d'un muscle (cf tableau I.2). La définition de ce repère visera donc le recalage d'objets issus d'autres moyens d'imagerie.

Pour la définition d'un repère, principalement pour son utilisation en analyse du mouvement, l'ISB (Wu *et al.*, 2002) recommande d'utiliser les crêtes ilaques antéro-supérieures et

postéro-supérieures. Cependant, elles sont identifiables par palpation sur le sujet. Mais, elles sont difficilement identifiables sur IRM car les coupes ne se situent pas nécessairement en ces lieux.

À notre connaissance, il n'existe pas de méthodes de reconstruction de repère bassin basées sur la sélection de points anatomiques sur IRM. Elles sont basées sur la construction de repères issus d'une reconstruction 3D par segmentation manuelle.

Nous proposons donc de définir un nouveau repère bassin basé sur des points et régions anatomiques. La fiabilité de la reconstruction de ce repère sera évaluée par une étude de répétabilité.

1.3.2 Matériels et méthodes

1.3.2.1 Définition des axes du repère

La construction du repère est basée sur trois points, le centre des cotyles droit (Cd) et gauche (Cg) et du centre du plateau sacré (Ps) (figure III.11). L'axe $\vec{Y}$ est défini passant

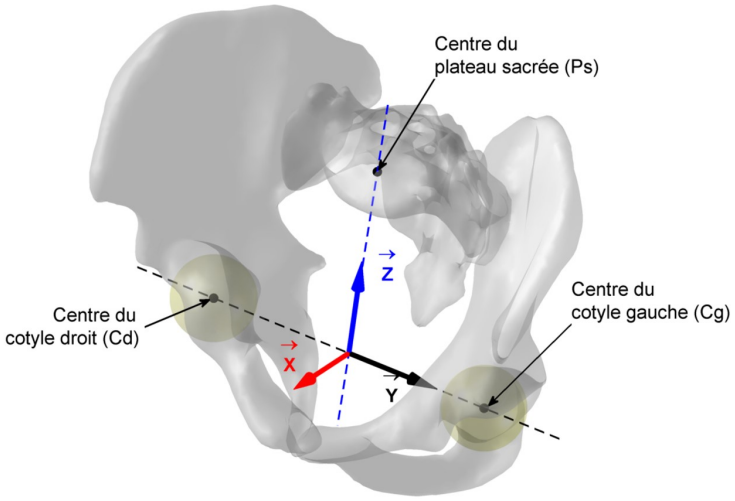


FIGURE III.11. Positionnement du repère bassin.

par le centre des cotyles et orienté de la droite vers la gauche (eq III.13). On définit un axe intermédiaire $\vec{z}$, passant par le milieu de Cd et Cg et par Ps et orienté de Ps vers le milieu de Cd et Cg (eq III.14). L'axe $\vec{X}$ est défini le produit vectoriel $\vec{Y}$ et $\vec{z}$ (eq III.15). Enfin, L'axe $\vec{Z}$ est définit comme le produit vectoriel de $\vec{X}$ et $\vec{Y}$ (eq III.16).

$$\vec{Y} = \frac{\overrightarrow{CdCg}}{\left\|\overrightarrow{CdCg}\right\|} \tag{III.13}$$

$$\vec{z} = \frac{\overrightarrow{OPs} - \frac{\overrightarrow{OCg}+\overrightarrow{OTd}}{2}}{\left\|\overrightarrow{OPs} - \frac{\overrightarrow{OCg}+\overrightarrow{OCd}}{2}\right\|} \tag{III.14}$$

$$\vec{X} = \vec{Y} \wedge \vec{z} \tag{III.15}$$

$$\vec{Z} = \vec{X} \wedge \vec{Y} \tag{III.16}$$

1.3.2.2 Définition de l'origine du repère

L'origine du repère est défini comme le milieu du centre des cotyles droit et gauche.

1.3.2.3 Segmentation et création des points

L'opérateur segmente manuellement sur les images les éléments nécessaires à la construction du repère en moins de 5 min (figure III.12).

1. L'opérateur sélectionne manuellement les contours des cotyles,
2. Le centre d'un cotyle est défini comme le centre de la sphère aux moindres carrés calculé sur les contours sélectionnés,
3. Le centre du plateau sacré est défini manuellement par l'opérateur.

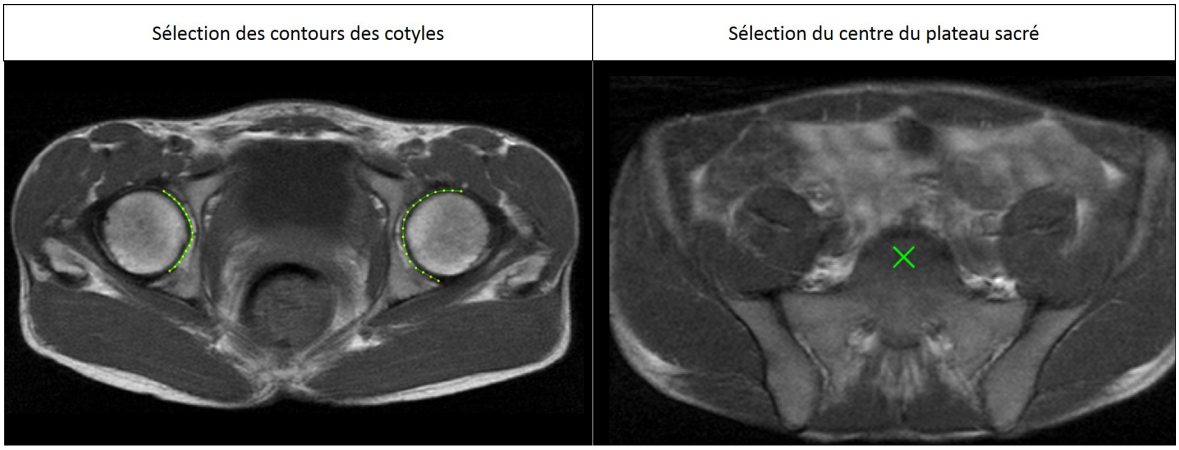


FIGURE III.12. Saisie des contours des cotyles et du centre du plateau sacré pour la construction du repère bassin.

1.3.2.4 Evaluation du repère

Évaluation de la fiabilité du repère : La répétabilité intra-opérateur et la reproductibilité inter-opérateur ont été évaluées sur des mesures effectuées par trois opérateurs. Chacun des repères a été reconstruit quatre fois par chaque opérateur sur chacun des quatre sujets.

Pour chaque reconstruction (12 par sujets), les angles entre le repère IRM et le repère tibia ont été calculés suivant une séquence $XY'Z''$, ainsi que la position de l'origine du repère tibia dans le repère IRM. La répétabilité et la reproductibilité ont été évaluées selon la norme ISO 5725.

1.3.3 Résultats

La plus grande erreur de positionnement de l'origine est suivant l'axe $\vec{Z}$ avec un écart-type de reproductibilité de 1,23 mm et un écart-type de répétabilité de 0,90 mm, comme présentée sur la figure III.13. Les écarts-types de reproductibilité et de répétabilité sont inférieurs à 0,5 mm sur les axes $\vec{X}$ et $\vec{Y}$.

La plus grande erreur sur l'orientation des axes du repère est suivant l'axe $\vec{Y}$ avec un écart-type de reproductibilité de 2,72 ° et un écart-type de répétabilité de 1,24 °, comme présentée sur la figure III.14.

1.3.4 Discussion

Le but de cette étude était de construire un repère bassin fiable sur des images obtenues par IRM. Pour ce faire, les cotyles ont été utilisés, visibles sur plusieurs coupes, des sphères peuvent leur être associées limitant les effets aléatoires de sélection. Le centre du plateau sacré a également été choisi.

Le centre du repère est bien positionné selon les axes $\vec{X}$ et $\vec{Y}$. L'axe $\vec{Z}$ possède une plus grande variation. En effet, les coupes sont orthogonales à cet axe et les cotyles ne sont visibles

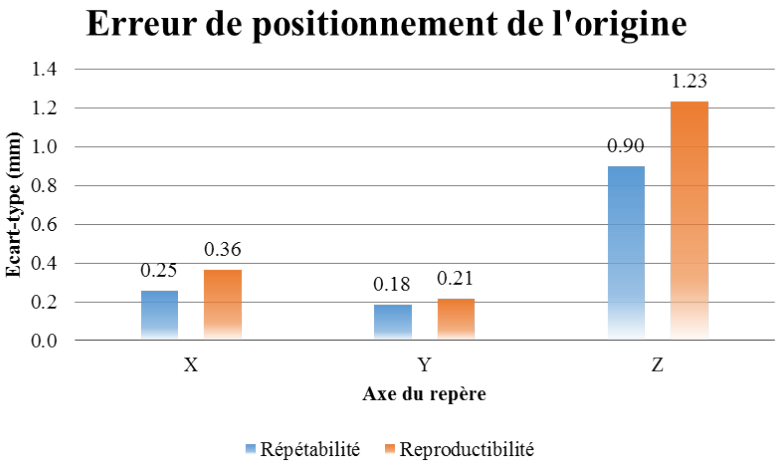


FIGURE III.13. Écart type de reproductibilité et répétabilité de position de l'origine du repère.

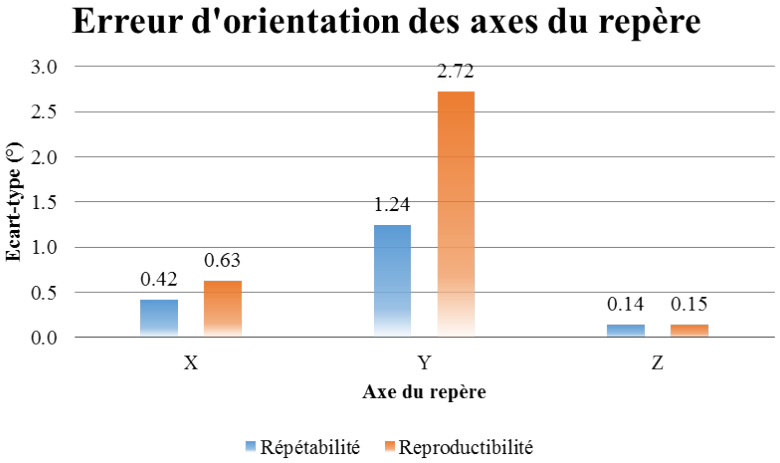


FIGURE III.14. Écart type de reproductibilité et répétabilité d'orientation des axes du repère.

que sur trois à quatre coupes avec un espace intercoupe de 10 mm. Pour le repère fémur (§1.1), lorsque l'origine est placée sur le centre de la sphère associée à la tête fémorale, il a été montré que l'erreur de positionnement des muscles diminuait de plus de deux fois avec un espace intercoupe de 5 mm (figure III.5). Cette erreur pourrait donc être diminuée de façon significative en augmentant le nombre de coupes. Toutefois, un écart-type de reproductibilité de 1,23 mm est acceptable.

Pour l'orientation du repère, les sphères aux moindres carrés des cotyles étant bien positionnées suivant $\vec{X}$ et $\vec{Y}$, on peut constater une très faible erreur suivant l'axe $\vec{Z}$ (inférieure à 0,15 °). Cependant, le défaut de positionnement des sphères fémorales suivant $\vec{Z}$ se fait ressentir avec une augmentation de l'écart-type de reproductibilité suivant l'axe $\vec{X}$. Néanmoins, il reste inférieur à 1 °.

Enfin, l'erreur d'orientation du repère suivant l'axe $\vec{Y}$ est la plus élevée. Cette erreur est principalement due à la sélection du point sur la pente sacrée par l'opérateur car la reproductibilité est plus de deux fois supérieure à la répétabilité. Il y a tout d'abord le fait que l'opérateur ne sélectionne pas toujours le point au même endroit. Mais la plus grande source d'erreur vient du fait que la pente sacrée forme un angle avec les plans de coupes (figure III.15). Le plan de coupe n'est donc pas nécessairement situé au milieu du plateau ce qui rend difficile l'identification du centre de la pente sacrée (figure III.15).

Un écart-type de reproductibilité sur l'orientation suivant l'axe $\vec{Y}$ de 2,7 °aura une influence modérée sur le recalage d'objets issus des repères différents. Cependant, il n'est pas à préconiser pour le calcul de paramètres cliniques.

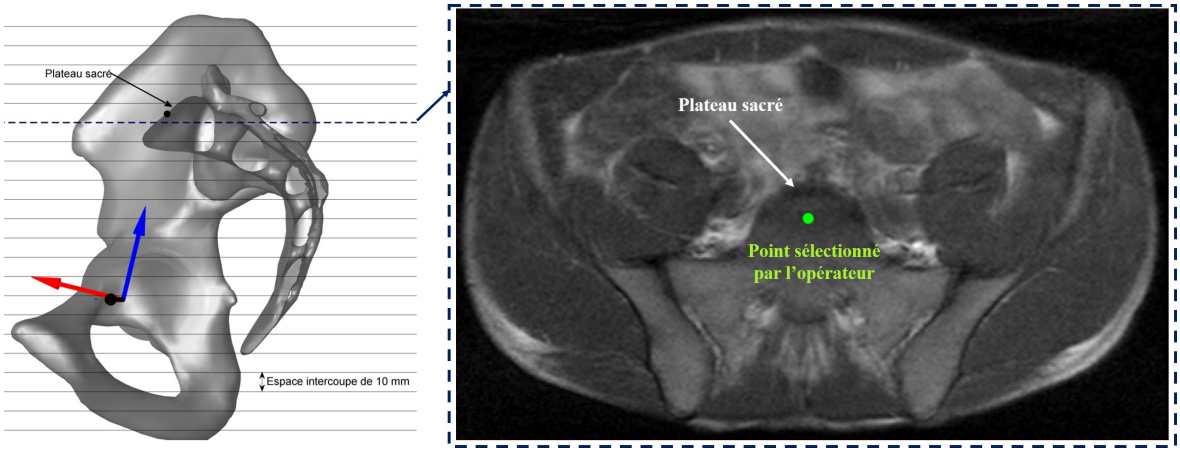


FIGURE III.15. Difficulté de sélection du centre du plateau sacré sur les images IRM.

Cette méthode offre donc une solution simple et rapide pour la construction d'un repère bassin sur les images issues d'IRM. Elle permet le positionnement de bassins issus de moyens d'imageries différents.

1.4 Projection des os EOS sur l'IRM

Nous venons de présenter trois méthodes pour définir des repères bassin, fémur et tibia à partir d'IRM. Ces repères nous permettent de mettre en correspondance les objets 3D issus de reconstruction EOS® avec les IRM (figure III.16).

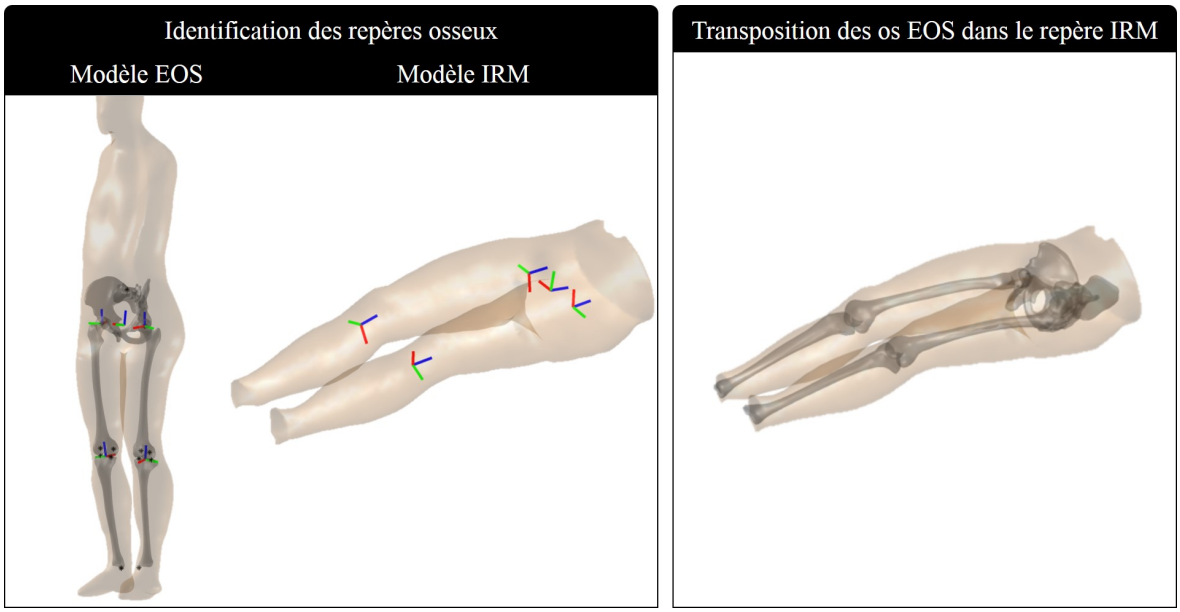


FIGURE III.16. Projection de reconstructions EOS® sur des images IRM.

La figure III.17 présente des reconstructions 3D EOS® transposées dans le repère IRM et coupées par trois coupes : distale, intermédiaire et proximale. On peut constater un bon positionnement est une bonne correspondance entre les géométries des deux modalités d'imagerie. Les défauts de correspondance viennent principalement des défauts de reconstruction EOS®.

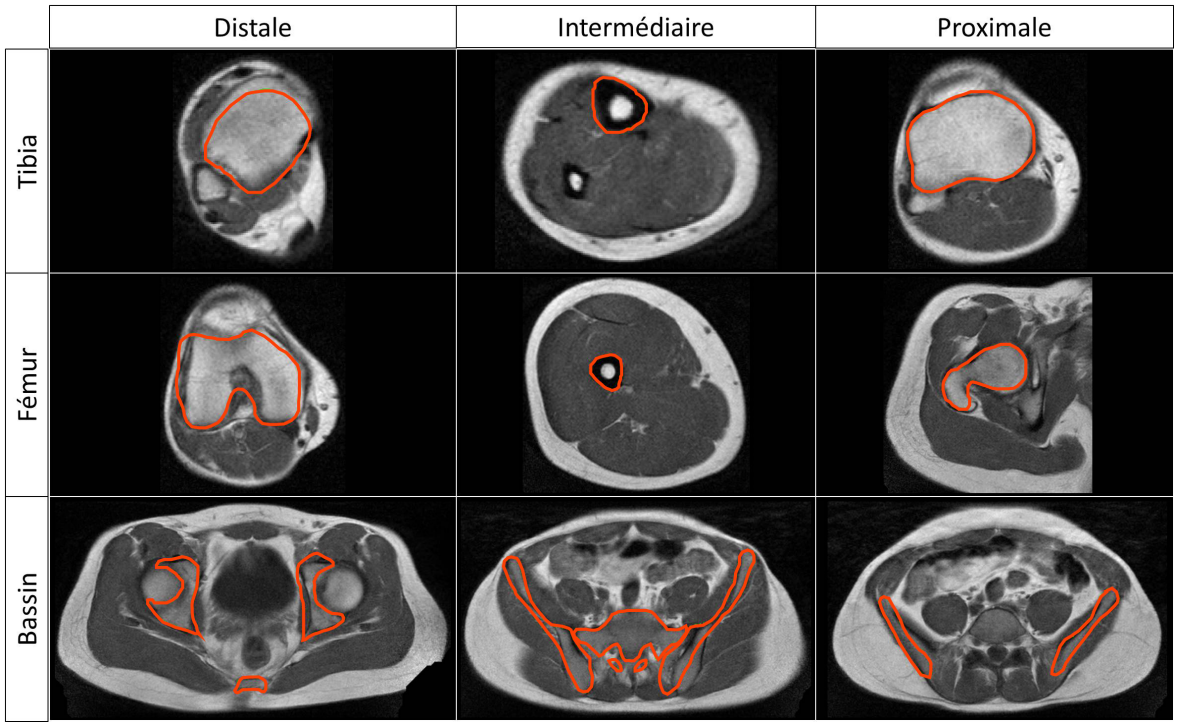


FIGURE III.17. Projection de reconstructions EOS® sur de coupes IRM après recalage.

2 Modèle générique en position debout

Dans la partie précédente, nous avons vu comment construire des repères bassin, fémur et tibia afin de mettre en correspondance les os 3D reconstruits à partir d'images EOS® et des coupes issues d'IRM. Il nous faut maintenant transposer les muscles de la position couchée à la position debout

Hausselle *et al.* (2012) ont présenté une méthode originale pour transposer les muscles de la position couchée à la position debout, en appliquant une déformation non-linéaire, un krigeage (cf Chapitre 2, § 1.3). Le principal défaut de cette technique était la définition des repères osseux sur les IRM. Nous proposons donc d'appliquer la méthode en utilisant l'amélioration réalisée sur la localisation des repères fémurs, tibia et bassin.

Quatre sujets sains (tableau III.2) ont accepté de participer à ce protocole approuvé par le comité d'éthique (CPP Ile de France VI, Hôpital Pitié- Salpêtriére,Paris, France, 119-08). Le protocole et les méthodes utilisés leur ont été expliqués et approuvés par la signature d'un consentement.

TABLE III.2. Caractéristiques de la population : âge (année), taille (cm) et poids (kg).

	Sexe	Âge (ans)	Poids (kg)	Taille (cm)
Subject 1	M	27	53	162
Subject 2	M	32	81	181
Subject 3	M	27	82	182
Subject 4	M	26	56	174
Moyenne		28	68	175
Ecart-type		2.7	15.6	9.2

Les IRM ont été acquises du milieu du tronc aux pieds avec une séquence T1 (TR 680 ms and TE 50 ms) sur un IRM de 3T. L'épaisseur de coupe était de 10 mm et la résolution d'un pixel de $0,78 \times 0,78 mm^2$.

Les radiographies bi-planes ont été acquises de la tête aux pieds sur un système EOS®

(EOS Imagine, Paris, France). Les 4 sujets sont situés dans la même tranche d'âge (28 ± 2,7 ans) et balayent une plage de taille de 20 cm (162 à 182 cm). Ils sont tous considérés comme de corpulence normale au vu de leur IMC.

Par ailleurs, un modèle générique sera d'autant plus efficace pour la génération d'un modèle futur qu'il est proche du modèle qu'il sert à estimer. Ainsi, ces modèles génériques ont un bon potentiel dans l'estimation de sujet humain car ils balayent une plage de taille de 20 cm et des morphotyes standards. Par ailleurs, les sujets 2 et 3 ont des morphotypes extrêmement proches, le choix de l'un ou l'autre ne devrait pas nécessairement avoir une grande influence sur la génération du modèle personnalisé.

3 Conclusion

Dans ce chapitre, il a été présenté la méthode de reconstruction d'un modèle générique s'appuyant sur la méthode proposée dans (Hausselle *et al.*, 2012). Il était nécessaire de définir des repères osseux sur image IRM afin de réaliser un recalage entre les objets IRM et EOS®. Il a donc été proposé des méthodes robustes pour la définition des repères bassin, fémur et tibia sur IRM.

La méthode a ensuite était appliquée à 4 sujets afin de définir 4 modèles génériques en position debout qui vont être utilisés pour estimer la géométrie des muscles d'un modèle pré-personnalisé.

CHAPITRE IV

CONSTRUCTION D'UN MODÈLE PRÉ-PERSONNALISÉ

Dans le chapitre précédent, une méthode de construction d'un modèle générique en position debout a été présentée. Elle propose la construction d'un modèle musculo-squelettique personnalisé du membre inférieur en combinant IRM et stéréoradiographie. Cependant, la reconstruction des muscles du membre inférieur sur IRM est relativement longue et fastidieuse. Dans ce chapitre, la construction d'un modèle pré-personnalisé va être présentée. Ce modèle est construit à partir de la déformation du modèle générique uniquement à partir des informations obtenues par stréréoradiographie. Cela permet d'avoir une personnalisation de l'enveloppe de la peau et de la géométrie osseuse et une première estimation de la géométrie osseuse.

La création du modèle pré-personnalisé a fait l'objet d'une publication que nous reproduisons ci-après. Elle sera soumise prochainement.

1 Introduction

Musculo-skeletal (MS) models are widely used for computing *in vivo* muscle and joint forces during gait and they have different levels of precision and details. Most of them are built from a scaled-generic model based on cadavers measurements (Delp and Loan, 1995). Magnetic Resonance Images (MRI) is also used to adjust bones geometry, muscle via-points or origin and insertion points (Scheys *et al.*, 2006). MS models were used to study the influence of joints replacement (Kia *et al.*, 2014) or muscle-tendons transfer (Delp *et al.*, 1994). Neuromuscular pathologies such as cerebral palsy (CP) were also widely studied (Arnold *et al.*, 2006; Hicks *et al.*, 2007; Scheys *et al.*, 2011; Rezgui *et al.*, 2013).

Authors have underlined the consequences of the subject-specific MS model on the results and several authors have quantified it. Functional role of the muscles was well predicted by a scaled-generic model (Correa *et al.*, 2011). However, the level of detail had a major effect on the moment arm (MA) (Scheys *et al.*, 2008). Hip joint center location (Lenaerts *et al.*, 2009), body segment parameters (Pillet *et al.*, 2010; Wesseling *et al.*, 2014) and MS geometry had also an influence on MA or muscles forces estimation.

Recently, the development of the low-dose biplanar X-Ray provided subject-specific bones (Baudoin *et al.*, 2008; Chaibi *et al.*, 2011), skin envelope and body segment parameters of the lower limb (Sandoz *et al.*, 2010). Hausselle *et al.* (2012) have proposed an original method to obtain subject-specific MS model of the lower limb in standing position by combining biplanar X-Ray and MRI. However, the used of MRI is restrictive due to availability, cost and reconstruction time. Biplanar X-Ray based reconstruction could be a compromise between scaling and full personalized reconstruction.

The present method explores the level of accuracy that could be obtained using solely low

dose biplanar X-Ray.

2 Material and Methods

2.1 Reference model in standing position

Subject-specific MS model in standing position were computed using the method proposed by Hausselle *et al.* (2012). Briefly, two perpendicular radiographies in standing position were acquired. 3D geometry of pelvis, femurs, tibias and skin envelope in standing position were assessed from biplanar X-Ray using morphorealistic parametric subject specific model (Dumas *et al.*, 2005; Sandoz *et al.*, 2010; Quijano *et al.*, 2013). Muscles and skin envelope model in lying position were segmented manually on MRI using DPSO method (Nordez *et al.*, 2009; Jolivet *et al.*, 2014). 544 corresponding control points on skin envelopes are identified between models in both positions. Muscles were deformed using a non-linear transformation applied on each muscle from lying to standing position (Trochu, 1993). 3D model of the lower limb in standing position including bones, muscles, skin and insertion points is considered as the gold standard.

2.2 Estimation of the MS in standing position

To estimate muscles in standing position based on biplanar X-Ray, a generic model (subscripted : g) with bones, skin envelope, muscles and origin and insertion points was deformed to fit X-Ray subject-specific model (subscripted : x) which contains bones and skin envelope models. The process followed the above steps :

2.2.1 X-Ray subject-specific model

The subject-specific X-Ray model was acquired from low-dose calibrated biplanar radiography (Dubousset *et al.*, 2005)(EOS®, EOS Imaging, Paris, France). 3D geometry of pelvis, femurs, tibias, fibulas and skin envelope were obtained in the global coordinate system of the X-Ray device using reconstruction methods proposed by Dumas *et al.* (2005); Sandoz *et al.* (2010); Quijano *et al.* (2013). Virtual Reality Modeling Language (WRML) was used to describe 3D surface bony models. The local coordinate system was defined for each bones based on anatomical landmarks. Moreover, the coordinates of muscle origin and insertion points were simultaneously obtained (Hausselle *et al.*, 2012).

Following notations were used :

— five regions were defined and associated to the following respectively bones noted $B_{g,i}$ and $B_{x,i}$ for X-Ray and generic models, i=1..5 : pelvis, right and left femur, right and left tibia.
— for each region an homogeneous matrix was computed from the global coordinate system to their local coordinate system noted respectively $HM_{g,i}$ and $HM_{x,i}$, with i=1..5 depending of the bone.
— skin envelopes respectively noted SE_g and SE_x,
— origin and insertion points respectively noted IP_g and IP_x, with i=1..42 (a single origin and insertion points were considered on 21 muscles).

2.2.2 Generic model deformation

In order to fit the generic model to X-Ray subject-specific model, corresponding control points (respectively CP_g, CP_x) were identified both on generic and X-Ray models for each region by following the above steps :

1. Skin envelope nodes were expressed in each bony local coordinate system (Eq. IV.1 & Eq. IV.2).

$$SE_{g\ Loc,i} = HM_{g,i}^{-1} \cdot SE_g \quad \text{(IV.1)}$$

$$SE_{x\ Loc,i} = HM_{x,i}^{-1} \cdot SE_x \quad \text{(IV.2)}$$

2. Controls points ($CP_{g\ Loc,i}$, $CP_{x\ Loc,i}$) were defined on both models for each bony segment :
   (a) j planes were equally distributed along the length of the bony segment : $P_{g,i,j}$ and $P_{x,i,j}$, with $j = 1..12$ plane number (figure IV.1 a),
   (b) computation of contours, which were intersections between the planes $P_{g,i,j}$ (respectively $P_{x,i,j}$) and the skin envelope $SE_{g\ Loc,i}$ (respectively $SE_{x,i,j}$)
   (c) on each contour was computed a cubic spline interpolation of k equally distributed control points $CP_{g\ Loc,i,j,k}$ $CP_{x\ Loc,i,j,k}$.
3. Control points $CP_{g\ Loc,i,j,k}$ $CP_{x\ Loc,i,j,k}$ were expressed in the global coordinate system to get the final control points CP_g CP_x. Moreover, 200 CP were added for each bones bones, in order to control the bone shape. Thus, a total of 2200 CP was defined.
4. Non-linear kriging transformation was computed for each muscle from CP_g to CP_x (Trochu, 1993) to deform muscles of the generic model to the X-Ray subject-specific model.

Thus, an estimation of the muscles shape of the subject was obtained and combined with the skeletal subject-specific model to get the subject-specific MS model.

2.3 Method evaluation

Subjects described by (Hausselle *et al.*, 2012) were used : four male volunteers with no documented muscular pathology, gave their written consent to participate in this protocol approved by the Institutional Ethics Committee (CPP 06036, Paris, France) (characteristics : Table IV.1). Muscles involved in knee motion (Südhoff *et al.*, 2009) and main muscles of the

TABLE IV.1. Population characteristics : age (years), height (cm), weight (kg) and body mass index (BMI in $kg \cdot m^{-2}$).

	Gender	Age (yrs)	Weight (kg)	Height (cm)	BMI ($kg \cdot m^{-2}$)
Subject 1	M	27	53	162	20
Subject 2	M	32	81	181	25
Subject 3	M	27	82	182	25
Subject 4	M	26	56	174	18
Mean		28	68	175	
STD		2.7	15.6	9.2	

pelvis were considered and divided in 3 groups.

— pelvis muscles : Gluteus Maximus (GlMa), Gluteus Minimus (GlMe), Gluteus Minimus (GlMi) and Iliacus (Ilc),
— thigh muscles : Adductor Brevis (AddB), Adductor Longus (AddL), Adductor Magnus (AddM), Biceps Femoris Long head (BFL), Biceps Femoris Short head (BFS), Gracilis (Gra), Rectus Femoris (RF), Sartorius (Sar), Semimembranous (Smem), Semitendinous (Sten), Tensor Fascia Latae (TFL), Vastus Intermedialis (VI), Vastus Lateralis (VL) and Vastus Medialis (VM)
— calf muscles : Grastrocnemius Lateralis (GL), Grastrocnemius Medialis (GM) and Soleus (Sol).

Each reference model were successively used as a generic model to estimate the three others one. Thus, 12 models were constructed resulting in 24 models for each muscle.

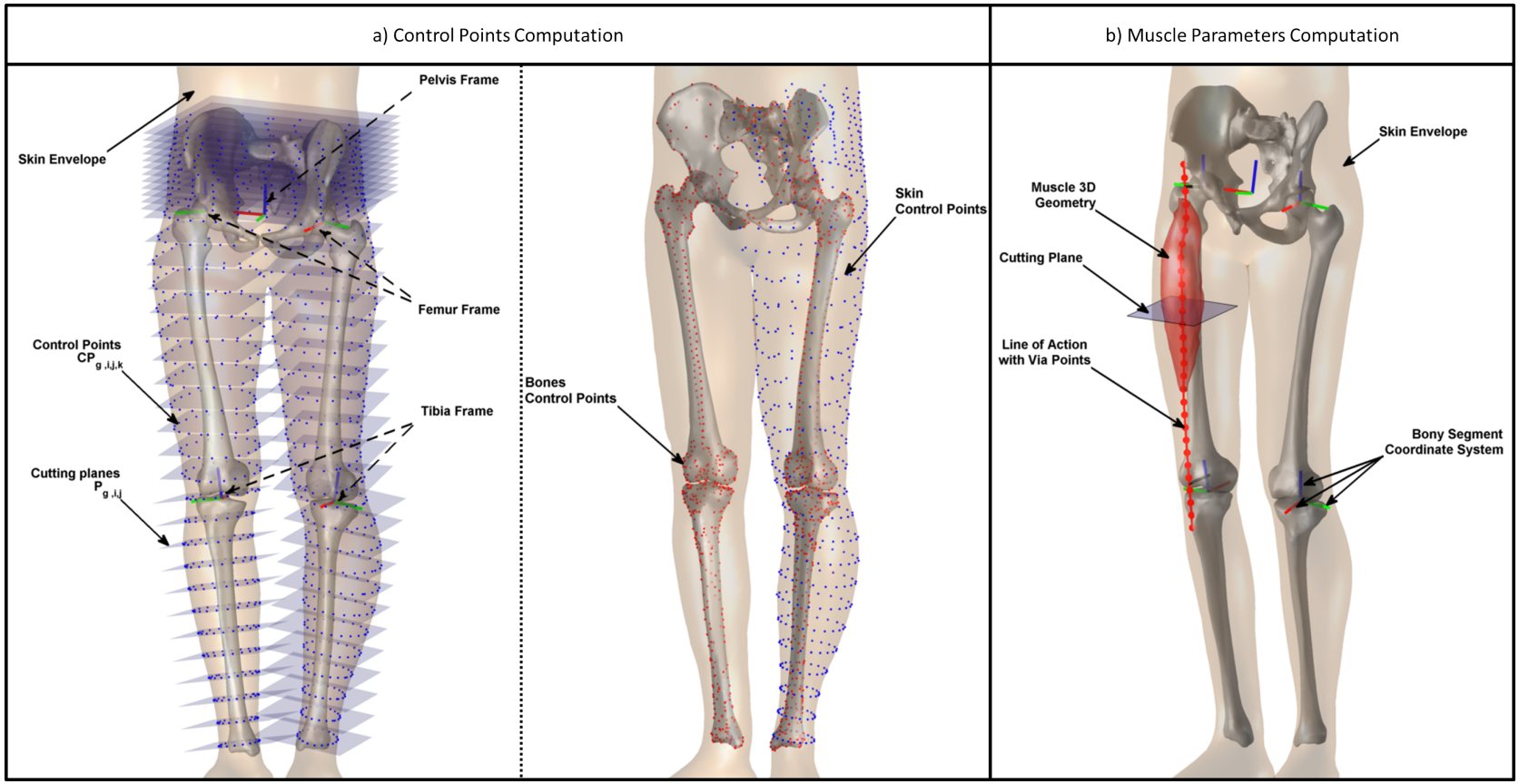


FIGURE IV.1. a) Control points CP_g calculations by cutting skin envelope by planes $P_{g,i,j,k}$ in each bony region. b) Muscles were cut by planes to compute via points, length and cross sectional area.

Parameters studied

To evaluate the method accuracy, estimated muscles were compared to their references. The bias was estimated using the mean and the reliability was evaluated using the standard deviation (SD) of the difference of the 24 estimated muscles. Comparison was made on following parameters (figure IV.1 b) :

— volume,
— muscle length : the line of action was defined as the center of each cross section. A spline of 50 via points was defined from origin to insertion points following the line of action. The muscle length (ML) was computed as the sum of the distance between via points,
— the distance between via points computed as RMS of the distance between corresponding via points of both models,
— moment arm computed as the distance between the line of action and the joint center. The center of the hip joint was computed as the center of the sphere fitting the femoral head. The center of the knee joint was defined as the middle of the centers of the spheres fitting the posterior part of the condyles,
— maximum cross section area (CSA) : each muscle was cut by 50 planes equally spaced along the length and the maximum CSA was retained.

2.4 Best generic-model subject

In order to evaluate which subject was the best generic model, bias and standard deviation of whole estimated muscles were computed for each subject for the five previous parameters.

3 Results

3.1 Evaluation of the method

Bias (Table IV.2)
Most muscle volume were overestimated with bias between -2% and 18%, except gastrocnemius medialis (26%) and adductor longus (100%). Muscle length was estimated with bias between -1% and 1%. Moment arm in hip joint was over estimated for iliacus with a bias of 17% ; however it was between -6% and 5% for other muscles. For most muscles, moment arm in knee joint was estimated with a bias between -3% and 5%, except Semitendinous (21%). Most muscles CSA were over-estimated with a bias upper than 1% except biceps femoris long head (-3%).

95%CI (Table IV.2)
Muscle volume SD ranged from 15% for adductor magnus to 198% for adductor longus. Muscle length SD was lower than 12% for all muscles. Moment arm in hip joint SD is ranged from 6% for sartorius and adductor magnus to 76% for iliacus. Moment arm in knee joint SDI is ranged from 2% for tensor fascia latae to 59% for semitendinous. CSA SD is ranged from 15% for adductor magnus and 183% for adductor longus.

RMS of the via points distances, Dist, is ranged from 8±2mm for vastus intermedialis to 28±40mm for gastrocnemius medialis (Table IV.2). Most muscles were estimated with a mean of Dist lower than 15mm.

3.2 Best generic-model subject

Subject 3 appeared as the best generic model for muscle volumes and length evaluation, subject 2 was the best for muscles via points estimation. Hip MA was best assessed with subject 2 and 3 and knee MA with subject 1, which was the best for CSA estimation.

Subject 3 was considered for method evaluation, with the associated result IV.3. As show previously, muscle length is better evaluated.

TABLE IV.2. Mean and standard deviation of estimated volume and its difference (V_e), estimated muscle length and its difference ($ML_{\%}$), via points distance (Dist), moment arm and its difference (Hip MA_e and Knee MA_e) and maximum cross section area and its difference ($CSA_{e,max}$) between estimated muscles and their reference.

		Volume				**Length**				**Distance**		**Hip Moment Arm**				**Knee Moment Arm**				**Cross Section Area**			
		Value (cm^3)		V_e (%)		Value (mm)		ML_e (%)		Dist (mm)		Value (mm)		MA_e (%)		Value (mm)		MA_e (%)		Value (cm^2)		CSA_e (%)	
	Muscle	Mean	SD	Bias	SD	Mean	SD	Bias	SD	Mean	SD	Mean	SD	Bias	SD	Mean	SD	Bias	SD	Mean	SD	Bias	SD
Pelvis	GlMa	883	337	7	38	208	21	0	7	16	7	64	11	-6	16					58	22	7	43
	GlMe	315	103	1	29	197	20	-1	10	15	4	34	6	0	19					35	10	6	30
	GlMi	82	26	18	54	186	15	1	12	15	5	36	6	0	19					13	3	9	34
	Ilc	130	40	14	61	226	15	-1	9	15	4	26	12	17	76					14	4	8	39
Thigh	AddB	186	31	9	31	232	8	0	4	22	7			2	23					18	3	9	25
	AddL	155	77	100	198	233	11	0	5	28	10	77	10	2	23					14	5	87	183
	AddM	622	103	6	15	270	8	0	3	10	3	82	5	-1	6					37	7	3	15
	BFL	127	43	8	61	463	7	0	2	18	7	63	6	2	7	46	4	-1	3	8	2	-3	29
	BFS	151	55	14	55	463	4	0	1	21	6					46	4	-1	3	11	3	10	39
	Gra	104	17	6	19	471	10	0	2	11	3	63	15	-3	24	21	7	4	20	5	1	10	37
	RF	266	115	0	43	569	8	0	1	9	3	45	5	1	9	54	8	1	5	14	6	4	42
	Sar	134	31	2	21	659	24	0	4	14	3	62	10	2	6	40	6	4	15	4	1	8	27
	Smem	180	66	17	66	453	7	0	1	11	3	39	8	0	17	28	5	-2	20	11	4	13	50
	Sten	208	78	5	39	517	8	0	2	11	3	61	12	5	30	16	7	21	59	11	5	10	53
	TFL	69	37	12	59	592	17	0	2	11	3	55	8	-2	11	48	3	0	2	6	4	16	60
	VI	287	112	-2	26	444	12	-1	3	8	1					45	6	-3	13	15	5	1	33
	VL	848	229	0	29	430	7	-1	2	11	4					48	6	-2	13	37	10	3	35
	VM	604	229	10	50	416	12	-1	4	14	5					43	6	-3	13	30	9	3	23
Calf	GL	211	65	-2	31	478	12	0	3	20	13					29	5	4	24	15	4	1	25
	GM	203	97	26	68	476	14	0	4	26	20					24	3	5	20	14	5	20	41
	Sol	455	124	1	24	374	9	0	3	11	4									28	9	3	30

TABLE IV.3. Minimum (Min) and maximum (Max) of estimated volume and its difference (V_e), estimated muscle length and its difference ($ML_{\%}$), via points distance (Dist), moment arm and its difference (Hip MA_e and Knee MA_e) and maximum cross section area and its difference ($CSA_{e,max}$) between estimated muscles and their reference, using subject 3 as reference.

		Volume				**Length**				**Distance**		**Hip Moment Arm**				**Knee Moment Arm**				**Cross Section Area**			
		Value (cm^3)		V_e (%)		Value (mm)		ML_e (%)		Dist (mm)		Value (mm)		MA_e (%)		Value (mm)		MA_e (%)		Value (cm^2)		CSA_e (%)	
	Muscle	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max	Min	Max
Pelvis	GlMa	702	1343	-23	56	176	246	-9	0	9	26	45	76	-38	10					46	83	-23	61
	GlMe	184	340	-37	-10	191	227	-4	11	7	25	27	38	-25	36					17	44	-44	7
	GlMi	67	107	-30	82	184	213	-6	13	6	21	27	38	-25	36					10	15	-25	40
	Ilc	113	141	-25	80	229	239	-1	11	9	15	32	36	-7	161					10	14	-34	10
Thigh	AddB	169	204	-7	48	236	239	2	5	18	31	57	65	-33	-18					14	16	-24	2
	AddL	105	125	-54	-31	226	249	-3	7	23	42	57	65	-33	-18					14	17	-17	-3
	AddM	483	684	-15	15	264	287	-1	5	5	14	81	88	-6	9					25	38	-15	0
	BFL	68	117	-57	1	457	463	-2	0	8	28	50	70	-4	5	44	49	-6	0	5	9	-46	3
	BFS	99	135	-45	-4	464	469	0	2	12	27	50	70	-4	5	44	49	-6	0	8	12	-31	24
	Gra	92	126	1	28	466	480	0	1	5	13	45	88	-29	23	15	21	5	13	6	7	3	71
	RF	71	242	-69	-11	567	581	-1	1	5	14	38	52	-7	21	41	61	5	14	3	14	-72	-5
	Sar	74	133	-36	-7	645	681	0	2	7	18	49	71	-7	3	32	44	7	18	3	4	-23	26
	Smem	56	157	-64	-29	447	462	-1	1	6	14	29	50	2	23	28	32	6	14	5	10	-57	-10
	Sten	104	281	-43	39	513	530	0	1	8	13	40	72	-22	38	18	23	8	13	6	12	-44	24
	TFL	29	75	-53	41	577	614	-1	3	6	17	39	61	0	0	42	51	6	17	2	6	-49	20
	VI	149	298	-37	-9	448	455	-2	3	6	9					40	57	-14	17	8	16	-37	-7
	VL	417	1004	-46	6	429	447	-1	2	11	17					40	57	11	17	19	45	-42	20
	VM	267	502	-50	-14	415	423	-3	3	5	16					36	51	5	16	16	30	-28	-2
Calf	GL	133	258	-25	37	468	502	0	3	5	33					21	32	5	33	8	17	-26	25
	GM	83	212	-33	12	474	504	0	5	3	51					20	25	3	51	6	16	-39	-5
	Sol	254	521	-29	6	365	391	-2	2	7	16											-41	-8

4 Discussion

This study proposed an original method to access subject-specific MS model of the lower limb in standing position based on low-dose biplanar X-Ray. The reconstruction time was 30 min versus about 2 hours on MRI which allows a subject-specific MS model in lying position. Bones and skin envelope were subject-specific, origin and insertion points were estimated (Hausselle *et al.*, 2012) and muscles shape were computed from generic model deformation.

The non-linear deformation from the generic model to the subject-specific MS model allowed an estimate of muscle belly in the transverse plane. The height individual variability of muscle belly length cannot be estimated. Thus CSA was better estimated than muscle volume ($p<0.03$). Proposed method had not taken into account subject fat thickness, this was the main limitation. Thus, the more the fat thickness is closed of the generic model, the more accurate is the estimation. Subject 2 and 3 appeared as the most appropriate generic model because they were closed and a between subject 1 and 4 : subject 1 had developed muscles and was very thin ; on the other hand subject 4 had larger fat thickness. This point will be focused in further study.

Estimation of muscle belly less influence muscle length and RMS of the via points distances, except in gluteus muscles. These muscles were decomposed in several bodies (Arnold *et al.*, 2006; Martelli *et al.*, 2013), here only a single line of action was considered. Moreover, these muscles are flat, thin and short ; thus, line of action was more influenced by the deformation and muscle length error in percent was more influenced. Error in calf muscles was due to the insertion position, which was estimated on the Achilles tendon : on the skin envelope at the tibia distal part. (Scheys *et al.*, 2008) shown a length difference around 20% between estimated and personalized model, then the proposed method is more accurate than an estimated model.

MA was also influenced by muscle belly shape but less because only muscle centers are considered. Belly part of Stem ends on the anterior part of the thigh and the insertion point is on the lateral side of the tibia. Tendon pathway was estimated between those two points by a spline which was widely different of the real one. Generic model including tendon pathway could better predict MA. (Scheys *et al.*, 2006, 2008) shown MA difference between estimated and personalized model more than 20% for most muscles and up to 100% for some muscles. Proposed method was more accurate for most muscles.

Also, the presented model have to be compared with rescaled generic model. Table IV.4 summarizes the difference of the MA in hip and knee joints computed for the presented study and for scaled-generic model compared to the reference model (Hausselle *et al.*, 2012). The proposed method increased significantly the accuracy of moment arm computation for Adductors, GlMe, GlMi, RF, Sar, Smem in hip joint and BFS, RF, Sar, Smem, TFL in knee joint.

A large scale study which includes information of fat thickness will be performed in further study during gait analysis.

This study proposed a fast method for subject-specific skeletal modeling of the lower limb in standing position. Bones and skin envelope were subject-specific and muscle lines of action were more accurate than generic model for most muscles.

TABLE IV.4. Moment arms in hip and knee joints computed for the proposed method and generic-scaled model compared to the method proposed by Hausselle *et al.* (2012). * indicates a lower significant difference between proposed method and generic-scaled model ($p<0.05$).

		Proposed method		**Scaled-generic model**	
	Muscle	Bias (%)	SD (%)	Bias (%)	SD (%)
Hip	AddB*	2	23	-34	14
	AddL*	2	23	-34	6
	AddM*	-1	6	-28	27
	BFL	2	7	-1	6
	GlMa	-6	16	2	14
	GlMe*	0	19	-9	7
	GlMi*	0	19	-25	9
	Gra	-3	24	-5	5
	Ilc	17	76	-5	32
	RF*	1	9	15	19
	Sar*	2	6	20	20
	Smem*	0	17	-8	6
	Sten	5	30	4	8
	TFL	-2	11	4	10
Knee	BFL	-1	3	0	12
	BFS*	-1	3	9	9
	Gra	4	20	-8	39
	RF*	1	5	-14	14
	Sar*	4	15	-6	17
	Smem*	-2	20	16	39
	Sten	21	59	7	38
	TFL*	0	2	18	12
	VI	-2	13	-7	7
	VL	-2	13	-3	20
	VM	-3	13	-7	7

5 Conclusion

Les images stéreoradiographiques permettent de reconstruire la géométrie 3D de l'enveloppe de la peau, des os et de définir les origines et les terminaisons des muscles. Ces informations ont été utilisés pour déformer un modèle générique musculo-squelettique. Le modèle obtenu, appelé modèle pré-personnalisé, possède une géométrie personnalisée de l'enveloppe de la peau, des os et des origines et terminaisons des muscles. Quant à la géométrie des muscles, elle est estimée.

Cette méthode présente l'avantage de définir de façon rapide une première géométrie personnalisée. Par ailleurs, elle est améliorée par rapport au méthode de mise à l'échelle de modèle générique, utilisée en analyse du mouvement. Bien que la longueur et les lignes de passage des muscles soient bien définies, la géométrie 3D des muscles ne l'est pas. Il faut donc améliorer la personnalisation des muscles, ce qui sera présenté dans le chapitre suivant avec l'utilisation de l'échographie.

De plus, sur les 4 sujets, utilisés comme modèle générique, il a été identifié que le sujet 3 apparaissait comme le meilleur estimateur des modèles des autres sujets.

CHAPITRE V

CONSTRUCTION D'UN MODÈLE PERSONNALISÉ

Dans le chapitre précédent, une méthode permettant d'obtenir un modèle pré-personnalisé a été présentée. Ce modèle estime plutôt justement la longueur et les lignes de passage des muscle mais n'estime pas la géométrie 3D des volumes. Dans ce chapitre, la personnalisation de la géométrie des muscles avec l'utilisation de l'échographie sera présentée.

Dans un premier temps, la mise en place du protocole sera exposée. Le matériel utilisé, ainsi que les contraintes techniques seront présentées. Ensuite, le protocole pour la personnalisation sera présenté.

1 Mise en place du protocole

Dans la revue de littérature, nous avons vu que pour réaliser de l'échographie 3D, il était nécessaire d'utiliser un système de positionnement 3D. L'ancillaire fixé sur la sonde permet de connaitre la position de celle-ci dans le repère de mesure. Il est nécessaire de calibrer la sonde afin de connaitre la position du repère sonde par rapport au repère image (cf : §4.2.1). Enfin, il est nécessaire de synchroniser temporellement le système de positionnement et le système d'échographie. Dans cette partie seront présentés le matériel et les méthodes de calibration utilisées.

1.1 Matériel utilisé

1.1.1 Système d'échographie

Au sein du laboratoire, nous disposons d'une machine d'échographie commerciale, Aixplorer, fabriquée par la société Supersonic Imagine (Aix en Provence, France). Ce système très complet, échographe et élastographe, ne permettait pas d'être synchronisé avec le système de positionnement car il ne possédait pas de communication externe. Un "trigger" a donc été ajouté et la société a développé une version logiciel qui génère une impulsion à chaque image acquise. Cette impulsion est un créneau de 2,4 V d'une durée de 50 μs.

1.1.2 Système de positionnement 3D

Au sein du laboratoire, nous avions à disposition deux systèmes de positionnement opto-électronique : le système Polaris® et un système Vicon®. Ces deux systèmes sont basés sur le même principe de fonctionnement. Des lampes éclairent dans les infrarouges des marqueurs réfléchissants. Les marqueurs sont filmés en continu par des caméras, deux pour le système Polaris®, 14 pour le système Vicon® à disposition.

FIGURE V.1. Système d'échographie Aixplorer.

Le système Polaris® possède l'avantage d'être transportable, sa vitesse d'acquisition est fixe à 20 Hz et son volume de mesure est limité face aux caméras. La précision de mesure est de l'ordre de 0,3 mm (McBeth *et al.*, 2002).

Le système Vicon® est un ensemble fixe, sa vitesse d'acquisition est réglable de 10 à 1000 Hz et son volume de mesure est limité au volume visible par l'ensemble des caméras à disposition. Il peut donc s'étendre à une pièce de plusieurs mètres carrés. Le système, dont nous disposons, est calibré pour une aire d'environ 20 m^2 sur 2,5 m de haut. La précision de mesure est de l'ordre de 0,22 mm (Windolf *et al.*, 2008).

Nous avons choisi d'utiliser le système Vicon® pour cette première application de construction du modèle car il nécessite moins de contraintes d'utilisation. De plus, il possède un trigger intégré pour le déclenchement d'acquisition par un système externe qui nécessite moins de développement. Il suffit de fermer un circuit interne au système pour déclencher une acquisition.

Nous utiliserons le système Polaris® pour la calibration spatiale de la sonde car nous avions un stylet calibré pour ce système.

1.1.3 Synchronisation temporelle

Il a été choisi de déclencher la mesure à partir de l'échographe. Dès la première mesure, un signal créneau est envoyé mais étant trop bref pour être directement utilisé afin de piloter la fermeture du circuit externe, un circuit intermédiaire a dû être ajouté. Il est composé d'une bascule monostable qui détecte l'impulsion et crée un signal créneau d'une durée de 1 ms qui ferme le circuit de déclenchement via un optocoupleur (figure V.2).

Cependant, suivant les réglages choisis sur l'échographe, le temps entre l'impulsion et le début de l'enregistrement est variable. Il a donc été choisi d'ajouter une étape de calibration temporelle au début de chaque mesure. Afin d'évaluer le décalage temporel entre les acquisitions des deux systèmes, la calibration temporelle, proposée par Rousseau *et al.*, a été utilisée. Brièvement, une plaque de PMMA, épaisse de 2 cm, est plongée dans un bac rempli d'eau. La plaque est imagée par échographie et un mouvement vertical de va et vient et réalisé par l'opérateur. Le déplacement d'une ligne blanche est alors observée dans l'image. Sa position est automatiquement détectée par une transformée de Hough (Hough, 1959) et comparée à la variation de la coordonnée verticale de la sonde, donnée par un marqueur optoélectronique (figure V.3).

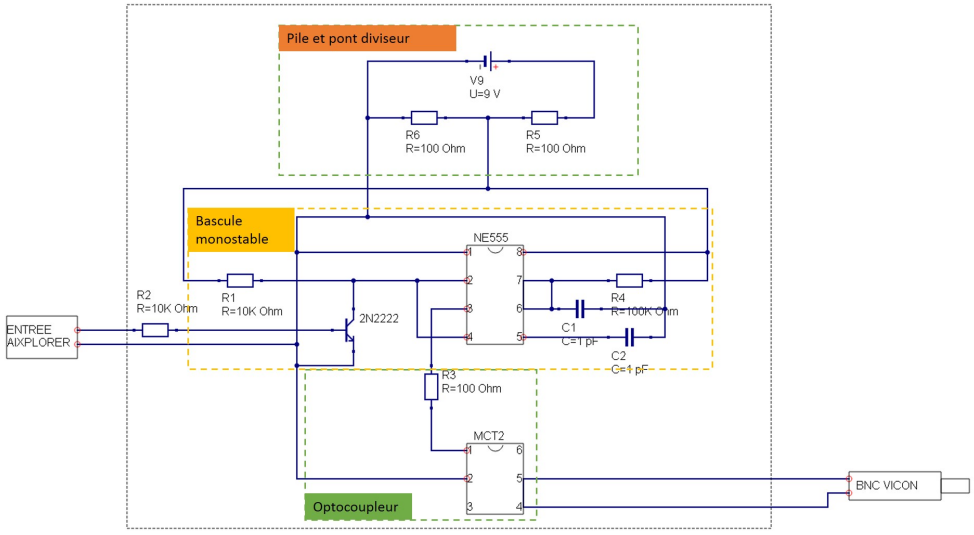


FIGURE V.2. Circuit de synchronisation entre Aixplorer et Vicon®.

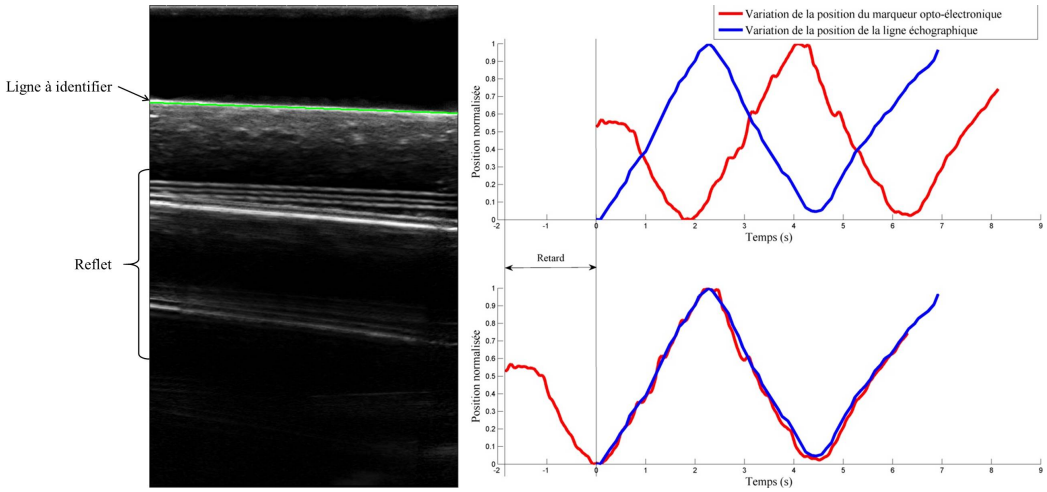


FIGURE V.3. Mesure du retard de synchronisation entre les systèmes opto-électronique et échographique.

1.1.4 Ancillaire et calibration

1.1.4.1 Réalisation de l'ancillaire

L'ancillaire placé sur la sonde est un négatif de celle-ci. Il a été réalisé par impression 3D afin de s'adapter le plus fidèlement possible à la géométrie de la sonde (figure V.4). Sur cet ancillaire, quatre marqueurs réfléchissants ont été placés afin de définir un repère sonde (figure V.4). Ce repère a été défini pour être orienté de la même façon que le repère image et son origine est placée sur le centre de la bille la plus basse. La coaptation entre la sonde et l'ancillaire était très bonne grâce aux surfaces conformes. Une évaluation de l'erreur de replacement et de calibration a été effectuée. Cela permettra notamment de savoir si il sera nécessaire de calibrer l'ancillaire à chaque mesure.

1.1.4.2 Calibration de l'ancillaire

Matériels et méthodes

La méthode du stylet a été utilisée pour calibrer la matrice de passage entre le repère sonde et le repère image. En effet, comme présenté dans la revue de littérature cette méthode est simple d'utilisation et n'exige pas de développement logiciel important. Cependant, nous ne disposions d'un stylet parfaitement calibrer que pour le système Polaris®. Ce système a donc

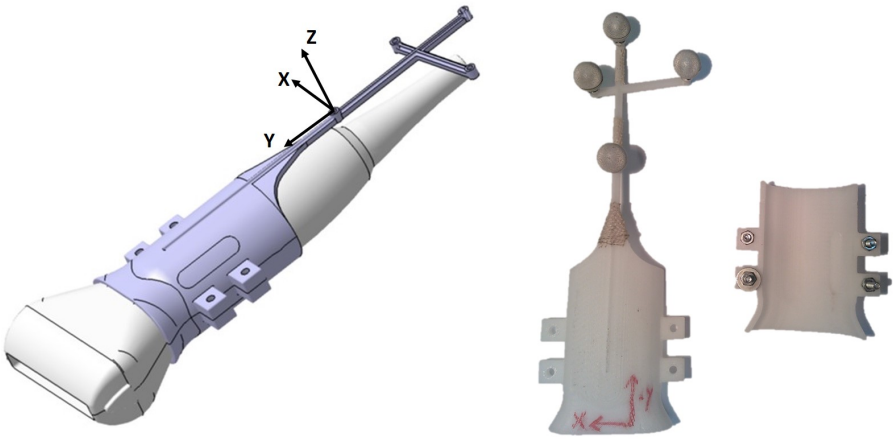


FIGURE V.4. Ancillaire de positionnement de la sonde.

été choisi pour cette phase de calibration. Il permet d'évaluer la position de l'ancillaire dans l'espace, ainsi que la position du stylet (figure V.5). La sonde est placée dans un bac d'eau,

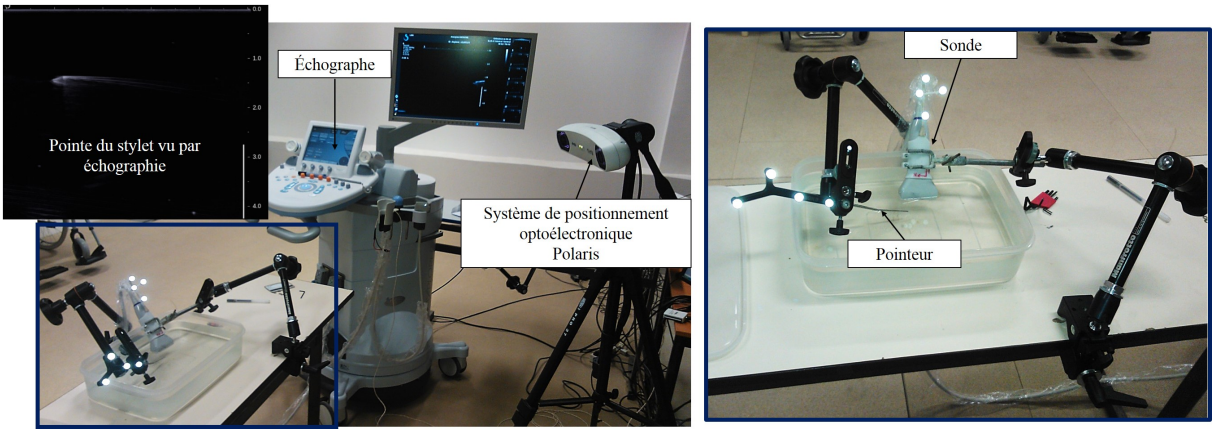


FIGURE V.5. Calibration de l'ancillaire sonde par la méthode du stylet.

ainsi que le stylet dont la position de la pointe est parfaitement connue. La pointe du stylet est placée dans le plan de l'image échographique. L'ensemble est maintenu en position de façon rigide grâce à des pinces (figure V.5). Les positions de la pointe du stylet et de l'ancillaire sont enregistrées et une image échographique est acquise. Cette opération est réalisée pour quinze configurations distinctes avec des orientations de sonde sensiblement différentes.

Pour chaque configuration, la position de la pointe du stylet x_i dans l'image est calculée dans le repère de mesure du sytème optoélectronique x_m, à partir de l'équation V.1.

$$x_m = T_m \cdot T_s \cdot T_i \cdot S \cdot x_i \tag{V.1}$$

Avec

- T_m défini la matrice de passage du repère sonde au repère de mesure. Elle est donnée par le système de positionnement,
- T_i défini la matrice de passage du repère image au repère sonde,

$$T_i(t_x, t_y, t_z, \alpha, \beta, \gamma) = \begin{bmatrix} R(\alpha,\beta,\gamma) & t(t_x,t_y,t_z) \\ 0\ 0\ 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{V.2}$$

$$R(\alpha,\beta,\gamma) = \begin{bmatrix} cos\alpha\ cos\beta & cos\alpha\ sin\beta\ sin\gamma - sin\alpha\ cos\gamma & cos\alpha\ sin\beta\ cos\gamma - sin\alpha\ sin\gamma \\ sin\alpha\ cos\beta & cos\alpha\ sin\beta\ sin\gamma + sin\alpha\ cos\gamma & sin\alpha\ sin\beta\ cos\gamma - cos\alpha\ sin\gamma \\ -sin\beta & cos\beta\ sin\gamma & cos\beta\ cos\gamma \end{bmatrix} \tag{V.3}$$

$$t(t_x, t_y, t_z) = \begin{bmatrix} t_x \\ t_y \\ t_z \end{bmatrix} \tag{V.4}$$

— S défini la matrice des facteurs d'échelle pour la conversion pixel vers cm, cette information est connue et contenue dans le fichier DICOM des images échographiques.

x_m est comparée à la position réelle du pointeur x_p, en évaluant la distance entre les deux points. Les rotations et les translations de la matrice de passage $\hat{T}_i$ du repère sonde au repère image est calculée en solvant le problème de minimisation aux moindres carrés (équation V.5).

$$\hat{T}_i = \min_{T_i} \left\{ \sum_{i=1}^{15} \|x_m - x_p\|^2 \right\} \tag{V.5}$$

La solution initiale au problème a été évaluée de la façon suivante pour :

— les coefficients de translation : en palpant avec le stylet un point correspondant à l'origine du repère image sur la face avant de la sonde,

— les coefficients de rotation : le repère ancillaire et le repère image étant orientés de la même manière les coefficients ont été initialisés à 0°.

La répétabilité de la calibration a été évaluée par un opérateur qui a effectué six calibrations à des jours différents. Pour chaque coefficient t_x, t_y, t_z, α, β *et* γ, la moyenne et l'écart type ont été calculés.

La précision de la mesure d'un point a été évaluée sur la position 3D des quatre coins et le milieu de l'image échographique exprimée dans le repère ancillaire. Pour chacun de ces points, la moyenne des positions est calculée $\overline{X_i} = \frac{1}{6}\sum_{i=1}^{6} X_i^j$, où X_i^j est la position 3D du point i de la j-ème calibration. L'amplitude moyenne de la déviation du point i est calculée comme $\frac{1}{6}\sum_{i=1}^{6} \left\| X_i^j - \overline{X_i} \right\|$. Cette valeur est appelée l'erreur 3D moyenne (Treece *et al.*, 2003).

Résultats

Le plus grand écart-type de répétabilité sur les translations est de 1,16 mm suivant l'axe $\vec{z}$ (tableau V.1). Les écarts-types de répétabilité de translation sur les axes $\vec{x}$ et $\vec{y}$ sont inférieurs à 0,5 mm.

L'écart-type de répétabilité sur les axes de rotation est le plus élevé suivant l'axe $\vec{y}$ avec une valeur de 1,63 °. Suivant les axes $\vec{x}$ et $\vec{z}$, les écarts-types sont inférieurs à 1 °.

TABLE V.1. Moyenne et écart-type de répétabilité sur l'évaluation de la matrice de passage du repère sonde au repère image $\hat{T}_i$.

	t_x (mm)	t_y (mm)	t_z (mm)	α (°)	β (°)	γ (°)	Residu (mm)
Calibration 1	-21,55	141,21	-30,01	2,24	-0,30	-1,26	1,51
Calibration 2	-21,36	141,73	-29,81	1,12	-0,71	-2,14	1,39
Calibration 3	-21,97	141,40	-27,41	1,25	0,93	-1,74	1,53
Calibration 4	-21,72	141,70	-27,82	1,02	1,78	-1,71	1,72
Calibration 5	-22,50	141,11	-27,64	2,15	3,42	-1,37	1,07
Calibration 6	-21,60	141,60	-29,17	1,08	-0,64	-1,33	1,73
Moyenne	**-21,78**	**141,46**	**-28,64**	**1,48**	**0,75**	**-1,59**	**1,49**
Ecart Type	**0,41**	**0,26**	**1,16**	**0,56**	**1,63**	**0,33**	**0,24**

L'erreur 3D moyenne maximale est de 1,20 mm et l'erreur 3D moyenne minimale est de 0,65 mm. La carte de répartition de l'erreur 3D moyenne au sein d'une image est donnée sur la figure V.6.

Discussion

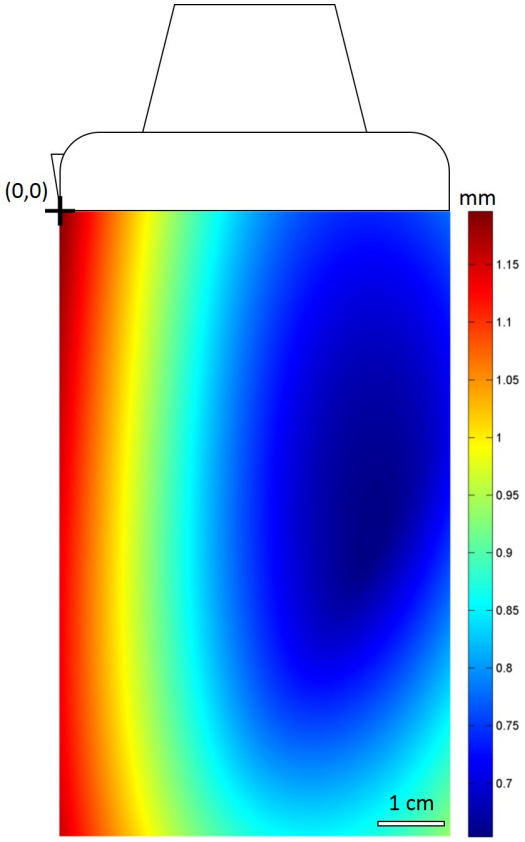


FIGURE V.6. Carte de l'erreur 3D moyenne en mm sur une image échographique de 50 mm x 80 mm.

La méthode de calibration choisie permet une calibration simple de l'ancillaire. On peut noter une répétabilité correcte pour l'évaluation des paramètres de la matrice de passage du repère sonde au repère image $\hat{T}_i$. Cependant, l'erreur 3D moyenne mesurée est plutôt élevée avec une moyenne de 0,93 mm. Cette valeur deux fois plus grande que celles mesurées par Hsu *et al.* (2006) et Treece *et al.* (2003), autour de 0,5 mm.

Ces différences peuvent être expliquées par la différence de protocole utilisé. De plus, l'ancillaire est en plastique, renforcé par une tige d'acier, l'ensemble a pu se déformer entre les différentes calibrations.

Il est donc conseillé de refaire une calibration de l'ancillaire au début de chaque nouvelle utilisation.

2 Première approche de construction du modèle personnalisé

2.1 Introduction

Comme souligné dans la revue de littérature, la personnalisation des modèles musculo-squelettiques est essentielle. L'IRM est le *gold standard* pour la personnalisation des modèles. Cependant, le sujet est en position allongée, l'examen est coûteux et la segmentation des muscles est longue. Il a été montré que l'échographie 3D pouvait être une alternative par sa précision, mais à notre connaissance aucun modèle personnalisé du membre inférieur n'a été développé à l'aide de cet outil. En effet, la mise en oeuvre peut être complexe et la segmentation manuelle est plus difficile que sur IRM.

Dans cette partie, nous proposons une approche originale pour la personnalisation d'un modèle musculo-squelettique personnalisé du membre inférieur en position debout. Cette méthode s'articule autour de deux étapes :

1. La déformation d'un modèle générique afin d'obtenir un modèle pré-personnalisé (vu au chapitre IV). Ce modèle possède une géométrie personnalisée des os et de l'enveloppe de la peau et une estimation de la géométrie des muscles.
2. La déformation du modèle pré-personnalisé afin de le faire correspondre à la géométrie estimée des muscles à celle obtenue par échographie.

2.2 Matériels et méthodes

2.2.1 Modèle pré-personnalisé

Dans un premier temps, un modèle pré-personnalisé est construit à partir de la méthode proposée dans le chapitre IV et rappelée ici.

2.2.1.1 Définition d'un modèle générique

Un modèle générique musculo-squelettique est tout d'abord défini. Il a été construit à partir de la méthode proposée par Hausselle *et al.* (2012) qui vise à construire un modèle musculo-squelettique personnalisé en position debout par combinaison de la stéréoradiographie et de l'IRM. Ce modèle générique comprend les géométries 3D personnalisées des os (fémurs, tibias et bassin), des points d'insertions et de l'enveloppe de la peau obtenues par stéréoradiographie. La géométrie des muscles du membre inférieur en position debout est obtenue par déformation des muscles en position allongée reconstruits à partir d'IRM. Le modèle utilisé ici comprend 12 des principaux muscles qui jouent un rôle dans le mouvement de l'articulation du genou : le biceps fémoral chef long, le gracile, de droit fémoral, le sartorius, le semi-membraneux, le semi-tendineux, le tenseur du fascia lata, les vastes latéral, médial et intermédiaire et les gastrocnémiens latéral et médial.

2.2.1.2 Acquisition des géométries osseuses

Deux radiographies perpendiculaires de la tête aux pieds ont été acquises en position érigée à l'aide du système de radiographie par rayons-X basse dose EOS®. À partir de ces deux radiographies, les géométries 3D personnalisées des os (fémurs, tibias et bassin) et de l'enveloppe externe ont été reconstruites dans le repère du système de radiographie (Dumas *et al.*, 2005; Sandoz *et al.*, 2010; Quijano *et al.*, 2013). Le Virtual Reality Modeling Language (WRML) a été utilisé pour décrire leur géométrie (figure V.7).

Afin de connaitre la position 3D, en tout temps, des structures reconstruites, des marqueurs opto-électroniques ont été placés sur des régions anatomiques du sujet (figure V.7) :

— 2 marqueurs sur les épines iliaques antéro-supérieures droite (RASI) et gauche(LASI),

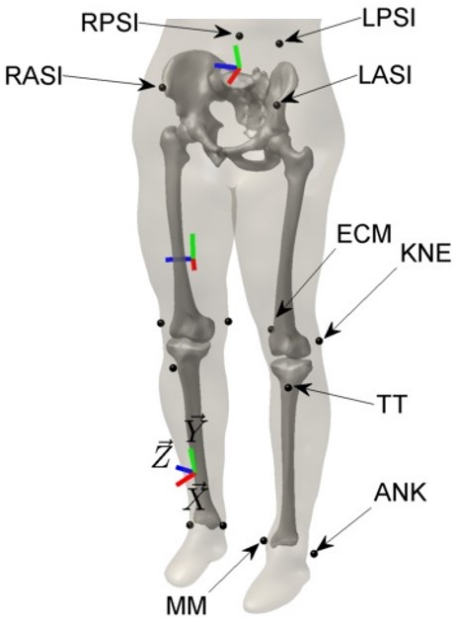


FIGURE V.7. Reconstruction des structures osseuses et des marqueurs opto-électroniques en 3D par stéréoradiographie.

— 2 marqueurs sur les épines iliaques postéro-supérieures droite (RPSI) et gauche(LPSI),
— 2 marqueurs sur les épicondyles fémoraux latéral (KNE) et médial (MEC),
— 1 marqueur sur la tubérosité tibial (TT),
— 2 marqueurs sur les malléoles latérale (ANK) et médiale (MM).

La position de chacun des marqueurs est reconstruite par stéréoradiographie. Les repères segments des structures osseuses reconstruites en 3D sont calculés à partir des positions du centre des marqueurs (Schlatterer *et al.*, 2009; Pillet *et al.*, 2014). Le calcul est donné en annexe A.

On note la matrice de passage du repère stéréoradiographique aux repères osseux correspondants $H_{O\ SR,i}$ avec $i = 1..3$: bassin, fémur et tibia.

2.2.1.3 Estimation de la géométrie des muscles

La géométrie des os et de l'enveloppe de la peau obtenue par stéréoradiographie est utilisée pour déformer le modèle générique et obtenir une première estimation de la géométrie des muscles (cf chapitre IV). Le modèle pré-personnalisé ainsi obtenu a une géométrie personnalisée des structures osseuses et de l'enveloppe de la peau et une géométrie estimée des muscles.

2.2.2 Personnalisation de la géométrie des muscles du fémur

2.2.2.1 Acquisition de coupes échographiques orientées

Les coupes échographiques ont été acquises à l'aide d'un scanner à ultrasons Aixplorer (Supersonic Imagine, Aix-en-Provence, France, version 4.2) associé à une sonde 8 MHz (SL15-4, 256 éléments, pitch 0,2mm). L'orientation de la sonde a été acquise à l'aide d'un ancillaire équipé de marqueurs opto-électroniques (présenté § 1.1.4.1). Une calibration de la sonde a été réalisée avec la méthode du stylet Hsu *et al.* (2007), comme décrit §1.1.4.2, afin de calculer la matrice de passage du repère sonde au repère ancillaire, notée $H_{S,j}$ avec j le numéro de la coupe.

La position des marqueurs dans l'espace calibré a été enregistrée à l'aide d'un système opto-électronique VICON (Oxford Metrics) équipé de 13 caméras, à une fréquence de 100 Hz.

La synchronisation temporelle du système d'échographie et du système opto-électronique a été réalisée comme présentée §1.1.3. Brièvement, les deux acquisitions sont démarrées simultanément à l'aide d'un *trigger*. Cependant, pour s'assurer de la validité de la synchronisation, une plaque de PMMA de 2cm, plongée dans un bac d'eau, est imagée par un mouvement de va et vient vertical, au début de chaque acquisition. La variation de la position de la droite visible sur l'image échographique est comparée à la coordonnée d'un marqueur placé sur l'ancillaire (Rousseau *et al.*). Un décalage important de $1,52 \pm 0,02$ s a été calculé sur les 13 acquisitions réalisées. Les deux signaux ont donc été recalés temporairement.

13 séries, chacune d'environ 500 coupes transversales, ont été acquises par balayage verticale. L'ensemble de la surface de la cuisse et du mollet d'un sujet en position debout a été imagée durant environ 40 min. Le sujet était libre de bouger ou d'observer un repos entre chaque série afin de relaxer ses muscles.

2.2.2.2 Notation

Les marqueurs opto-électroniques de l'ancillaire et ceux placés sur la peau du sujet ont leurs coordonnées définis dans le repère opto-électronique, indicé OP. La matrice de passage du repère opto-électronique au repère ancillaire est notée $\mathrm{H}_{\mathrm{A\ OP},j}$ avec j le numéro de l'image. La matrice de passage du repère opto-électronique au repère segment osseux est calculée comme précédemment (annexe I.5) et notée $\mathrm{H}_{\mathrm{O\ OP},ij}$ avec i le segment considéré et j le numéro de l'image.

2.2.2.3 Personnalisation de la géométrie des muscles

La personnalisation du modèle pré-personnalisé se déroule en 4 étapes présentées ci-après. Un logiciel a été développé afin de réaliser simplement les opérations suivantes et de parcourir les images. Pour chaque coupe i dans le segment osseux j,

1. Les coordonnées (X_i, Y_i) d'un pixel de l'image sont calculées dans le repère stéréoradiographique selon l'équation V.6.

$$(X_i, Y_i, Z_i, 1)^t_{SR} = \mathrm{H}_{\mathrm{O\ SR},i} * {\mathrm{H}_{\mathrm{O\ OP},i}}^{-1} * \mathrm{H}_{\mathrm{A\ OP},i} * \mathrm{H}_{\mathrm{S},i} * (X_i, Y_i, 0, 1)^t \qquad \text{(V.6)}$$

2. Les muscles du modèle pré-personnalisé sont coupés par le plan image échographique. Le contour intersection d'un muscle et du plan est projeté sur l'image.
3. Afin d'ajuster la forme des muscles projetés à celle de l'image, l'opérateur choisit de déplacer ou de valider la position de k points, d'un point origine $\mathrm{P}_{\mathrm{OR},k}$ à un point final $\mathrm{P}_{\mathrm{F},k}$ ($\mathrm{P}_{\mathrm{OR},k} = \mathrm{P}_{\mathrm{F},k}$, si la position est validée).
   Les points $\mathrm{P}_{\mathrm{OR},k}$ et $\mathrm{P}_{\mathrm{F},k}$, ainsi que les noeuds des modèles osseux, définissent les points de contrôle d'une déformation non-linéaire, un krigeage (Trochu, 1993). Cette déformation est appliquée à l'ensemble des muscles du modèle pré-personnalisé et leur géométrie est actualisée.
4. Les opérations 1 à 3 sont répétées jusqu'à l'obtention d'une géométrie projetée proche de la géométrie réelle visible sur l'image échographique.

2.2.2.4 Evaluation de la méthode

Un sujet sans trouble musculo-squelettique connu (âge : 29 ans, taille : 172 cm, poids : 65 kg) a accepté de participer. Les mesures entre dans le cadre du protocole (CPP Ile de France VI, Hôpital Pitié- Salpêtriére,Paris, France, 119-08), qui a été approuvé par le comité d'éthique. Le protocole et les méthodes utilisées ont été expliqués et approuvés par la signature d'un consentement.

Deux cycles de déformation ont été réalisés. Le premier était basé sur 4134 points de contrôle, dont 53 sélectionnés par l'opérateur et 4081 sur les os. Le modèle pré-personnalisé a

été déformé pour obtenir un modèle intermédiaire. Le second cycle était basé sur 4305 points de contrôle, dont 224 sélectionnés par l'opérateur et 4081 sur les os. Le modèle intermédiaire a été déformé pour obtenir le modèle personnalisé.

Comme dans le chapitre précédent, afin d'évaluer l'influence de la méthode, les muscles estimés du modèle pré-personnalisé avant déformation sont comparés aux muscles du modèle personnalisé. La comparaison a été faite pour les paramètres suivants :

— Le volume musculaire.

— La longueur musculaire : la ligne d'action a été calculée passant par le centre de chaque section transverse. Une spline de 50 points a été définie de l'origine à l'insertion, en suivant la ligne d'action. La longueur musculaire a été calculée comme la somme des distances entre les via-points.

— La distance entre les via-points a été calculée comme la moyenne quadratique des distances entre les via-points correspondants des deux modèles.

— Les bras de levier ont été calculés comme la distance entre la ligne d'action et le centre de l'articulation. Le centre de l'articulation de la hanche est défini comme le centre de la sphère aux moindres carrés de la tête fémoral. Le centre de l'articulation du genou est défini comme le milieu des sphères aux moindres carrés des condyles médial et latéral.

— L'aire maximale des sections transverses : chaque muscle est coupé par 50 plans équirépartis sur la longueur du muscle et l'aire maximale est retenue.

Afin d'évaluer la précision du modèle personnalisé, des contours musculaires ont été manuellement segmentées et répartis sur la longueur imagée du muscle. Les distances points-surface ont été évaluées entre les contours et les muscles des modèles pré-personnalisé et personnalisé. La moyenne quadratique des distances a été calculée pour chacun des muscles.

2.3 Résultats

Le modèle générique 4 a été utilisé car il a permis d'obtenir le modèle pré-personnalisé le plus proche de la géométrie obtenue par échographie.

Sur les 13 séries réalisées, 7 se sont avérées exploitables. Les muscles vastes latéral et intermédiaire ont été regroupés car difficiles à différencier sur de nombreuses coupes.

2.3.1 Résultats qualitatifs

D'un point de vu qualitatif, la géométrie projetée des muscles est plus proche de la géométrie réelle pour le modèle personnalisé (figure V.8). Pour le modèle pré-personnalisé, les contours projetés des muscles vastes latéral, médial et intermédiaire et droit fémoral sont bien orientés et leur géométrie est en adéquation avec celle visible sur l'échographie. Les contours projetés des semi-membraneux et semi-tendineux sont sur-dimensionnés par rapport à la géométrie visible sur les coupes échographiques.

2.3.2 Résultats quantitatifs

La différence de volume entre les modèles pré-personnalisé et personnalisé varie de -11,6 % (gracile) à 4,1 % (droit fémoral) (tableau V.2). Toutes les variations sont négatives, exceptées pour le droit fémoral.

La variation de longueur est inférieure à 2 % (tableau V.2).

La moyenne quadratique des distances entre les via-points varie de 1,0 mm (tenseur du fascia lata) à 8,2 mm (gracile) (tableau V.2).

Les bras de leviers de la hanche et du genou varient de -8,2 % (sartorius) à 0,3 % (semi-tendineux) (tableau V.2).

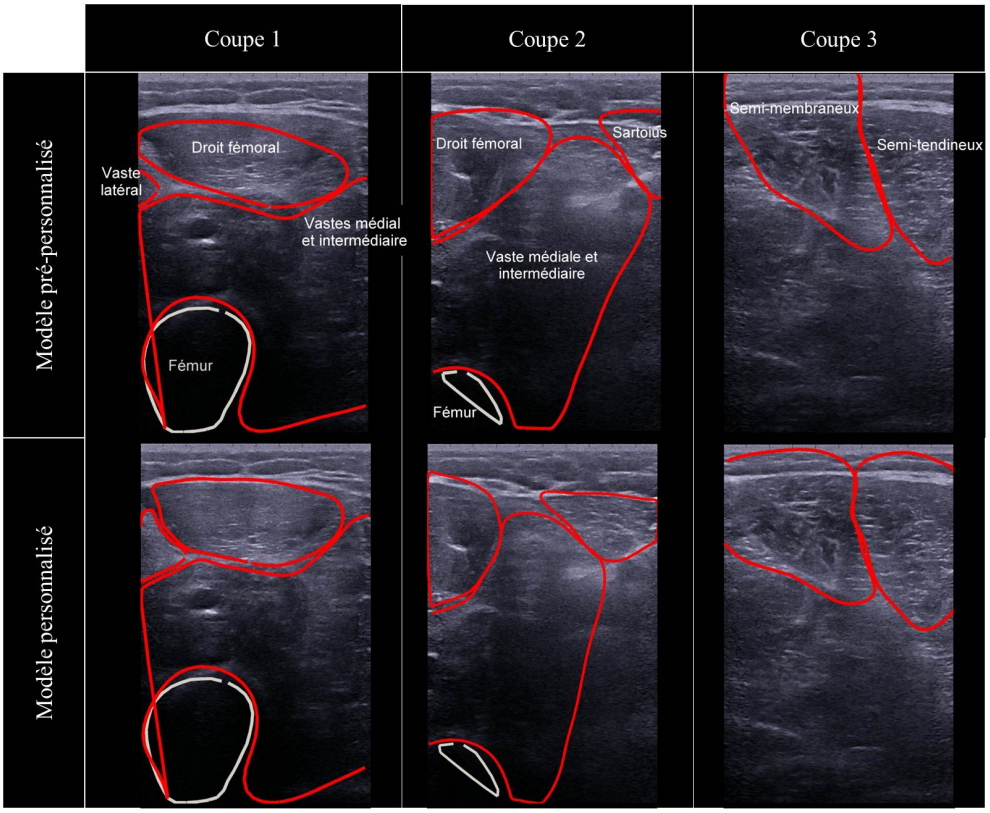


FIGURE V.8. Projection des muscles des modèles pré-personnalisés et personnalisé pour trois coupes échographiques.

La moyenne quadratique des distances points-surface varie de 4,1 mm (vastes médial et intermédiaire) à 8,8 mm (sartorius) pour le modèle pré-personnalisé et de 3,1 mm (droit fémoral) à 7,4 mm (semi-membraneux) pour le modèle personnalisé. Elle diminue de façon significative entre les modèles pré-personnalisé et personnalisé (t-test : $p < 0{,}02$).

La différence d'aire maximale de section transverse entre les modèles pré-personnalisé et personnalisé varie de -17,9 % (sartorius) à 4,2 % (vastes médial et intermédiaire) (tableau V.2). Toutes les variations sont négatives, exceptées pour le semi-tendineux et les vastes médial et intermédiaire.

TABLE V.2. Différence entre les modèles pré-personnalisé et personnalisé pour les paramètres suivants : volume musculaire, longueur, moyenne quadratique de la distance entre les via-points, bras de levier des articulations de la hanche et du genou et aire maximale des sections transverses.

Muscle	Volume	Longueur	Distance via-points	Bras de levier de la hanche	Bras de levier du genou	Section maximale transverse
	%	%	mm	%	%	%
Biceps femoral chef long	-3,4	1,6	5,0	-1,1	-5,7	-5,8
Droit femoral	4,1	-0,6	3,6	2,2	0,3	-3,5
Gracile	-11,6	-0,8	8,2	-0,1	-4,3	-12,9
Sartorius	-12,1	-1,4	7,0	-4,4	-8,2	-17,9
Semi-membraneux	-2,2	-0,4	4,3	-2,5	-2,5	3,1
Semi-tendineux	-6,8	0,1	2,7	0,3	-3,0	-5,6
Tenseur du fascia lata	-3,3	-0,1	1,0	-1,0	0,0	-3,6
Vaste lateral	-7,3	-0,5	2,4		-1,2	-0,3
Vastes médial et intermédiaire	0,6	-0,2	2,7		0,2	4,2
Moyenne absolue	6	1	4	1	3	
Ecart type absolue	4,06	0,55	2,31	1,50	2,82	

TABLE V.3. Moyenne quadratique de la distance points-surface (mm) entre des points segmentés manuellement et les muscles des modèle pré-personnalisé et personnalisé.

Muscle		RMS distance pts-surf (mm)	
	Nombre de points	Modèle pré-personnalisé	personnalisé
Biceps femoral chef long	5	4,3	5,6
Droit femoral	82	5,9	3,1
Gracile	71	7,2	4,1
Sartorius	100	8,8	4,5
Semi-membraneux	42	8,0	7,4
Semi-tendineux	21	7,4	4,7
Vaste lateral	122	5,2	3,3
Vastes médial et intermédiaire	105	4,1	3,3

2.4 Discussion

L'objectif de cette partie était de présenter par une première approche une méthode originale pour la personnalisation de modèle musculo-squelettique du membre inférieur. Pour cela, les géométries osseuses, des points d'insertions et de l'enveloppe de la peau sont personnalisées par stéréoradiographie. Un modèle générique est déformé à partir de ces informations afin d'obtenir un premier estimé de la géométrie des muscles. Enfin, ce modèle est déformé pour correspondre à des coupes échographiques orientées dans l'espace.

Le calcul des distances points-surface souligne que l'estimation de la géométrie des muscles permet un relativement bon positionnement des muscles de la loge antérieure. Pour la partie postérieure, les semi-tendineux et semi-membraneux ont leur dimension très largement surestimée (figure V.8), tout comme l'enveloppe externe. En effet, la distance entre les enveloppes personnalisées et échographiques est supérieur à 30 mm. Cette erreur pourrait être réduite en prenant en compte l'appui de la sonde. Pour cela, un krigeage des muscles pourrait être réalisé de l'enveloppe externe projetée et vers l'enveloppe externe imagée. Cependant, une valeur aussi importante peut provenir d'une aberration lors de reconstruction de l'enveloppe externe.

La personnalisation n'a pas une grande influence sur la longueur musculaire avec une variation comprise entre -1.4 % et 1.6 %. Elle a en revanche plus d'influence sur la position

des via-points avec une moyenne quadratique supérieur à 5 mm pour le biceps fémoral chef long, le gracile et le sartorius. Elle va également jouer sur l'estimation des volumes et des aires maximales de section du gracile, du sartorius et du semi-tendineux, avec une variation supérieur en valeur absolu à 10 %.

La différence de volume est à tendance négative, on retrouve ce résultat sur la section transverse. Ainsi, le modèle pré-personnalisé à tendance à sur-estimer la dimension transversale des muscles. Par ailleurs, dans cette première approche, il n'est pas possible de modifier la taille du muscle dans le sens de sa longueur. Néanmoins, d'un point de vu qualitatif, les limites hautes des corps musculaires du modèle pré-personnalisé apparaissaient concordantes avec celles visibles par échographie. Par ailleurs, il est plus difficile d'imager les limites hautes des muscles par la présence des sous-vêtements et les muscles de la loge antérieure deviennent plus difficiles à différencier.

Les mesures sur le mollet et le biceps fémoral n'ont pu être exploitées. L'opérateur réalisant la mesure venait cacher un marqueur. Par ailleurs, lors de la mesure sur le gastrocnémien médial, l'opérateur a appliqué une trop grande pression, cela venant déformer de façon trop importante les muscles et empêchant un recalage.

La projection du fémur reconstruit par stéréoradiographie est relativement bien placée dans les coupes échographiques. Le placement des marqueurs sur des régions anatomiques osseuses permet de limiter leurs mouvements les uns par rapport aux autres et ainsi rigidifier la construction du repère. Cependant, les marqueurs peuvent être cachés par l'opérateur lors de la mesure et la rendre inexploitable. Le système opto-électronique permet une grande flexibilité dans le positionnement du sujet et de la mesure mais il faut être vigilant à ne pas cacher des marqueurs. Un système magnétique pourrait être envisagé pour palier à ce problème, comme celui utilisé par Weller *et al.* (2007).

Le temps de mesure est d'environ de 2h pour un membre inférieur complet (droit et gauche) et un temps de traitement d'environ 1h. Tout d'abord, le temps de mesure pourrait être réduit de moitié en identifiant des zones caractéristiques permettant une déformation juste du modèle. En effet, une acquisition limitée aux droit fémoral, sartorius, gracile et semi-tendineux pourrait suffir à une estimation correcte de la géométrie de l'ensemble des muscles. Dans un second temps, en identifiant un nombre limité de coupes, judicieusement choisies, le modèle pourrait être personnalisé. Par ailleurs, ce temps resterait encore relativement long à tenir en position debout, il faudrait envisager une position de confort, ne déformant pas les muscles et permettant de faire la mesure. Les positions proposées dans le chapitre suivant pourraient être utilisées. Dans ce cas, une déformation des muscles de la position choisie à la position debout devrait être appliquée.

Sur certaines coupes, il a été constaté que la géométrie du muscle projeté était éloignée de la géométrie vue par échographie. Cela pourrait venir d'une particularité géométrique du modèle générique. En effet, sa géométrie est basée sur une segmentation manuelle d'IRM. Il faudrait donc faire la moyenne de plusieurs modèles reconstruits.

3 Conclusion

Dans ce chapitre, la mise en place d'un protocole et son exploitation ont été présentées afin de personnaliser un modèle musculo-squetlettique en position érigée. La réalisation de ce protocole a nécessité le développement d'outil afin d'orienter les coupes échographiques dans l'espace et synchroniser les systèmes d'acquisition.

Une première évaluation de la méthode a été présentée et les premiers résultats sont extrêmement encourageante. En effet, cette méthode supprime l'étape de segmentation, longue et fastidieuse et permet d'obtenir le modèle en position debout. La déformation du modèle pré-personnalisé par un nombre limité de points offrent de réelles perspectives. Cependant, l'"étape d'acquisition des coupes reste à améliorer.

Ces premiers résultats soulignent donc une viabilité potentielle de la méthode pour la

personnalisation des modèles, en alternative à l'IRM.

CHAPITRE VI

PROTOCOLE DE MESURE DES PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES MUSCULAIRES *IN VIVO*

L'aspect géométrie de la modélisation est le point le plus mis en avant dans la personnalisation. En effet, de nombreux outils sont à disposition pour personnaliser un modèle et de nouvelles méthodes sont à venir afin de rendre la modélisation encore plus accessible. Le travail présenté tend à s'inscrire dans cette dynamique. Les propriétés mécaniques utilisées sont bien souvent issues d'essais réalisés *in vitro* et ne prennent pas en compte la physiologie réel du sujet.

Les propriétés mécaniques des modèles sont bien souvent représentées par un modèle de Hill (Arnold *et al.*, 2010). Brièvement, le tendon est modélisé par un ressort et le muscle est l'association en parallèle d'une unité contractile et d'un ressort. Les valeurs de ces paramètres sont fixées par des ordres de grandeurs donnés dans la littérature, mais il est difficile d'évaluer *in vivo* de façon quantitative la raideur de chacun des muscles individuellement. Comme nous l'avons vu dans la revue de la littérature, le module de cisaillement peut être corrélé au module d'Young, une image de la raideur. Par ailleurs, l'élastographie permet d'évaluer de manière quantitative le module de cisaillement des muscles. Cette technique peut donc être envisager pour personnaliser des modèles.

Dans ce chapitre, un protocole pour la mesure du module de cisaillement des muscles du membres inférieurs va être proposée. Dans le même temps, les erreurs de répétabilités et de reproductibilité de la mesure vont être évaluées afin de valider la fiabilité de ce moyen de mesure pour les muscles étudiés.

Ce chapitre a fait l'objet d'une publication que nous reproduisons ci-après. Elle a été soumise à la revue *Ultrasound in Medicine & Biology*.

1 Introduction

In vivo assessment of muscle properties is a challenge that needs to be overcome in order to quantify neuromuscular diseases or evaluate their treatment. Quick-release method (Cornu *et al.*, 2001) has been investigated to evaluate the elasticity of muscle-tendon unit. This technique cannot isolate the behavior of one muscle and it is difficult to apply on pathologic subjects, due technical difficulties of performing the test for pathological subjects with high joints stiffness or bone deformities. Gastrocnemius muscle-tendon unit stiffness of the calf has also been evaluated using a numerical optimization from the measurement of the passive ankle torque depending on ankle angle (Hoang *et al.*, 2005; Nordez *et al.*, 2010). This elegant method provided low reliability for some parameters and cannot be used to evaluate only one given muscle. Magnetic resonance elastography (MRE) was also used to evaluate muscle stiffness as shear modulus in 3D (Bensamoun *et al.*, 2007; Ringleb *et al.*, 2007; Basford *et al.*, 2002). However, the measurement can only be performed in laying position and the acquisitions cost are still a limitation. Despite, the small number of subjects, stiffness in resting muscles appeared lower in the control subjects than in patients with neuromuscular dysfunction (Basford *et al.*, 2002). This difference was highlighted *in vitro* by comparing the stiffness of stretched muscle fibers bundles during a tensile test (Smith *et al.*, 2011).

Recently, the development of shear wave elastography (SWE) (Bercoff *et al.*, 2004) gave access to muscle stiffness (Gennisson *et al.*, 2010). The measurement can be performed quickly using a standard ultrasonic probe. However, there is lack of consensus in the literature about the technical aspects of acquiring elastogaphic measurements. This produces large variability between studies depending on the measurement technique (subject position, measurement position, at rest or during contraction, etc).

Kot *et al.* (2012) found that the size of the region of interest (ROI) and the probe pressure influenced elastography measurement. Moreover, subject position affects the measurement : an increase of the shear modulus was observed when muscle is passively stretched, both *in vitro* (Shinohara *et al.*, 2010; Maïsetti *et al.*, 2012; Koo *et al.*, 2013) and *ex vivo* (Eby *et al.*, 2013). Maïsetti *et al.* (2012) and Hug *et al.* (2013) determined *in vivo* the slack length of the muscle, corresponding to a range of motion in which the muscle does not produce any passive force and in which shear modulus was constant.

Clinically, SWE has been used in a recent study to evaluate subject muscles with patellofemoral pain syndrome (Botanlioglu *et al.*, 2012). It has been shown that vastus medialis obliquus of pathologic patients appeared less stiff during contraction than healthy patients but no reliability study was performed.

Lacourpaille *et al.* (2012) evaluated the reliability of this technique in nine muscles and proposed to standardize the muscle length by controlling joint angles which were chosen to leave the muscle as slack as possible. These positions seemed to improved the reliability due to the range of muscle slack length, which allowed the shear modulus to remain constant under small angle variations between joints.

While measurements in muscle at rest give an interesting physiological baseline, stiffness of contracted or stretched muscle are more likely to show differences between healthy and pathological muscles ; indeed, most clinical qualitative examinations are based on the response of the muscle to an external mechanical solicitation. Voluntary contraction, however, is difficult to reliably reproduce and maintain during the measurement. Passive stretching could represent an interesting alternative, but to our knowledge no study has characterized the measurement reliability during passive stretching.

The aim of the present study is to define a measurement protocol to quantify the shear modulus of 11 muscles of the lower limb, both at rest and during passive stretching, and to evaluate its reliability.

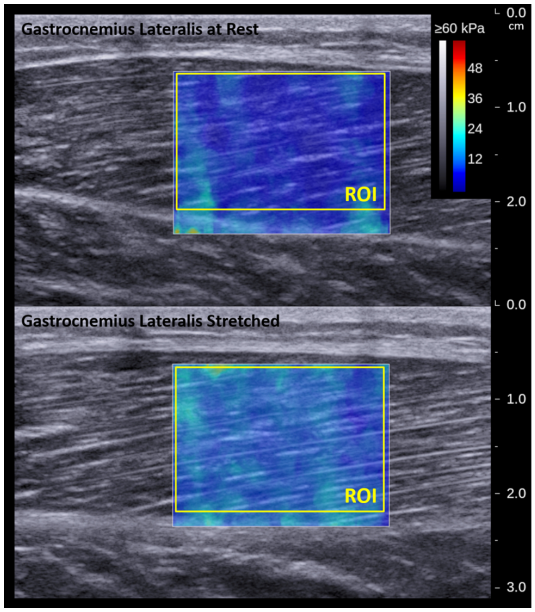


FIGURE VI.1. Shear modulus assessment using elastography in rested and stretched gastrocnemius lateralis muscle.

2 Materials and Methods

2.1 Subjects

Ten subjects (age : 25.5±2.8 yr, height : 176±11.0 cm, weight : 68±13.3 kg, Body Mass Index (BMI) : 21.7±2.0 kg.m^{-2}) with no documented muscular pathology gave their written consent to participate in this protocol (approved by the Institutional Ethics Committee, CPP 06036, Paris).

2.2 Shear Wave Elastography Measurement

Measurements were performed with an Aixplorer ultrasound scanner (Supersonic Imagine, Aix-en-Provence, France, version 4.2) driving a 8 MHz ultrasonic probe (SL15-4, 256 elements, pitch 0.2mm). Principle of shear wave elastography was previously described (Bercoff *et al.*, 2004). Briefly, shear waves are generated in the plane of the probe by focusing ultrasound ; then, by using very high-frame rate imaging (up to 20000 images/s), a movie of the shear wave propagating is recorded. The shear wave speed is retrieved from a time of flight algorithm over the acquired movie. As the shear wave speed V_s is directly linked to the shear modulus μ (Eq.VI.1) (Gennisson *et al.*, 2005), it is retrieved :

$$\mu = \rho \cdot V_s^2 \quad \text{with } \rho = 1000 kg \cdot m^{-3} \tag{VI.1}$$

Muscle is highly anisotropic (Gennisson *et al.*, 2010), thus acquisitions were performed with the probe in a plane parallel to the muscle fibers and perpendicular to the skin ; this position was determined when several fibers were continuously visible on the B-mode image (figure VI.1). For muscle with several bellies, such as rectus femoris, only one belly was measured.

For each measurement, a sequence of 10 continuous images was recorded in 10 second films. Shear modulus images were then processed using custom software developed in Matlab (The Mathworks, Natick, USA) :

1. the operator selected a region of interest (ROI) on the first image which was then automatically tracked on the following images,
2. in the ROI of each image, RGB value of each pixel color was converted in a shear modulus value,

3. muscle shear modulus was computed as the mean shear modulus of the ROI in all images.

2.3 Protocols

Measurements were performed by operators familiar with muscle elastography ; the operator replaced the probe between each measurement. A large amount of gel was applied between the probe and the skin, in order to limit tissue deformation induced by the operator (Kot *et al.*, 2012).

2.3.1 Positions

Shear wave elastography was performed both at rest and during passive streching in the eleven main muscles involved in the knee joint motion and in the plantarflexion of the foot : biceps femoris (BF), gracilis (GRA), rectus femoris (RF), sartorius (SAR), semimembranosus (SM), semitendinosus (ST), vastus lateralis (VL), vastus medialis (VM), gastrocnemius medialis (GM) and gastrocnemius lateralis (GL), soleus (SOL).

Four positions were defined to measure the muscles of the anterior and posterior aspect of the limb at rest and during passive stretching :

1. RF, VM and VL passively stretched : subject was laid supine on the table with the calves and the knees hanging outside the table. Subject was asked to stay in comfortable and relaxing position (figure VI.2(a)).
2. RF, VM and VL at rest : subject was sitting upright on the table with the heels outside, trunk and thighs had an angle of approximately 90° (figure VI.2(b)).
3. BF, ST, SM, GRA, SAR, GL, GM and SOL passively stretched : the subject was placed in prone position on the table with the feet outside (figure VI.2(c)). This position stretched the muscles of the posterior aspect of the thigh while at the same time leaving the subject in a comfortable position, which could be easily assumed by pathological patients as well.
4. BF, ST, SM, GRA, SAR, GL, GM and SOL at rest : the subject was placed in prone position on the table with an angle of approximately 90° between the legs and the thighs (figure VI.2(d)).

For both protocols, the same order of positions was respected (1, 2, 3 and 4).

2.3.2 Measurements Location

In oder to standardize the measurement location, landmarks were drawn on the subject's skin. For the anterior and posterior thigh muscles, the antero-superior iliac spine and the apex of the patella were identified by palpation and the inferior third of their distance was marked. For the posterior leg muscles, proximal and distal limits of the fibula were identified by palpation and the superior third of the distance was marked.

2.3.3 Complete Protocol

First, a "complete" protocol aimed to evaluate intra-operator measurement repeatability and inter-operator reproducibility, in particular related to the proposed subject positions. Measurements were performed by 3 operators and repeated 6 times in each of the previously defined positions.This complete protocol was only applied to one muscle of the thigh and one of the calf (VM and GL). It was assumed that these two muscles were representative of the repeatability of the measurement of the lower limb.

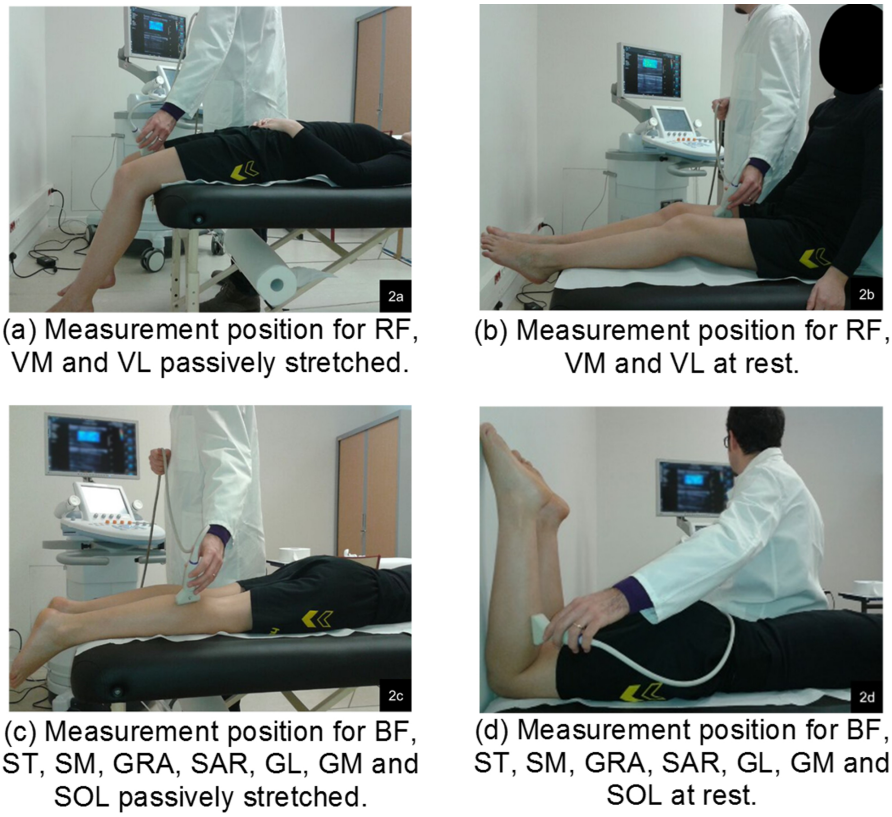


FIGURE VI.2. Measurement positions of shear modulus in rested and stretched muscles of the thigh and the calf.

This protocol lasted about 75 min (3 operators times 6 measurements times 2 positions times 2 muscles times about 1 min per measurement).

For position 1, subject was asked to freely strech out and walk between each series of measurement.

2.3.4 Reduced Protocol

Once the operator effect and the position effect on the measurement was determined, a "reduced" protocol aimed to compare measurement reliability between the remaining muscles and evaluate stiffnesses at rest and during passive stretching. A reduced number of operators and repetitions was used : measurements were performed by 2 operators and they were repeated 3 times.

This reduced protocol including all muscles lasted about 90 min, because of the increased number of muscles.

For the rest of the article, R or S subscripts indicate that muscle is at rest or stretched (e.g. : BF_S : biceps femoris stretched).

2.4 Statistical Analysis

Inter-operator reproducibility and intra-operator repeatability of shear modulus measurement were determined to estimate the uncertainty of measurement as recommended by ISO 5725 Standard, which evaluate the reliability (in terms of repeatability and reproducibility) of measurement methods. This was evaluated for each muscle in both positions.

Intraclass correlation coefficient (ICC(2,1)) (Hopkins, 2000) was also computed and Bland-Altman graph was plotted for the complete protocol.

The difference between shear modulus of rested and stretched muscles was evaluated using Wilcoxon signed-rank ; significance was set at 0.05.

In order to evaluate the consistency of the number of subject, a power analysis was performed : a cohort of 10 subjects gave an overall statistical power of 79% (α-level = 0.05)

3 Results

Complete Protocol

The shear modulus inter-operator reproducibility (Table VI.1I) ranged from 0.3 kPa for GL_R to 0.7 kPa for VM_S and intra-operator repeatability, ranging from 0.3 kPa for GL_R to 0.6 kPa for GL_S. Inter-operator coefficient of variation (CV) ranged from 8% for GL_R to 11% for GL_S and intra-operator CV ranged from 7% for GL_R to 8% kPa for VM_R.

TABLE VI.1. Inter- and intra-operator reliability of the shear modulus measurement computed (10 subjects, 3 operators, 6 measures each, rested and stretched muscles : VM and GL).

		VM_R	VM_S	GL_R	GL_S	Globality
MEAN (kPa)	(kPa)	4.0	7.6	3.9	5.6	5.3
SD (kPa)	(kPa)	0.7	1.4	0.6	1.3	1.8
Inter-operator	(kPa)	0.4	0.7	0.3	0.6	0.5
reproducibility	CV (%)	9	9	8	11	9
	ICC	0.88	0.90	0.91	0.87	
Intra-operator	(kPa)	0.3	0.6	0.3	0.5	0.4
repeatability	CV (%)	8	8	7	8	8
	ICC	0.91	0.92	0.92	0.94	

Inter-operator ICC ranged from 0.87 for GL_S to 0.91 for GL_R, while intra-operator ICC ranged from 0.91 for VM_R to 0.94 for GL_S. A significant influence of the position on shear modulus was found for both muscles (VM : $p< 0.002$ and GL : $p< 0.002$).

For all muscles pooled, inter-operator reproducibility was 0.5 kPa (CV 9%) and intra-operator repeatability was 0.4 kPa (CV 8%). Thus, 95% confidence interval was lower than 0.8 kPa for VM_R and GL_R and lower than 1.4 kPa for VM_S and GL_S.

Bland-Altman diagrams (figure VI.3) show the level of agreement between the measured values and the dispersion of the measurement.

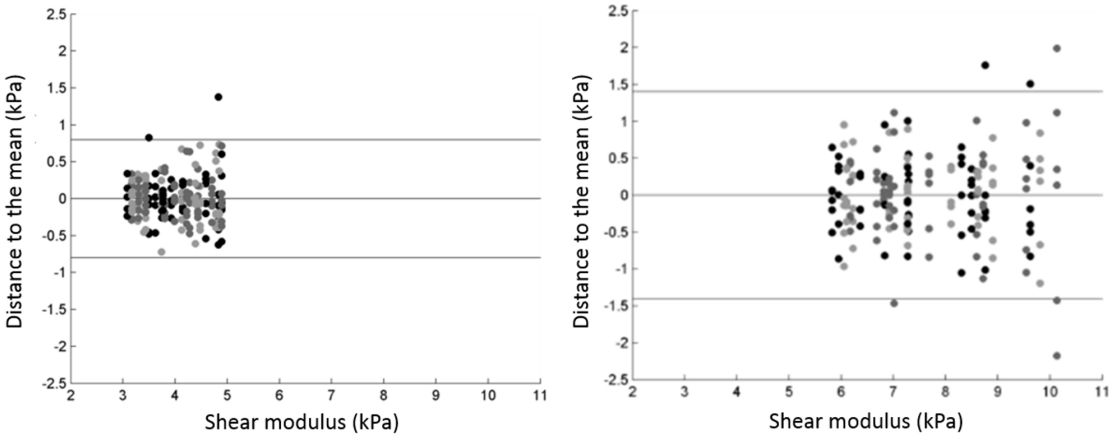
The 95% CI was lower than 0.8 kPa when muscle was at rest and lower than 1.4 kPa when muscle was stretched.

Reduced Protocol

Inter-operator reproducibility ranged from 0.4 kPa for GM_R to 1.6 kPa for BF_S, while intra-operator repeatability ranged from 0.2 kPa for VM_R to 1.4 kPa for BF_S (Table 2). Inter-operator CV ranged from 7% for VM_S to 24% for ST_S and intra-operator CV ranged from 5% for GM_S to 15% for SOL_S. A significant influence of the position on shear modulus was found for all muscles ($p < 0.001$), except for SOL, which was slightly over the significance threshold ($p = 0.013$, Table VI.2). For all muscles pooled, inter-operator reproducibility was 0.48 kPa (CV 9.16%) and intra-operator repeatability was 0.41 kPa (CV 7.69%).

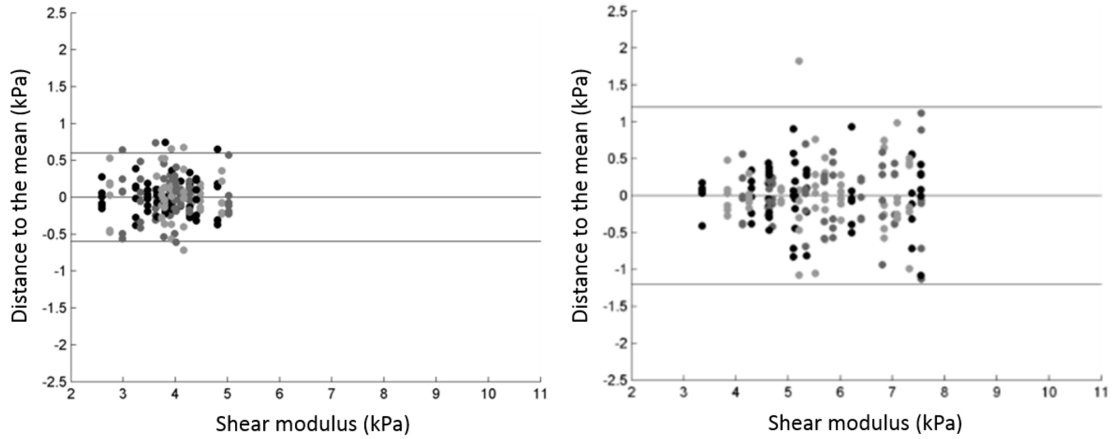
At rest, 6 muscles had a 95% CI between 0.6 and 1.4 kPa : RF, SAR, VL, VM, GL and GM. Five muscles have a 95% CI between 1.6 and 2.6 kPa : BF, GRA, SM, ST and SOL.

Measurement in stretched position was slightly less reliable, but not significantly (Wilcoxon signed-rank : $p = 0.83$). 3 muscles had a 95% CI lower than 1.4 kPa : VM, GL and GM. Six muscles had a 95% CI between 2.0 and 2.6 kPa : RF, SAR,SM, ST, VL and SOL. Two muscles had a 95% CI between 3.0 and 3.2 kPa : BF and GRA.



(a) Bland-Altman diagram for VM at rest

(b) Bland-Altman diagram for VM passively stretched.



(c) Bland-Altman diagram for GL at reste

(d) Bland-Altman diagram for GL passively stretched.

FIGURE VI.3. Bland-Altman diagrams for the complete protocol applied in rested and stretched VM and GL, each operator is represented by a different grayscale point.

TABLE VI.2. Inter- and intra-operator reliability of the shear modulus measurement computed (10 subjects, 2 operators, 3 measures each) for rested and stretched muscles : BF, GRA, RF, SAR, SM, ST, VL, VM, GM, and GL and SOL.

		Thigh Muscles								Leg Muscles		
Muscle at Rest		BF_R	GRA_R	RF_R	SAR_R	SM_R	ST_R	VL_R	VM_R	GL_R	GM_R	SOL_R
MEAN	(kPa)	5.6	6.0	4.1	5.3	5.3	4.2	4.5	3.9	4.5	4.7	6.6
SD	(kPa)	1.4	1.7	0.6	1.1	1.5	1.0	1.0	0.6	0.9	0.7	1.4
Inter-operator	(kPa)	1.0	1.0	0.5	0.7	0.8	0.8	0.6	0.6	0.7	0.4	1.3
reproducibility	CV (%)	18	16	12	17	15	20	12	14	15	9	20
Intra-operator	(kPa)	0.5	0.5	0.3	0.5	0.6	0.3	0.4	0.2	0.5	0.3	0.7
repeatability	CV (%)	10	8	7	9	11	7	9	6	11	6	11
Muscle at Stretched		BF_S	GRA_S	RF_S	SAR_S	SM_S	ST_S	VL_S	VM_S	GL_S	GM_S	SOL_S
MEAN	(kPa)	10.1	8.9	13.9	7.6	8.7	5.1	6.3	7.3	5.8	6.2	7.0
SD	(kPa)	2.1	1.9	3.9	1.4	1.5	1.4	1.6	0.9	0.8	1.2	1.7
Inter-operator	(kPa)	1.6	1.5	1.2	1.2	1.0	1.2	1.1	0.5	0.5	0.5	1.3
reproducibility	CV (%)	16	17	8	15	12	24	18	7	9	9	19
Intra-operator	(kPa)	1.4	0.7	0.8	0.8	0.6	0.5	0.7	0.5	0.4	0.3	1.0
repeatability	CV (%)	14	8	6	10	7	9	11	6	6	5	15
At Rest vs Stretched p-value		$<10^{-3}$	$<10^{-3}$	$<10^{-3}$	$<10^{-3}$	$<10^{-3}$	0.013	$<10^{-3}$	$<10^{-3}$	$<10^{-3}$	$<10^{-3}$	0.059

4 Discussion

The aim of the present study was to evaluate the Inter-operator reproducibility and intra-operator repeatability of a measurement protocol to assess shear modulus of the lower limb muscles at rest and during passive stretching. Repeatability and reproducibility were determined in a two-phase study ; the first one, it was ascertained on two muscles (vastus medialis and gastrocnemius lateralis) that there was no effect from the operator or from the patient position on the measurement reliability. The second one, measurement reliability was confirmed in a larger number of muscles. This second phase was necessary because muscle size and anatomical position (e.g., its depth) can affect SWE measurements.

The small differences in reproducibility between complete and reduced protocols can be explained by the lower number of operators and measurement repetitions, which decreased the degrees of freedom (from 17 to 5) for each muscle. Complete protocol is more representative of the actual reliability of the measurement due to the higher number of measures. This complete protocol could not be applied to all muscles as it was very time consuming. However, it was necessary in order to determine that there was no operator effect on the measurements (which were performed by experienced operators) and that the same reliability could be obtained in all positions (Wilcoxon signed-rank : $p = 0.83$) ; once that was demonstrated, the reduced protocol allowed the estimation of the muscle-dependent uncertainty in the rest of the muscle.

A choice was made not to strictly control joint angles ; subjects were asked to assume the given positions and they were instructed to be comfortable. The main objective of the present study was to evaluate the reliability of a compatible protocol with clinical routine. It was therefore chosen to let the patient assume a natural posture, which would be more easily reproduced during a routine clinical exam, unlike fixed-angle postures which might need an external fixture to be reproduced. It is interesting to notice that intra-subject variability was relatively small (8%) even if joint angles were not controlled, thus confirming that small variations of joint angle produce small variation of muscle stiffness.

Shear modulus was significantly higher when muscle was stretched than at rest ($p < 0.05$) for all measured muscles, except for soleus ($p = 0.059$). This result was expected, given the mechanical non-linear behaviour of the muscle, and is in accordance with previous studies by Maïsetti *et al.* (2012) and Hug *et al.* (2013), who have found an increase of muscle shear modulus during passive stretching once the threshold of the slack length was passed. Soleus muscle is not involved in knee motion, the non-significant difference confirmed that altough the anke joint angle was not strictly controlled, muscle stiffness varied little between positions.

On the anterior part of the thigh, shear modulus of RF increased more than VM or VL. RF is a bi-articular muscle : its origin is on the pelvis and its insertion is the quadriceps tendon. VM or VL are mono-articular muscles : their origins are on the femur and their insertion is on the quadriceps tendon. Thus, RF was more stretched in position 1 (corresponding to a supine position with an angle of approximately 90° between leg and thigh).

Reliability in SOL and BF was lower than in other muscles. The elastographic device had some difficulties in measuring SOL shear wave velocity for some subjects who had thick GL and GM. In order to improve reliability in such deep muscles (as SOL) measurements could be performed with a lower frequency probe, which suffers less from attenuation. Vastus intermedialis muscle was excluded from the study for the same reason : it is a deep muscle, and a reliable signal could not be obtained in it. This is a limitation of the technique. Concerning BF, measurement reliability was affected by the fact that this muscle is one of the thinnest of the thigh and it is composed by two heads which are sometimes difficult to distinguish ; therefore the positioning of the probe parallel to the fibers was not always straightforward.

The intra-operator muscle reliability was less than 8% and the inter-operator muscle reliability was less than 11% for the complete protocol. These results are close to those provided by Lacourpaille *et al.* (2012), who found inter-operator repeatability lower than 6% and inter-operator reliability lower than 11.5%. Values measured by Lacourpaille *et al.* (2012) were lower of about 1 kPa compared to those presented in this study at rest (GM : 2.99 vs 4.7, VL : 3.26

vs 4.5, RF : 3.23 vs 4.1). This difference could be explained by the difference between the studied populations (athlete, sedentary...). Larger cohorts are needed to properly determine reference values.

Bensamoun *et al.* (2006) have evaluated muscle shear modulus with magnetic resonance elastography at rest at 3.73 ± 0.85 kPa for VL, 3.91 ± 1.15 kPa for VM, and 7.53 ± 1.63 kPa for SAR. These values are close to those measured in the present study (table 2). An intra-day coefficient of variation of two subjects was estimated at 19.4% for GL and 15.7% for biceps brachii by Ringleb *et al.* (2007). If intra-day variation is disregarded, SWE appeared slightly more reliable than magnetic resonance elastography, as noted by Lacourpaille *et al.* (2012).

No significant correlation was found between physiological parameters and shear modulus of rested or stretched muscles. This result is in accordance with several previous studies who have found no correlation of shear modulus with physiological parameters (Aubry *et al.*, 2013; Gennisson *et al.*, 2005; Debernard *et al.*, 2011), altough correlations was observed between BMI and trapezius muscle stiffness (Kuo *et al.*, 2013) or with biceps brachii and biceps femoris muscles stiffness (Berko *et al.*, 2013). However, muscle shear modulus depends on a large number of parameters, the study of a small specific and heterogeneous sample does not suffice to evaluate correlations ; a large scale study have to be considered.

For the measurement in supine position (figure VI.2(a)), anterior muscles were passively stretched and the subjects reported being uncomfortable after a few minutes. This was accompanied by a measured increase in shear modulus which was observed during preliminary tests. A similar phenomenon was previously observed by Lacourpaille *et al.* (2012), but such increase in modulus was eliminated by asking the subject to move about every few minutes. This increase, however, is in contradiction with the viscoelastic behavior of the muscle.

In clinical routine, measurement can be performed in significant shorter time, so the shear modulus increase should not represent an issue. A routine clinical measurement in a given muscle in two positions (relaxed and stretched) could last about 5 minutes.

The significant difference between measurement at rest and during passive stretching could be used to quantify the differences between populations (healthy, athlete, pathologic...). Work is in progress for the application of the protocol on subjects with neuromuscular diseases.

SWE appeared as an appropriate tool to evaluate shear modulus of lower limb muscles, with a good reproducibility, especially at rest, and its capability of characterizing muscle properties both at rest and during passive stretching.

5 Conclusion

Le but de ce chapitre était d'évaluer la fiabilité de l'élastographie ShearWave et de proposer un protocole pour l'évaluation de la raideur des muscles du membre inférieur. Cette méthode de mesure permet une évaluation quantitative et répétable du module de cisaillement, aussi bien au repos que lors d'un étirement passif du muscle. Le protocole présenté propose des positions facilement réalisables et permettant une évaluation rapide du module de cisaillement. Il s'ouvre donc naturellement à une utilisation en clinique pour l'évaluation des muscles du membre inférieur chez des sujets pathologiques.

D'autre part, l'élastographie ShearWave apparait donc comme une future technique de référence pour la personnalisation des propriétés mécaniques des muscles du membre inférieur. Ainsi, les modèles ne seront plus uniquement personnalisé par leur géométrie mais aussi par l'évaluation des propriétés mécaniques.

CONCLUSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES

Le but de ce travail de thèse était de proposer une nouvelle méthode pour la construction d'un modèle musculo-squelettique personnalisé du membre inférieur en position érigéee combinant stéréoradiographie et ultrasons.

Dans les deux premiers chapitres, les structures anatomiques étudiées et les moyens permettant de les imager ont été présentés. Il existe peu de techniques de personnalisation de modèle. Les principales sont basées sur la mise à l'échelle d'un modèle générique ou sur la reconstruction volumique par IRM. L'IRM est le moyen d'imagerie de référence pour la construction de modèle personnalisé des muscles et des os. Cependant, les temps de segmentation des coupes et son coût réduisent son utilisation. Récemment, le développement de méthodes de reconstruction par stéréoradiographie a fait apparaître le système EOS® comme une alternative fiable pour la reconstruction des structures osseuses. Parallèlement, l'échographie avec un positionnement de la sonde dans l'espace a été évaluée comme un outil fiable pour la reconstruction volumique des structures musculaires. Enfin, l'élastographie ultrasonore permet une mesure quantitative de la raideur des muscles *in vivo*. Il a donc été choisi de combiner ces outils pour construire un modèle musclo-squelettique du membre inférieur en position érigée.

Dans le chapitre 3, la construction d'un modèle générique en position érigée a été présentée. Dans un premier temps, les méthodes de reconstruction des repères bassin, fémur et tibia sur IRM ont été introduites. En s'appuyant sur des corrélation entre paramètres anatomiques, la fiabilité de reconstruction a été améliorée. En effet, pour le repère fémur, une corrélation entre la distance antéro-postérieur du condyle latéral et le diamètre des condyles a été utilisée. Ainsi, ce dernier est calculé avec un écart-type de reproductibilité d'orientation inférieure à 1 °et de position inférieure à 1 mm. Pour le repère tibia, il a été montré que la distance antéro-postérieur du condyle latéral était corrélée à la distance entre le milieu des condyles fémoraux et le milieu des plateaux tibiaux. Ainsi, les repères bassin et tibia sont orientés avec un écart-type de reproductibilité inférieure 3°et un écart-type de positionnement inférieur à 2,5 mm. Ces repères robustes permettent la correspondance d'objets issus de moyens d'imagerie différents. Ils ont été utilisés pour construire quatre modèles génériques en position debout en s'appuyant sur une méthode existante.

Dans le chapitre 4, la construction d'un modèle pré-personnalisé en position érigée a été présentée. Les géométries personnalisées des os, des points d'insertions et de l'enveloppe de la peau sont reconstruites par stéréoradiographie à partir de deux radiographies perpendiculaires et de méthodes de reconstruction développées au Laboratoire de Biomécanique. La géométrie des muscles est quant à elle estimée. Pour ce faire, le modèle générique, défini précédemment, est déformé pour correspondre au modèle personnalisé reconstruit par stéréoradiographie. Ce modèle permet d'obtenir rapidement et facilement une estimation des muscles. Cette méthode offre un bon estimé des longueurs, des points de passage et des bras de leviers. Elle est plus précise que par mise à l'échelle d'un modèle générique à partir de marqueurs opto-électroniques. Cependant, les volumes et les aires de section ne sont pas précisément définis car chaque sujet possède une géométrie propre. Une personnalisation plus fine du modèle doit

être réalisée.

Dans le chapitre 5, la construction d'un modèle personnalisé en position érigée a été présentée. Le modèle pré-personnalisé, défini précédemment, est déformé par des coupes échographique orientées dans l'espace. Pour cela, un échographe et un système opto-électronique ont été utilisés. Tout d'abord, un ancillaire s'adaptant à la géométrie de la sonde a été développé : les coupes ainsi obtenues sont orientées dans l'espace. Afin de connaitre la position de l'image par rapport à cet ancillaire, une calibration a été réalisée. Ensuite, la synchronisation temporelle entre les deux systèmes a été mise en place. Enfin, un protocole de personnalisation a été défini. Les muscles du modèle pré-personnalisé sont alors projetés dans chacune des coupes. L'opérateur peut choisir de déplacer des points afin d'adapter la géométrie des muscles à celle visible sur l'image. Le modèle possède donc une géométrie personnalisée des os, des muscles et de l'enveloppe externe.

Dans le chapitre 6, un protocole de mesure pour l'évaluation du module de cisaillement des muscles du membre inférieur a été présenté. 4 positions ont été choisies afin d'évaluer la fiabilité de la mesure sur le muscle au repos et passivement étiré. Un écart-type de reproductibilité inférieur à 10 % a été évalué. Le solaire, le semi-tendineux et le biceps fémoral sont apparus comme les muscles offrant la mesure la moins reproductible. Ces quatre positions simples et confortables permettent une mesure en moins de 10 minutes des principaux muscles impliqués dans les mouvements de l'articulation du genou.

Cette première étude sur la combinaison de la stéréoradiographie et des ultrasons offre de belles perspectives pour la personnalisation : analyse du mouvement, modélisation en éléments finis,... Cependant, un certain nombre d'axe sont encore à améliorer. Tout d'abord, une prise en compte de la différence d'épaisseur des tissus adipeux entre le modèle générique et le sujet permettrait d'améliorer l'estimation de la géométrie musculaire. Ensuite, la méthode n'a été testée que sur un seul sujet et le protocole d'acquisition est encore relativement long. Il faudrait identifier des lieux stratégiques pour la déformation afin de diminuer le nombre de coupes acquises. Concernant l'élastographie, un nombre restreint de postures combinées à l'usage d'un ergomètre permettrait de caractériser le comportement non-linéaire des muscles, et ainsi l'implémenter dans des modèles.

L'implémentation est le volet majeur qu'il reste à établir pour cette méthode. Dans un premier temps, il serait très intéressant de comparer les différents modèles dans le cadre de l'analyse du mouvement. En effet, les forces musculaires ou dans les articulations devraient être différentes suivant l'utilisation d'un modèle obtenu par déformation, du modèle pré-personnalisé, ou du modèle personnalisé. Il serait également intéressant de regarder les effets de la personnalisation des propriétés mécaniques sur ces mêmes résultats. Dans un second temps, cette méthode peut-être utilisée en modélisation par éléments finis.

Nous avons ici proposé, une méthode simple pour la construction d'un modèle musculo-squelettique personnalisé du membre inférieur. De nombreuses perspectives sont à venir dans son utilisation. Tout d'abord en analyse du mouvement, ce modèle, combiné avec les méthodes de calcul en dynamique inverse, pour déterminer les efforts induits par chacun des muscles et avoir des ordres de grandeurs réalistes sur les conditions aux limitent à appliquer sur les modèles en éléments finis. Ensuite, dans une utilisation en modélisation par éléments finis, la personnalisation permet de calculer de façon précise les efforts et les déformations des tissus mous, lors de la contraction musculaire par exemple. Par ailleurs, le protocole de mesure par élastographie a été utilisé en clinique pour l'évaluation du module de cisaillement des muscles chez les enfants sains et infirmes moteurs cérébraux. Le modèle musculo-squelettique pourrait, quant à lui, être utilisé pour le diagnostique et la planification de traitements, tel que l'injection de toxine botulique.

D'un point de vue clinique, les muscles jouent un rôle essentiel, mais il est extrêmement difficile de prédire leur interaction et le rôle de chacun dans le vieillissement, l'équilibre ou encore le succès d'une chirurgie. Ce modèle personnalisé permettrait d'offrir des éléments de réponse précis et adaptés à chaque individu.

PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS

Publications

Acceptées

Jolivet E., Dion E., Rouch P., Dubois G., Charrier R., Payan C., Skalli W. (2014). Skeletal Muscle Segmentation from MRI Dataset using a Model-Based Approach. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering : Imaging & Visualization.*

Vergari C., Rouch P., Dubois G., Bonneau D., Dubousset J., Tanter M., Gennisson J.-L., Skalli W. (2014) Intervertebral disc characterization by shear wave elastography : An in vitro preliminary study. *Journal of Engineering in Medicine.*

Vergari C., Rouch P., Dubois G., Bonneau D., Dubousset J., Tanter M., Gennisson J.-L., Skalli W. (2014) Non-invasive biomechanical characterization of intervertebral discs by shear wave ultrasound elastography : a feasibility study. *European Radiology.*

Soumises

Dubois G., Kheireddine W., Vergari C., Bonneau D., Thoreux P., Rouch P., Tanter M., Gennisson J.L., Skalli W. A reliable protocol for shearwave elastography of lower limb muscles at rest and during passive stretching. *Muscle and Nerve.*

Dubois G., Bonneau D., Lafage V., Rouch P., Skalli W. Reliable Femoral Frame Construction Based on MRI Dedicated to Muscles Position Follow-up. *Medical & Biological Engineering & Computing.*

Communications à des congrès

Présentation orale lors de congrès internationaux avec comité de lecture :

Dubois G., Kheireddine W., Vergari C., Bonneau D., Thoreux P., Rouch P., Tanter M., Gennisson J.L., Skalli W. (2014). A Reliable Protocol For Shearwave Elastography Of Lower Limb Muscles At Rest And Stretched. *7th World Congress of Biomechanics.* Boston, July 6-11.

Dubois G., Roux N. , Bonneau D., Lafage V., Rouch P., Skalli W. (2013). Reliable Femoral Frame Construction Based on MRI. *38ème édition du Congrès de la Société de Biomécanique.*

Marseille, 4-6 September. Link

Dubois G., Jolivet E., Rouch P., Dion E., Skalli W. (2012). Improved Method for Segmentation Muscles from MRI Images. *18th Congress of the European Society of Biomechanics*. Lisbon, 1-4 July.

Dubois G., Jolivet E., Rouch P., Dion E., Skalli W. (2012). Improved Method for Reducing Slices of Segmentation Muscles from MRI Images. *10th International Sympoium of Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. Berlin, 11-14 April.

Présentation de poster lors de congrès internationaux avec comité de lecture :

Dubois G., Roux N. , Bonneau D., Lafage V., Rouch P., Skalli W. (2013). Reliable Femoral Frame Construction Based on MRI. *XXIV Congress of the International Society of Biomechanics*. Natal, 4-9 August.

Prix

Deuxième prix au "PhD Level Student Paper Competition" session *imagerie 7th World Congress of Biomechanics*. Boston, July 6-11.

BIBLIOGRAPHIE

J. Ahtiainen, M. Hoffren, J. Hulmi, M. Pietikäinen, A. Mero, J. Avela, and K. Häkkinen. Panoramic ultrasonography is a valid method to measure changes in skeletal muscle cross-sectional area. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 108(2) :273–279, 2010.

K. Arda, N. Ciledag, E. Aktas, B. K. Aribas, and K. Köse. Quantitative Assessment of Normal Soft-Tissue Elasticity Using Shear-Wave Ultrasound Elastography. *Am. J. Roentgenol.*, 197 (3) :532–536, 2011.

A. S. Arnold, M. Q. Liu, M. H. Schwartz, S. Ounpuu, and S. L. Delp. The role of estimating muscle-tendon lengths and velocities of the hamstrings in the evaluation and treatment of crouch gait. *Gait Posture*, 23(3) :273–81, April 2006.

E. M. Arnold, S. R. Ward, R. L. Lieber, and S. L. Delp. A model of the lower limb for analysis of human movement. *Ann. Biomed. Eng.*, 38(2) :269–79, March 2010.

B. Aubert, C. Vergari, B. Ilharreborde, A. Courvoisier, and W. Skalli. 3D reconstruction of rib cage geometry from biplanar radiographs using a statistical parametric model approach. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng. Imaging Vis.*, pages 1–15, May 2014.

S. Aubry, J.-R. Risson, A. Kastler, B. Barbier-Brion, G. Siliman, M. Runge, and B. Kastler. Biomechanical properties of the calcaneal tendon in vivo assessed by transient shear wave elastography. *Skeletal Radiol.*, pages 1143–1150, May 2013.

J. Bamber, D. Cosgrove, C. F. Dietrich, J. Fromageau, J. Bojunga, F. Calliada, V. Cantisani, J.-M. Correas, M. D'Onofrio, E. E. Drakonaki, M. Fink, M. Friedrich-Rust, O. H. Gilja, R. F. Havre, C. Jenssen, A. S. Klauser, R. Ohlinger, A. Saftoiu, F. Schaefer, I. Sporea, and F. Piscaglia. EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 1 : Basic principles and technology. *Ultraschall Med.*, 34(2) :169–84, April 2013.

L. Barber, R. Barrett, and G. Lichtwark. Validation of a freehand 3D ultrasound system for morphological measures of the medial gastrocnemius muscle. *J Biomech*, 42(9) :1313–1319, 2009.

Y. Barnouin, G. Butler-Browne, T. Voit, D. Reversat, N. Azzabou, G. Leroux, A. Behin, J. S. McPhee, P. G. Carlier, and J.-Y. Hogrel. Manual segmentation of individual muscles of the quadriceps femoris using MRI : A reappraisal. *J. Magn. Reson. Imaging*, 00 :1–9, November 2013.

J. R. Basford, T. R. Jenkyn, K.-N. An, R. L. Ehman, G. Heers, and K. R. Kaufman. Evaluation of healthy and diseased muscle with magnetic resonance elastography. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 83(11) :1530–1536, November 2002.

P.-y. Baudin, N. Azzabou, P. G. Carlier, N. Paragios, S. Healthcare, S. Denis, V. Computing, E. C. D. Paris, U. Paris-est, L. U. M. R. Cnrs, P. Paristech, E. Galen, and I. Saclay. GRAPH-BASED SEED PLACEMENT. 2012.

a. Baudoin, W. Skalli, J. a. de Guise, and D. Mitton. Parametric subject-specific model for in vivo 3D reconstruction using bi-planar X-rays : application to the upper femoral extremity. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 46(8) :799–805, August 2008.

M. Behr, P.-J. Arnoux, T. Serre, L. Thollon, and C. Brunet. Tonic finite element model of the lower limb. *J. Biomech. Eng.*, 128(2) :223–8, April 2006.

S. F. Bensamoun, S. I. Ringleb, L. Littrell, Q. Chen, M. Brennan, R. L. Ehman, and K.-N. An. Determination of thigh muscle stiffness using magnetic resonance elastography. *J. Magn. Reson. Imaging*, 23(2) :242–247, 2006.

S. F. Bensamoun, S. I. Ringleb, Q. Chen, R. L. Ehman, K.-N. An, and M. Brennan. Thigh muscle stiffness assessed with magnetic resonance elastography in hyperthyroid patients before and after medical treatment. *J. Magn. Reson. Imaging*, 26(3) :708–13, September 2007.

J. Bercoff, M. Tanter, and M. Fink. Supersonic shear imaging : a new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, 51(4) :396–409, 2004.

N. S. Berko, E. F. Fitzgerald, T. D. Amaral, M. Payares, and T. L. Levin. Ultrasound elastography in children : Establishing the normal range of muscle elasticity. *Pediatr. Radiol.*, October 2013.

T. F. Besier, D. L. Sturnieks, J. A. Alderson, and D. G. Lloyd. Repeatability of gait data using a functional hip joint centre and a mean helical knee axis. *J. Biomech.*, 36(8) :1159–1168, 2003.

S. S. Blemker and S. L. Delp. Three-dimensional representation of complex muscle architectures and geometries. *Ann Biomed Eng*, 33(5) :661–673, May 2005.

S. S. Blemker, D. S. Asakawa, G. E. Gold, and S. L. Delp. Image-based musculoskeletal modeling : applications, advances, and future opportunities. *J. Magn. Reson. Imaging*, 25 (2) :441–51, February 2007.

H. Botanlioglu, F. Kantarci, G. Kaynak, Y. Unal, S. Ertan, O. Aydingoz, R. Erginer, M. Unlu, I. Mihmanli, and M. Babacan. Shear wave elastography properties of vastus lateralis and vastus medialis obliquus muscles in normal subjects and female patients with patellofemoral pain syndrome. *Skeletal Radiol.*, 42(5) :1–8, 2012.

K. Bouillard, M. Jubeau, A. Nordez, and F. Hug. Effect of vastus lateralis fatigue on load sharing between quadriceps femoris muscles during isometric knee extensions. *J. Neurophysiol.*, 111(4) :768–76, February 2014.

a. Cappozzo, F. Catani, U. D. Croce, and A. Leardini. Position and orientation in space of bones during movement : anatomical frame definition and determination. *Clin. Biomech.*, 10(4) :171–178, June 1995.

S. Catheline, J. L. Thomas, F. Wu, and M. A. Fink. Diffraction field of a low frequency vibrator in soft tissues using transient elastography. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, 46(4) :1013–9, January 1999.

S. Catheline, J.-L. Gennisson, G. Delon, M. Fink, R. Sinkus, S. Abouelkaram, and J. Culioli. Measurement of viscoelastic properties of homogeneous soft solid using transient elastography : An inverse problem approach. *J. Acoust. Soc. Am.*, 116(6) :3734–3741, 2004.

I. Céspedes, J. Ophir, H. Ponnekanti, and N. Maklad. Elastography : elasticity imaging using ultrasound with application to muscle and breast in vivo. *Ultrason. Imaging*, 15(2) :73–88, April 1993.

Y. Chaibi, T. Cresson, B. Aubert, J. Hausselle, P. Neyret, O. Hauger, J. A. de Guise, and W. Skalli. Fast 3D reconstruction of the lower limb using a parametric model and statistical inferences and clinical measurements calculation from biplanar X-rays. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 15(5) :1, January 2011.

L. a. Chernak, R. J. DeWall, K. S. Lee, and D. G. Thelen. Length and activation dependent variations in muscle shear wave speed. *Physiol. Meas.*, 34(6) :713–21, June 2013.

F. Cordier and N. M. Thalmann. Comparison of Two Techniques for Organ Reconstruction Using Visible Human Dataset. In *VISIBLE Hum. Proj. CONF. PROC*, pages 1–11, 1998. URL `http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/summary?doi=10.1.1.60.5436`.

C. Cornu, F. Goubel, and M. Fardeau. Muscle and joint elastic properties during elbow flexion in Duchenne muscular dystrophy. *J. Physiol.*, 533(2) :605–616, June 2001.

T. A. Correa, R. Baker, H. K. Graham, M. G. Pandy, and A. Tomas. Accuracy of generic musculoskeletal models in predicting the functional roles of muscles in human gait. *J Biomech*, 44(11) :2096–2105, 2011.

U. D. Croce, V. Camomilla, A. Leardini, and A. Cappozzo. Femoral anatomical frame : assessment of various definitions. *Med. Eng. Phys.*, 25(5) :425–431, 2003.

L. Debernard, L. Robert, F. Charleux, and S. F. Bensamoun. Characterization of muscle architecture in children and adults using magnetic resonance elastography and ultrasound techniques. *J Biomech*, 44(3) :397–401, 2011.

T. Deffieux, J.-L. Gennisson, M. Tanter, and M. Fink. Assessment of the mechanical properties of the musculoskeletal system using 2-D and 3-D very high frame rate ultrasound. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 55(10) :2177–2190, October 2008.

T. Deffieux, G. Montaldo, M. Tanter, and M. Fink. Shear Wave Spectroscopy for In Vivo Quantification of Human Soft Tissues Visco-Elasticity. *IEEE Trans. Med. Imaging*, pages 313–322, 2009.

S. L. Delp and J. P. Loan. A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures. *Comput. Biol. Med.*, 25(1) :21–34, January 1995.

S. L. Delp, J. P. Loan, M. G. Hoy, F. E. Zajac, E. L. Topp, and J. M. Rosen. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 37(8) :757–67, August 1990.

S. L. Delp, D. A. Ringwelski, and N. C. Carroll. Transfer of the rectus femoris : effects of transfer site on moment arms about the knee and hip. *J. Biomech.*, 27(10) :1201–11, October 1994.

S. Deschênes, G. Charron, G. Beaudoin, H. Labelle, J. Dubois, M.-C. Miron, and S. Parent. Diagnostic imaging of spinal deformities : reducing patients radiation dose with a new slot-scanning X-ray imager. *Spine (Phila. Pa. 1976).*, 35(9) :989–94, April 2010.

R. Dickinson and C. Hill. Measurement of soft tissue motion using correlation between A-scans. *Ultrasound Med. Biol.*, 8(3) :263–271, January 1982.

M. M. Doyley, J. C. Bamber, F. Fuechsel, and N. L. Bush. A freehand elastographic imaging approach for clinical breast imaging : system development and performance evaluation. *Ultrasound Med. Biol.*, 27(10) :1347–1357, October 2001.

M. A. Dresner, G. H. Rose, P. J. Rossman, R. Muthupillai, A. Manduca, and R. L. Ehman. Magnetic resonance elastography of skeletal muscle. *J. Magn. Reson. Imaging*, 13(2) : 269–276, 2001.

J. Dubousset. Three-dimensional analysis of the scoliotic deformity. In *Pediatr. Spine Princ. Pract.* 1994.

J. Dubousset, G. Charpak, I. Dorion, W. Skalli, F. Lavaste, J. Deguise, G. Kalifa, and S. Ferey. 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, February 2005.

R. Dumas, R. Aissaoui, D. Mitton, W. Skalli, and J. A. de Guise. Personalized body segment parameters from biplanar low-dose radiography. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 52(10) :1756–1763, 2005.

S. F. Eby, P. Song, S. Chen, Q. Chen, J. F. Greenleaf, and K.-N. An. Validation of Shear Wave Elastography in Skeletal Muscle. *J. Biomech.*, 16(14) :2381–2387, July 2013.

C. M. Eng, G. D. Abrams, L. R. Smallwood, R. L. Lieber, and S. R. Ward. Muscle geometry affects accuracy of forearm volume determination by magnetic resonance imaging (MRI). *J. Biomech.*, 40(14) :3261–3266, 2007.

A. Erdemir, S. McLean, W. Herzog, and A. J. van den Bogert. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, 22(2) :131–54, February 2007.

N. R. Fry, M. Gough, and A. P. Shortland. Three-dimensional realisation of muscle morphology and architecture using ultrasound. *Gait &amp ; Posture*, 20(2) :177–182, 2004.

T. Fukunaga, M. Miyatani, M. Tachi, M. Kouzaki, Y. Kawakami, and H. Kanehisa. Muscle volume is a major determinant of joint torque in humans. *Acta Physiol. Scand.*, 172(4) : 249–55, August 2001.

J.-L. Gennisson, T. Deffieux, M. Fink, and M. Tanter. Elastographie ultrasonore : principes et procedes. *J. Radiol. Diagnostique Interv.*, 94(5) :504–513, May 2013.

J.-L. Gennisson, S. Catheline, S. Chaffaï, and M. Fink. Transient elastography in anisotropic medium : application to the measurement of slow and fast shear wave speeds in muscles. *J Acoust Soc Am*, 114(1) :536–541, 2003.

J. L. Gennisson, C. Cornu, S. Catheline, M. Fink, and P. Portero. Human muscle hardness assessment during incremental isometric contraction using transient elastography. *J Biomech*, 38(7) :1543–1550, July 2005.

J.-L. Gennisson, T. Deffieux, E. Macé, G. Montaldo, M. Fink, and M. Tanter. Viscoelastic and anisotropic mechanical properties of in vivo muscle tissue assessed by supersonic shear imaging. *Ultrasound Med Biol*, 36(5) :789–801, 2010.

B. Gilles and N. Magnenat-Thalmann. Musculoskeletal MRI segmentation using multi-resolution simplex meshes with medial representations. *Med Image Anal*, 14(3) :291–302, 2010.

B. Gilles, R. Perrin, N. Magnenat-Thalmann, and J.-P. Vallee. Bone Motion Analysis From Dynamic MRI : Acquisition and Tracking1. *Acad. Radiol.*, 12(10) :1285–1292, October 2005.

F. Goubel. *Biomécanique : Eléments de mécanique musculaire*. 2003.

L.-L. Gras, D. Mitton, P. Viot, and S. Laporte. Viscoelastic properties of the human sternocleidomastoideus muscle of aged women in relaxation. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, 27 :77–83, December 2013.

J. Hausselle, a. Assi, a. El Helou, E. Jolivet, H. Pillet, E. Dion, D. Bonneau, and W. Skalli. Subject-specific musculoskeletal model of the lower limb in a lying and standing position. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, (November) :37–41, June 2012.

A. Hemmerich, W. van der Merwe, and C. L. Vaughan. Measuring three-dimensional knee kinematics under torsional loading. *J. Biomech.*, 42(2) :183–186, 2009.

J. Hicks, A. Arnold, F. Anderson, M. Schwartz, and S. Delp. The effect of excessive tibial torsion on the capacity of muscles to extend the hip and knee during single-limb stance. *Gait Posture*, 26(4) :546–52, October 2007.

C. L. Hoad and A. L. Martel. Segmentation of MR images for computer-assisted surgery of the lumbar spine. *Phys. Med. Biol.*, 47(19) :3503–3517, October 2002.

P. D. Hoang, R. B. Gorman, G. Todd, S. C. Gandevia, and R. D. Herbert. A new method for measuring passive length-tension properties of human gastrocnemius muscle in vivo. *J. Biomech.*, 38(6) :1333–41, June 2005.

W. G. Hopkins. Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med.*, 30(1) : 1–15, July 2000.

P. Hough. Machine Analysis of Bubble Chamber Pictures. 1959.

P.-w. Hsu, R. W. Prager, P.-w. Hsu, R. W. Prager, A. H. Gee, and G. M. Treece. Calibration : A Review Freehand 3D Ultrasound Calibration : A Review. (December), 2007.

P.-W. Hsu, R. W. Prager, A. H. Gee, and G. M. Treece. Rapid, easy and reliable calibration for freehand 3D ultrasound. *Ultrasound Med Biol*, 32(6) :823–835, 2006.

F. Hug, L. Lacourpaille, O. Maïsetti, and A. Nordez. Slack length of gastrocnemius medialis and Achilles tendon occurs at different ankle angles. *J. Biomech.*, 46(14) :2534–2538, July 2013.

L. Humbert, J. A. De Guise, B. Aubert, B. Godbout, and W. Skalli. 3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences. *Med. Eng. Phys.*, 31(6) :681–7, July 2009.

E. Jolivet, E. Daguet, V. Pomero, D. Bonneau, J. D. Laredo, and W. Skalli. Volumic patient-specific reconstruction of muscular system based on a reduced dataset of medical images. *Comput. methods . . .*, 11(3) :281–290, 2008a.

E. Jolivet, E. Daguet, V. Pomero, D. Bonneau, J. D. Laredo, and W. Skalli. Volumic patient-specific reconstruction of muscular system based on a reduced dataset of medical images. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, 11(3) :281–90, June 2008b.

E. Jolivet, B. Sandoz, S. Laporte, D. Mitton, and W. Skalli. Fast 3D reconstruction of the rib cage from biplanar radiographs. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 48(8) :821–8, August 2010.

E. Jolivet, E. Dion, P. Rouch, G. Dubois, R. Charrier, C. Payan, and W. Skalli. Skeletal muscle segmentation from MRI dataset using a model-based approach. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng. Imaging Vis.*, 00(0) :1–8, April 2014.

G. Kalifa, Y. Charpak, C. Maccia, E. Fery-Lemonnier, J. Bloch, J. M. Boussard, M. Attal, J. Dubousset, and C. Adamsbaum. Evaluation of a new low-dose digital x-ray device : first dosimetric and clinical results in children. *Pediatr. Radiol.*, 28(7) :557–61, July 1998.

P. Kamina. *Anatomie clinique.*

M. Kia, A. P. Stylianou, and T. M. Guess. Evaluation of a musculoskeletal model with prosthetic knee through six experimental gait trials. *Med. Eng. Phys.*, 36(3) :335–44, March 2014.

M. D. Klein Horsman, H. F. J. M. Koopman, F. C. T. van der Helm, L. P. Prosé, and H. E. J. Veeger. Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, 22(2) :239–47, February 2007.

T. K. Koo, J.-Y. Guo, J. H. Cohen, and K. J. Parker. Relationship between shear elastic modulus and passive muscle force : An ex-vivo study. *J. Biomech.*, 46(12) :2053–9, August 2013.

T. K. Koo, J.-Y. Guo, J. H. Cohen, and K. J. Parker. Quantifying the passive stretching response of human tibialis anterior muscle using shear wave elastography. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, 29(1) :33–9, January 2014.

B. C. W. Kot, Z. J. Zhang, A. W. C. Lee, V. Y. F. Leung, and S. N. Fu. Elastic Modulus of Muscle and Tendon with Shear Wave Ultrasound Elastography : Variations with Different Technical Settings. *PLoS One*, 7(8) :e44348, 2012.

T. A. Krouskop, T. M. Wheeler, F. Kallel, B. S. Garra, and T. Hall. Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression. *Ultrason. Imaging*, 20(4) :260–74, October 1998.

W.-H. Kuo, D.-W. Jian, T.-G. Wang, and Y.-C. Wang. Neck Muscle Stiffness Quantified by Sonoelastography is Correlated with Body Mass Index and Chronic Neck Pain Symptoms. *Ultrasound Med. Biol.*, 39(8) :1356–61, August 2013.

D. R. Kwon, G. Y. Park, S. U. Lee, and I. Chung. Spastic cerebral palsy in children : dynamic sonoelastographic findings of medial gastrocnemius. *Radiology*, 263(3) :794–801, June 2012.

L. Lacourpaille, F. Hug, K. Bouillard, J.-Y. Hogrel, and A. Nordez. Supersonic shear imaging provides a reliable measurement of resting muscle shear elastic modulus. *Physiol Meas*, 33 (3) :N19—-N28, March 2012.

S. Laporte, W. Skalli, J. A. de Guise, F. Lavaste, and D. Mitton. A biplanar reconstruction method based on 2D and 3D contours : application to the distal femur. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, 6(1) :1–6, February 2003.

F. Lebailly, L. V. P. C. Lima, A. Clairemidi, B. Aubert, S. Guerard, Y. Chaibi, J. de Guise, C. Fontaine, and W. Skalli. Semi-automated stereoradiographic upper limb 3D reconstructions using a combined parametric and statistical model : a preliminary study. *Surg. Radiol. Anat.*, 34(8) :757–65, October 2012.

G. Lenaerts, W. Bartels, F. Gelaude, M. Mulier, a. Spaepen, G. Van der Perre, and I. Jonkers. Subject-specific hip geometry and hip joint centre location affects calculated contact forces at the hip during gait. *J. Biomech.*, 42(9) :1246–51, June 2009.

D. G. Lloyd and T. F. Besier. An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *J. Biomech.*, 36(6) :765–776, 2003.

T.-W. Lu and J. O Connor. Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *J. Biomech.*, 32(2) :129–134, February 1999.

H. Lund, L. Christensen, A. Savnik, J. Boesen, B. Danneskiold-Samsø e, and H. Bliddal. Volume estimation of extensor muscles of the lower leg based on MR imaging. *Eur. Radiol.*, 12(12) :2982–2987, December 2002.

T. J. MacGillivray, E. Ross, H. A. H. R. W. Simpson, and C. A. Greig. 3D Freehand Ultrasound for in vivo Determination of Human Skeletal Muscle Volume. *Ultrasound Med. Biol*, 35(6) :928–935, June 2009.

O. Maïsetti, F. Hug, K. Bouillard, and A. Nordez. Characterization of passive elastic properties of the human medial gastrocnemius muscle belly using supersonic shear imaging. *J. Biomech.*, 45(6) :978–84, April 2012.

S. Martelli, D. Calvetti, E. Somersalo, M. Viceconti, and F. Taddei. Computational tools for calculating alternative muscle force patterns during motion : a comparison of possible solutions. *J. Biomech.*, 46(12) :2097–100, August 2013.

P. B. McBeth, A. J. Hodgson, A. G. Nagy, and K. Qayumi. Quantitative methodology of evaluating surgeon performance in laparoscopic surgery. *Stud. Health Technol. Inform.*, 85 : 280–6, January 2002.

C. J. B. C. B. A. A. L. M. N. M. N. I. F. Mendiguchia J Garrues MA. Non-uniform changes in MRI measurements of the thigh muscles following two hamstring strengthening exercises. *J Strength Cond Res*, 27(3) :574–581, 2013.

R. P. Mikosz, T. P. Andriacchi, and G. B. J. Andersson. Model analysis of factors influencing the prediction of muscle forces at the knee. *J. Orthop. Res.*, 6(2) :205–214, 1988.

D. Mitton, C. Landry, S. Véron, W. Skalli, F. Lavaste, and J. A. Guise. 3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 38(2) :133–139, March 2000.

C. Morse, H. Degens, and D. Jones. The validity of estimating quadriceps volume from single MRI cross-sections in young men. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 100(3) :267–274, 2007.

D. M. Muratore and R. L. Galloway. Beam calibration without a phantom for creating a 3-D freehand ultrasound system. *Ultrasound Med. Biol.*, 27(11) :1557–1566, November 2001.

W. A. Murphy, W. G. Totty, and J. E. Carroll. MRI of normal and pathologic skeletal muscle. *AJR. Am. J. Roentgenol.*, 146(3) :565–74, March 1986.

M. Nakamura, T. Ikezoe, T. Kobayashi, H. Umegaki, Y. Takeno, S. Nishishita, and N. Ichihashi. Acute Effects of Static Stretching on Muscle Hardness of the Medial Gastrocnemius Muscle Belly in Humans : An Ultrasonic Shear-Wave Elastography Study. *Ultrasound Med. Biol.*, July 2014.

H. P. Ng, S. H. Ong, J. Liu, S. Huang, K. W. C. Foong, P. S. Goh, and W. L. Nowinski. 3D Segmentation and Quantification of a Masticatory Muscle from MR Data Using Patient-Specific Models and Matching Distributions. *J. Digit. Imaging*, 22(5) :449–462, October 2009.

K. Nightingale, M. S. Soo, R. Nightingale, and G. Trahey. Acoustic radiation force impulse imaging : in vivo demonstration of clinical feasibility. *Ultrasound Med. Biol.*, 28(2) :227–235, February 2002.

M. Noorkoiv, K. Nosaka, and A. Blazevich. Assessment of quadriceps muscle cross-sectional area by ultrasound extended-field-of-view imaging. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 109(4) :631–639, 2010.

A. Nordez, J. L. Gennisson, P. Casari, S. Catheline, and C. Cornu. Characterization of muscle belly elastic properties during passive stretching using transient elastography. *J Biomech*, 41(10) :2305–2311, 2008.

A. Nordez, A. Fouré, E. W. Dombroski, J.-P. Mariot, C. Cornu, and P. J. McNair. Improvements to Hoang et al.'s method for measuring passive length-tension properties of human gastrocnemius muscle in vivo. *J. Biomech.*, 43(2) :379–82, January 2010.

A. Nordez, E. Jolivet, I. Südhoff, D. Bonneau, J. a. de Guise, and W. Skalli. Comparison of methods to assess quadriceps muscle volume using magnetic resonance imaging. *... Reson. Imaging*, 30(5) :1116–1123, November 2009.

J. Ophir, I. Céspedes, H. Ponnekanti, Y. Yazdi, and X. Li. Elastography : A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrason. Imaging*, 13(2) :111–134, 1991.

T. J. Overend, D. A. Cunningham, D. H. Paterson, and M. S. Lefcoe. Thigh composition in young and elderly men determined by computed tomography. *Clin. Physiol.*, 12(6) : 629–640, 1992.

G.-Y. Park and D. R. Kwon. Sonoelastographic evaluation of medial gastrocnemius muscles intrinsic stiffness after rehabilitation therapy with botulinum toxin a injection in spastic cerebral palsy. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 93(11) :2085–9, November 2012.

H. Pillet, X. Bonnet, F. Lavaste, and W. Skalli. Evaluation of force plate-less estimation of the trajectory of the centre of pressure during gait. Comparison of two anthropometric models. *Gait Posture*, 31(2) :147–52, February 2010.

H. Pillet, M. Sangeux, J. Hausselle, R. El Rachkidi, and W. Skalli. A reference method for the evaluation of femoral head joint center location technique based on external markers. *Gait Posture*, 39(1) :655–8, January 2014.

V. Pomero, D. Mitton, S. Laporte, J. A. de Guise, and W. Skalli. Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, 19(3) :240–7, March 2004.

R. W. Prager, A. Gee, and L. Berman. Stradx : real-time acquisition and visualization of freehand three-dimensional ultrasound. *Med. Image Anal.*, 3(2) :129–140, June 1999.

R. Prager, R. Rohling, A. Gee, and L. Berman. Rapid calibration for 3-D freehand ultrasound. *Ultrasound Med. ...*, 24(6) :855–869, 1998.

S. Quijano, a. Serrurier, B. Aubert, S. Laporte, P. Thoreux, and W. Skalli. Three-dimensional reconstruction of the lower limb from biplanar calibrated radiographs. *Med. Eng. Phys.*, 35 (12) :1703–12, December 2013.

Y. Rao, L. Xiaoxing, J. Lipei, D. Shuangcheng, C. Yingyu, Y. Peng, L. Xiaohong, and L. Songqing. 3-D calibration method for freehand ultrasound image with high precision based on string-beads phantom. In *2010 2nd Int. Conf. Ind. Mechatronics Autom.*, volume 1, pages 286–289. IEEE, May 2010. ISBN 978-1-4244-7653-4. doi : 10.1109/ICINDMA.2010.5538160. URL `http://ieeexplore.ieee.org/articleDetails.jsp?arnumber=5538160`.

N. D. Reeves, C. N. Maganaris, and M. V. Narici. Ultrasonographic assessment of human skeletal muscle size. *Eur J Appl Physiol*, 91(1) :116–118, January 2004.

T. Rezgui, F. Megrot, and F. Marin. Musculoskeletal modelling of cerebral palsy children : sensitivity analysis of musculoskeletal model parameter's values for gait analysis. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, 16 Suppl 1(sup1) :155–7, January 2013.

C. L. Rice, D. A. Cunningham, D. H. Paterson, and M. S. Lefcoe. Arm and leg composition determined by computed tomography in young and elderly men. *Clin. Physiol.*, 9(3) : 207–220, 1989.

S. I. Ringleb, S. F. Bensamoun, Q. Chen, A. Manduca, K.-N. An, and R. L. Ehman. Applications of magnetic resonance elastography to healthy and pathologic skeletal muscle. *J. Magn. Reson. Imaging*, 25(2) :301–9, February 2007.

F. Rousseau, U. D. Rennes, C. D. Beaulieu, and R. Cedex. Méthode de calibration pour système échographique 3D main-libre 1 Introduction.

D. Royer, J.-L. Gennisson, T. Deffieux, and M. Tanter. On the elasticity of transverse isotropic soft tissues (L). *J. Acoust. Soc. Am.*, 129(5) :2757–60, May 2011.

B. Sandoz, S. Laporte, W. Skalli, and D. Mitton. Subject-specific body segment parameters' estimation using biplanar X-rays : a feasibility study. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, 13(6) :649–54, December 2010.

L. Sandrin, M. Tanter, J.-L. Gennisson, S. Catheline, and M. Fink. Shear elasticity probe for soft tissues with 1-D transient elastography. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, 49(4) :436–46, April 2002.

A. P. Sarvazyan, O. V. Rudenko, S. D. Swanson, J. Fowlkes, and S. Y. Emelianov. Shear wave elasticity imaging : a new ultrasonic technology of medical diagnostics. *Ultrasound Med. Biol.*, 24(9) :1419–1435, December 1998.

L. Scheys, I. Jonkers, D. Loeckx, F. Maes, A. Spaepen, and P. Suetens. *Biomedical Simulation*, volume 4072 of *Lecture Notes in Computer Science*. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, July 2006. ISBN 978-3-540-36009-4. doi : 10.1007/11790273. URL `http://dl.acm.org/citation.cfm?id=2097511.2097519http://www.springerlink.com/index/10.1007/11790273`.

L. Scheys, A. Spaepen, P. Suetens, and I. Jonkers. Calculated moment-arm and muscle-tendon lengths during gait differ substantially using MR based versus rescaled generic lower-limb musculoskeletal models. *Gait Posture*, 28(4) :640–648, November 2008.

L. Scheys, D. Loeckx, A. Spaepen, P. Suetens, and I. Jonkers. Atlas-based non-rigid image registration to automatically define line-of-action muscle models : a validation study. *J. Biomech.*, 42(5) :565–72, March 2009.

L. Scheys, K. Desloovere, A. Spaepen, P. Suetens, and I. Jonkers. Calculating gait kinematics using MR-based kinematic models. *Gait Posture*, 33(2) :158–64, February 2011.

B. Schlatterer, I. Suedhoff, X. Bonnet, Y. Catonne, M. Maestro, and W. Skalli. Skeletal landmarks for TKR implantations : evaluation of their accuracy using EOS imaging acquisition system. *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, 95(1) :2–11, February 2009.

M. Shinohara, K. Sabra, J.-L. Gennisson, M. Fink, and M. Tanter. Real-time visualization of muscle stiffness distribution with ultrasound shear wave imaging during muscle contraction. *Muscle Nerve*, 42(3) :438–441, September 2010.

L. R. Smith, K. S. Lee, S. R. Ward, H. G. Chambers, and R. L. Lieber. Hamstring contractures in children with spastic cerebral palsy result from a stiffer extracellular matrix and increased in vivo sarcomere length. *J. Physiol.*, 589(Pt 10) :2625–39, May 2011.

I. Südhoff, J. A. de Guise, A. Nordez, E. Jolivet, D. Bonneau, V. Khoury, W. Skalli, and I. Sudhoff. 3D-patient-specific geometry of the muscles involved in knee motion from selected MRI images. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 47(6) :579–87, June 2009.

L. ten Dam, A. J. van der Kooi, M. van Wattingen, R. J. de Haan, and M. de Visser. Reliability and accuracy of skeletal muscle imaging in limb girdle muscular dystrophies. *Neurology*, 79 (16) :1716–23, October 2012.

B. L. Tracy, F. M. Ivey, D. Hurlbut, G. F. Martel, J. T. Lemmer, E. L. Siegel, E. J. Metter, J. L. Fozard, J. L. Fleg, and B. F. Hurley. Muscle quality. II. Effects of strength training in 65-to 75-yr-old men and women. *J. Appl. ...*, 86(1) :195–201, 1999.

G. M. Treece, A. H. Gee, R. W. Prager, C. J. Cash, and L. H. Berman. High-definition freehand 3-D ultrasound. *Ultrasound Med. Biol.*, 29(4) :529–546, April 2003.

F. Trochu. A contouring program based on dual kriging interpolation. *Eng. Comput.*, 9(3) : 160–177, 1993.

T. Umemoto, E. Ueno, T. Matsumura, M. Yamakawa, H. Bando, T. Mitake, and T. Shiina. Ex vivo and In vivo Assessment of the Non-linearity of Elasticity Properties of Breast Tissues for Quantitative Strain Elastography. *Ultrasound Med. Biol.*, 40(8) :1755–1768, May 2014.

J. Victor, D. Van Doninck, L. Labey, F. Van Glabbeek, P. Parizel, and J. Bellemans. A common reference frame for describing rotation of the distal femur : A CT-BASED KINEMATIC STUDY USING CADAVERS. *J. Bone Jt. Surgery, Br. Vol.*, 91-B(5) :683–690, 2009.

R. Weller, T. Pfau, M. Ferrari, R. Griffith, T. Bradford, and A. Wilson. The determination of muscle volume with a freehand 3D ultrasonography system. *Ultrasound Med Biol*, 33(3) : 402–407, March 2007.

M. Wesseling, F. de Groote, and I. Jonkers. The effect of perturbing body segment parameters on calculated joint moments and muscle forces during gait. *J. Biomech.*, 47(2) :596–601, January 2014.

M. Windolf, N. Götzen, and M. Morlock. Systematic accuracy and precision analysis of video motion capturing systems–exemplified on the Vicon-460 system. *J. Biomech.*, 41(12) : 2776–80, August 2008.

G. Wu, S. Siegler, P. Allard, C. Kirtley, A. Leardini, D. Rosenbaum, M. Whittle, D. D. DLima, L. Cristofolini, H. Witte, O. Schmid, and I. Stokes. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion part I : ankle, hip, and spine. *J. Biomech.*, 35(4) :543–548, 2002.

F. E. Zajac. Muscle coordination of movement : a perspective. *J. Biomech.*, 26 Suppl 1 : 109–24, January 1993.

TABLE DES FIGURES

I.1 Plans anatomiques de référence (Dubousset, 1994) 5

I.2 Principales structures osseuses du membre inférieur. [Extrait de KAMINA] . . 6

I.3 Physiologie du muscle squelettique Source 7

I.4 Architectures musculaires : muscles fusiforme et penné d'angle α. 8

I.5 Principe de fonctionnement de la radiographie par rayons-X. 14

I.6 Schéma de principe de la stéréoradiographie. [Source]. 14

I.7 Le système de radiographie EOS® 15

I.8 Sous l'influence d'un champ H_0 les spins des atomes d'hydrogène précessionnent selon un cône. Sous l'influence de H_1, l'angle de précession est augmenté, certains spins sont inversés et les atomes d'hydrogène précessionnent en phase. . . 17

I.9 Tissus caractéristiques de la coupe de la cuisse par imagerie IRM. 17

I.10 Onde de compression (schéma A) et onde de cisaillement (schéma B). `www.wikipedia.com` 18

I.11 Principe de fonctionnement de l'échographie 19

I.12 Image B-mode et élastogramme du vaste médial (Debernard *et al.*, 2011), mesure du module de cisaillement par élatographie supersonic du gacstrocnémien latéral et mesure du module de cisaillement par élastographie par résonance magnétique du vaste médial (Debernard *et al.*, 2011). 21

I.13 Champ de déplacements obtenu expérimentalement dans un fantôme de gélatine d'agar-agar par une pulsation acoustique. On peut observer une vitesse de déplacement beaucoup plus grande pour les ondes de compression (P) par rapport aux ondes de cisaillement (S) (Gennisson *et al.*, 2003). 23

I.14 a : baie électronique de calcul pour l'imagerie ultrarapide ; b : vibreur fixé sur une sonde linéaire ultrasonore pour la génération d'ondes de cisaillement pour l'élastographie impulsionnelle. (Gennisson *et al.*, 2013) 23

I.15 UltraFast ShearWave Elastography principe de fonctionnement 24

II.1 Modélisation musclo-squelettique personnalisée des muscles en position debout en combinant stéréoradiographie et IRM. Des repères communs sont identifiés sur chacun des modèles et les muscles en position couchée sont déformés par mise en correspondance des enveloppes de la peau des deux positions. (Hausselle *et al.*, 2012) 31

II.2 Modélisation 3D du fémur (Chaibi *et al.*, 2011; Quijano *et al.*, 2013) : 1. sélection de points et objets spécifiques sur les radiographies EOS. 2. rétroprojection et déformation du modèle générique. 3. Visualisation 3D du modèle personnalisé . 32

II.3 Définition des repères et matrice de passage utilisé pour la calibration. [Adapté de (Rousseau *et al.*)] 37

II.4 Principales méthodes de calibration pour l'imagerie ultrasonnore 3D. 38

III.1 Femoral frame computed from the femoral head center (F_h), the medial condyle (M_c) and the lateral condyle (L_c). $\overrightarrow{X}$ axis in red, $\overrightarrow{Y}$ axis in yellow and $\overrightarrow{Z}$ in blue. Muscle belly was defined between the upper (UpS) and lower (LwS) slices. 49

III.2 Segmentation of the femoral head and lateral condyle on MRI and selection of the antero-posterior distance on the lateral condyle. 49

III.3 Points M_i were identified by the operator, then the mean (C_{approx}) of the intersections I_m of the planes P_k gave the first approximation of the condylar sphere center. 51

III.4 Inter-and intra-operator angular error along $\overrightarrow{X}$, $\overrightarrow{Y}$ and $\overrightarrow{Z}$ axis by varying SBS from 5mm to 10mm for the proposed method (bottom) and the least square method (upper). 53

III.5 Mean of 11 muscles position reproducibility by varying RP position from the femoral head center to condyles barycenter for the least square method (LS) and the proposed method (PM) by varying the space between slacie (SBS) from 5mm to 10mm. 53

III.6 Angular error due to positioning errors of sphere centers from diameter estimation error. 54

III.7 Positionnement du repère tibia. 56

III.8 Saisie des centres des plateaux tibiaux et du centre de la malléole pour la construction du repère tibia. 57

III.9 Écart type de reproductibilité et répétabilité de position de l'origine du repère. 58

III.10 Écart type de reproductibilité et répétabilité d'orientation des axes du repère. 59

III.11 Positionnement du repère bassin. 60

III.12 Saisie des contours des cotyles et du centre du plateau sacré pour la construction du repère bassin. 61

III.13 Écart type de reproductibilité et répétabilité de position de l'origine du repère. 62

III.14 Écart type de reproductibilité et répétabilité d'orientation des axes du repère. 62

III.15 Difficulté de sélection du centre du plateau sacré sur les images IRM. 63

III.16 Projection de reconstructions EOS® sur des images IRM. 63

III.17 Projection de reconstructions EOS® sur de coupes IRM après recalage. 64

IV.1 a) Control points CP_g calculations by cutting skin envelope by planes $P_{g,i,j,k}$ in each bony region. b) Muscles were cut by planes to compute via points, length and cross sectional area. 70

V.1 Système d'échographie Aixplorer. 78

V.2 Circuit de synchronisation entre Aixplorer et Vicon®. 79

V.3 Mesure du retard de synchronisation entre les systèmes opto-électronique et échographique. 79

V.4 Ancillaire de positionnement de la sonde. 80

V.5 Calibration de l'ancillaire sonde par la méthode du stylet. 80

V.6 Carte de l'erreur 3D moyenne en mm sur une image échographique de 50 mm x 80 mm. 82
V.7 Reconstruction des structures osseuses et des marqueurs opto-électroniques en 3D par stéréoradiographie. 84
V.8 Projection des muscles des modèles pré-personnalisés et personnalisé pour trois coupes échographiques. 87

VI.1 Shear modulus assessment using elastography in rested and stretched gastrocnemius lateralis muscle. 95
VI.2 Measurement positions of shear modulus in rested and stretched muscles of the thigh and the calf. 97
VI.3 Bland-Altman diagrams for the complete protocol applied in rested and stretched VM and GL, each operator is represented by a different grayscale point. . 99

LISTE DES TABLEAUX

I.1 Efforts et déplacements générés par des muscles fusiforme et pénnés 8

I.2 Insertions et fonctions des principaux muscles du bassin et de la loge antérieure de la cuisse. [Extrait de ZYGOTE BODY] 11

I.3 Insertions et fonctions des ichios-jambier des adducteurs de la hanche. [Extrait de ZYGOTE BODY] 12

I.4 Insertions et fonctions des muscles du mollet. [Extrait de ZYGOTE BODY] . 13

I.5 Exemple de temps de relaxation pour les tissus mous. 17

I.6 Vitesse de propagation des ondes de compression. 20

II.1 Méthodes de reconstructions 3D des muscles du membre inférieur utilisées. . . 33

II.2 Comparaisons entre ultrasons 2D et Gold Standard 36

II.3 Mesures de volume musculaire à partir d'échographie 36

II.4 Élastographie des muscles du membre inférieur. 42

III.1 Population characteristics : Age (Years), weight (Kg) and Height (cm). 51

III.2 Caractéristiques de la population : âge (année), taille (cm) et poids (kg). . . . 64

IV.1 Population characteristics : age (years), height (cm), weight (kg) and body mass index (BMI in $kg \cdot m^{-2}$). 69

IV.2 Mean and standard deviation of estimated volume and its difference (V_e), estimated muscle length and its difference ($ML_{\%}$), via points distance (Dist), moment arm and its difference (Hip MA_e and Knee MA_e) and maximum cross section area and its difference ($CSA_{e,max}$) between estimated muscles and their reference. 72

IV.3 Minimum (Min) and maximum (Max) of estimated volume and its difference (V_e), estimated muscle length and its difference ($ML_{\%}$), via points distance (Dist), moment arm and its difference (Hip MA_e and Knee MA_e) and maximum cross section area and its difference ($CSA_{e,max}$) between estimated muscles and their reference, using subject 3 as reference. 73

IV.4 Moment arms in hip and knee joints computed for the proposed method and generic-scaled model compared to the method proposed by Hausselle *et al.* (2012). * indicates a lower significant difference between proposed method and generic-scaled model ($p<0.05$). 75

V.1 Moyenne et écart-type de répétabilité sur l'évaluation de la matrice de passage du repère sonde au repère image $\hat{T}_i$. 81

V.2 Différence entre les modèles pré-personnalisé et personnalisé pour les paramètres suivants : volume musculaire, longueur, moyenne quadratique de la distance entre les via-points, bras de levier des articulations de la hanche et du genou et aire maximale des sections transverses. 88

V.3 Moyenne quadratique de la distance points-surface (mm) entre des points segmentés manuellement et les muscles des modèle pré-personnalisé et personnalisé. 88

VI.1 Inter- and intra-operator reliability of the shear modulus measurement computed (10 subjects, 3 operators, 6 measures each, rested and stretched muscles : VM and GL). 98

VI.2 Inter- and intra-operator reliability of the shear modulus measurement computed (10 subjects, 2 operators, 3 measures each) for rested and stretched muscles : BF, GRA, RF, SAR, SM, ST, VL, VM, GM, and GL and SOL. . . . 100

ANNEXE A

CALCUL DES REPÈRES SEGMENTS OSSEUX

— Le **repère bassin** est défini par l'axe $\vec{X}$ passant par les milieux des marqueurs des épines iliaques antéro-supérieures et postéro-supérieures et dirigé vers l'avant (eq A.1). L'axe $\vec{Y}$ est normal au plan passant par les marqueurs des épines iliaques antéro-supérieures et le milieu des marqueurs des épines iliaques postéro-supérieures et de direction craniale (eq A.2). L'axe $\vec{Z}$ est le produit vectoriel de $\vec{X}$ et $\vec{Y}$ (eq A.3). L'origine du repère est défini comme le barycentre des marqueurs des épines iliaques antéro-supérieures et postéro-supérieures.

$$\vec{X} = \frac{\frac{(RASI+LASI)}{2} - \frac{(LPSI+RPSI)}{2}}{\left\|\frac{(RASI+LASI)}{2} - \frac{(LPSI+RPSI)}{2}\right\|} \tag{A.1}$$

$$\vec{Y} = \frac{\left(RASI - \frac{LPSI+RPSI}{2}\right) \wedge \left(LASI - \frac{LPSI+RPSI}{2}\right)}{\left\|\left(RASI - \frac{LPSI+RPSI}{2}\right) \wedge \left(LASI - \frac{LPSI+RPSI}{2}\right)\right\|} \tag{A.2}$$

$$\vec{Z} = \vec{X} \wedge \vec{Y} \tag{A.3}$$

— Le **repère fémur** est défini par l'axe $\vec{X}$ normal au plan passant les marqueurs des épicondyles et le centre de la tête fémoral et dirigé vers l'avant (eq A.4). L'axe $\vec{Y}$ est le vecteur passant par le milieu des marqueurs des épicondyles et le centre de la tête fémorale et de direction craniale (eq A.5). L'axe $\vec{Z}$ est le produit vectoriel de $\vec{X}$ et $\vec{Y}$ (eq A.6). L'origine du repère est défini comme le barycentre du centre de la tête fémoral et des marqueurs des épicondyles.

$$\vec{X} = \frac{(KNE - FHC) \wedge (ECM - FHC)}{\|(KNE - FHC) \wedge (ECM - FHC)\|} \tag{A.4}$$

$$\vec{Y} = \frac{FHC - \frac{(KNE+MEC)}{2}}{\left\|FHC - \frac{(KNE+MEC)}{2}\right\|} \tag{A.5}$$

$$\vec{Z} = \vec{X} \wedge \vec{Y} \tag{A.6}$$

Le centre de la tête fémoral (FHC) a été utilisé pour construire ce repère, comme suggéré par Wu *et al.* (2002). Il est défini comme le centre de la sphère aux moindres carrés de la tête fémorale issue de la reconstruction 3D stéréoradiographique. Sa position est considérée comme fixe dans le repère bassin et peut donc être calculée à chaque instant.

— Le **repère tibia** est défini par l'axe $\vec{X}$, normal au plan passant par les marqueurs des malléoles et de la tubérosité tibiale (eq A.7). L'axe $\vec{Y}$ est le vecteur passant par le milieu

des marqueurs des malléole et le marqueur de la tubérosité tibiale et de direction craniale (eq A.8). L'axe $\vec{Z}$ est le produit vectoriel de $\vec{X}$ et $\vec{Y}$ (eq A.9). L'origine du repère est défini comme le barycentre des marqueurs des malléoles et de la tubérosité tibiale.

$$\vec{X} = \frac{(ANK - TT) \wedge (MM - TT)}{\|(ANK - TT) \wedge (MM - TT)\|} \tag{A.7}$$

$$\vec{Y} = \frac{TT - \frac{(ANK + MM)}{2}}{\left\| TT - \frac{(ANK + MM)}{2} \right\|} \tag{A.8}$$

$$\vec{Z} = \vec{X} \wedge \vec{Y} \tag{A.9}$$

Contribution à la modélisation musculo-squelettique personnalisée du membre inférieur combinant stéréoradiographie et ultrasons

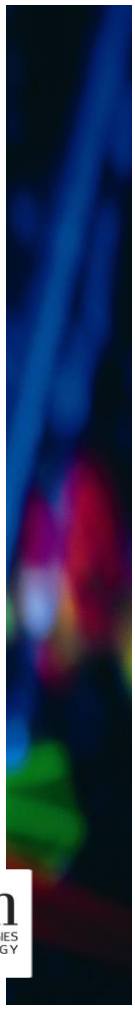
RESUME : L'analyse du comportement du système musculo-squelettique est indispensable à la compréhension de pathologies ou de l'efficacité du geste sportif. Les modèles, représentant un sujet moyen, permettent l'identification de tendance. Cependant, leurs résultats sont limités à la plage de population qu'ils représentent. Il est donc nécessaire d'adapter leurs géométries et propriétés mécaniques afin de simuler le plus fidèlement possible le comportement biomécanique. L'IRM est l'outil de référence pour la construction de modèle personnalisé tridimentionnel. Cependant, son coût, sa disponibilité et les méthodes de reconstructions limitent son utilisation. Récemment, les développements de la stéréoradiographie, avec le système EOS®, et des techniques ultrasonores, avec l'élastographie ShearWave, ouvrent de nouvelles voies pour la personnalisation des modèles. Le but de ce travail était de proposer une nouvelle méthode pour la construction d'un modèle musculo-squelettique personnalisé, en position érigée, du membre inférieur combinant stéréoradiographie et ultrasons. Tout d'abord, des repères osseux robustes sur images IRM ont été définis pour construire un modèle de référence en position debout. Ensuite, la personnalisation de la géométrie osseuse et de l'enveloppe externe est obtenue par stéréoradiographie. Ces premières informations personnalisées sont utilisées pour estimer la géométrie des muscles. Ce modèle pré-personnalisé est déformé pour correspondre à la géométrie réelle des muscles obtenue par échographie. Cette méthode possède plusieurs avantages. Elle passe outre l'assemblage de coupes échographiques et supprime la segmentation manuelle complète des coupes. Enfin, un protocole de mesure des propriétés mécaniques par élastographie ShearWave a été présenté. Les propriétés élastiques des muscles du membre inférieur peuvent alors être personnalisées.

Mots clés : modèle, musculo-squelettique, IRM, ultrason, échographie, élastographie, ShearWave.

Contribution to the subject-specific musculoskeletal modeling of the lower limb combining ultrasound and stereoradiography

ABSTRACT : The analysis of the behavior of the musculoskeletal system is essential to understand diseases or effectiveness of the sporting gesture. Models, which represent a 50-percentile subject, allow tendencies identification. However, results are limited to the range of people they represent. Their geometry and mechanical properties must be personalized to simulate as closely as possible the biomechanical behavior. MRI is the reference device for the construction of three-dimensional personalized models. However, the cost, the availability and methods of reconstruction limit its use. Recent developments in stereoradiography, with the EOS® system, and in ultrasonic field, with ShearWave elastography, open up new horizons. The aim of this work was to propose a new method for building a personalized musculoskeletal model of lower limb combining stereoradiography and ultrasound, in standing position. First, robust bony frame on MR images were defined to build a reference model. Then, the personalized bones and external envelope geometries were obtained by stereoradiography. This first personalized information was used to estimate muscles geometry. This pre-personalized model was deformed to match the real muscle geometry obtained by ultrasound. This method has several advantages. It overrides the assembly of ultrasound cuts and removes the complete manual segmentation. Finally, a protocol for measuring the mechanical properties ShearWave elastography was introduced. Thus, the muscles elastic properties of the lower limb can then be defined in the model.

Keywords : model, musculoskeletal, MRI, ultrasound, ultrasound, elastography ShearWave.



ARTS ET MÉTIERS ParisTech

ParisTech INSTITUT DES SCIENCES ET TECHNOLOGIES PARIS INSTITUTE OF TECHNOLOGY