

Contribution à la reconstruction 3D des membres inférieurs reconstruits à partir des radios biplanes pour l'application à la planification et au suivi des chirurgies

Sergio Quijano

▶ **To cite this version:**

Sergio Quijano. Contribution à la reconstruction 3D des membres inférieurs reconstruits à partir des radios biplanes pour l'application à la planification et au suivi des chirurgies. Autre. Ecole nationale supérieure d'arts et métiers - ENSAM, 2013. Français. NNT : 2013ENAM0032 . pastel-00869939

HAL Id: pastel-00869939

https://pastel.hal.science/pastel-00869939

Submitted on 4 Oct 2013

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.

2013-ENAM-0032

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

Sergio QUIJANO

le 19 Juillet 2013

Contribution à la reconstruction 3D des membres inférieurs reconstruits à partir des radios biplanes pour l'application à la planification et au suivi des chirurgies

Directeur de thèse : **Wafa SKALLI**
Co-directeur de la thèse : **Philippe ROUCH**

Jury

M. Lalaonirina RAKOTOMANANA, Professeur des Universités, IRMAR, Université de Rennes 1	Rapporteur
M. Philippe MERLOZ, Professeur des Universités- Praticien Hospitalier, Service d'orthopédie-traumatologie, CHU Grenoble	Rapporteur
Mme. Nicola HAGEMEISTER, Professeur, LIO, ETS Montréal	Examinateur
Mme. Patricia THOREUX, Professeur des Universités- Praticien Hospitalier, Service de chirurgie orthopédique, Hôpital Avicenne	Examinateur
M. Philippe ROUCH, Professeur des Universités, LBM, Arts et métiers ParisTech	Examinateur
Mme. Wafa SKALLI, Professeur des Universités, LBM, Arts et métiers ParisTech	Examinateur
M. Maurice DELPLANQUE, Engineering manager, EOS Imaging	Membre invité

Arts et Métiers ParisTech - Centre de Paris
Laboratoire de biomécanique

T H È S E

“ He allowed himself to be swayed by his conviction that human beings are not born once and for all on the day their mothers give birth to them, but that life obliges them over and over again to give birth to themselves”

Gabriel Garcia Marquez

(L’amour aux temps du choléra)

A mes grands-parents, mes parents,

mon frère, ma sœur.

Remerciements

Tout d'abord, je voudrais remercier le Professeur Wafa Skalli, directrice du Laboratoire de Biomécanique (LBM), qui a dirigé mon travail de thèse. Je tiens à vous remercier de m'avoir accueilli au sein du LBM, vos conseils, vos encouragements et surtout pour votre rigueur scientifique. Vous m'avez toujours poussé vers l'excellence. Je suis sûr que tout que j'ai appris avec vous va me marquer pour le reste de ma vie.

Je tiens à remercier à également le Professeur Philippe Rouch, co-directeur de cette thèse. Je vous remercie pour votre disponibilité, vos conseils et votre rigueur. J'ai eu l'honneur d'avoir deux directeurs de thèse, avec des visions complémentaires qui m'ont enrichi profondément.

D'autre part, je remercie les membres du jury à commencer par les professeurs Lalaonirina Rakotomanana et Philippe Merloz, rapporteurs de ce travail, ainsi que tous les membres du jury pour leur participation.

Je remercie également le pôle de compétitivité Medicen et la société EOS Imaging pour avoir financé ce travail de thèse. Plus particulièrement Marie Meynadier, PDG de la société EOS Imaging, et Maurice Delplanque, responsable de l'ingénierie chez EOS Imaging.

Je tiens à remercier très particulièrement : Antoine Serrurier et Erwan Jolivet. Mes co-encadrants de thèse pendant les deux premières années. Ils m'ont fait partager leurs connaissances, leur regard critique, leurs encouragements et surtout d'avoir cru en moi.

Pendant cette thèse j'ai interagi avec trois équipes : Le LBM, Le Laboratoire d'Imagerie et Orthopédie (LIO-Montréal) et la société EOS Imaging. Au sein du LIO, je remercie son directeur Jacques De Guise pour sa rigueur scientifique, ses conseils avisés. Je remercie également son équipe de programmeurs et de chercheurs. Plus particulièrement Thierry, Benoît et Pierre Yves. Merci pour les heures passées aux réflexions sur la méthode de reconstruction des membres inférieurs. Au sein d'EOS Imaging, je tiens à remercier Frédéric Tan, Nasr Makni et Lukas Vancura, ingénieurs et support scientifique d'EOS Imaging.

Je tiens à remercier également le service de don du corps de l'université Paris Descartes pour nous avoir facilité les coupes scanner utilisées pour mettre en place les méthodes de reconstruction des membres inférieurs de cette thèse.

Je remercie toute l'équipe du LBM, le personnel administratif, les ingénieurs, les techniciens, les anciens doctorants et les doctorants. De l'équipe du LBM je remercie particulièrement à Marine Souq, Aurélien Laville et Mohamed Marhoum. Bien sûr, je ne peux pas oublier François Lavaste, fondateur et lumière de ce laboratoire.

At last but not least, mes collègues de bureau (le bureau international du LBM): je remercie Alexandra Aldea, Elodie Gaumetou, Hovannes Agopyan, Miassa Berkal et Mathias Blandeau. Je suis arrivé en Décembre 2009 et je vous témoigne mon admiration, mon amitié. Il y a trois personnes que je n'ai pas encore nommé, qui ont marqué ma période de thèse, par leur gentillesse, leur bonne humeur, leur chaleur humaine, leur rigueur scientifique. Ils m'ont accompagné la plupart de ces trois années et demie passées au LBM. Grand merci à Yasmina Chaibi, à Amine El Helou et à Fan Li.

… à ceux qui sont déjà partis, à mes grands-parents, à mes parents.
… à ceux qui sont là, à Pedro, à Stéphanie, à toute ma famille et mes amis.

Table de matières

1 Introduction et objectifs généraux 7
Chapitre 1 : Contexte anatomique et clinique
1 Introduction et objectifs généraux 7
1 Anatomie des membres inférieurs 10
1 Anatomie du membre inférieur 10
1.1 Ceinture du membre inférieur (le bassin osseux) 11
1.2 Le pied 11
1.3 La patella 12
1.4 La jambe (fibula et tibia) 12
1.5 Le fémur 13
2 Les repères anatomiques 15
..... 15
3 Evaluation des pathologies du membre inférieur 16
1 Introduction 16
2 La goniométrie 17
2.1 Les principaux axes 17
2.2 Les principales longueurs 18
2.3 Les principaux angles 18
2.4 Les torsions 19
2.5 Les paramètres de la hanche 23
4 Imagerie médicale des structures osseuses 25
1 Reconstruction 3D par coupes sériées 25
1 CT-Scan 25
2 IRM 26
2 Reconstruction 3D par radiographies biplanes 27
1 La radiographie biplane 27
2 Le système EOS 28
5 Conclusion intermédiaire 29
1 Revue bibliographique des méthodes de reconstruction 3D des structures osseuses 30
1 Méthodes de reconstruction 3D par coupes sériées 30
1.1 Reconstruction 3D à partir du CT-Scan 30
1.2 Reconstruction 3D à partir de l'IRM. 31

Table de matières

2 Méthodes de reconstruction 3D à partir des radios biplanes 32

2.1 Méthode basée sur la reconstruction 3D « SCP », « NSCP » et « NSCC » 32

2.2 Méthodes basées sur des modèles déformables par déformation statistique de forme 33

2.3 Méthodes basées sur des modèles paramétriques 34

2 Revue bibliographique de méthodes de régression multilinéaires 43

1 Régression aux composantes principales 43

2 La régression Ridge 45

3 La régression aux moindres carrés partiels ou PLS 45

4 Comparaisons des méthodes de régression 46

3 Revue bibliographique d'indices de similarité d'images 47

1 Normalized Cross Correlation (NCC): 48

2 Gradient Difference (GD): 48

3 Gradient Correlation (GC): 49

4 Entropy of the Difference Image (EDI): 49

5 Pattern intensity (PI) : 50

6 Mutual information (MI): 50

7 Intensity Difference (ID): 51

Utilisation des critères de similarité pour le recalage 2D/3D 51

4 Revue bibliographique de paramètres morphologiques du fémur proximal et tibia distal 53

Conclusion du chapitre 55

Travail personnel 56

1 Introduction 57

2 Matériel et méthodes 61

A. Sujets et data 61

B. Description paramétré et modèle statistique 62

C. Modèle d'inférences statistiques. 64

D. Reconstruction 3D des membres inférieurs 66

E. Evaluation de la méthode de reconstruction 70

E.1. Précision de forme et des paramètres torsionnels 70

E.2. Reproductibilité de paramètres cliniques 71

E.3. Temps de reconstruction 71

3 Résultats 72

A. Précision de forme et de paramètres torsionnels 72

B. Etude de reproductibilité de paramètres cliniques 72

Table de matières

C. Temps de reconstruction 72
4. Discussion 75
A. Méthode de reconstruction 3D 75
B. (1) Précision de forme et (2) précision de paramètres torsionnels 76
C. Reproductibilité de paramètres cliniques 77
D. Temps de reconstruction 78
Conclusion du chapitre 79
1 Introduction 80
2. Auto-amélioration de la solution initiale 82
A. Matériel et méthodes 82
A.1. Evaluation du module de traitement d'images 82
A.2. Principe d'auto-amélioration 84
Conclusion intermédiaire 86
3. Diminution de l'ambiguïté des reconstructions des membres inférieurs 87
A. Méthode basée sur des modèles volumiques et le calcul de critères de similarité 87
A.1 Utilisation des modèles volumiques dans le workflow de la reconstruction 3D de structures osseuses à partir de radios biplanes 87
A.2. Modèle volumique du tibia 89
A.3. Méthode de correction de l'inversion de plateaux tibiaux en utilisant des modèles volumiques et des critères de similarité 90
A.4. Résultats 93
A.5. Discussion 94
Conclusion intermédiaire 95
B. Méthode basée sur le calcul de critères morphologiques 96
B.1. Paramètres morphologiques 96
B.2. Hypothèse de détrompage 97
B.3. Reconstruction 3D des membres inférieurs 97
B.4. Evaluation 99
B.5. Résultats 100
B.6. Discussion 103
Conclusion intermédiaire 105
Conclusion du chapitre 106
Conclusion générale et perspectives 107
Publication et communications 109

Table de matières

Références bibliographiques 110
Liste de figures 121
Liste de tables 123
Annexes 123

1 Introduction et objectifs généraux

Notre système ostéoarticulaire est une structure tridimensionnelle complexe représentant plusieurs défis pour les cliniciens et les ingénieurs. Pour comprendre et diagnostiquer les pathologies qui affectent l'organisation spatiale de notre squelette, il est essentiel d'aborder ces problématiques en trois dimensions. Cette constatation est d'autant plus vraie dans le cas des troubles de torsions des membres inférieurs, qui doivent être mesurés dans des plans de l'espace auxquels on ne peut avoir accès qu'à travers de l'imagerie tridimensionnelle.

La tomodensitométrie (CT-scan) et l'Imagerie par Résonnance Magnétique (IRM) sont des modalités d'imagerie couramment utilisées en milieu clinique pour étudier en 3D notre système musculosquelettique. Néanmoins, la plupart de ces systèmes d'imagerie proposent une acquisition en position couchée sur laquelle les effets gravitaires ne sont pas pris en compte. Par ailleurs, la tomodensitométrie (ou CT-scan) est une modalité particulièrement irradiante et l'IRM est plus spécifiquement dédiée à l'étude des tissus mous.

Pour cela, des systèmes permettant l'acquisition de radiographies biplanes ont été développés. En particulier, la collaboration entre le Laboratoire de Biomécanique (LBM, Arts et Métiers Paristech, Paris, France), le Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO, ÉTS, Montréal, Canada), l'hôpital Saint-Vincent de Paul (AP-HP, Paris, France) et la société Eos Imaging (Paris, France) a permis de mettre au point le système d'imagerie base dose EOS [Dubousset *et al.* 2005]. Ce système permet l'acquisition simultanée de deux radiographies orthogonales du patient, en position debout et avec une faible dose d'irradiation.

Les méthodes de reconstruction 3D des structures osseuses à partir de l'imagerie biplane développées au sein du LBM sont fondées sur une modélisation paramétrée [Lavaste, Skalli et al.1992] en prenant en compte des considérations anatomiques et cliniques. Dans cette méthode, des analyses statistiques sont faites sur des paramètres descripteurs extraits à partir de base de données de surfaces 3D. Ces analyses statistiques nous permettent de pouvoir extrapoler de l'information différente de celle qu'on peut obtenir sur les clichés radiographiques biplanes face-profil. Cette approche est particulièrement efficace pour obtenir une reconstruction 3D initiale rapide, robuste et anatomiquement interprétable, aussi appelé Solution Initiale (SI). Elle a été complétée depuis par l'exploitation d'inférences statistiques sur des bases de données transversales et longitudinales. Dans ce contexte, la reconstruction 3D du membre inférieur à partir des radios

biplanes a été proposée [Chaibi *et al.* 2011], permettant d'obtenir une solution initiale en utilisant comme entrées du modèle d'inférences statistique une numérisation initiale réduite sur les clichés radiographiques. Deux niveaux de reconstruction peuvent être obtenus : solution initiale ou 'fast 3D' obtenue à partir de la numérisation initiale, et la solution ajustée ou 'full 3D', issue d'ajustements manuels de la solution initiale. Cette méthode a été implémentée, permettant pour la première fois une utilisation en routine clinique des reconstructions 3D du fémur et du tibia à partir des radios biplanes. Cependant, l'utilisation en routine clinique par des opérateurs très divers a fait apparaître des limites.

Les ajustements manuels sont chronophages. Une amélioration de la solution initiale des membres inférieurs (fémur et tibia) pourrait permettre de les limiter. De même, les opérateurs radiographiques moins experts reportent des difficultés pour pouvoir différencier les côtés médial du latéral dans les radiographies de profil. L'objectif de cette thèse est d'améliorer les méthodes de reconstruction des membres inférieurs pour d'une part rendre plus précise la solution initiale et d'une autre de la rendre moins ambigüe. Des nouveaux modèles paramétrés, des techniques d'analyse statistiques plus robustes, ainsi que la proposition des paramètres morphologiques et l'utilisation du traitement d'images vont nous permettre d'atteindre les objectifs.

A partir du contexte et de l'étude bibliographique, les travaux de recherche développés dans le cadre de cette thèse seront les suivants :

En première partie, nous proposerons et évaluerons une méthode de reconstruction 3D du membre inférieur s'appuyant sur des modèles paramétrés et des inférences statistiques. Cette méthode devra permettre d'obtenir une solution initiale plus précise et robuste que celle des études précédentes.

Nous utiliserons ensuite des techniques de traitement d'images pour pouvoir retoucher de manière automatisée la diaphyse du fémur. A partir de cette diaphyse corrigée par le traitement d'images, les descripteurs principaux du fémur sont recalculés permettant d'obtenir une nouvelle solution initiale, cette fois auto-améliorée.

Finalement, nous proposerons une méthode de désambiguïsation de la reconstruction 3D des membres inférieurs. Plus particulièrement, nous travaillerons sur la difficulté de détecter de manière automatique le côté médial du latéral dans les radiographies du profil.

Le but est d'éviter l'inversion par l'opérateur de condyles fémoraux et plateaux tibiaux, qui puissent affecter la valeur de certains paramètres cliniques, surtout les torsions. Deux approches sont proposées, une approche en utilisant des critères de similarité calculés entre des radiographies virtuelles estimés à partir des modèles et les radiographies réelles. Une dernière approche est proposée basée sur le calcul de critères morphologiques estimés à partir des solutions initiales simplifiées.

Chapitre 1 : Contexte anatomique et clinique

1 Anatomie des membres inférieurs

Cette première partie rappelle les notions fondamentales d'anatomie nécessaires à l'analyse du membre inferieur constitué par l'os coxal (élément du bassin), le pied, la patella, la jambe (fibula et tibia) et le fémur. Dans le cadre de cette thèse nos travaux se concentrent sur fémur et le tibia tout en donnant un rappel sur les autres, puis nous décrirons les repères d'analyse utilisés. Enfin nous nous pencherons sur les pathologies du membre inférieur.

1 Anatomie du membre inférieur

Les plans de référence (figure 1) suivants sont couramment utilisés pour la description de l'anatomie du membre inférieur.

Le **plan sagittal** $(\overrightarrow{X},\overrightarrow{Z})$ contient l'axe vertical et il définit le plan de symétrie droite-gauche.

Le **plan transversal ou horizontal** $(\overrightarrow{X},\overrightarrow{Y})$ est orthogonal au plan sagittal.

Le **plan frontal ou coronal** $(\overrightarrow{Y},\overrightarrow{Z})$ est orthogonal aux deux précédents.

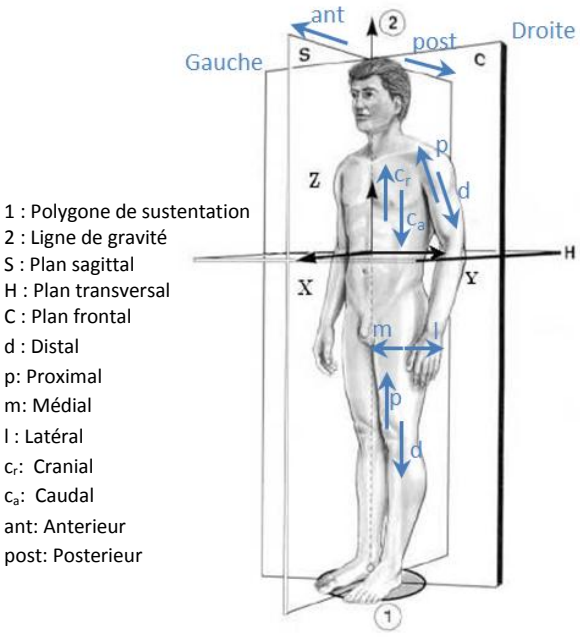
Directions:

Antérieur/postérieur : vers l'avant/arrière dans le sens du regard.

Proximal/distal : vers l'insertion du membre le plus proche/éloignée du tronc.

Cranial/caudal : Ces termes concernent essentiellement le tronc. Une partie est craniale lorsqu'elle est plus proche de l'extrémité supérieure du tronc.

Médial/Latéral : Un élément est médial lorsqu'il est situé plus près du plan sagittal médian. Il est dit latéral dans le cas contraire.



1 : Polygone de sustentation
2 : Ligne de gravité
S : Plan sagittal
H : Plan transversal
C : Plan frontal
d : Distal
p: Proximal
m: Médial
l : Latéral
c_r: Cranial
c_a: Caudal
ant: Anterieur
post: Posterieur

Figure 1 : Illustrations des axes , plans et directions anatomiques [Dubousset 1994]

Le membre inférieur a comme fonction principale la locomotion permettant aux êtres humains de se soutenir et se déplacer d'un endroit à un autre. Les principales constituantes du membre inférieur sont exposées ci-dessous:

1.1 Ceinture du membre inférieur (le bassin osseux)

Le bassin osseux (figure 2) est une structure en forme d'anneau constituée du sacrum en arrière, de la symphyse pubienne en avant et des deux os coxaux, qui relie les os des membres inférieurs au squelette axial et constitue un organe osseux de protection pour les viscères du bassin [Web:Anat 1 ; Web:Anat 2]

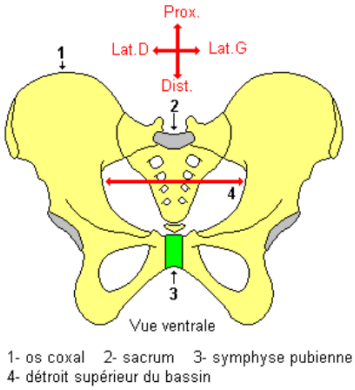


Figure 2 : Le bassin osseux [Web:Anat 1]

1.2 Le pied

Le pied (figure 3) est un organe locomoteur formé d'un ensemble osteo-articulaire et musculo-ligamentaire très complexe qui permet un soutien passif en statique ainsi qu'un appui propulsif à la fois souple et résistant pour assurer la marche et la course ; il est constitué de 28 os disposés en trois ensembles : le tarse (postérieur et antérieur), le métatarse et les orteils [Huertas et Mansant 2002].

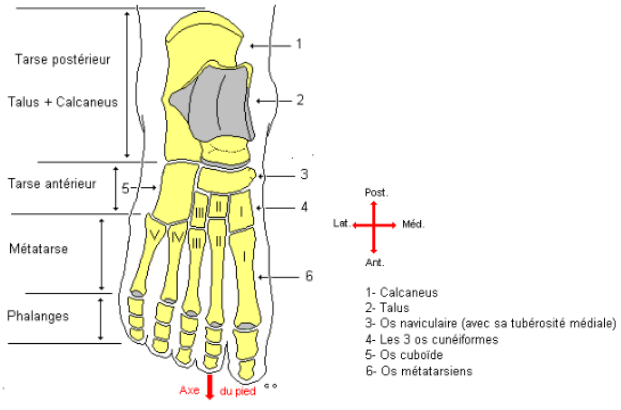


Figure 3 : Le squelette du pied, face dorsale [Web:Anat 1]

1.3 La patella

La patella (figure 4) est le plus grand os sésamoïde du corps, un sésamoïde étant un os qui se développe à l'intérieur du tendon d'un muscle. La patella est située dans le tendon du quadriceps fémoral qui croise la face antérieur du genou pour s'insérer sur le tibia. La patella est de forme triangulaire [Drake *et al.* 2009]:

- Sa pointe inférieure donne insertion au ligament patellaire qui relie la patella au tibia;
- à sa base large et épaisse se fixe le tendon quadricipital fémoral;
- sa face postérieure s'articule avec le fémur et présente deux facettes médiale et latérale obliques séparées par une crête régulière. La facette latérale est plus large que la facette médiale et s'articule avec la surface articulaire correspondante du condyle fémoral tibial.

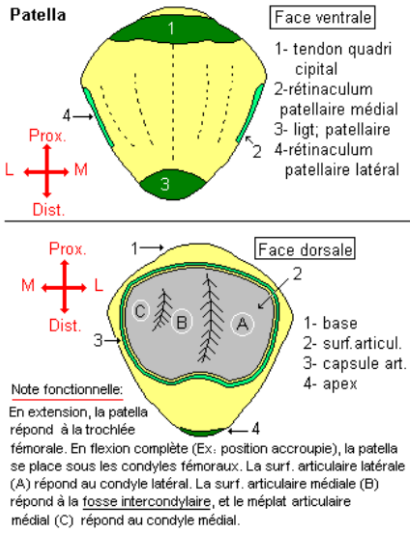


Figure 4 : La patella [Web:Anat 1]

1.4 La jambe (fibula et tibia)

La jambe (figure 5) est la partie du membre inférieur entre les articulations du genou et de la cheville. Le squelette de la jambe comprend deux os parallèles : le tibia et la fibulla.

La **fibula**, de taille beaucoup plus réduite que le tibia, est située à la face latérale de la jambe. Elle s'articule à sa partie supérieure avec la face inférieure du condyle latéral du tibia proximal. L'extrémité distale de la fibula est solidement amarrée au tibia par une articulation fibreuse. Elle forme la malléole latérale de l'articulation de la cheville [Drake *et al.* 2009].

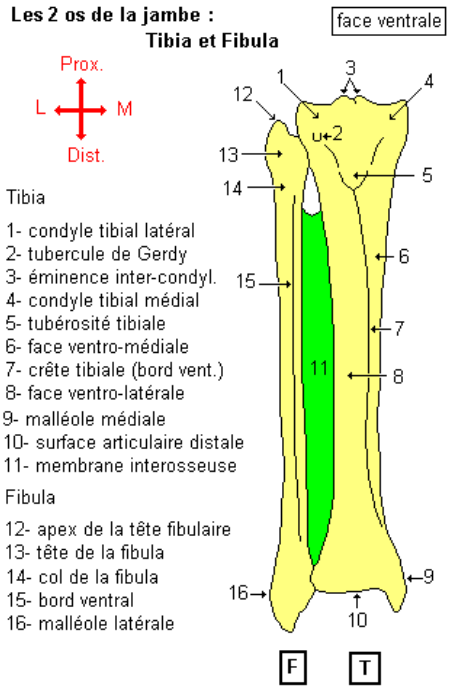


Figure 5 : La jambe : la fibula à gauche, le tibia à droite [Web:Anat 1]

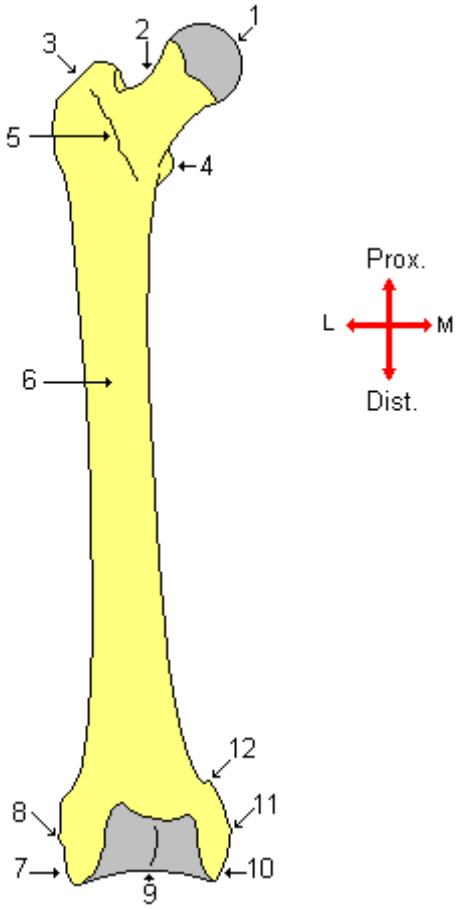
Le **tibia**, os porteur de la jambe, est plus volumineux que la fibula. Par sa partie **proximale**, le tibia participe à la constitution du genou et, par sa partie **distale** forme la malléole médiale et la partie osseuse articulaire de la cheville, la **diaphyse** tibiale est triangulaire à la coupe et présente trois faces (postérieure, médiale et latérale) et trois bords (antérieur, interosseux et médial) [Drake *et al.* 2009].

1.5 Le fémur

Le fémur (figure 6), os de la cuisse, est le plus grand os du corps. C'est un os long qui s'articule avec l'os coxal, en haut, le tibia et la patella, en bas. Son extrémité proximale est caractérisée par la tête et le col fémoral est comporte deux importantes saillies : le grand trochanter et le petit trochanter, à l'extrémité de la diaphyse fémorale.

La **tête** du fémur est de forme sphérique et s'articule avec l'acetabulum de l'os coxal. Elle présente une petite dépression non articulaire (fovéa) où s'insère le ligament de la tête. Le **col** du fémur est un tube osseux qui relie la tête à la diaphyse du fémur. Il est orienté en haut et en dedans : son axe avec celui de la diaphyse fémorale fait un angle d'approximativement 125°.

La **diaphyse** du fémur est légèrement incurvée en avant et a une orientation oblique du col du fémur à son extrémité distale. Finalement, l'extrémité **distale** du fémur est caractérisée par l'existence de deux condyles volumineux qui s'articulent avec l'extrémité proximale du tibia. Les condyles sont séparés en arrière par la trochlée fémorale et son réunis en avant où ils sont articulés avec la patella [Drake *et al.* 2009].



1- tête du fémur
2- col du fémur
3- grand trochanter
4- petit trochanter
5- ligne intertrochantérique
6- face ventrale de la diaphyse
7- condyle latéral
8- épicondyle latéral
9- trochlée fémorale
10- condyle médial
11- épicondyle médial
12- tubercule de l'adducteur

Figure 6 : Le fémur [Web:Anat 1]

2 Les repères anatomiques

Pour pouvoir localiser un os dans l'espace, il est nécessaire de lui attacher un référentiel. Ce référentiel doit permettre localiser de manière précise sa position et au même temps doit être insensible aux bruits éventuels. C'est-à-dire qu'une déformation très locale dans la surface de l'os ne doit pas affecter l'orientation du repère.

Les repères tibiaux et fémoraux ont déjà été définis extensivement dans la littérature [Cappozzo *et al.* 1996; Marin 2000; Wu *et al.* 2002; Besier *et al.* 2003; Della Croce *et al.* 2005]. Pour la majorité des repères fémoraux l'origine est définie soit par le centre de la tête fémorale [Della Croce *et al.* 2005], par le milieu des épicondyles [Cappozzo *et al.* 1996] ou par le centre du genou [Besier *et al.* 2003] défini dans ce cas comme le point milieu de la droite qui relie les épicondyles. Les repères tibiaux utilisent le centre du genou ou soit les malléoles comme origine du référentiel du tibia [Cappozzo *et al.* 1996; Marin 2000; Wu *et al.* 2002; Besier *et al.* 2003], les bords postérieurs des plateaux tibiaux [Marin 2000], les extrémités médiales et latérales des condyles tibiaux [Della Croce *et al.* 2005] ou même la tubérosité tibiale [Cappozzo *et al.* 1996] ou la tête du fibula [Cappozzo *et al.* 1996] . Dans la suite nous utiliserons les repères du fémur et du tibia proposé par [Sudhöff 2007] et repris par [Chaibi 2010] (figure 7). Ce repère est défini comme suit : pour le fémur, soit CC_M et CC_L le centre des sphères condyliennes, CTF le centre de la tête fémorale et CG_F le milieu de la droite joignant les sphères condyliennes. Pour le tibia, soit CP_M et CP_L le centre des plateaux tibiaux, CSA_D le centre de la surface articulaire distale et CG_T le milieu de droite joignant le centre des régions modélisant les bords postérieurs BP_L et BP_M.

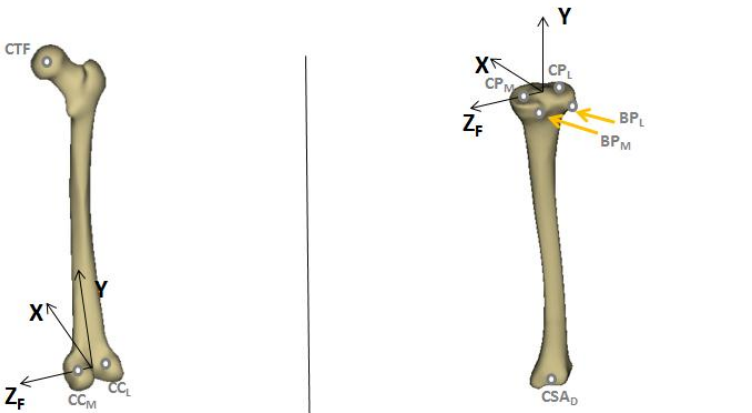


Figure 7 : Repère local du a) fémur et b) tibia proposé et évalué par [Sudhöff 2007]

3 Evaluation des pathologies du membre inférieur

1 Introduction

La connaissance du membre inférieur et de ses malformations est un enjeu majeur pour le diagnostic et le suivi pré et post opératoire des patients. Les maladies peuvent être du type dégénératif comme la gonarthrose due à l'altération du cartilage des surfaces articulaires du genou. Cette maladie touche 80% des personnes de plus de 75 ans [Brosseau *et al.* 2012] et particulièrement pour la France, la gonarthrose est fréquente pour 7,6% des gens entre 40-75 ans [Roux *et al.* 2008].

L'objectif de cette section est de montrer comment les troubles des membres inférieurs sont associés à des modifications de la forme et de l'orientation des os. Ces anomalies sont souvent multidimensionnelles suivant les trois plans de référence: plan frontal (Ex. varum-valgum) (figure 8), plan sagittal (Ex.flexum-recurvatum) et dans le plan horizontal (troubles de torsions).

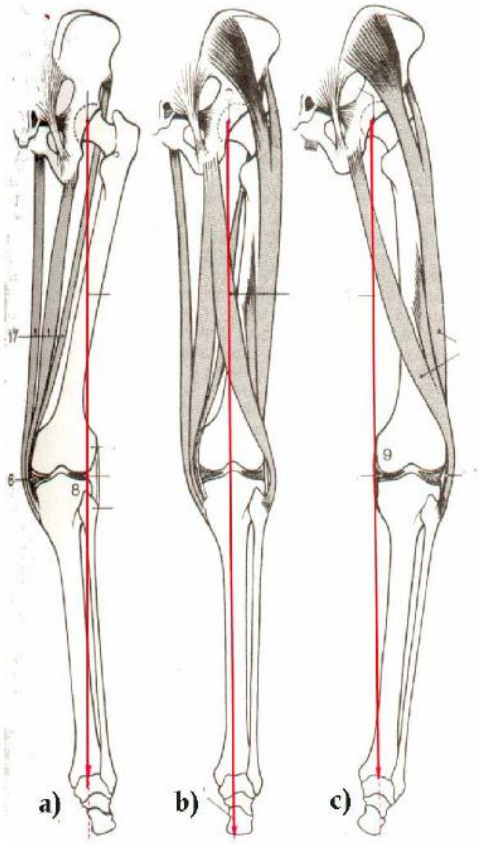


Figure 8 : a) genou valgum, b) genou normale, c) genou varum [Nodé-Langlois 2003]

Le diagnostic des différents troubles d'alignement du membre inférieur est fait à partir de paramètres goniométriques et des mesures de torsion et de rotation. Les mesures goniométriques se basent sur la radiographie conventionnelle ; pour mesurer les paramètres torsionnels sont plutôt utilisés la tomodensitométrie (ou CT-Scan) ou l'Imagerie en résonance magnétique (IRM). Les

paramètres goniométriques et les mesures de torsion et de rotation seront détaillés dans cette section.

2 La goniométrie

2.1 Les principaux axes

En pratique clinique, on utilise six axes fondamentaux pour exprimer la déviation angulaire du membre inférieur et de la hanche (figure 9) :

L'axe mécanique fémoral : défini entre CTF et CG_F.

L'axe mécanique tibial : défini entre CG_T et CSA_D. Il est souvent associé à son axe anatomique [Duparc et Massare 1967].

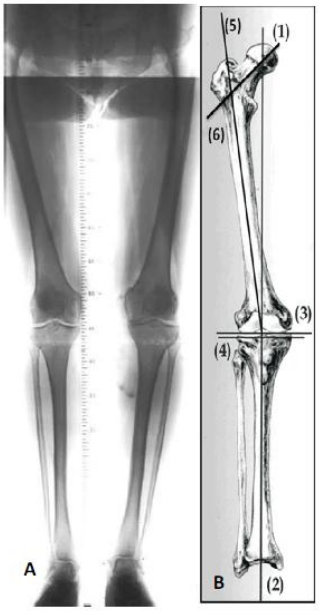


Figure 9 : A gauche, cliché long 120 x 40 cm appelé aussi Pangonogramme. A droite, la goniométrie. (1) Axe mécanique fémoral. (2) Axe mécanique tibial. (3) Axe bicondylien distal. (4) Axe du fond des plateaux. (5) axe anatomique fémoral. (6) axe du col fémoral. Prise de la thèse de [Nodé-Langlois 2003]

L'axe anatomique fémoral : c'est l'axe traversant le fût diaphysaire. Sa définition est moins évidente à cause de la courbure antérieure et externe de sa diaphyse. Selon [Moreland *et al.* 1987], cet axe passe par deux points à mi-distance entre les deux corticales et situés à 10 cm puis 50% de la diaphyse par rapport à la ligne bicondylienne distale. Selon [Gray *et al.* 2002], cet axe passe par le milieu du genou et le sommet du grand trochanter. [Chaibi 2010] le définit comme l'axe passant entre le centre de la trochlée et un point à 1/3 de la hauteur de la diaphyse.

L'axe bicondylien distal : défini entre CC_M et CC_L.

L'axe des fonds de plateaux ou axe bi glénoïdien : défini entre CP_M et CP_L.

L'axe du col fémoral : axe passant par CTF et le fût du col. Plusieurs définitions de cet axe ont été proposées par [Yoshioka *et al.* 1987; Rubin *et al.* 1992; Tian *et al.* 2003]. Dans la suite nous utiliserons la définition proposée par [Yoshioka *et al.* 1987], qui fait passer cet axe entre CTF et le milieu de la section minimale du col.

2.2 Les principales longueurs

Longueur totale du membre : mesurée comme la distance séparant le point le plus haut de la tête fémorale du point le plus bas du tibia au milieu de la mortaise du talus.

Longueur du fémur : mesurée comme la distance séparant le point le plus haut de la tête fémorale du point le plus bas du condyle médial.

Longueur du tibia : mesurée comme la distance séparant le milieu du massif des épines tibiales (i) au point le plus bas du tibia au milieu de la mortaise du talus.

2.3 Les principaux angles

Angle Fémoral Mécanique (AFM) : angle compris entre l'axe mécanique du fémur et l'axe bycondylien distal du fémur.

Angle Tibial Mécanique (ATM): angle compris entre l'axe mécanique tibial et l'axe du fond des plateaux.

Angle Fémoro-Tibial Mécanique (AFTM) ou HKA (Hip-Knee-Ankle) : déviation angulaire frontale. C'est l'angle formé entre l'axe mécanique du fémur et l'axe mécanique du tibia. Cet angle permet d'évaluer le genou varus/valgus dans le plan frontal ou flexum/recurvatum dans le plan sagittal. Lorsqu'un genou est bien aligné, l'axe mécanique global passe par les épines tibiales ou à peine en dedans.

HKS (Hip-Knee-Shaft) : angle compris entre l'axe mécanique et anatomique du fémur.

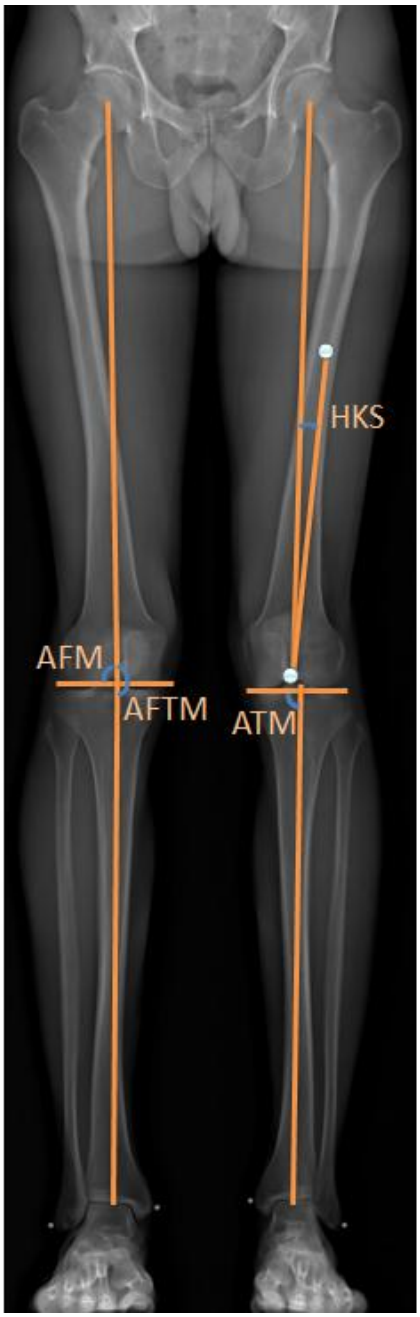


Figure 10 : Schématisation sur le plan frontal des angles utilisés pour évaluer l'alignement du membre inférieur

2.4 Les torsions

La torsion est une déformation de l'os autour de son axe longitudinal tandis qu'une rotation est le mouvement possible d'un os par rapport à l'autre autour de leurs axes respectifs (*e.g.* fémur par rapport au tibia). La détermination des paramètres torsionnels (figure 11) permet d'évaluer les déformations tridimensionnelles afin de faire un meilleur diagnostic ou pour le suivi pré ou post-opératoire. La tomodensitométrie (ou CT-Scan) est l'examen de référence utilisé pour les calculer.

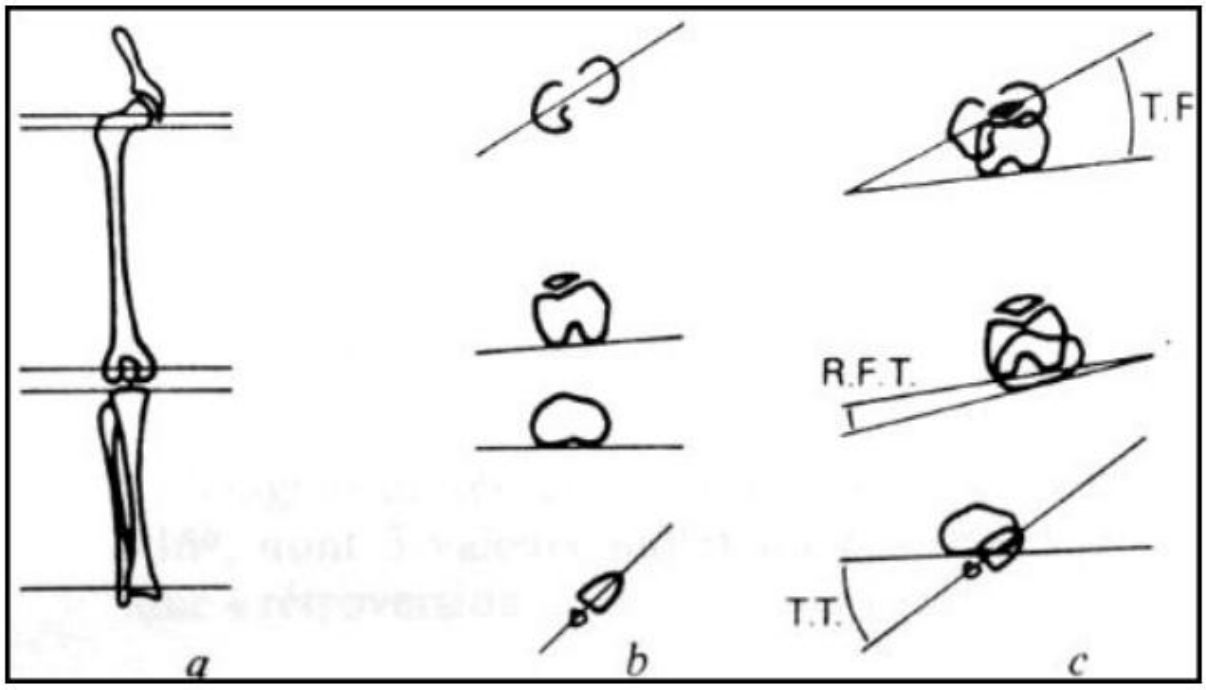


Figure 11 : Torsions osseuses fémorale et tibiale [Nodé-Langlois 2003]. a) niveau des coupes tomodensitométriques. b) tracés des axes. c) mesure des angles. T.F : torsion fémorale ; T.T : torsion tibiale ; R.F.T : rotation fémoro-tibiale

La Torsion Fémorale (TF) : mesurée entre l'axe du col fémoral et l'axe des condyles. Elle est d'environ 40° à la naissance et diminue progressivement et aboutit à une torsion moyenne de 15° à l'âge adulte [Catonné *et al.* 2006].

La Torsion Tibiale (TT) : mesurée entre l'axe joignant les deux plateaux tibiaux et l'axe des malléoles (tibia-fibula). Cette torsion est nulle (0°) à la naissance et atteint une valeur moyenne de 25° à l'âge adulte, elle est toujours comprise entre 0°-40° [Catonné *et al.* 2006].

La Rotation Fémoro-Tibiale (RFT) : Elle traduit la rotation des plateaux par rapport aux condyles fémoraux. Elle atteint 3° en moyenne à l'âge adulte [Lerat 1982].

Les limites de la tomodensitométrie pour le calcul de paramètres de torsion et rotation

Dans le cadre de la thèse précédente à la présente, [Chaibi *et al.* 2011] a précisé les limites de l'évaluation quantitative des torsions en utilisant les coupes CT-Scan. Les mesures de torsions sont très sensibles aux protocoles utilisés : pour faire le calcul des torsions et rotations à partir de la tomodensitométrie, il faut choisir des coupes 2D et des repères anatomiques associés aux axes principales. Par exemple, la torsion fémorale peut être définie comme l'angle entre l'axe du col fémoral et l'axe bicondylien fémoral tous deux projetés sur un plan orthogonal à l'axe diaphysaire [Hoiseth *et al.* 1989; Hoiseth *et al.* 1989]. [Sugano *et al.* 1998] a évalué sur 30 sujets non-

pathologique les différentes méthodes de calcul de l'axe du col fémoral (figure 12). Sur la coupe A, l'axe du col est défini comme l'axe passant par le centre de la tête fémorale et par le centroïde de l'isthme du col. Sur la coupe B, l'axe du col est l'axe défini comme l'axe passant par le centre de la tête fémorale et la section minimale du col [Reikeras *et al.* 1985] Sur les coupes C-D, l'axe du col est défini comme l'axe passant par la portion centrale à équidistance de ces deux bords. A partir de ces coupes 2D, [Sugano *et al.* 1998] a comparé 6 méthodes pour mesurer la torsion fémorale et aucune des méthodes est capable de la mesurer avec un intervalle de confiance inférieur 95% à ±10°. De même, il a conclu qu'en raison de la forme recourbée du col fémoral, les coupes proximales sous-estiment la torsion fémorale et les coupes distales la surestiment.

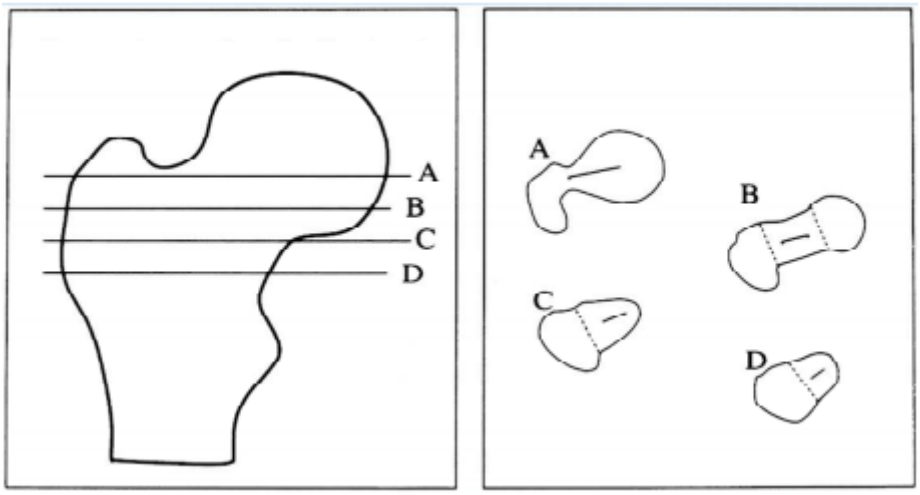


Figure 12 : Différentes coupes et axes pour le calcul de la torsion fémorale [Sugano *et al.* 1998].

Pour le calcul de l'axe bicondylien fémoral [Murphy *et al.* 1987] a évalué la reproductibilité du calcul de cet axe sur 10 fémurs cadavériques en utilisant quatre méthodes pour définir l'axe bicondylien (figure 13) : L'axe passant par les extrémités postérieurs des condyles (méthode A), par les épicondyles (méthode B), par l'axe passant les barycentres de condyles médiales et latérales (méthode C) ou par la droite bissectrice de l'angle formé entre l'axe tangent aux bords postérieur et antérieur des condyles (méthode D). Les méthodes A et D étant les plus reproductibles avec un 2SD inférieur à 0.8°, les méthodes B et C reportent un 2D de 3.2° et 2.6° respectivement. Même si les méthodes A et D étaient les plus reproductibles, elles se basent sur le calcul des bords postérieurs et antérieurs des condyles sur la même coupe ; en pratique, ces bords ne sont pas alignés dans la même coupe provoquant des erreurs de mesure.

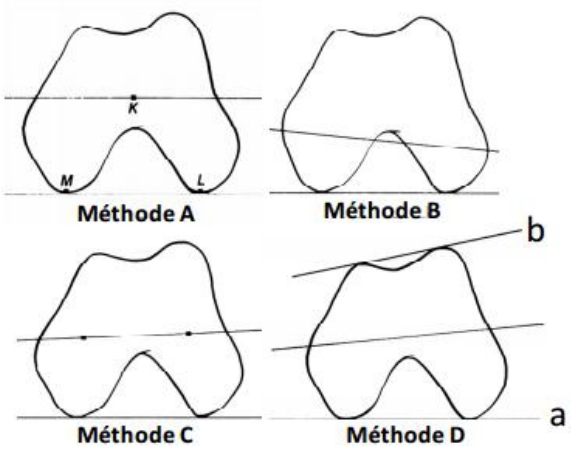
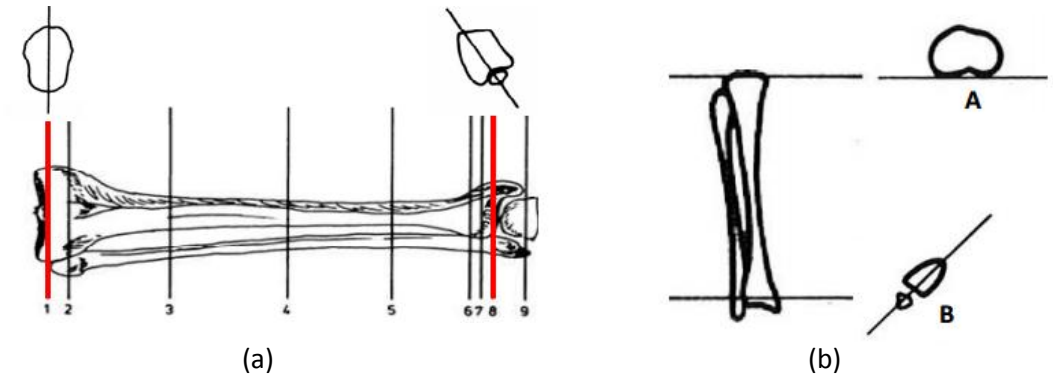


Figure 13 : Différentes méthodes de calcul de l'axe bicondylien fémoral à partir de coupes scanner [Murphy *et al.* 1987]

Le calcul de la torsion tibiale aussi présente des divergences d'avis dans la littérature. La torsion tibiale est définie comme l'angle entre l'axe passant par les deux plateaux tibiaux et l'axe joignant les malléoles, tous deux projetés sur un plan orthogonal à l'axe diaphysaire. Pour [Jakob *et al.* 1980], l'axe proximale est tracé au milieu des plateaux tibiaux dans la section plus large en diamètre tandis que l'axe de la partie distale est considérée comme celui traversant la partie la plus distale du tibia traversant aussi sa malléole latérale (au niveau du fibula) (figure 14 A). [Duparc *et al.* 1992], définit l'axe proximal comme la droite tangente aux bords postérieurs des plateaux et l'axe distal, et pour le calcul de l'axe distal, la coupe est définie au niveau de l'interligne tibio-astragalien. L'axe distal correspond au grand axe transversal de l'épiphyse traversant la malléole latérale (figure 14 B).



(a) (b)

Figure 14 : Méthodes de calcul de la torsion tibiale à partir de coupes scanner. a) [Jakob *et al.* 1980], b) [Duparc *et al.* 1992]

La mesure de la torsion fémorale et tibiale à partir de coupes tomodensitométriques présente problèmes : le choix des coupes, et les choix de repères précis et reproductibles sur chaque coupe qui permettront de calculer les axes principaux. [Moussa 1994] rapportant une incertitude de torsion fémorale de 19.1°±16.4°. [Seber *et al.* 2000] rapportant une incertitude de 6.5°±15.4° pour le fémur droit et 5.8°±16.8° pour le fémur gauche. De même, pour la torsion tibiale, [Moussa 1994] raporte

une incertitude de 23.5°±10.2° et [Seber *et al.* 2000] trouvent une variation inter-observateurs (2 opérateurs x 2 mesures) d'entre 0° et 5° avec une moyenne de 3° en utilisant la tomodensitométrie. Les mauvaises estimations de ces mesures engendrent des erreurs de diagnostic des troubles des membres inférieurs ainsi que des erreurs de réglages d'implants, entre autres. Ces limites soulignent l'intérêt d'une mesure précise et reproductible et la radiographie biplane est une alternative pour éviter ces erreurs de diagnostic. A partir des clichés radiographies face-profil et en utilisant des algorithmes de reconstruction utilisant des modèles paramétrés et d'inférences statistiques [Chaibi *et al.* 2011], on peut reconstruire le fémur et le tibia en trois dimensions. De cette manière, les paramètres cliniques peuvent être exprimés à partir d'objets 3D. La précision de ces mesures est de l'ordre de 5°-6°, précisions que nous cherchons à améliorer dans le cadre de cette thèse.

2.5 Les paramètres de la hanche

L'extrémité proximale du fémur est d'un intérêt majeur pour le traitement des fractures du col du fémur, pour les différentes pathologies de la hanche et pour la pose des prothèses ; la radiographie conventionnelle est l'examen de référence pour calculer les paramètres cliniques liés à la hanche. Les paramètres calculés en routine clinique sont :

L'Angle Cervico-Diaphysaire (ACD) ou NSA (Neck Shaft Angle) : mesuré comme l'angle compris entre l'axe du col fémoral et l'axe anatomique du fémur (figure 15). Il est de l'ordre de 131° en moyenne [Cooke *et al.* 1991]. Dans la suite, nous utiliserons la définition proposée par [Chaibi 2010] comme l'angle compris entre l'axe du col fémoral (liant le centre de la tête fémorale au barycentre de la section minimale du col) et l'axe d'inertie principal de la région de la diaphyse proximale.

La longueur de l'axe du col fémoral ou FNAL (Femoral Neck Axis Length) : C'est la distance entre le centre de la tête fémorale, traversant le fût du col fémoral, et une partie de l'épiphyse fémorale proximale (figure 15). Cette distance est de 104 ± 14 mm [Pajarinen *et al.* 2004].

L'offset fémoral : mesure la distance entre le centre de la tête fémorale et l'axe anatomique fémoral proximal en projection orthogonale (figure 15). Elle est de l'ordre de 42,5 ± 17,2 mm [Pajarinen *et al.* 2004].

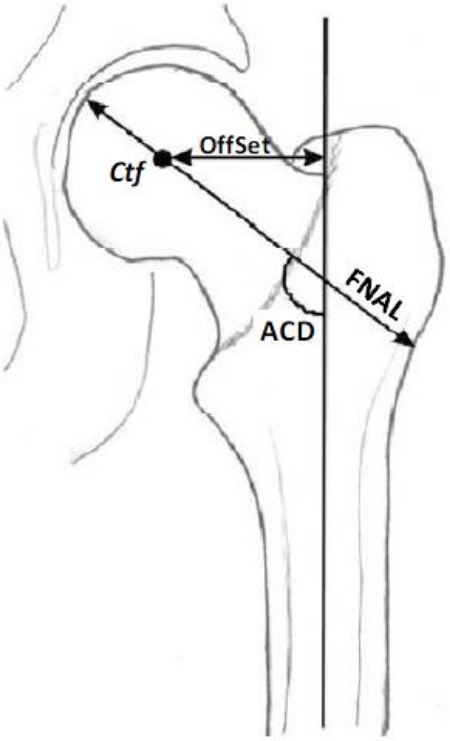


Figure 15 : Schématisation des paramètres cliniques de la hanche dans le plan frontal [Pajarinen *et al.* 2004]

4 Imagerie médicale des structures osseuses

Pour reconstruire en 3D le membre inférieur on trouve dans la littérature deux types d'approches : (1) des approches basées sur la segmentation de coupes sériées fournies par les systèmes de tomodensitométrie ou d'imagerie par résonance magnétique et (2) en utilisant des clichés radiographiques biplanes face-profil.

1 Reconstruction 3D par coupes sériées

Ce type de méthodes de reconstruction permettent d'obtenir une modélisation tridimensionnelle à partir des images 2D (aussi appelés coupes). Sur les coupes 2D, sont segmentées de manière manuelle, automatique ou semi-automatique les structures d'intérêt. L'algorithme courament utilisé pour avoir une reconstruction 3D de la structure d'intérêt à partir des coupes 2D contourées est l'algorithme 'marching cubes' [Cline *et al.* 1988]. En routine clinique, pour obtenir ces coupes 2D (figure 16) qui vont nous permettre faire la reconstruction 3D du corps, les appareils d'imagerie les plus utilisés sont : la tomodensitométrie (ou CT-scan) et l'imagerie en résonance magnétique (IRM).

1 CT-Scan

Le CT-scan, technologie qui a valu à [Hounsfield 1978; Cormack 1980] le prix Nobel en physique en 1979, permet d'obtenir des données volumiques à partir de l'acquisition de coupes successives. Chaque coupe est obtenue à partir de l'émission d'un faisceau de rayons X. La source de ces rayons, ainsi que les détecteurs, tournent autour du patient qui se trouve en position allongée (figure 16). Au regard de l'utilisation de rayons X pour le CT-Scan, cette technique est plutôt utilisée pour la reconstruction des os.

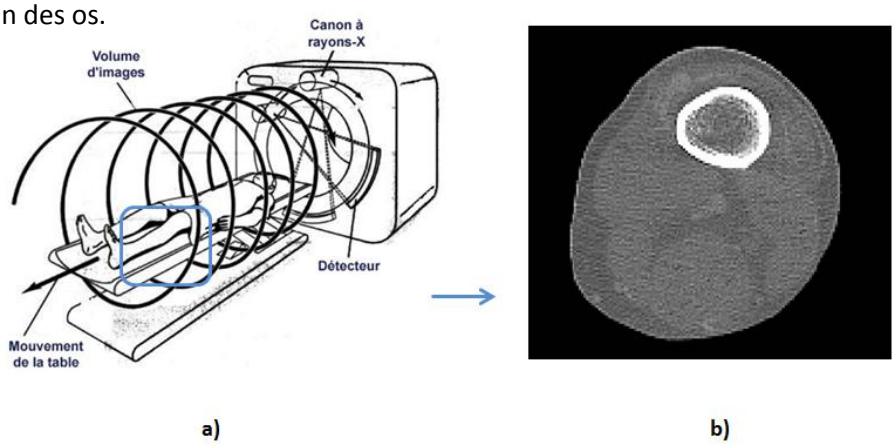


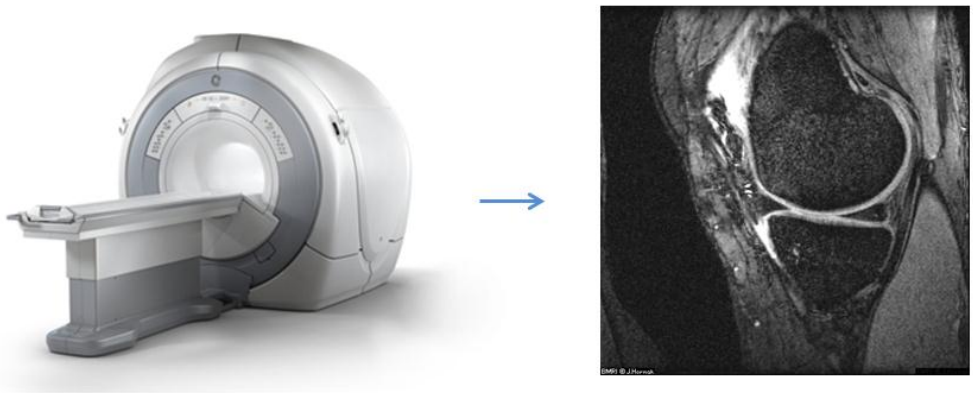
Figure 16 : a) Schéma d'un CT-Scan. b) exemple d'une coupe 2D de la jambe

Même si le CT-Scan permet d'avoir de l'information très détaillée sur l'os, deux inconvénients limitent les applications de cette technique : D'un côté, dans les dernières années la dose effective d'irradiation à laquelle la population américaine est exposée a été multipliée par 6 et la moitié de cet incrément c'est dû au CT-Scan [Huda et Mettler 2011]. Par exemple, pour faire un examen

radiologique du thorax en utilisant le CT-Scan, on a en moyenne une dose de 5,4 milli Sievert (mSv) ; à partir de la radiographie conventionnelle (rayons X) on aurait besoin de 0,02 mSv pour le même examen [Huda 2007]. D'autre côté, la position couchée du CT-Scan biaise l'analyse des paramètres cliniques, en raison de la sensibilité au protocole de mesure, cas de la torsion tibiale [Laasonen *et al.* 1984].

2 IRM

L'imagerie par résonance magnétique (figure 17) [Mansfield et Maudsley 1977; Mansfield *et al.* 1978; Lauterbur 1986], technologie qui a également valu un prix Nobel à Lauterbur et Mansfield en 2003, est fondéee sur les principes de la résonance magnétique nucléaire [Purcell 1948; Bloch 1953; Purcell 1953], qui prend en compte les propriétés des atomes ayant un nombre impair de protons (cas des atomes d'hydrogène); ces atomes ont la particularité de tourner sur eux-mêmes entrainant une aimantation microscopique appelée « spin ». Le principe de l'IRM se base sur les variations des signaux émis par ces atomes après l'application d'un champ magnétique qui permet d'aligner tous les protons dans la même direction, ils sont alors excités (mis en résonance) par des ondes radio durant une très courte période ; une antenne réceptrice permet de mesurer le temps de relaxation (ou retour à l'équilibre) des protons. Finalement, ces valeurs permettent de recréer l'image en caractérisant la substance excitée. De même, comme les images CT, les IRM se présentent comme des coupes 2D.



a) b)

Figure 17 : a) Machine moderne d'IRM. b) exemple de coupe 2D du genou avec ce type de machine

L'IRM est plutôt adaptée pour l'étude des tissus mous et c'est une technologie totalement non-irradiante. De même certains appareils IRM permettent des acquisitions en position débout (ou assis), néanmoins la plupart des appareils s'appuient sur des acquisitions en position couchée. D'autres limites de l'IRM sont :

- Le bruit très fort pendant l'examen.

- Le coût élevé de la machine.

- L'IRM ne peut pas être utilisé pour certaines types de prothèses comme: les valves cardiaques, les filtres et les stents. En raison du fort champ magnétique.

2 Reconstruction 3D par radiographies biplanes

La stéréoradiographie 3D devient une alternative aux méthodes de reconstructions à partir de coupes sériées. Le principe de base est l'utilisation de deux radiographies orthogonales ou obliques, prises dans un environnement calibré – afin que les données géométriques et positionnelles de l'environnement (source et plan de projection) soient connues –, et d'algorithmes de reconstruction 3D qui permettent de reconstruire l'os à partir d'une numérisation réduite de points anatomiques.

1 La radiographie biplane

La radiographie biplane (ou stéréoradiographie) s'appuie sur l'acquisition de deux radiographies avec des angles d'incidence différents. On utilise alors ces deux projections bidimensionnelles pour reconstruire en trois dimensions des points anatomiques visibles sur les deux vues (SCP ou stereo-corresponding points) par une méthode de triangulation (figure 18).

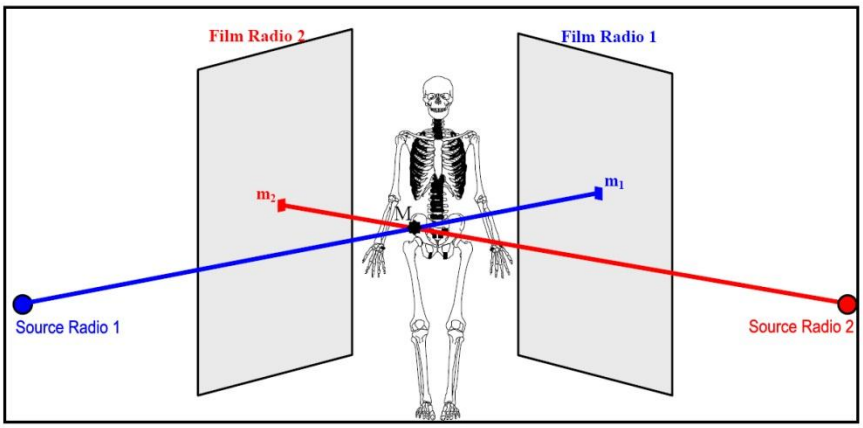


Figure 18 : Principe générale de la reconstruction 3D à partir de la radiographie biplane [Humbert *et al.* 2009]

Les systèmes de radiographie conventionnels peuvent être utilisés pour acquérir successivement les deux radiographies du patient, soit en déplaçant le patient entre la première et la seconde acquisition, soit en déplaçant l'ensemble source détecteur entre les deux acquisitions. Cette approche requiert une procédure de calibration permettant de calculer la transformation géométrique entre les coordonnées 2D des images radiographiques et l'environnement 3D. Plusieurs approches ont été proposées à cet effet.

Les méthodes basées sur l'algorithme DLT (« Direct Linear Transformation ») [Abdel-Aziz et Karara 1971] s'appuient sur les coordonnées 3D d'un objet de calibrage (contenant au moins 6 repères) ainsi que sur leurs coordonnées 2D dans le plan image pour déterminer les paramètres géométriques permettant de calibrer l'environnement. A partir de la connaissance de l'angle entre les deux vues, de la distance entre la source et le film et de la hauteur de la source, il est alors possible de simplifier le calcul des paramètres géométriques. Une méthode de calibration dite « explicite » a été proposée [Dumas *et al.* 2003] et permet de calibrer le volume compris dans un objet de calibrage simplifié, facilitant ainsi la tâche de l'opérateur. Afin de tenir compte des mouvements du patient entre les deux radiographies, des méthodes dites d' « auto-calibration » proposent de s'appuyer également sur les repères anatomiques identifiés dans les clichés afin de déterminer les paramètres géométriques de l'environnement [Cheriet et Meunier 1999; Kadoury *et al.* 2007].

2 Le système EOS

Le système EOS (figure 19) est le fruit de la collaboration entre le *Laboratoire de Biomécanique* (LBM, Arts et métiers ParisTech, Paris, France), le *Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie* (LIO, ÉTS-CRCHUM, Montréal, Canada), l'hôpital *Saint-Vincent de Paul* (Paris, France) et la société *EOS Imaging* (Paris, France).

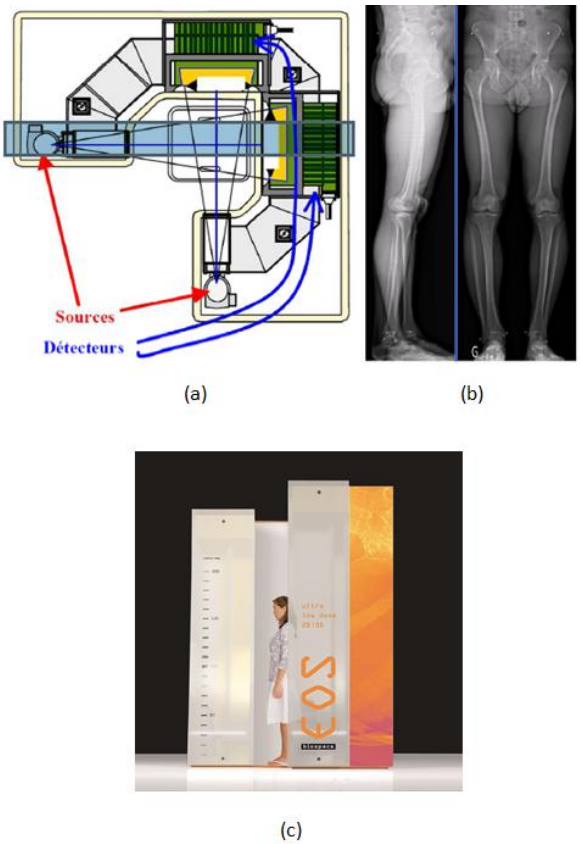


Figure 19 : Le système EOS™ biplan à détecteurs gaseux (EOS imaging) (a) Principe du système EOS™, (b) Exemple de radiographie face-profil des membres inférieurs, (c) Exemple prototype

Cet appareil est un système de radiologie numérique, réalisant simultanément deux vues orthogonales par balayage vertical. L'acquisition est réalisée de la tête aux pieds. Le patient est en position debout dans la cabine. Cette technologie utilise les détecteurs gazeux développés à partir des travaux du Pr. Charpak (Prix Nobel de Physique en 1992) qui permettent l'acquisition de radiographies basse dose. Ainsi, la dose administrée au patient est 8 fois inférieure à celle d'une radiographie conventionnelle [Kalifa *et al.* 1998; Dubousset *et al.* 2005; Deschenes *et al.* 2010].

Les ensembles sources-détecteurs étant fixes, l'environnement 3D du système est parfaitement connu et ne nécessite pas d'avoir recourt à une procédure de calibration à chaque nouvelle acquisition. A ce jour, on compte une soixantaine de systèmes EOS installés dans différents pays (France, Canada,Etats-Unis, Italie, Singapour, entre autres).

5 Conclusion intermédiaire

Dans cette section on a présenté les rappels anatomiques fondamentaux des membres inférieurs, ainsi que les paramètres cliniques plus utilisés pour diagnostiquer les troubles de membres inférieurs ainsi que pour le suivi pré et post opératoire. Entre ces paramètres cliniques, les plus utilisés pour les cliniciens sont les torsions. En pratique courante, la torsion fémorale et tibiale sont calculées à partir de coupes 2D tomodensitométriques ou CT-Scan. Le calcul de la torsion fémorale et tibiale à partir de coupes 2D présente deux inconvénients: le choix des coupes, et les choix de repères précis et reproductibles sur chaque coupe qui permettront de calculer les axes principaux, ceci qui souligne l'intérêt de la 3D pour calculer des paramètres cliniques plus précis et reproductibles. Dans la prochaine section prochaine on va se concentrer sur les méthodes de reconstruction 3D des structures osseuses, à partir du CT-Scan, de l'IRM et des radiographies biplanes.

Chapitre 1 : Revue bibliographique

1 Revue bibliographique des méthodes de reconstruction 3D des structures osseuses

1 Méthodes de reconstruction 3D par coupes sériées

Le but dans cette section est de montrer les méthodes de segmentation pour passer des coupes 2D issus de ces appareils d'imagerie vers une reconstruction 3D de la structure d'intérêt. Ces techniques peuvent être manuelles, semi-automatiques ou automatiques. On ne présentera pas de revue de littérature détaillée vu que les techniques de segmentation sont très nombreuses, en revanche on montrera les méthodes les plus utilisés en routine clinique.

1.1 Reconstruction 3D à partir du CT-Scan

En utilisant la technique du « marching cubes » il est possible d'obtenir une reconstruction 3D issus de coupes scanner contourés manuellement. Cependant, le temps de reconstruction de ces techniques de segmentation manuelles reste très important. Au regard de ce fait, des techniques semi-automatiques et automatiques de segmentation de coupes 2D ont été proposées dans la littérature.

Une technique de segmentation semi-automatique basée sur la propagation de contours adjacents a été proposée par [Huang *et al.* 2006] ; dans sa technique l'opérateur est amené à numériser un nombre réduit de contours des organes de l'abdomen (poumon, cœur,…) et en utilisant des techniques d'interpolation de Fourier couplées avec un logiciel utilisant des flux optiques 2D créant des déplacements pixel par pixel des champs vectoriels des images adjacentes. Le résultat, les coupes adjacentes permettent de reconstruire l'ensemble de coupes non numérisées par l'opérateur. Cette évaluation reste quand même très préliminaire (elle n'a pas été faite de manière exhaustive). D'autres méthodes s'appuient sur l'identification d'un volume d'intérêt autour de la structure à segmenter [Dieudonne *et al.* 2007].

Des techniques automatiques ont été proposées par le groupe de recherche de [Staal *et al.* 2007; van Rikxoort *et al.* 2009] pour pouvoir reconstruire les poumons et la cage thoracique ; la méthode permet de détecter automatiquement les régions à segmenter, ces régions sont alors décrites par des primitives géométriques et une base d'apprentissage permet de sélectionner les primitives associées à chaque structure composant la région (cas de la cage thoracique, primitive correspondante à chaque côte). Finalement, dans une dernière étape, des algorithmes de traitement d'images permettent faire la segmentation de chaque coupe ; dans l'étape de segmentation automatique, l'opérateur a l'option de corriger manuellement les coupes. Cette méthode, évaluée pour 20 patients permet de détecter le 98%

des côtes, néanmoins, des paramètres morpho-métriques (longueur par exemple) ne sont pas suffisamment performants pour une implémentation en routine. En fait, ce type de méthodes utilisant des bases d'apprentissage sont couramment appelés Statistical Shape Models (SSM) [Cootes *et al.* 1995] ; d'autres techniques automatiques en utilisant des basses d'apprentissage ont été proposés par [Yokota *et al.* 2009] pour reconstruire le bassin et le fémur en utilisant des méthodes hiérarchiques de segmentation où en place de faire les SSM sur les os de manière indépendante ils proposent un SSM prenant en compte les deux bases de données (fémur et pelvis), donnant des meilleurs résultats.

1.2 Reconstruction 3D à partir de l'IRM.

La reconstruction 3D à partir des coupes 2D issues de l'IRM est plutôt dédiée à l'étude des tissus mous. [Klein *et al.* 2008] a proposé une méthode en utilisant du matching à partir des 'atlas' de 50 patients (base de données) segmentés au préalable. Ces modèles sont recalés sur les coupes IRM à partir d'une mesure de similarité. L'erreur de segmentation atteint 1 mm pour 50% des cas et 1,5 mm pour 75% des cas. [Odille *et al.* 2011] a présenté une méthode de segmentation semi-automatique en temps réel ; cette méthode a été évaluée sur 10 sujets dans deux états : au repos et pendant l'exercice physique, en utilisant un algorithme de recalage non-rigide pour faire la segmentation, avec des résultats de 0.886 (dice score) en comparant les segmentations manuelles avec les semi-automatiques. Le dice score est calculé comme le rapport entre la taille de l'union de 2 séries de données (*i.e.* segmentation manuelle et semi-automatique) divisées par la taille moyenne des deux séries de données. Le dice score est un indice de concordance entre deux séries de données et il peut avoir une valeur entre 0-1 ; plus l'indice est proche de 1 plus la segmentation est plus similaire à celle du gold standard.

Pour reconstruire en 3D à partir des coupes IRM, la qualité de la segmentation est très dépendante de l'intensité des voxels de la structure à reconstruire dans la zone de recherche et l'intervention des opérateurs est souvent nécessaire pour la phase d'initialisation.

2 Méthodes de reconstruction 3D à partir des radios biplanes

Les techniques de reconstruction des structures osseuses à partir des radios biplanes se basent sur une numérisation réduite de points anatomiques ou sur un contourage de régions anatomiques qui servent comme entrées d'algorithmes de reconstruction 3D. Cette numérisation peut être manuelle, semi-automatique ou automatique. Dans cette section on va décrire trois familles de méthodes trouvées dans la littérature : (1) les méthodes basés sur la numérisation de points stéréo-correspondants, non-stéréo correspondants et contours non-stéréo correspondants, (2) les méthodes basés sur les inférences de forme en composantes principales, et (3) les méthodes basés sur des modèles paramétrés et des inférences statistiques entre les paramétrés.

2.1 Méthode basée sur la reconstruction 3D « SCP », « NSCP » et « NSCC »

Les premières méthodes de reconstruction 3D à partir des radios biplanes se basent sur la numérisation des 'SCP' (Stereo-Corresponding Points), c'est-à-dire identifiés dans chacune des deux projections radiographiques. Une fois les points repérés, leurs positions 3D dans l'espace est calculée par l'intersection de deux droites de projection épi-polaires joignant les sources à l'identification 2D sur les images. Des méthodes de reconstruction 3D des vertèbres à partir des deux radiographies biplanes (face et profil) ont été proposées afin d'étudier les mobilités du rachis [Pearcy 1985] en utilisant de 6 à 9 points SCP identifiés puis reconstruits avec l'algorithme 'DLT' (Direct Linear Transformation) [Abdel-Aziz et Karara 1971].

Afin de proposer des modélisations 3D plus détaillées, [Aubin *et al.* 1997] a proposé l'implémentation de modèles génériques prédéfinis (obtenus à partir des reconstructions issues des coupes CT) déformés en utilisant les coordonnées 3D des points (à partir de 21 points SCP) obtenues avec l'algorithme DLT , de même, [Gauvin *et al.* 1998] a utilisé des modèles génériques pour reconstruire le bassin (19 points SCP). Cette déformation a été faite en utilisant la méthode du krigeage [Trochu 1993]. L'inconvénient des méthodes SCP est la difficulté d'identifier les mêmes repères anatomiques sur les deux vues et ces méthodes manquent en général de précision. Par exemple, pour reconstruire les vertèbres *in vivo* [Mitulescu et al. 2002] a reporté une précision de 6.4 mm (IC 95%).

La première méthode marquant une rupture en terme de précision est la méthode NSCP (Non-Stereo-Corresponding Points) qui utilise des points identifiables soit dans les deux clichés radiographiques ou même dans un seul des clichés; de même, des modèles génériques prédéfinies peuvent être déformées à partir des contraintes imposées par les repères numérisées. Les points SCP reconstruits imposent des contraintes 3D ponctuelles alors que chacun des points NSCP est contraint de se situer sur une droite de

projection entre la source et le point NSCP identifié dans la radiographie. La transformation élastique du modèle géométrique doit alors satisfaire aux contraintes imposées tout en minimisant l'énergie de déformation. Ces méthodes ont été utilisées pour reconstruire le rachis cervical supérieur [Veron 1997; Mitton *et al.* 2000] avec entre 21-28 points NSCP, le rachis thoracique et lombaire [Mitulescu *et al.* 2001; Mitulescu *et al.* 2002] avec 6 points SCP et 21 points NSCP et aussi la reconstruction du bassin avec entre 20-62 points SCP et NSCP [Laporte 2002; Mitulescu *et al.* 2002]. Par exemple, pour reconstruire les vertèbres *in vivo* [Mitulescu *et al.* 2002] ont une précision de 4.0 mm (IC 95%) avec la méthode NSCP. L'utilisation de cette méthode a été élargie en utilisant la numérisation de contours non stéreo-correspondants (NSCC), permettant de reconstruire le fémur distal [Laporte *et al.* 2003], le tibia proximal (figure 20) [Laporte 2002] , le fémur proximal [Le Bras *et al.* 2004] et le bassin [Mitton *et al.* 2006]. Les méthodes du type NSCP et NSCC ont permis d'améliorer de manière significative la précision des reconstructions 3D.

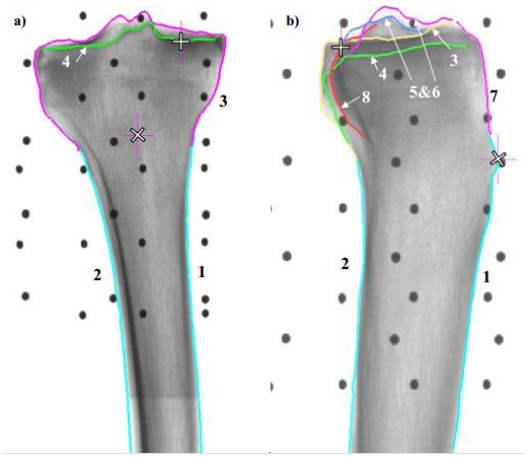


Figure 20 : Identification des contours en vue de a) face et b) profil pour reconstruire en 3D le tibia proximal avec l'algorithme NSCC [Laporte 2002]

L'inconvénient majeur de ces types de méthodes est lié au temps de reconstruction. Par exemple pour reconstruire un fémur proximal on a besoin de 15-20 minutes [Le Bras *et al.* 2004].

2.2 Méthodes basées sur des modèles déformables par déformation statistique de forme

D'autres familles de méthodes de reconstruction sont basées sur la technique 'Statistical Shape Modeling' (SSM). Le principe de la méthode comprend une base de données d'apprentissage sur laquelle est estimée une 'Analyse en Composante Principale' (ACP) [Hotelling 1933; Massy 1965]; Cette base de données est composée par quelques centaines à quelques milliers de points 3D; l'ACP est faite pour l'ensemble de points 3D de chacun des composants de la base d'apprentissage.

Des nouvelles reconstructions 3D sont obtenues à partir de la déformation d'un modèle statistique de forme en ayant comme entrée un nombre réduit de points anatomiques numérisés manuellement sur

les radios biplanaires. Pour raffiner les reconstructions pour des sujets avec des morphologies très différentes à celles trouvées sur la base d'apprentissage, le SSM peut être couplé avec un recalage élastique 2D/3D non-rigide. Ce type de méthodes ont déjà été proposées pour les vertèbres [Benameur *et al.* 2002; Fleute *et al.* 2002], le rachis [Kadoury *et al.* 2009; Moura *et al.* 2011], le fémur proximal (figure 21) [Dong et Zheng 2009; Zheng *et al.* 2009] et le pelvis [Sadowsky *et al.* 2007].

Cette méthode permet de contraindre les possibilités de déformations à un champ de déformation statistiquement plausible, tout en réduisant le nombre d'inconnues du système. On transforme, ainsi un modèle pouvant être décrit par quelques centaines à quelques miliers de points labellisés en un modèle réduit à quelques dizaines de modes de déformation principaux. En revanche, ces méthodes sont dépendantes de la base d'apprentissage et si les modèles ne sont pas régionalisés au préalable ils ne permettent pas le calcul d'indices cliniques. A titre d'exemple, la base d'apprentissage de [Dong et Zheng 2009] était composée par 13 fémurs proximaux. L'auteur réporte une précision de 1.6 mm, cependant l'algorithme de recalage n'est pas performant pour certaines régions du fémur proximal. Par ailleurs, ces méthodes ne sont pas implémentées en routine clinique.

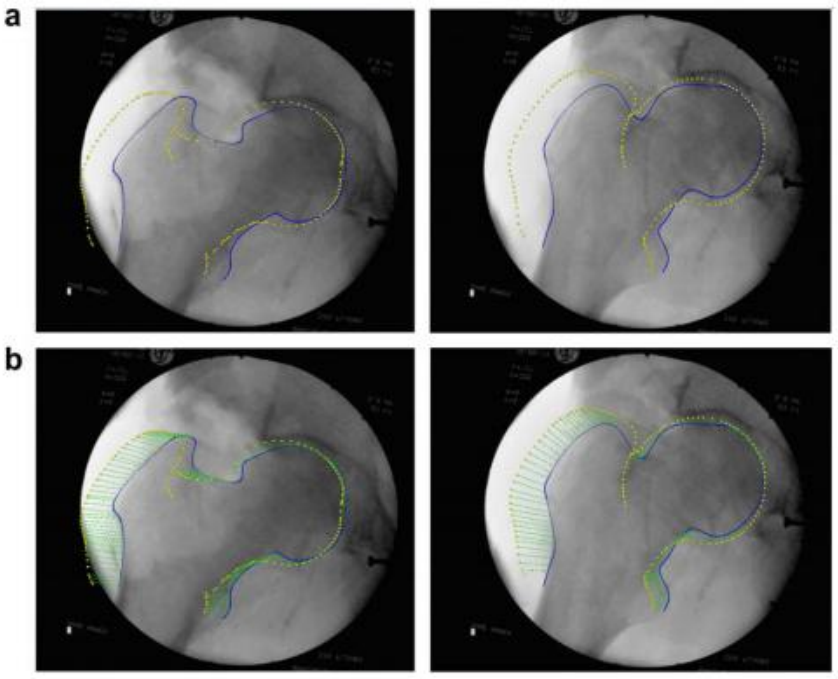


Figure 21 : Recalage non-rigide élastique proposé par [Zheng *et al.* 2009] pour la reconstruction du fémur proximal. En bleu, la surface objective, en jeune la reconstruction initiale issue de l'ACP

2.3 Méthodes basées sur des modèles paramétriques

Les méthodes semi-automatiques sont basées sur une description paramétrée des modèles tridimensionnels. Cette technique s'appuie sur l'identification d'un nombre réduit de paramètres descripteurs saisis par l'opérateur dans les radiographies biplanes (face-profil) pour estimer l'ensemble

des paramètres du modèle et ainsi avoir, très rapidement, une initialisation déjà très proche à la solution recherchée. Cette solution initiale modèle peut être retro-projetée sur les clichés radiographiques et des corrections manuelles ou automatisées peuvent éventuellement être faites.

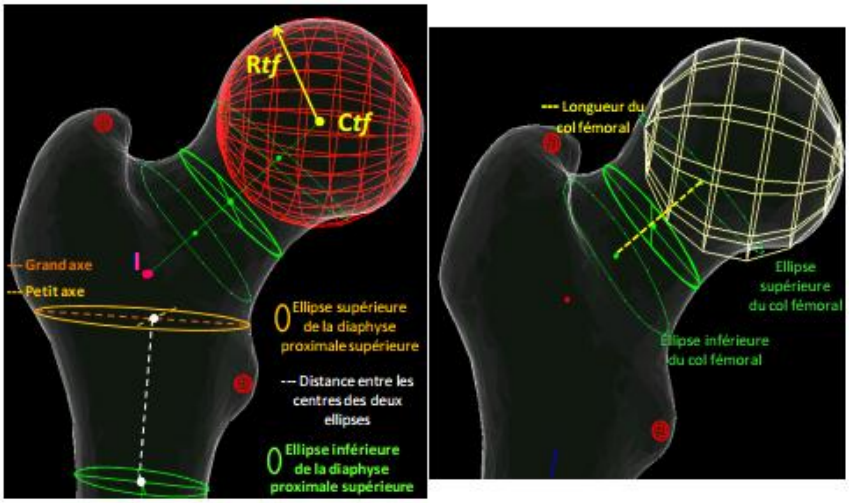


Figure 22 : Modèle paramètre du fémur proximal [Chaibi *et al.* 2011]

Des primitives géométriques : Sphères, cylindres, ellipses, etc… sont utilisées pour modéliser les différentes structures anatomiques ; ces primitives sont décrites par des paramètres descripteurs (Figure 18): des rayons, des angles, des distances, entre autres. Les inférences statistiques permettent de prédire, à partir de quelques paramètres identifiés dans les radiographies, l'ensemble des paramètres du modèle. Ces inférences sont faites sur des bases de données de l'objet à reconstruire. En utilisant ces types d'approches, il est possible de reconstruire les vertèbres, le rachis, le bassin, les membres supérieurs et les membres inférieurs [Pomero *et al.* 2004; Baudoin *et al.* 2008; Humbert *et al.* 2009; Chaibi *et al.* 2011; Lebailly *et al.* 2012]

En se basant sur ces modèles, l'opérateur doit saisir des repères anatomiques permettant de calculer un sous-ensemble de paramètres descripteurs dans les clichés radiographiques pour pouvoir calculer l'ensemble de paramètres du modèle et pouvoir déformer un modèle générique prédéfini de manière locale [Trochu 1993] ou globale en utilisant la méthode MLS (Moving Least Squares) [Schaefer *et al.* 2006] [Cresson *et al.* 2008]. Par exemple, pour reconstruire le bassin, l'opérateur doit numériser deux sphères sur les cotyles ainsi que le plateau sacré afin de définir 5 paramètres dimensionnels [Baudoin *et al.* 2008].

Dans cette thèse l'objectif est d'améliorer la reconstruction 3D des membres inférieurs à partir de radios biplanes. Les méthodes utilisant des Modèles Paramètres Personnalisés (MPP) permettent d'avoir un estimé initial rapide et précis en termes de la forme et des paramètres cliniques. Dans ce contexte,

[Chaibi 2010] avait travaillé sur la reconstruction 3D des membres inférieurs en utilisant des MPP et des inférences statistique. Dans la section suivante nous décrirons cette méthode, ses avantages et limites.

Auteur	Structure	Méthodes	Nombre échantillons	In-vitro(VT) ou in-vivo(VV)	Référence de Validation	Ecart moyen (mm)	2 RMS (mm)	Temps de reconstruction (min)	Implémentation clinique	Calcul d'indices cliniques	Commentaires
[Humbert et al. 2009]	Rachis	MPP + inférences longitudinales et transversales	40 vertèbres thoraciques et lombaires	VV	CT	Fast 3D: 1,3 Full 3D: 1,0	Fast 3D: 3,6 Full 3D: 2,7	Fast 3D: 2,5 Full 3D: 10	Oui	Oui	Modèle paramétré 3D personnalisé Validation *in vivo*
[Kadoury et al. 2009]	Rachis	SSM + Segmentation	20 rachis scoliotiques	VV	Radios biplanes contourées manuellement	Lombaires: 1,8 Thoraciques: 2,2	Lombaires: 3,3 Thoraciques: 3,8	2,5 (hors numérisation)	Non	Non	Evaluation de la précision uniquement sur 6 points/vertèbre et par rapport à une méthode de reconstruction manuelle
[Moura et al. 2011]	Rachis	SSM + Modèle articulé	30 rachis scoliotiques	VV	Radios biplanes + méthode SCP	Pedicules: 3,5-4,0 Corps vertébraux: 2,0-2,1	Pedicules: 4,3-5,8 Corps vertébraux: 2,6-2,7	1,5	Non	Oui (nombre réduit)	Modèle 3D articulé personnalisé, évaluation de la précisionsur 6 points/ vertèbre par rapport à une méthode manuelle.
[Sadowsky et al. 2007]	Bassin	SSM+modèles volumiques+réc alage par similarité d'images	11	VT	CT	2,0-2,2	N.D	N.D.	Non	Non	Modèle volumique Validation in vitro
[Lebailly et al. 2012]	Humérus	MPP+ inférences transversales	19	VT	CT	0,9	2,5	5	Non	Oui	Modèle 3D morpho-réaliste, validation in vivo en perspective

MPP : Modèle Paramétré Personnalisé, SSM : Statistical Shape Models, NSCC= Non-Stereo Corresponding Contours, N.D : Non Documenté

Tableau 1 : Revue des méthodes de reconstruction 3D du rachis, bassin et membres supérieurs à partir de radios biplanes

Auteur	Structure	Méthodes	Nombre échantillons	In-vitro(VT) ou in-vivo(VV)	Référence de Validation	Ecart moyen (mm)	2 RMS (mm)	Temps de reconstruction (min)	Implémentation clinique	Calcul de paramètres cliniques	Commentaires
[Laporte 2002]	Tibia proximal	NSCC	7	VT	CT	0,7	1,8	N.D	Non	Non	Modélisation 3D détaillée Validation in vitro
[Laporte et al. 2003]	Fémur distal		8	VT		1	2,8	N.D	Non		
[Le Bras 2004]	Fémur proximal		25	VT		0,8	2,1	20	Non		
[Baudoin et al. 2008]	Fémur proximal	MPP + inférences transversales	13	VT	CT	1	2,5	4	Non	Oui	Modèle paramétré personnalisé Evaluation in vitro et in vivo Initialisation rapide + gain en reproductibilité
			23	VV	Reproductibilité intra-inter opérateurs	0,8	2,2				
[Dong et Zheng. 2009]	Fémur proximal	SSM	3	VV	Radios biplanes contourées manuellement	1,1	N.D	N.D	Non	Non	Temps de reconstruction et erreurs max non rapportés. Incidences des deux radiographies non rapportée
			5	VT		1,6	N.D	N.D			
[Zheng et al. 2009]			11	VV	CT	1,2	N.D	2	Non	Non	Temps de reconstruction ambigü (on ne sait pas sur combien de sujets a été évalué). Différences entre le protocôle expérimental et l'environnement clinique
[Chaibi 2010] , [Chaibi et al. 2011]	Membre inférieur	MPP+ inférences transversales	11 fémurs	VT	CT	Fast 3D: 1,6; Full 3D-I: 1,2; Full 3D-II: 1,0	Fast 3D: 4,2; Full 3D-I: 2,9; Full 3D-II: 2,4	Fast 3D: 1 min / fémur + tibia Full 3D-I: 3 min / fémur + tibia Full 3D-II: 5 min /fémur + tibia	Oui	Oui (fémur et tibia)	Modèle 3D morpho-réaliste, évaluation *in vivo* et in vitro du fémur, calcul de paramètres cliniques utilisées en routine clinique. Les ajustements manuels demandent beaucoup de temps

MPP : Modèle Paramétré Personnalisé, SSM : Statistical Shape Models, NSCC= Non-Stereo Corresponding Contours, N.D : Non Documenté

Tableau 2 : Revue des méthodes de reconstruction 3D des membres inférieurs à partir des radios biplanes

2.3.1. Méthode de reconstruction 3D des membres inférieurs à partir des radios biplanes proposée par [Chaibi et al. 2011]

Pour reconstruire le fémur [Chaibi *et al.* 2011], l'opérateur doit numériser trois sphères qui décrivent les condyles et la tête fémorale. Aussi, il faut numériser un point SCP correspondant au milieu de la diaphyse et 8 points (4 face- 4 profil) pour décrire l'axe diaphysaire proximale et 2 points pour l'axe du col en vue de face, finalement un point SCP correspondant au point le plus inférieur de la trochlée fémorale. La numérisation pour le tibia est plus réduite [Chaibi *et al.* 2011]. Il faut simplement numériser un point SCP correspondant au mieux des épines et un autre correspondant au milieu de la surface articulaire distale. Aussi, il faut numériser deux points en vue de profil correspondant aux bords postérieurs des plateaux tibiaux (figure 23).

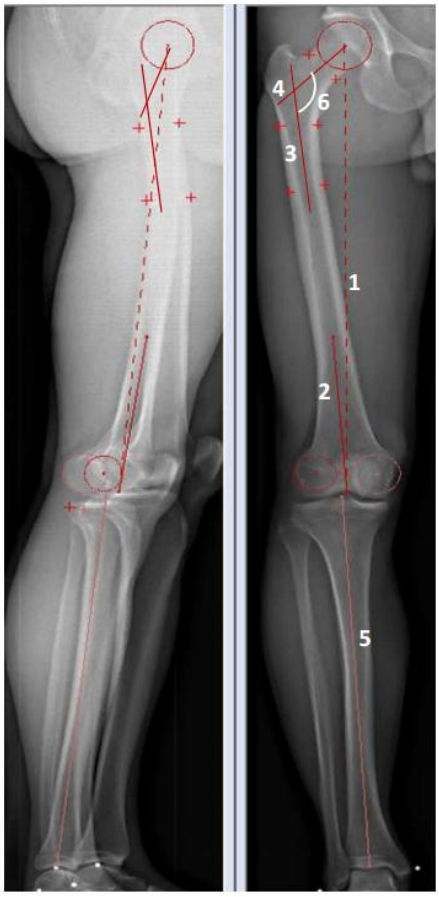


Figure 23 : Numérisation du membre inférieur [Chaibi 2010]

A ce stade, cette numérisation du membre inférieur nous permet donc d'obtenir un Modèle Paramètre Personnalisé Simplifié (MPPS) composé de trois sphères, d'un axe fémoral anatomique proximal 3D,

d'un axe fémoral anatomique distal 3D, d'un axe fémoral mécanique 3D, d'un axe tibial mécanique/anatomique 3D, d'un axe du col fémoral 3D et d'un angle cervico-diaphysaire 3D. Pour obtenir une solution initiale, il faut déformer et positionner les poignées de déformation qui composent le Modèle morpho-réaliste paramétré et régionalisé, en utilisant une déformation 'as rigid as possible' basée sur l'approche MLS (Moving Least Squares) [Schaefer *et al.* 2006], en obtenant finalement un Modèle Paramétré Personnalisé Morpho-réaliste (MPPM) rapide ou solution initiale (figure 24).

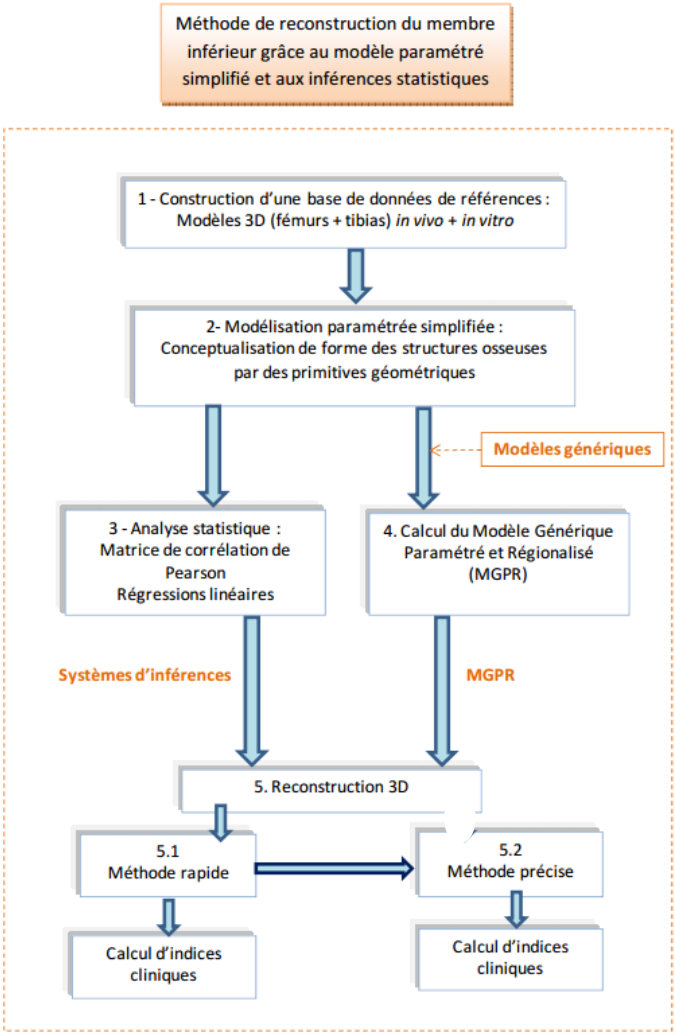


Figure 24 : Méthode de reconstruction proposée par [Chaibi *et al.* 2011]

Cette solution initiale est retro-projetée sur les clichés radiographiques et l'opérateur peut faire des corrections manuelles (figure 25). Ces corrections peuvent être de deux types : 1.En utilisant les poignées de déformation globale utilisant la technique Moving Least Squares(MLS) [Schaefer *et al.* 2006], les opérateurs peuvent faire des ajustements globaux permettant d'obtenir une solution intermédiaire ou MPPM intermédiaire. 2. Des ajustements plus locaux ou fins en utilisant des

techniques d'interpolation comme le krigeage [Trochu 1993] et un algorithme de correspondance en utilisant la technique 'matching shape contexts' [Mori *et al.* 2005] permettant d'obtenir une solution plus précise ou MPPM précis.

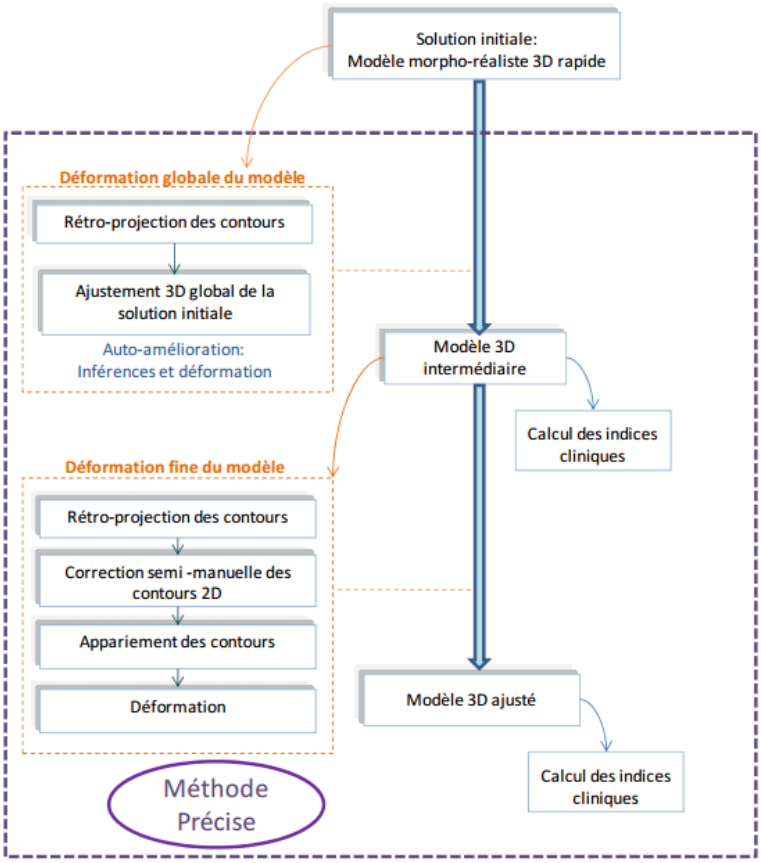


Figure 25 : Types d'ajustements manuels proposés par [Chaibi *et al.* 2011] après la obtention de la solution initiale

La méthode de reconstruction 3D proposée par [Chaibi *et al.* 2011] est enrichie par le calcul automatique de paramètres cliniques. Entre les paramètres calculés on peut remarquer l'Angle Cervico-Diaphysaire (ACD, nomenclature internationale FNSA), la Torsion Fémorale (TF, nomenclature internationale) et la Torsion Tibiale (TT), mesures cliniques très utilisées pour le diagnostic et suivi pré et post-opératoire des patients. Pour valider sa méthode, [Chaibi *et al.* 2011] a fait une étude de précision de forme et des indices cliniques de la solution initiale (rapide, intermédiaire et précise) sur 11 fémurs secs reconstruits avec sa méthode et en faisant une comparaison avec les mêmes fémurs reconstruits avec des coupes CT. La solution initiale est calculée avec une précision moyenne de 1.6 mm, la solution intermédiaire avec une précision moyenne de 1,2 mm et la solution précise avec une précision moyenne de 1,0 mm.

Avantages et limites de la méthode de reconstruction proposée par [Chaibi *et al.* 2011]

La méthode de reconstruction proposée par [Chaibi *et al.* 2011] comprend une solution initiale et des ajustements manuels nécessaires, permettant d'atteindre le niveau de précision et robustesse pour une application en routine clinique. [Chaibi *et al.* 2011] rapporte un temps de reconstruction de la solution initiale de 2 min. et de 10 min. pour la solution ajustée. Cette méthode de reconstruction est déjà utilisée en routine clinique dans plus de 60 hôpitaux au monde où le système EOS^{TM} est installé.

Pour obtenir la solution initiale, l'opérateur doit faire une numérisation réduite sur les clichés radiographiques. Pendant cette étape de numérisation, les opérateurs doivent discriminer le côté médial du latéral du fémur et du tibia, ce qui n'est pas évident dans les radios de profil. Un mauvais choix peut biaiser la qualité des reconstructions, engendrant par exemple une mauvaise estimation des torsions. D'autres limites de la méthode sont liées à la base de données d'inférences statistiques, issue de reconstructions NSCC (moins précise qu'une base de données issues de reconstructions CT-Scan) et aux modèles paramétrés qui n'ont pas été suffisamment exploités (surtout celui du tibia). Par ailleurs, la méthode d'inférences statistiques est celle utilisant des régressions multilinéaires classiques. A notre connaissance, ils existent dans la littérature des méthodes de régression plus adaptées pour traiter ce type de base de données composées de nombreux paramètres présentant la possibilité de colinéarité entre les paramètres, pouvant biaiser les équations de régression.

Ceci nous amène dans le cadre de cette thèse, aux objectifs suivants : 1. Améliorer la solution initiale pour éviter les ajustements manuels, 2. Eviter l'ambiguïté de la reconstruction, proposer des méthodes pour éviter l'inversion de condyles fémoraux et plateaux tibiaux.

Une étude bibliographique des (1) méthodes de régressions multilinéaires, des (2) indices de similarité d'images et (3) des paramètres morphologiques du fémur proximal et tibia distal, vont nous permettre de formuler des hypothèses pour attendre les objectifs spécifiques de la thèse.

2 Revue bibliographique de méthodes de régression multilinéaires

[Chaibi *et al.* 2011] a utilisé des régressions multilinéaires classiques pour faire des régressions sur une base de données de paramètres morpho-métriques. La régression multilinéaire est utilisée pour estimer statistiquement des variables à partir d'un ensemble d'autres variables, appelées prédicteurs ou régresseurs. A partir d'une base de données regroupant n observations des différentes variables, on construit la matrice X de dimension $(n \times p)$ regroupant les p prédicteurs et la matrice Y de dimension $(n \times q)$ regroupant les q variables à prédire. La matrice de régression $\hat{\beta}$ est donnée par:

$$\hat{\beta} = ({}^tXX)^{-1}({}^tX)Y \qquad (1)$$

A partir de la connaissance de variables prédictives regroupées dans une matrice x de dimension $(1 \times p)$, les variables à prédire peuvent être estimées par la formule suivante:

$$y = x\hat{\beta} \qquad (2)$$

, y étant une matrice de dimension $(1 \times q)$.

La qualité de la régression peut être estimée à partir de la base de données par l'analyse des résidus. Ces résidus sont donnés par :

$$E = Y - X\hat{\beta} \qquad (3)$$

La régression multilinéaire classique est, en matière de régression à partir de plusieurs variables, l'approche de base la plus couramment utilisée. Néanmoins, cette technique peut s'avérer instable dans certaines circonstances, notamment lorsque beaucoup de paramètres sont utilisés comme régresseurs et que ceux-ci sont très corrélés entre eux (multicolinéarités entre les variables) [Abdi 2007]. Par exemple, à cause des multicolinéarités, des changements légers dans la base de données peuvent provoquer des changements drastiques des paramètres estimés ; donc les équations de régression ne sont pas stables. C'est pourquoi des méthodes de régression plus stables ont été introduites dans la littérature: la régression aux composantes principales, la régression Ridge et la régressions aux moindres carrés partiels ou PLS.

1 Régression aux composantes principales

La régression aux composantes principales permet d'éviter les multicolinéarités entre les variables. Elle se fonde sur la recherche des combinaisons linéaires de plus grande variance des variables initiales permettant d'optimiser l'efficacité de prédiction du modèle. L'analyse en composantes principales permet de transformer le vecteur de variables prédictives x vers un nouveau système de coordonnées avec des propriétés plus intéressantes dans le domaine statistique.

Les propriétés des composantes principales sont [Maitra et Yan 2008] :

Nombre

Bien que l'objectif soit en général de n'utiliser qu'un petit nombre de composantes principales, l'ACP en construit initialement *p*, autant que de variables originales. Ce n'est que par la suite que l'analyste décidera du nombre de composantes à retenir. "Retenir *k* Composantes Principales" veut dire "remplacer les observations originales par leur projections orthogonales dans le sous-espace à *k* dimensions défini par les *k* premières composantes principales."

Orthogonalité

Les composantes principales définissent des directions de l'espace des observations qui sont deux à deux orthogonales. Autrement dit, l'ACP procède à un changement de repère orthogonal, les directions originales étant remplacées par les composantes principales.

Décorrélation

Les Composantes Principales sont des variables qui s'avèrent être deux à deux décorrélées.

Ordre et sous-espaces optimaux

La propriété fondamentale des composantes principales est de pouvoir être classées par ordre décroissant d'importance: si l'analyste décide de décrire ses données avec seulement *k* ($k < p$) combinaisons linéaires de ses variables originales tout en perdant le moins possible d'information, alors ces *k* combinaisons linéaires sont justement les *k* premières composantes principales. La matrice de régression aux composantes principales on l'appelle $\hat{\beta}_{RCP}$.

En résumé, la régression aux composantes principales est considérée une technique de réduction de dimensions proposée par les travaux de [Massy 1965] [Hotelling 1933]. Ces types de techniques de réduction de variables se concentrent sur la recherche du nombre de combinaisons linéaires des variables permettant de résumer l'information de la base des données en évitant de perdre de l'information dans le processus de réduction. Ces nouvelles variables sont considérées décorrélées.

2 La régression Ridge

Une autre méthode pour éviter les multicolinéarités est la régression Ridge, proposée par [Hoerl 1962; Hoerl et Kennard 1970]. Quand la multicolinéarité existe, la matrice $({}^tXX)$ de l'équation (1) devient presque singulière. De même, la variance de la matrice de régression $\hat{\beta}$ et les éléments de la diagonale de la matrice $({}^tXX)^{-1}$ atteignent une grandeur significative. Au regard de cette grande variance, l'estimation de la matrice de régression $\hat{\beta}$ n'est pas stable en utilisant des régressions multilinéaires classiques. Dans la régression Ridge, on ajoute une valeur constante ϑ aux éléments de la diagonale de la matrice $({}^tXX)$ pour que la matrice devienne non-singulière :

(4) $$\hat{\beta}_{Ridge} = ({}^tXX + \vartheta I)^{-1}({}^tX)Y$$

Où I est la matrice identité *p x p*. La valeur de ϑ a toujours une valeur entre 0 et 1. Il y a plusieurs méthodes pour déterminer la meilleure valeur de ϑ, la plus couramment utilisée est de faire une graphique des valeurs de ϑ en fonction de $\hat{\beta}_{Ridge}$. La valeur minimale de ϑ pour laquelle le calcul du coefficient est stable est retenue [Mayers 1990].

3 La régression aux moindres carrés partiels ou PLS

La régression des moindres carrés partiels [Wold 1966] (méthode « PLS » pour « Partial Least Squares ») est une approche factorielle. Cette méthode peut être utilisé pour n'importe quel nombre de régresseurs, et la méthode est particulièrement efficace même quand le nombre de régresseurs est plus significatif que le nombre d'observations [Abdi 2010].

La PLS permet de réduire la dimension des variables utilisées comme régresseurs afin de satisfaire à ces deux critères : supprimer les multicolinéarités entre les régresseurs et proposer une régression de qualité. La PLS fait partie des techniques de réduction de dimensions. Dans l'analyse en composantes principales ces composantes ne sont calculées qu'en prenant en compte les variations des régresseurs. La différence entre la PLS et la régression aux composantes principales est que dans la PLS on utilise la variation des régresseurs et des régressés pour obtenir les nouvelles variables qui auront le rôle de régresseurs.

Ainsi, la méthode PLS cherche à définir des vecteurs « latents » qui décrivent les régresseurs (et permettent d'en réduire l'espace vectoriel) tout en étant des régresseurs pertinents au regard des variables que l'on cherche à estimer. A partir du choix des vecteurs latents appropriés, la technique

permet de calculer la matrice de régression $\hat{\beta}_{PLS}$ (équivalente à ce que l'on calcule en régression multilinéaire). Il est alors possible d'estimer les variables à prédire et d'évaluer la qualité de la régression à partir de l'analyse des résidus, de la même manière que pour la régression multilinéaire.

4 Comparaisons des méthodes de régression

Les matrices de régressions $\hat{\beta}$, $\hat{\beta}_{RCP}$, $\hat{\beta}_{RR}$ et $\hat{\beta}_{PLS}$ ont été étudiées par plusieurs auteurs [Yeniay et Goktas 2002; Maitra et Yan 2008; Farahani *et al.* 2010]. Dans des conditions de non-colinéarités, la régression multilinéaire simple et la régression Ridge permettent de faire le meilleur 'fitting' du modèle [Yeniay et Goktas 2002]. Par contre, en présence de colinéarités cette affirmation n'est pas valable. La PLS a démontré d'avoir la meilleure capacité de prédiction avec un nombre plus faible de facteurs [Yeniay et Goktas 2002].

La PLS a l'avantage d'être la plus efficace même quand la base de données est limitée par le nombre d'observations [Farahani *et al.* 2010]. De même, la PLS est plus performante des techniques de réductions des dimensions vu les caractéristiques de son algorithme de calcul [Maitra et Yan 2008], permettant de superviser les régresseurs et les régressés. Les algorithmes d'inférences par méthode PLS ayant été implémentés au LBM dans le cadre d'un autre projet de recherche, nous nous appuyerons sur cette méthode dans notre recherche

3 Revue bibliographique d'indices de similarité d'images

Le recalage d'images est défini comme le processus d'alignement d'images en les transformant sur un système de coordonnées commun. Ce processus d'alignement est fait en optimisant une mesure de similarité entre l'image réelle et l'image à recaler [Roshni et Revathy 2008]. Le recalage d'images a été travaillé de manière exhaustive dans la littérature [Maintz 1998; Penney *et al.* 1998; Pluim *et al.* 2003; Zitova et Flusser 2003; Roshni et Revathy 2008; Kotsas et Dodd 2011]. Dans cette section, on fera un résumé des critères de similarités d'images plus utilisés pour faire du recalage 2D/3D, très utilisé dans le domaine clinique, en particulier en radiologie et planification chirurgicale. Dans la littérature on trouve trois groupes d'indices de similarités d'images [Kotsas et Dodd 2011] : (1) 'intensity based' qui se basent sur la valeur des pixels ou voxels, (2) 'gradient based' qui se basent sur la valeur du gradient présent sur l'image, et (3) 'feature based' qui font des comparaisons des contours saillants dans les images.

Les indices du type 'feature based' sont utilisés quand l'information locale est plus significative que celle donnée par l'intensité des pixels et ils permettent de comparer des images avec une nature complètement différente (*e.g.* une photographie aérienne comparée avec une cartographie de la même région), le point essentiel de ce type d'indices est d'avoir des descripteurs qui soient robustes et invariants aux différences assumées entre les images [Zitova et Flusser 2003] ; de même, ce type d'indices requiert une quantité réduite de données ce qui permet d'avoir un temps de calcul très bas, cependant les indices du type 'feature-based' ont besoin d'une segmentation préalable des images. Les indices du type 'intensity-based' comparent les voxels -un par un- et même si le temps de calcul est plus élevé, la segmentation n'est pas nécessaire, sauf dans certain cas [Penney *et al.* 1998].

Pour comparer des images radiologiques, dans cette section on se concentrera sur des indices du type 'intensity based' et 'gradient based'. [Penney *et al.* 1998] a proposé une évaluation comparative de mesures de similarité les plus couramment utilisées dans la littérature. Les différentes mesures sont évaluées en termes de précision et de robustesse dans le cas d'un recalage 2D/3D de coupes CT-scan d'un rachis in vitro sur une image fluoroscopique en vue frontale. 6 mesures de similarité sont ainsi évaluées entre les images simulées et l'image fluoroscopique. On va définir chaque indice (*'S'*) et on donnera ses avantages et limites. I_{DRR} définit l'intensité des pixels des images simulées ou Digitally Reconstructed Radiographs (DRR) [De Bruin *et al.* 2008] et I_{ORG} définit l'intensité des pixels des images originelles (cas de [Penney *et al.* 1998], des images fluoroscopiques).

1 Normalized Cross Correlation (NCC):

$$S_{NCC} = \frac{\sum_{i,j}(I_{ORG}(i,j)-\overline{I_{ORG}})(I_{DRR}(i,j)-\overline{I_{DRR}})}{\sqrt{\sum_{i,j}(I_{ORG}(i,j)-\overline{I_{ORG}})^2}\sqrt{\sum_{i,j}(I_{DRR}(i,j)-\overline{I_{DRR}})^2}}$$

S_{NCC} définit l'indice de similarité 'Normalized Cross Correlation' où $I_{ORG}(i,j)$ et $I_{DRR}(i,j)$ représentent l'intensité du pixel *(i,j)* respectivement de l'image originelle et du DRR, et $\overline{I_{ORG}}$ et $\overline{I_{DRR}}$ la valeur moyenne de l'intensité des pixels respectivement de l'image originelle et du DRR.

Cet indice a une implémentation facile et un temps de calcul rapide, par contre il est très sensible à l'intensité des pixels (*e.g.* le cas des condyles instrumentés peut biaiser les résultats).

2 Gradient Difference (GD):

$$S_{GD} = \sum_{i,j}\frac{A}{A+(I_{diffV}(i,j))^2} + \sum_{i,j}\frac{A}{A+(I_{diffH}(i,j))^2}$$

Avec:

$$I_{diffV}(i,j) = \frac{dI_{ORG}}{di} - s\frac{dI_{DRR}}{di}$$

$$I_{diffH}(i,j) = \frac{dI_{ORG}}{dj} - s\frac{dI_{DRR}}{dj}$$

S_{GD} définit l'indice de similarité 'Gradient Difference'. Des filtres de Sobel verticaux et horizontaux (I_{diffV} *et* I_{diffH}) sont utilisés pour créer des images issues du gradient $\frac{dI_{ORG}}{di}$, $\frac{dI_{ORG}}{dj}$ représentant la dérivée de l'intensité de l'image originelle I_{ORG} par rapport à deux axes orthogonaux de l'image. *s* et *A* sont des constantes choisies de manière empirique pour avoir un range de similarité plausible aux types d'images. De manière respective *s* représente un facteur d'échelle et *A* la variance des images issues du gradient $\frac{dI_{ORG}}{di}$ et $\frac{dI_{ORG}}{dj}$. [Penney *et al.* 1998]considère la même valeur de la constante *A* pour les deux axes orthogonaux *(i,j)*. [Van Der Bom *et al.* 2011] considère des valeurs différentes de *A* pour chaque dimension.

La présence des gradients permet de filtrer les basses différences de fréquence (*e.g.* celles des tissus mous). Les constantes *A* et *s* sont définies de manière empirique. Cet indice utilise des images différenciées calculés à partir de la différence des gradients. Il est un des plus robustes à la différence d'intensité des images.

3 Gradient Correlation (GC):

S_{GC} définit l'indice de similarité 'Gradient Correlation'. Le « gradient corrélation » est mesuré par coefficient de corrélation croisée $S_{GC}V$ et $S_{GC}H$ des gradients horizontaux *'H'* et verticaux *'V'* des images I_{ORG} et I_{DRR}. L'indice est calculé à partir de la moyenne des coefficients $S_{GC}V$ et $S_{GC}H$.

$$S_{GC} = \frac{S_{GC}V + S_{GC}H}{2} \qquad \text{avec,}$$

$$S_{GC}H = \frac{\sum_{i,j} \frac{dI_{ORG}}{di} \times \frac{dI_{DRR}}{di}}{\sqrt{\sum_{i,j} \frac{dI_{ORG}}{di}^2 \times \frac{dI_{DRR}}{di}^2}}$$

$$S_{GC}V = \frac{\sum_{i,j} \frac{dI_{ORG}}{dj} \times \frac{dI_{DRR}}{dj}}{\sqrt{\sum_{i,j} \frac{dI_{ORG}}{dj}^2 \times \frac{dI_{DRR}}{dj}^2}}$$

L'utilisation des gradients permet de filtrer les tissus mous. 'Gradient Correlation' est un indice très performant en absence d'instrumentation, cependant le calcul des corrélations croisées le rend sensible à l'intensité des pixels.

4 Entropy of the Difference Image (EDI):

S_{EDI} définit l'indice de similarité 'Entropy of the Difference Image'. La mesure de l'entropie de l'image est faite sur une image calculée à partir de la différence entre le DRR et l'image originelle en utilisant un facteur d'échelle de l'intensité des pixels de l'image *s* adéquat:

$$I_{diff} = I_{ORG} - s\, I_{DRR},$$

$$I_{diffV}(i,j) = \frac{dI_{ORG}}{di} - s\frac{dI_{DRR}}{di}$$

$$I_{diffH}(i,j) = \frac{dI_{ORG}}{dj} - s\frac{dI_{DRR}}{dj}$$

(Filtre de Sobel vertical et horizontal, idem avec l'indice 'gradient difference')

Un histogramme est créé à partir de l'image différence I_{diff}, $p(x)_{diff}$ désigne la probabilité d'obtenir la valeur du pixel *x sur* I_{diff} :

$$S_{EDI}\ (s) = -\sum_{x} p(x)_{diff} \log p(x)$$

L'utilisation d'histogrammes donne le même poids à chaque pixel, pour cela cet indice est insensible à l'intensité des pixels. Pourquoi, il n'est pas très performant en présence des tissus mous.

5 Pattern intensity (PI) :

S_{PI} définit l'indice de similarité 'Patern Intensity'. Cette mesure de similarité opère aussi sur des I_{diff}. 'Pattern Intensity' considère qu'un pixel *(i,j)* appartient à une structure si son intensité est significativement différence à celle des pixels voisins *(v,w).*

$$S_{PI} = \sum_{i,j} \sum_{d^2 \leq r^2} \frac{\sigma^2}{\sigma^2 + (I_{diff}(i,j) - I_{diff}(v,w))^2} \quad \text{avec,}$$

$$d^2 = (i-v)^2 + (j-w)^2$$

Tous les pixels à un rayon γ^2 sont considérés pour le calcul. Une constante σ est utilisée pour donner des poids à la fonction et la rendre robuste aux grandes différences d'intensité. Cet indice est limité par son temps de calcul trop long.

6 Mutual information (MI):

S_{MI} définit l'indice de similarité 'Mutual information'. Avec *p(x)* et *p(y)* désignant les distributions de probabilité dans des images individuelles et *p(x,y)* la distribution de probabilité conjointe.

$$S_{MI} = \sum_{x,y} p(x,y) log \frac{p(x,y)}{p(x)p(y)}$$

Cet indice est très efficace pour faire des comparaisons 3D-3D vu qu'il n'assume pas une relation linéaire entre les deux images. Cet indice est moins performant en 2D-3D.

En conclusion, l'étude de [Penney *et al.* 1998] montre que les trois critères de similarité les plus précis et les plus robustes pour comparer des images fluoroscopiques avec des radios simulées sont :

3 « Gradient correlation » calculé à partir du coefficient de corrélation croisée entre les gradients des deux images,

2 « Gradient difference » qui utilise les gradients de l'image obtenue en soustrayant l'image simulée à l'image réelle,

5 « Pattern intensity » calculé à partir d'une mesure locale de l'intensité de l'image obtenue en soustrayant l'image simulée à l'image réelle.

De même, [Serrurier *et al.* 2012] a proposé un indice de similarité basé sur la différence d'intensité entre les images originelles et les DRR :

7 Intensity Difference (ID):

$$S_{ID} = \frac{1}{\sum_{i,j} |I_{ORG}(i,j) - I_{DRR}(i,j)|}$$

S_{ID} définit l'indice de similarité 'Intensity Difference'. Avec I_{ORG} et I_{DRR} l'intensité des pixels (i,j) sur les images originelles et les DRR.

Utilisation des critères de similarité pour le recalage 2D/3D

[Humbert 2008] a couplé l'information donnant par un modèle volumique des vertèbres avec des critères de similarité d'images pour faire un récalage affine de la forme et position des corps vertébraux. Enfin, une méthode s'appuyant sur une initialisation automatique a été proposée pour la reconstruction du bassin [Sadowsky *et al.* 2007]. Le modèle est ainsi initialisé au centre des radiographies. En revanche, les auteurs s'appuient sur des images très réduites autour de la structure d'intérêt, ce qui simplifie grandement cette étape d'initialisation.

Dans un projet auquel j'ai participé, [Serrurier *et al.* 2012] a utilisé les 7 indices définis précédemment pour comparer des radiographies virtuelles (Digitally Reconstructed Radiographs ou DRR [De Bruin *et al.* 2008]) avec des radiographies biplanes du fémur . L'objectif était de corriger la problématique d'inversion de condyles dans les reconstructions 3D à partir des radios biplanes.

Dans la méthode de [Serrurier *et al.* 2012], en se basant sur deux surfaces 3D, une DRR est obtenue directement avec la numérisation initiale et une autre DRR est obtenue à partir de la surface 3D avec le condyle médial et latéral automatiquement inversés. Par la suite, la paire de DRR qui ressemble au mieux à la radio originale est sélectionnée en utilisant des critères de similarité d'images (figure 26).

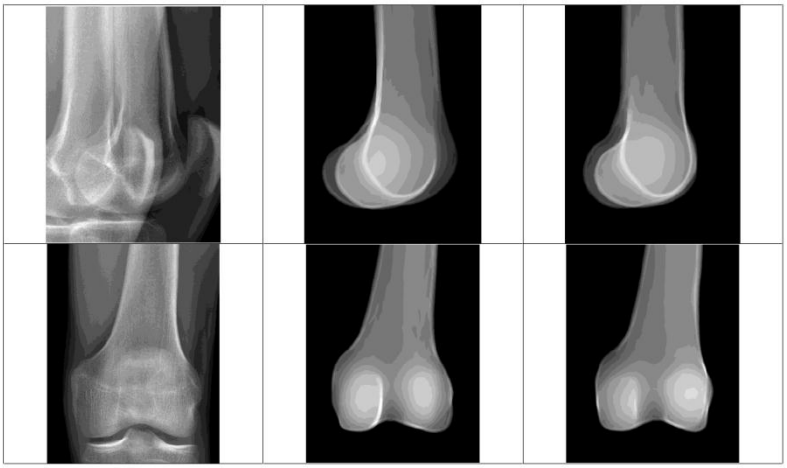


Figure 26 : Images réelles-à gauche- et DRR –à droite- des deux configurations (condyle inversé et non-inversé) sur lesquels l'algorithme proposé par [Serrurier *et al.* 2012] devrait choisir la meilleure correspondance

4 Revue bibliographique de paramètres morphologiques du fémur proximal et tibia distal

L'ambigüité des reconstructions des membres inférieurs est plutôt localisée entre la zone distale du fémur et la zone proximale vu le nombre de structures osseuses qui se superposent. Même si les méthodes utilisant des critères de similarité pour corriger la problématique des condyles fémoraux sont inhérentes à explorer, les superpositions et la qualité des images peuvent limiter la qualité de la numérisation des opérateurs, ce qui rendra les reconstructions 3D moins précises, donc limitant la performance de l'algorithme. Une alternative est d'explorer auparavant que les inversions de condyles fémoraux et plateaux tibiaux entrainent des changements morphologiques qui ne sont pas prises en compte.

Dans la littérature, les différents auteurs se concentrent sur le calcul des paramètres morphologiques du fémur proximal et tibia distal pour définir des critères de personnalisation de prothèses des membres inférieurs pour les hommes et les femmes [Chaichankul *et al.* 2011] [Ho *et al.* 2006] ou pour différencier la morphologie des genoux des hommes et des femmes avec des troubles des membres inférieurs, permettant aussi de personnaliser les traitements médicaux en fonction du sexe et caractéristiques du patient (*e.g.* cas des ligaments croisés antérieurs blessés et non-blessés [Park *et al.* 2012]).

A notre connaissance, les études trouvées dans la littérature se fondent plutôt sur l'estimation d'indices morphologiques du fémur proximal et tibia distal vers une différenciation des soins médicaux hommes-femmes, la différentiation entre le côté latéral et médial du fémur et du tibia n'a pas été que très peu étudiée. Une étude menée par [Lim *et al.* 2013] afin d'évaluer les différences de genre par rapport à la morphologie du fémur proximal et le tibia distal a permis de définir des paramètres permettant de calculer les dimensions *medio-latérales* et *antéro-postérieures.* Son étude a montré que les différences morphologiques entre la partie médiale et latérale du tibia proximale sont plus significatives par rapport aux mêmes régions du fémur. [Hoshino *et al.* 2012] a étudié l'effet de la morphologie du fémur distal dans la cinématique du genou, en définissant des paramètres comme le Condyle Offset (CO) mesurant la distance entre l'axe anatomique du fémur et l'axe bicondylien (figure 27). Pour définir cet axe, ils ont aussi proposé du recalage aux moindres carrées, similaire à [Chaibi *et al.* 2011].

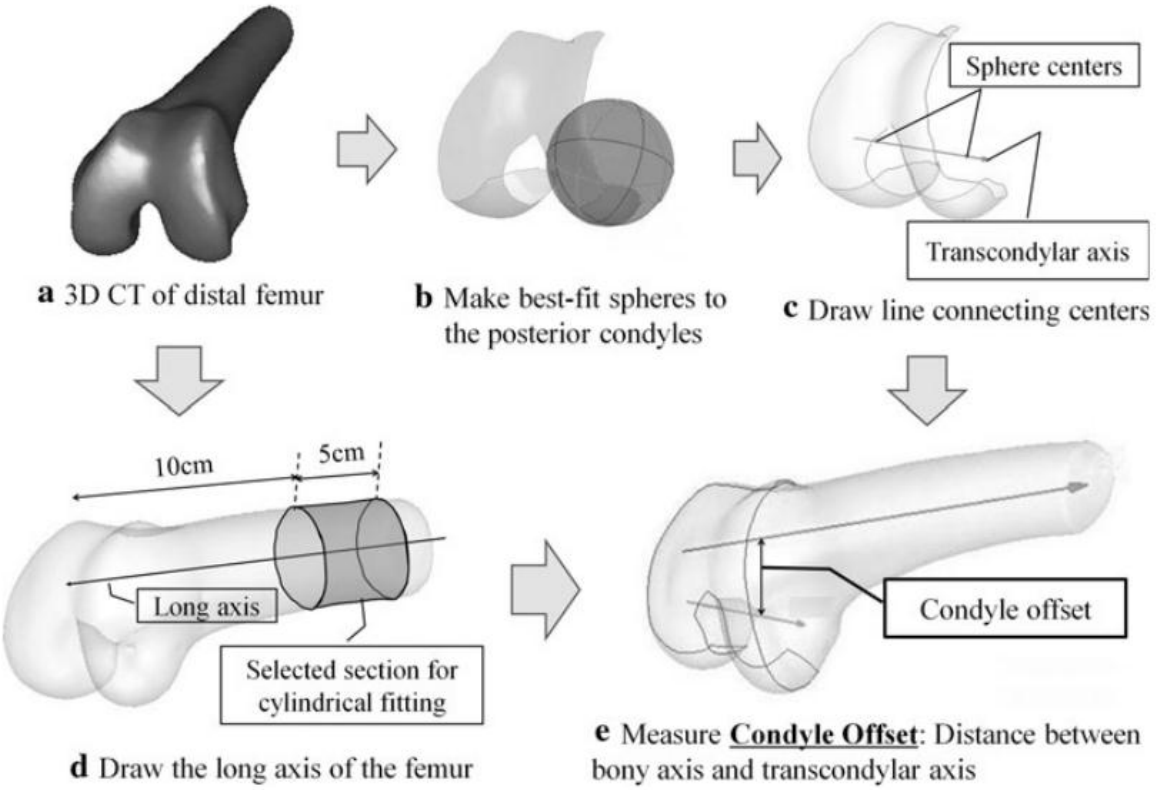


Figure 27 : Calcul du condyle offset, paramètre proposé par [Hoshino *et al.* 2012] pour étudier la cinématique du fémur distal

Le condyle Offset est le type de paramètres qui peuvent changer de manière significative lors d'une inversion des condyles fémoraux et plateaux tibiaux. L'évidence d'avoir des différences entre le côté médial et latéral du fémur proximal et le tibia distal, et aussi la proposition des paramètres morphologiques définis dans ces régions peuvent nous permettre de formuler des hypothèses permettant de corriger la problématique de condyles fémoraux et plateaux tibiaux sur les radios biplanes.

Conclusion du chapitre

Dans ce premier chapitre on a présenté des rappels anatomiques sur l'anatomie de membres inférieurs ainsi que les mesures cliniques utilisées pour faire le suivi des patients qui subissent des troubles des membres inférieurs. Ensuite on a montré l'importance de l'imagerie médicale pour le calcul de paramètres cliniques précis et robustes pour être utilisés en routine clinique et les limites des coupes 2D issues de la tomodensitométrie pour le calcul des torsions des membres inférieurs.

De même, une revue bibliographique des méthodes de reconstruction 3D des structures osseuses à partir de radios biplane a été présentée. En particulier, on s'est concentré sur les méthodes de reconstruction 3D des membres inférieurs ; on a évoqué la méthode précédente proposée par [Chaibi *et al.* 2011] et ses avantages et limites. Ensuite, on a défini les objectifs de cette thèse : 1. Améliorer la solution initiale pour éviter les ajustements manuels, 2. Diminuer l'ambiguïté de la reconstruction, proposer des méthodes pour éviter l'inversion de condyles fémoraux et plateaux tibiaux.

Pour atteindre ces objectifs les pistes d'amélioration évoquées sont: (1) l'utilisation de méthodes de régression statistique plus adaptés et la proposition d'un nouveau modèle paramétré du tibia, (2) l'implémentation de critères de similarité d'images et (3) la définition de critères morphologiques.

Dans le chapitre 2 on va se concentrer sur l'utilisation de méthodes de régression statistique plus adaptés pour améliorer la solution initiale, et dans le chapitre 3 on présentera une méthode de désambiguïsation de la reconstruction du fémur et du tibia en utilisant des critères de similarité d'images et des critères morphologiques.

Travail personnel

Comme nous l'avons détaillé dans le paragraphe précédent, la partie du travail personnel de cette thèse s'articule en deux chapitres.

Le chapitre 2 permettra de proposer et d'évaluer une méthode de reconstruction 3D du fémur et du tibia à partir des radios biplanes, en utilisant des modèles paramétrés et des inférences statistiques. En particulier, on propose un nouveau modèle paramétré du tibia et certaines modifications à celui du fémur. La méthode d'inférences statistiques a été aussi revisitée et on a choisi les régressions du type 'Partial Least Squares'.

Dans le chapitre 3 on se concentrera sur l'amélioration de la méthode de reconstruction du membre inférieur en utilisant des critères morphologiques et du traitement d'images. Une première partie se concentre sur la démarche d'auto-amélioration de la solution initiale. Finalement on va se concentrer sur la désambiguïsation de la solution initiale des membres inférieurs soit en utilisant des critères de similarité d'images, soit avec des critères morphologiques.

Chapitre 2 : Reconstruction 3D du fémur et du tibia à partir de radios biplanes

1 Introduction

La reconstruction 3D des structures osseuses devient un enjeu majeur en routine clinique pour la planification chirurgicale et l'évaluation des pathologies. Des reconstructions 3D automatisées et l'extraction de paramètres cliniques sont nécessaires en routine clinique. Actuellement deux types d'approches sont utilisées en routine : soit avec une 'quantité extensive d'images' soit avec une 'quantité réduite d'images'.

Les approches ayant besoin d'une 'quantité extensive d'images' (*i.e.* CT-Scan) nécessite un temps de reconstruction long. De plus, ils impliquent une grande dose d'irradiation pour les patients et ces examens sont plus chers par rapport à d'autres options existantes sur le marché. Enfin, cet examen est fait en position couchée où les mesures des angles de torsion sont très sensibles au protocole utilisé [Laasonen *et al.* 1984]. De même, le calcul de paramètres cliniques est plus pertinent en position debout [Faro *et al.* 2004; Dubousset *et al.* 2005] où on peut prendre en compte les effets gravitaires. Les approches QEI sont basées sur la segmentation d'images pour générer un maillage 3D (*i.e.* en utilisant l'algorithme 'marching cubes' [Cline *et al.* 1988]). Néanmoins, ces types de méthodes produisent des maillages qui sont difficilement interprétables en termes de régions anatomiques, et le calcul automatique de paramètres cliniques pertinents et précis devient un défi.

D'un autre côté, les approches utilisant une 'quantité réduite d'images' impliquent généralement des examens plus légers en termes d'irradiation et de temps de reconstruction, ainsi qu'une position debout du patient. Etant donné que la quantité d'information extraite des images par ce type d'approches est moindre par rapport aux approches utilisant une 'quantité extensive d'images', il faut créer des modèles pour pouvoir extrapoler les structures osseuses non-visibles. Par exemple, les approches du type Statistical Shape Modelling (SSM) permettent d'estimer la forme de l'enveloppe d'un objet comme une quantité finie de points. Dans ce but, une Analyse en Composante Principale (ACP) [Hotelling 1933] est faite sur une base d'apprentissage de surfaces 3D pour pouvoir modéliser les variations de la forme. Par la suite, des nouvelles surfaces 3D sont dérivées à partir de ce modèle, en utilisant une série réduite de points anatomiques qui sont numérisés manuellement à partir des images. Cet input est utilisé pour guider la déformation d'un modèle statistique de forme vers l'obtention d'une reconstruction 3D. Pour affiner la reconstruction 3D de sujets avec des morphologies différentes à celles de la base d'apprentissage, le SSM peut être couplé avec un recalage élastique 2D/3D non-rigide. Ce type de

méthode a déjà été utilisée pour reconstruire les vertèbres [Benameur *et al.* 2002; Fleute *et al.* 2002] , le rachis [Kadoury *et al.* 2009; Moura *et al.* 2011], le fémur proximal [Dong et Zheng 2009; Zheng *et al.* 2009] et le pelvis [Sadowsky *et al.* 2007]. Cependant, les méthodes du type SSM sont très dépendantes de la base d'apprentissage; cette base doit couvrir les variations inter-individuelles des sujets sains et pathologiques. A notre connaissance, ce type de méthode n'a pas été proposée pour le membre inférieur complet. De même, ce type de méthode n'est pas implémentée en routine clinique.

Une méthode alternative du type 'quantité réduite d'images' est basée sur une modélisation paramétrée en prenant en compte des considérations anatomiques et cliniques [Lavaste *et al.* 1992]. Pour cette méthode, au lieu d'utiliser l'ensemble de points pour faire les analyses statistiques (comme pour la SSM), l'analyse statistique est faite sur des paramètres descripteurs extraits de surfaces 3D. Cette approche est particulièrement efficace pour l'obtention de manière rapide, robuste et automatique d'une reconstruction 3D initiale, aussi appelée Solution Initiale (SI). Dans cette méthode, les inférences statistiques sur les descripteurs sont utilisées pour calculer des poignées de déformation pour une déformation globale ensuite des points de contrôle sont calculés pour une déformation locale. La SI est obtenue après la déformation d'un Modèle Générique morpho-réaliste Paramétré et Régionalisé (MGPR) en utilisant des poignées de déformation globale et des points de contrôle pour une déformation plus locale. Dans une dernière étape, la SI est retro projetée sur les radios biplanes, où l'opérateur peut faire des corrections manuelles, si nécessaire. Ces modèles ont déjà été utilisés en routine clinique pour reconstruire le rachis [Pomero *et al.* 2004; Humbert *et al.* 2009].

Dans ce contexte, la reconstruction 3D du membre inférieur à partir des radios biplanes a été proposée par [Chaibi *et al.* 2011] (figure 28). Des primitives géométriques (*i.e.* sphères, cylindres, ellipses, entre autres) sont utilisées pour décrire le membre inférieur. Ces primitives sont décomposées en paramètres descripteurs: rayons, barycentres, etc. Un modèle d'inférences statistiques obtenu à partir d'une base de données de surfaces 3D permet de passer d'un jeu réduit de paramètres descripteurs, aussi appelé descripteurs principaux, vers le jeu complet de descripteurs. En routine clinique, les descripteurs principaux sont calculés à partir de la numérisation initiale des clichés radiographiques. Par la suite, le jeu complet de descripteurs est estimé en utilisant les inférences statistiques. Ensuite, des primitives géométriques sont calculées à partir du jeu complet de descripteurs, en obtenant une description géométrique 3D ou Modèle Paramétré Personnalisé Simplifié (MPPS). Enfin, dans la dernière étape de la méthode de reconstruction, le maillage 3D générique morpho-réaliste paramétré et régionalisé se déforme en utilisant les paramètres calculés à partir du MPPS. On obtient ainsi une solution initiale.

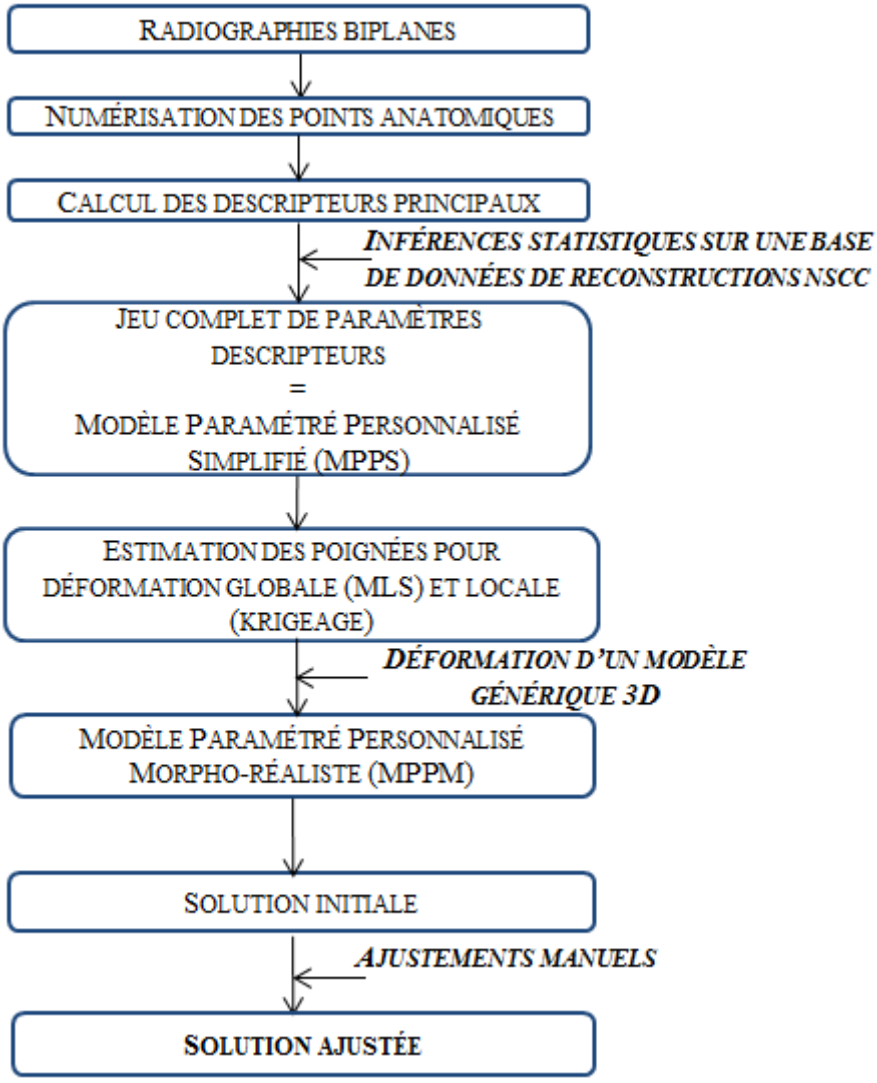


Figure 28 : Schématisation de la méthode de reconstruction 3D du membre inférieur à partir des radios biplanes proposée par [Chaibi *et al.* 2011]

Deux niveaux de reconstructions ont été proposés par [Chaibi 2010]: (1) 'fast 3D', où la SI est obtenue sans ajustements manuels, et (2) 'full 3D', avec ajustements manuels. Le 'full 3D' est divisé en deux étapes : 'full 3D-I' ou solution intermédiaire où la forme de l'objet est ajustée de manière globale en utilisant les poignes de déformation MLS [Schaefer *et al.* 2006] , et 'full 3D-II' ou solution précise où les ajustements manuels plus locaux sont faits à partir du couplage entre une technique d'interpolation (*i.e.* 'krigeage') [Trochu 1993] et un algorithme de correspondance en utilisant la technique 'matching shape contexts' [Mori *et al.* 2005]. La méthode proposée par [Chaibi 2010] est déjà utilisée en routine clinique.

Cependant, cette méthode présente quelques limites : (1) la base de données de surfaces 3D, sur laquelle les inférences statistiques sont estimées, a été obtenue à partir de reconstructions utilisant des

méthodes de contourage manuel (*i.e.* NSCC [Laporte 2002]), moins précises que les reconstructions à partir de coupes scanner ; (2) le modèle paramètre n'a été proposé que pour le fémur, une description paramétrée du tibia a aussi été proposée mais elle est beaucoup moins riche en termes de paramètres que celle du fémur ; (3) L'utilisation de méthodes de régression d'inférences statistiques classiques tels que les régressions multilinéaires au lieu d'autres approches (*e.g.* Partial Least Squares ou PLS) [Wold 1966; Krishnan *et al.* 2011] plus adaptées ; (4) les corrections manuelles sont chronophages. De plus, pour pouvoir automatiser la méthode en utilisant des techniques de traitement d'images, il faut auparavant avoir une solution initiale 'fast 3D' la plus précise et robuste possible.

Pour une meilleure intégration en routine clinique, cette étude se concentre sur l'amélioration de la solution initiale des membres inférieurs (fémur et tibia), en réduisant les corrections manuelles. Dans ce but, une nouvelle base de données issue de reconstructions scanner, une nouvelle description paramétrée du tibia et un nouveau modèle d'inférences statistiques seront utilisés.

2 Matériel et méthodes

La méthode de reconstruction 3D du membre inférieur commence quand un opérateur numérise un nombre réduit de points anatomiques sur les radiographies biplanes; ces points anatomiques sont utilisés comme entrées d'un modèle d'inférences statistiques dont la sortie est utilisée pour obtenir la reconstruction 3D. La méthode est divisée en deux parties: (1) la création d'un modèle d'inférences statistiques de paramètres calculés sur une base de données de surfaces 3D issus du CT-Scan et (2) la reconstruction 3D en utilisant ce modèle d'inférences statistiques.

A. Sujets et data

La base de données est composée par (1) *Données cadavériques* : 14 sujets Humains Post-Mortem (SHPM) ont été scannés à l'hôpital Cochin (Paris, France), après approbation du CEESAR (Centre Européen d'Etudes de Sécurité et d'Analyse de Risques) et le comité d'éthique de l'Université Paris-Descartes. L'échantillon comprenant 12 hommes et 2 femmes (âge moyen : 74,6 ans, intervalle : 60-87); pour chaque SHPM des coupes scanner sont obtenues (épaisseur : 0.75 mm, espace inter-coupes : 0,5mm) en position couchée, les bras au long du corps. Une vérification qualitative des coupes a été faite. Les membres inférieurs ont été segmentés manuellement à partir des coupes en utilisant le logiciel Avizo®. A partir de cette base de données, 26 fémurs (13 droits-13 gauches) et 24 tibias (12 droits-12 gauches) ont été sélectionnés. Certains fémurs et tibias avec des fractures ou prothèses ont été exclus ; (2) *Pièces anatomiques* : la base de données, composée de 30 fémurs proximaux secs non-pathologiques scannés à l'hôpital Lariboisière. Chaque fémur a été prélevé 10 jours après le décès du sujet et congelé à -20°C ; les fémurs présentaient une bonne qualité de surface. L'échantillon est composé par 13 hommes et 17 femmes (âge moyen : 85, intervalle : 60-101). Les fémurs ont été scannés entre la tête fémorale et la partie supérieure de la diaphyse (épaisseur : 1 mm, espace inter-coupes : 1 mm). Les fémurs proximaux ont été segmentés manuellement.

En résumé, la base de données est composée de 56 fémurs (26 complets-30 proximaux) et de 24 tibias reconstruits en 3D. Les surfaces 3D sont modélisées par un maillage triangulaire.

B. Description paramétré et modèle statistique

Chacune des reconstructions 3D de la base de données a été décomposée en primitives géométriques pour pouvoir extraire les paramètres descripteurs. Cette décomposition est basée sur des considérations anatomiques. Pour le fémur, le modèle paramétré est le même que celui proposée par [Chaibi 2010] avec quelques paramètres supplémentaires calculés dans la région proximale (en annexe). Pour le tibia, on propose une représentation géométrique en utilisant des primitives: des cercles, des ellipses et des triangles. Ces primitives géométriques sont décomposées en paramètres descripteurs (figure 29).

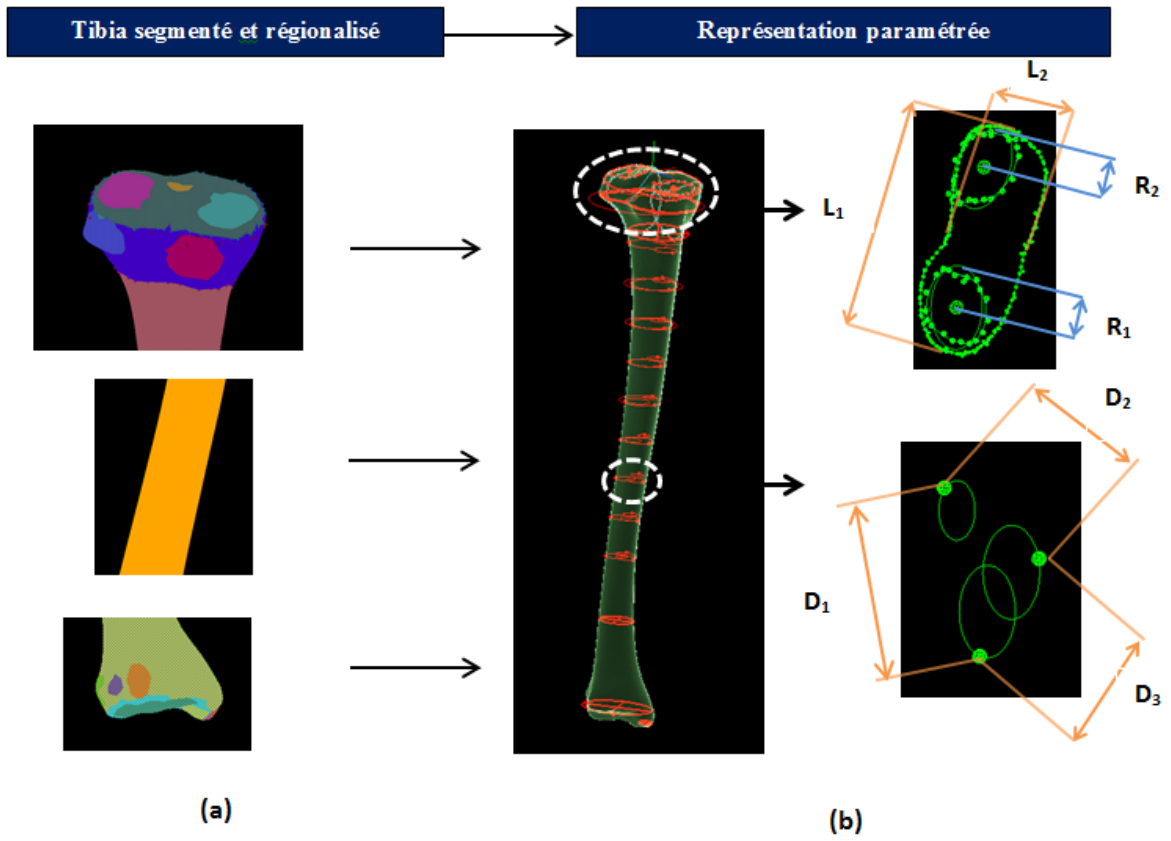


Figure 29 : a) Maillage du tibia segmenté et régionalisé sur lequel on peut calculer b) les paramètres descripteurs

Plus en détail, le modèle paramétré 3D du tibia est composé par :

-3 cercles proximaux décris par leur barycentre et leur rayon.

-3 points 3D représentant l'extrémité médiale, latérale et antérieure des cercles proximaux.

-4 points 3D représentant les extrémités médiale, latérale, antérieure et postérieure des plateaux tibiaux.

-4 points 3D représentant les extrémités antérieures et postérieures des glènes.

-9 sections le long de la diaphyse, chaque section modélisée par trois cercles (médial, latéral et antérieur) avec leurs descripteurs: barycentre et rayon.

-2 ellipses pour modéliser la zone proximale du tibia, une au niveau de l'épiphyse proximale et l'autre au niveau de la tubérosité tibiale avec leurs descripteurs: grand axe, petit axe et centre.

-2 ellipses pour modéliser la zone distale du tibia : une au niveau de la surface articulaire et l'autre au niveau de la malléole médiale avec leurs descripteurs : grand axe, petit axe et centre.

-2 angles pour décrire l'orientation de chaque glène : angle horizontal et angle vertical. A partir de ces angles, il est possible de calculer le point 3D des glènes médiale et latérale en utilisant les coordonnées cylindriques.

-6 points 3Dtubérosité tibiale, épines, surface articulaire distale, glène médiale et glène latérale. Chaque point représente le barycentre du nuage de points appartenant à chaque région.

- 36 points 3D calculés le long de la diaphyse : 27 de ces points correspondent aux points les plus extrêmes des cercle médial, latéral et antérieur. De même, le barycentre de 9 sections a été calculé. Pour le tibia distal, on a défini des distances et des points anatomiques précis, 5 points anatomiques 3D au niveau de la malléole et de la surface articulaire.

- 6 distances 3D : la longueur du tibia, la distance entre le barycentre des glènes, la distance entre les bords postérieurs, la distance orthogonale entre le point 3D décrivant les épines et le centre du segment joignant les bords postérieurs du tibia, la distance orthogonale entre l'axe Y du repère local du tibia et le point malléole médial, et la distance entre le point le plus médial et le point le plus latéral des plateaux tibiaux.

Le jeu complet de descripteurs du modèle paramétré est composé de 164 paramètres pour le fémur et 170 paramètres descripteurs pour le tibia. En pratique, pour calculer les descripteurs, les maillages 3D ont été divisés en régions anatomiques et les paramètres ont été calculés par rapport à leur repère local [Sudhöff 2007].

Ensuite, les primitives géométriques ont été ajustées au mieux en utilisant des approximations aux moindres carrés aux nuages de points correspondants à chaque primitive; les résidus ont été calculés pour valider les choix des primitives. Cette procédure a été appliquée sur toute la base de données composée des 56 fémurs et des 24 tibias. Une liste de paramètres descripteurs a été obtenue pour chaque élément de la base de données.

C. Modèle d'inférences statistiques.

Les descripteurs principaux (*i.e*. entrées du modèle statistique) sont définis en fonction de coordonnées anatomiques facilement identifiables sur les radiographies biplanes. Postérieurement, le jeu complet de paramètres descripteurs est estimé via les inférences statistiques en utilisant comme régresseurs les descripteurs principaux. Une méthode de régression multilinéaires Partial Least Squares (PLS) [Krishnan *et al.* 2011] a été proposée. Des détails sur les régressions PLS sont donnés en annexe. Avec cette méthode, on peut estimer le jeu complet de paramètres descripteurs en utilisant comme entrée les descripteurs principaux. En se basant sur un algorithme utilisant des régressions PLS [Abdi 2010], on a proposé des modifications. En particulier, on propose de faire une boucle en s'appuyant sur les descripteurs principaux et le nombre de facteurs PLS. L'intérêt de cette boucle est de trouver la combinaison optimale entre les descripteurs principaux et les facteurs PLS pour estimer chaque paramètre de la base de données. La meilleure inférence est choisie par rapport à la valeur de l'Erreur Standard d'Estimé (ESE). Pour éviter les biais statistiques, on a utilisé la technique du Leave-One-Out [Efron 1982]; chaque sujet de la base de données a été exclu du calcul et les estimations statistiques du sujet exclu ont été faites sur les descripteurs des sujets restants. Par exemple, si on a *N* descripteurs le nombre de combinaisons ou boucles PLS (L_{PLS}) utilisés pour estimer chaque paramètre est calculé par la formule:

$$L_{PLS} = \sum_{I=1}^{N} i \,.\, C_N^i \quad (1)$$

Où *i* représente le nombre de facteurs PLS, e.g. N=5, le nombre de combinaisons pour calculer chaque paramètre est: 192. En d'autres termes, '192' combinaisons sont nécessaires pour calculer chaque paramètre descripteur du fémur en utilisant cinq descripteurs principaux. Ces combinaisons sont associées au nombre de descripteurs principaux et des facteurs PLS. Par exemple, les deux premières combinaisons sont: premier descripteur principal, premier facteur PLS ; deuxième descripteur principal, premier facteur PLS. Le nombre de facteurs PLS est dépendant du nombre de descripteurs principaux. La précision de la régression PLS pour certains paramètres descripteurs du fémur et du tibia sont données dans le (tableau 3).

Fémur				
Paramètre	**Type**	**N**	**R^2**	**ESE (mm)**
Long_FNAL	Distance	56	0,83	3,70
Tête_Icol	Distance	56	0,99	0,34
Sec_Mini_R	Rayon	56	0,94	0,45
EliSupProx_AB	Distance	56	0,92	0,53
EliInfSup_AB	Distance	30	0,84	0,58
EliInfInf_AB	Distance	30	0,84	0,70

Tibia				
Paramètre	**Type**	**N**	**R^2**	**ESE (mm)**
Glene_Med_R	Rayon	24	0,70	0,55
Glene_Lat_R	Rayon	24	0,77	0,65
Diaph_Ant_Post1	Distance	24	0,88	1,92
Diaph_Ant_Post2	Distance	24	0,83	1,88

Tableau 3 : Coefficient de détermination (R^2) et Erreur Standard d'estimé (ESE) pour certain descripteurs du fémur et du tibia calculés avec les régressions PLS. N Représente le nombre d'échantillons

D. Reconstruction 3D des membres inférieurs

La méthode de reconstruction est fondée sur le modèle statistique décrit dans la section précédente. Une série de points anatomiques (figure 30) sont numérisés pour pouvoir calculer les descripteurs principaux du modèle statistique.

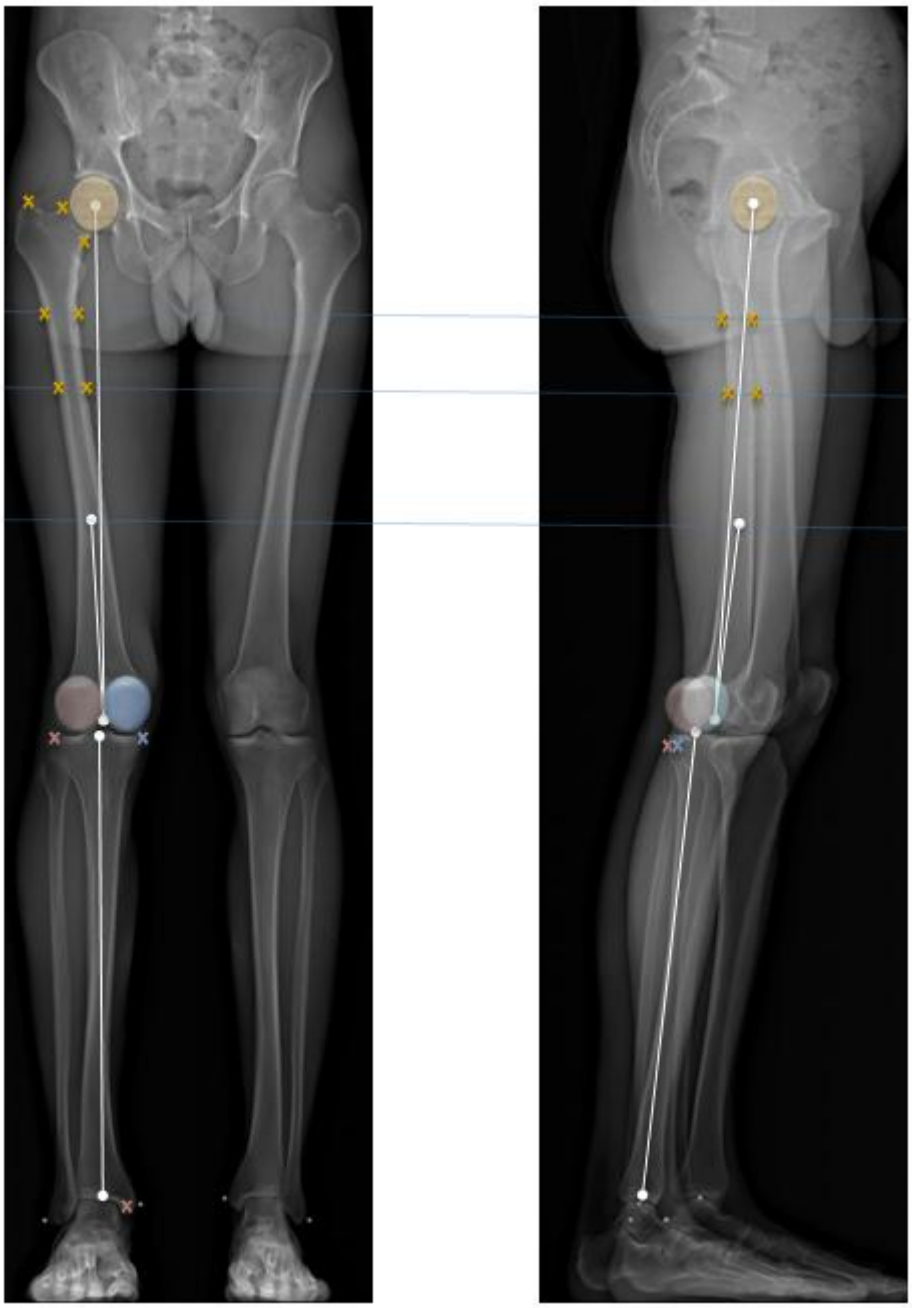


Figure 30 : Numérisation des membres inférieurs (fémur et tibia) sur les radios biplanes.

Pour le fémur, la numérisation est composée de: 3 sphères sur le contour de la tête fémorale et les condyles distaux, 13 points anatomiques -trochlée, mi-diaphyse, 8 points au niveau supérieure de la

diaphyse, 2 points anatomiques au niveau de la section minimale du col fémoral (en vue de profil) et le grand trochanter (en vue de face)-. Cette numérisation est similaire à celle proposée par [Chaibi 2010], mis à part la numérisation du point sur le grand trochanter qui a été ajoutée. La numérisation du tibia comprend: le centre des épines, les extrémités des bords postérieurs (en vue de profil), la malléole médiale distale (en vue de face) et les extrémités médiale et latérale des plateaux tibiaux. Cette méthode diffère de celle proposée par [Chaibi 2010], par l'ajout de la numérisation de la malléole médiale et des extrémités des condyles médiales et latérales. Au total, 21 points anatomiques sont numérisés pour le fémur (en prenant en compte les sphères) et 9 pour le tibia.

A partir de cette numérisation les descripteurs principaux sont estimés. Les descripteurs principaux du fémur sont : le rayon de la tête, la longueur du fémur, l'angle cervico-diaphysaire, la distance entre le centre de la tête et le point I_{dia}, la distance entre le barycentre des sphères condyliennes, le rayon du condyle médial, le rayon du condyle latéral et la distance I_{dia}-I_{proj} (en annexe). Les descripteurs principaux du tibia sont : la longueur, la distance entre les bords postérieurs, la distance entre les épines et les bords postérieurs, la distance entre les glènes proximales, la distance entre les points médial et latéral des plateaux et la distance entre l'axe Y et le point malléole médiale distale.

Une fois les descripteurs principaux calculés, le jeu complet de paramètres descripteurs est estimé à partir des équations de régression. Cette représentation géométrique 3D est aussi appelée Modèle Paramétré Personnalisé Simplifié (MPPS). Ensuite, une série de poignées 'as rigid as possible' MLS (figure 7) [Schaefer *et al.* 2006] est estimée; les poignées sont liées à la forme globale de l'os. Une partie de poignées est calculée à partir du modèle statistique et une autre partie est estimée à partir des points numérisés par l'opérateur (figure 31). L'objectif est d'utiliser un maximum l'information issue de la numérisation et l'utiliser au mieux lors du processus de reconstruction. Les poignées de déformation sont définies dans un Modèle Générique morpho-réaliste Paramétré Régionalisé (MGPR). Le maillage générique 3D est similaire à celui de [Chaibi 2010]. Le maillage du fémur est composé de 2372 nœuds, et le maillage du tibia de 2531 noeuds.

Pour obtenir la solution initiale, la déformation du modèle générique est réalisée en deux temps: 1) on déforme le modèle générique vers le MPPS en utilisant les poignées de déformation. Ensuite, 2) une déformation plus locale en utilisant la technique du kriggeage [Trochu 1993]. La précision de ces points est disponible dans le (tableau 4).

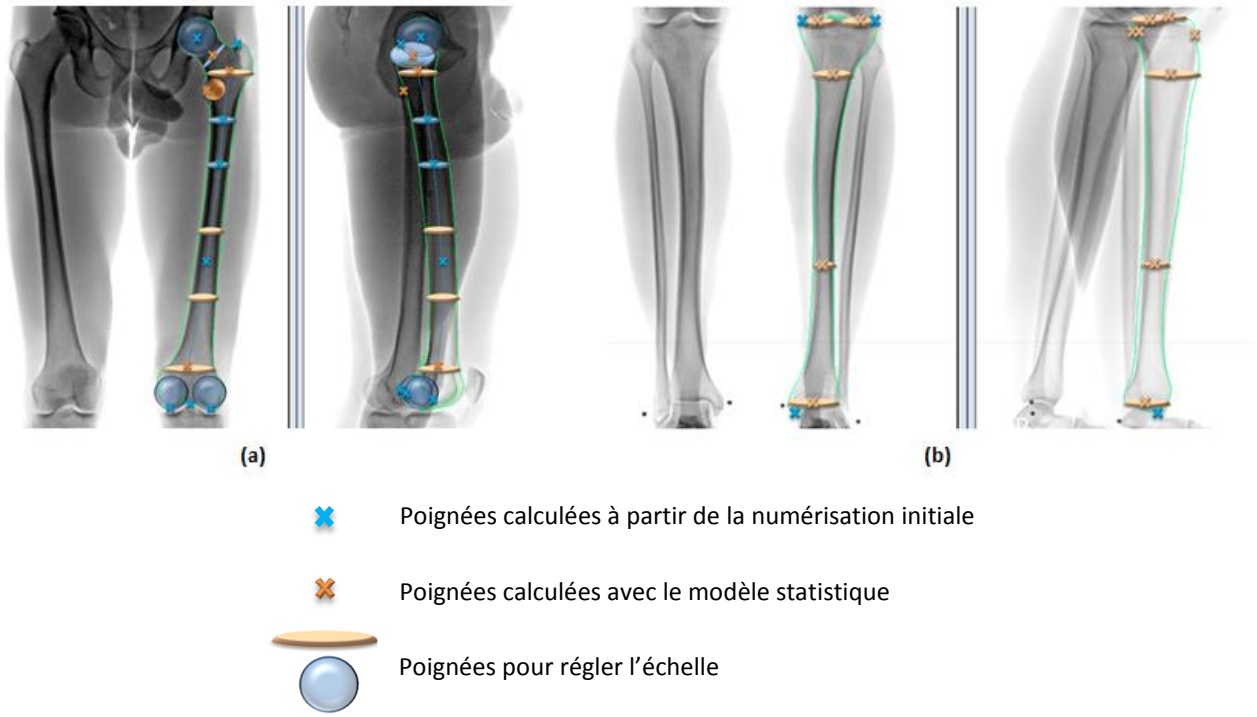


Figure 31: Radios biplanes du a) fémur et du b) tibia. Les poignées de déformation globale sont montrées. La couleur des poignées nous permet de savoir si les poignées sont calculées à partir de la numérisation initiale ou du modèle statistique

Fémur				
Point anatomique	N	ESE (mm)		
		X	Y	Z
FNAL	56	1,5	N.N	N.N

Tibia				
Point anatomique	N	ESE (mm)		
		X	Y	Z
Prox_Med	24	N.N	N.N	1,2
Prox_Lat	24	N.N	N.N	1,2
Prox_Post	24	1,3	N.N	N.N
Glene_Med_Ant	24	1,3	1,3	1,4

N.N : On n'a pas besoin de cette coordonnée pour reconstruire le point en 3D.

Tableau 4 : Erreur standard d'estimé sur les points de contrôle utilisés pour faire une déformation locale. N représente le nombre d'échantillons

A cette étape du processus de reconstruction, après les déformations locale et globale du MGPR un obtient le Modèle Paramétré Personnalisé Morpho-réaliste (MPPM), aussi appelé solution initiale (figure 32).

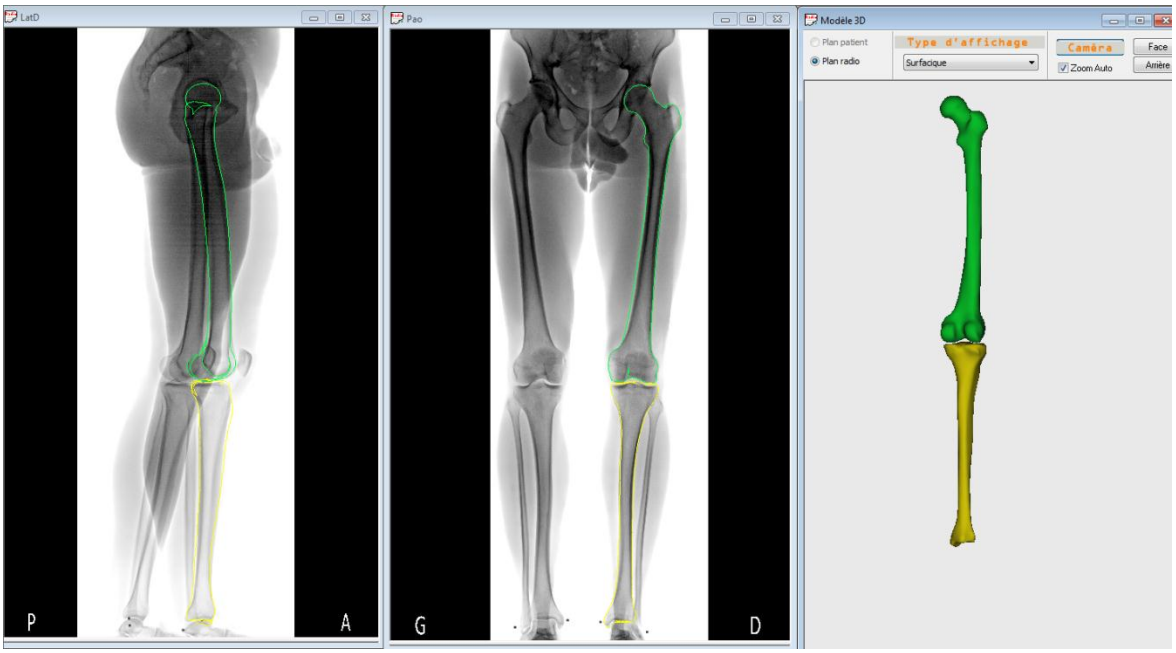


Figure 32 : Exemple de solution initiale obtenue avec la nouvelle approche. A gauche, solution initiale retro-projetée sur les radiographies biplanes. A droite, solution initiale 3D.

A partir des reconstructions 3D, on peut calculer des paramètres cliniques pertinents, utilisés en routine clinique: Angle Fémoro-Tibial Mécanique (AFTM), Angle Fémoral Mécanique (AFM), Angle Tibial Mécanique (ATM), Angle Cervico-Diaphysaire (ACD), l'Angle entre l'axe anatomique et mécanique du fémur ou HKS, la Torsion Fémorale (TF), la Torsion Tibiale (TT), la Longueur du Fémur (LF), la Longueur du Tibia (LT) et le Diamètre de la Tête Fémorale (DTF), entre autres. La définition et le calcul de ces paramètres ont été présentés dans le Chapitre 1 et par [Chaibi *et al.* 2011].

E. Evaluation de la méthode de reconstruction

La méthode a été évaluée en termes de:

1. Précision de forme et des paramètres de torsion : comparaison quantitative entre la reconstruction issues de notre méthode et des reconstructions issues du gold-standard (CT-Scan).
2. Reproductibilité de paramètres cliniques : on mesure l'incertitude de notre méthode de reconstruction avec trois opérateurs qui reconstruisent deux fois une base de données de radiographies biplanes.
3. Temps de reconstruction.

E.1. Précision de forme et des paramètres torsionnels

9 fémurs et 9 tibias de la base de données des SHPM ont été utilisés pour cette évaluation ; en utilisant la méthode Leave-One-Out, chaque fémur ou tibia qu'on a reconstruit a été enlevé de la base de données d'inférences statistiques pour éviter les biais statistiques lors de l'application des inférences. Des radios virtuelles (DRR) ont été calculées à partir de coupes scanner pour simuler les radios biplanes [De Bruin *et al.* 2008]. Avec cette approche, l'environnement radiologique du système EOS^{TM} peut être simulé. Ce système est à disposition dans nos locaux (LBM, Paris, France), avec les caractéristiques suivantes:

-Distance entre la source de rayons X et le détecteur : 1300 mm.

-Taille du détecteur : 448 mm ou 1764 pixels.

-Distance entre la source frontale (PA) et le point central: 987 mm.

-Distance entre la source latérale (LAT) et le point central : 918,1 mm.

Sur chaque paire de radiographies virtuelles de fémur et de tibia, la solution initiale a été reconstruite avec notre méthode. Ces reconstructions n'ont été comparées avec les reconstructions correspondantes, reconstruites à partir de la segmentation des coupes scanner. Pour estimer la précision de forme, la référence 3D (CT-Scan) et la reconstruction 3D obtenue avec la méthode proposée sont superposées en minimisant le RMS entre les deux maillages. Ensuite, la moyenne, les 2RMS et le maximum de distances point-surface entre les deux maillages ont été calculés. Les résultats sont calculés pour le fémur et le tibia complets, mais aussi par régions (proximale, diaphyse, distale). Pour les deux surfaces 3D (référence et solution initiale),de manière automatique, les torsions fémorale et tibiale sont estimées, ainsi qui la moyenne, le minimum et le maximum des erreurs de la torsion fémorale et tibiale.

E.2. Reproductibilité de paramètres cliniques

Une étude de reproductibilité a été conduite pour estimer l'incertitude sur ces paramètres cliniques. Pour cela, 11 paires de membres inférieurs ont été reconstruits deux fois par trois opérateurs. Cette base de données est composée de : 6 patients présentant une pathologies des membres inférieurs, faisant partie de la base de données de patients de CHU-Bordeaux, (Comité de Protection de la Personne (CPP) 'Sud-Ouest et Outre-Mer III)', et 5 volontiers asymptomatiques, avec approbation du comité d'éthique (CPP 06036) et une déclaration de consentement signée par chaque sujet. Les sujets sains ne présentaient pas des pathologies des membres inférieurs ni d'anormalités visibles au moment de l'étude.

Les radiographies biplanes ont été enregistrées avec la machine EOS^{TM} [Dubousset *et al.* 2005]. Les radios biplanes (face-profil) ont été prises simultanément en position debout avec les pieds décalés. Pour chaque paramètre clinique, les deux écarts type de reproductibilité ($2SD_{Repro}$) ont été calculés à partir de la norme [AFNOR-5725/2 1994] en se basant sur la reproductibilité inter et intra-opérateurs.

E.3. Temps de reconstruction

Le temps de reconstruction a été mesuré entre le moment où l'opérateur démarre la numérisation de points anatomiques jusqu'à l'obtention de la solution initiale. Le temps de reconstruction a été estimé pour les 11 membres inférieurs faisant partie de l'étude de reproductibilité. Les résultats sont présentés en termes de : moyenne et 2 écarts type (2SD) du temps de reconstruction employé par deux opérateurs: 1) opérateur expert, et 2) opérateur moins familiarisé avec la méthode.

3 Résultats

A. Précision de forme et de paramètres torsionnels

La précision de forme est donnée dans le (tableau 5). La solution initiale ou 'fast 3D' a une précision moyenne de 1,3 mm pour le fémur et le tibia. Le 2RMS de la distance point-surface est de 3,5 mm pour le fémur et 3,2 mm pour le tibia. Le maximum de la distance point-surface est de 8,2 mm pour le fémur et le tibia.

Par région (tableau 5), les points appartenant aux diaphyses du fémur et du tibia ont été reconstruits avec une précision moyenne de 1,2 mm et 2RMS de 3,2mm. Le RMS minimal (3,1 mm) correspond au fémur distal; le RMS maximal (4 mm) correspond au fémur proximal.

La précision des paramètres torsionnels est donnée dans le (tableau 6). La précision de la TF est en moyenne de 2,2°, avec des erreurs maximales inférieures à 3,5°. La précision de la TT est en moyenne de 3,3°, avec des erreurs maximales inférieures à 4,5°.

B. Etude de reproductibilité de paramètres cliniques.

La valeur du $2SD_{Repro}$ des paramètres utilisés en routine clinique est donnée dans le (tableau 7). Pour la 'fast 3D' ou solution initiale, le $2SD_{Repro}$ a toujours été en-dessous de 2 mm pour les paramètres de distances et 3,1° pour les paramètres angulaire, à l'exception de la TF et la TT, inférieures à 5° et 5,3°. Plus en détail, le $2SD_{Repro}$ de la torsion fémorale était de 5° pour les patients pathologiques et 4° pour les sujets sains, le $2SD_{Repro}$ de la TT était de 4,2° pour les sains et 5,3° pour les pathologiques.

C. Temps de reconstruction

Le temps de reconstruction pour l'obtention de la solution initiale des deux membres inférieurs complets est de 3,8 min avec un écart-type de 0,8 min pour un opérateur expert et de 4,6 min avec un écart-type de 0,7 min pour l'opérateur moins familiarisé avec la méthode.

Os	Etape de reconstruction	N	Etude actuelle Complet			Etude actuelle Proximal			Etude actuelle Diaphyse			Etude actuelle Distal		
			Moyenne	*2RMS*	*Max*	*Moyenne*	*2RMS*	*Max*	*Moyenne*	*2RMS*	*Max*	*Moyenne*	*2RMS*	*Max*
Femur	Fast 3D ou solution initiale	9	1,3	3,5	8,2	1,5	4	8,2	1,2	3,2	6,3	1,2	3,1	6,5
			[Chaibi 2010]											
	Fast 3D ou solution initiale	11	1,6	4,2	10,0									
	Full 3D - I	11	1,2	2,9	8,4									
	Full 3D - II	11	1,0	2,4	6,6									
Tibia	Fast 3D ou solution initiale	9	1,3	3,2	8,1	1,3	3,2	8,1	1,2	3,2	6,9	1,3	3,4	6,9
			[Chaibi 2010]											
	Fast 3D	9	2	5	9,4									
	Full 3D - I	9	1,2	3,2	8,1									

Tableau 5 : Moyenne, 2 RMS et maximum de la distance point-surface (mm) entre les reconstructions 3D à partir des radios biplanes et la référence CT-Scan. On compare aussi avec la méthode précédente de [Chaibi 2010]. N représente le nombre d'échantillons

Etape de reconstruction	N	Etude actuelle Torsion Fémorale		
		Moyenne	*Min*	*Max*
Fast 3D ou solution initiale	9	2,2	0,1	3,5
		[Chaibi 2010]		
Fast 3D	9	4,9	1,0	8,0
Full 3D - I	9	2,0	0,5	3,1

Etape de reconstruction	N	Etude actuelle Torsion Tibiale		
		Moyenne	*Min*	*Max*
Fast 3D ou solution initiale	9	3,3	1,3	4,5
		[Chaibi 2010]		
Fast 3D	9	5,9	1,1	10,0
Full 3D – I	9	4,0	0,8	8,0

Tableau 6: Moyenne, minimum et maximum de la différence de torsion fémorale et tibiale (°) entre les reconstructions 3D à partir des radios biplanes par rapport à celle calculée sur les références CT-Scan. On compare aussi avec la méthode précédente de [Chaibi 2010]. N représente le nombre d'échantillons

	Sains	Pathologiques
Paramètre clinique	*Distances (mm)*	
Longueur Femur (LF)	*1,9 / 2,4 / 1,8*	*1,3 / 2,3 / 1,7*
Longueur Tibia (LT)	*2,2 / 2,3 / 2,3*	*2,2 / 2,4 / 2,4*
Diamètre de la Tête Fémorale (DTF)	*1,6 / 1,6 / 1,4*	*1,6 / 3,1 / 1,1*
	Angles(°)	
Angle Fémoral Mécanique (AFM)	*2,3 / 2,7 / 1,3*	*2,9 / N.D / 1,4*
Angle Tibial Mécanique (ATM)	*1,3 / 3,6 / 2,6*	*2,0 / N.D / 2,6*
Angle Fémoro-Tibial Mécanique (AFTM)	*1,0 / N.D / N.D*	*1,1 / N.D / N.A*
HKS	*0,7 / 1,1 / 0,8*	*1,1 / 1,0 / 0,5*
Angle Cervico-Diaphysaire (ACD)	*2,9 / 3,7 / 3,0*	*3,1 / 8,3 / 3,7*
	Torsions(°)	
Torsion Fémorale (TF)	*5,0 / 6,0 / 3,8*	*4,0 / N.D / 4,5*
Torsion Tibiale (TT)	*4,2 / 5,0 / 4,9*	*5,3 / N.D / 5,2*

N.D: Non-Disponible

	Etude actuelle
	Fast 3D [Chaibi 2010]
	Full 3D - I [Chaibi *et al.* 2011]

Tableau 7: $2SD_{Repro}$ d'une série de paramètres cliniques issus d'une base de données de sujets sains et pathologiques reconstruits à partir de radios biplanes. Comparaison avec la méthode [Chaibi 2010] est présentée

4. Discussion

L'objectif de ce chapitre est d'améliorer la solution initiale du fémur et du tibia reconstruits à partir des radiographies biplanes.

A. Méthode de reconstruction 3D

La méthode de reconstruction proposée par [Chaibi 2010] comprend deux étapes ('fast 3D' ou solution initiale et 'full 3D' ou solution ajustée). La solution 'full 3D' comprend deux autres étapes : une étape d'ajustement global et une étape d'ajustement local qui nécessitent un temps de reconstruction plus long. Ces ajustements manuels rendent la méthode dépendante-opérateur.

La segmentation automatique peut être difficile à cause du bruit dans les radiographies biplanes. Cependant, elle peut être facilitée par l'utilisation de la nouvelle solution initiale proposée comme surface d'initialisation. Elle permet également de réduite la région d'intérêt ce qui facilitera l'efficacité du traitement d'images. C'est pourquoi, dans cette étude on s'est concentré sur l'amélioration de la solution initiale en sachant qu'une solution initiale plus précise et robuste serait le premier pas vers l'automatisation de la méthode de reconstruction du membre inférieur à partir des radiographies biplanes.

Les modèles paramétrés du fémur et du tibia sont les atouts majeurs de la méthode de reconstruction 3D. On a complémenté le modèle paramétré déjà existant du fémur avec le calcul de paramètres dans la région proximale. On a aussi proposé un modèle paramétré 3D complet du tibia. Ces modèles paramétrés ont permis de composer une base de données de descripteurs utilisés pour le modèle statistique. A notre connaissance, dans la littérature, il n'y a pas d'études proposant des modèles paramétrés géométriques 3D du tibia humain.

Dans la littérature, différentes méthodes de reconstruction du membre inférieur à partir des radiographies biplanes peuvent être trouvées. En particulier, les méthodes utilisant les 'Statistical Shape Models' (SSM) sont intéressantes à analyser. A notre connaissance, il n'existe pas dans la littérature des études reconstruisant le fémur et le tibia complet en utilisant ce type d'approches. [Dong et Zheng 2009; Zheng *et al.* 2009] ont reconstruit de manière automatisée le fémur proximal, cependant le protocole de validation ne correspond pas proprement aux conditions de routine clinique courante. D'autres auteurs [Kadoury *et al.* 2009; Moura *et al.* 2011] ont pu reconstruire le rachis en utilisant une numérisation réduite de points anatomiques. Les méthodes de type SSM ont en général besoin d'une numérisation initiale plus réduite que les approches de type paramétrée proposées dans cette étude. Cependant ces méthodes sont très dépendantes de la base d'apprentissage et elles sont particulièrement moins efficientes dans les cas des sujets pathologiques. En effet, la base

d'apprentissage doit prendre en compte les variations inter-individuelles de la population. Par ailleurs, ces méthodes n'ont pas été implémentées en routine clinique.

Par rapport à la méthode précédente, on a proposé la numérisation supplémentaire de 4 points anatomiques dans le plan frontal : le point le plus haut du grand trochanter pour le fémur ainsi que la malléole médiale distale et les extrémités des plateaux proximaux du tibia. Ces numérisations permettent d'enrichir le modèle statistique étant donné que les paramètres descripteurs reliés à ces points anatomiques sont très variables, l'estimation de ces points en utilisant les inférences statistiques pourrait biaiser la précision de la reconstruction. Les opérateurs participant à cette étude n'ont présenté aucune difficulté lors de la numérisation de ces points supplémentaires.

Les limites de la méthode de reconstruction sont essentiellement liées à la taille de la base de données de surfaces 3D. Une base de données plus importante incluant des sujets pathologiques aurait permis d'obtenir un modèle statistique plus robuste. Ceci aurait pu permettre l'utilisation de techniques de 'clustering' pour la recherche d'un modèle générique basé sur la numérisation initiale. Néanmoins, la taille et la précision de la base de données a été largement améliorée par rapport aux études précédentes concentrées sur la reconstruction 3D des membres inférieurs à partir des radiographies biplanes. Ceci peut expliquer l'amélioration générale des erreurs de reconstruction observée dans notre étude.

L'âge des sujets était élevé (56-101 ans). Cependant, la numérisation initiale prend en compte les caractéristiques individuelles de chaque sujet, l'âge des échantillons n'a donc pas affecté la précision de la méthode de reconstruction.

B. (1) Précision de forme et (2) précision de paramètres torsionnels

Les reconstructions 3D à partir du CT-Scan ont été utilisées comme référence pour l'étude de précision. Pour le fémur, la moyenne (2RMS) des erreurs de reconstructions était de 1,3 mm (3,5 mm), la méthode proposée est plus précise que celle proposée par [Chaibi 2010], qui a reporté une précision de 1,6 mm (4,2 mm) pour l'obtention de la solution initiale. De même, si on compare avec la solution ajustée 'Full 3D-I' présentant des erreurs de reconstruction de 1,2 mm (2,9 mm). Le maximum des erreurs point-surface avec notre méthode est de 8,2 mm et 8,1 mm, au lieu de 8,4 mm et 8,1 mm via la 'full 3D-I'. La précision de notre solution initiale est donc similaire à celle du modèle intermédiaire ' full 3D-I'.

Les erreurs points-surface maximales de la solution initiale proposée sont localisées dans la zone proximale. Morphologiquement les zones proximales du fémur et du tibia présentent une complexité morphologique plus importante par rapport aux zones proximales et distales. Ces erreurs maximales peuvent aussi être liées aux limites de la technique de déformation MLS. Une étude complémentaire

des limites théoriques de cette technique de déformation pour son implémentation dans les méthodes de reconstruction des membres inférieurs devrait être effectuée.

[Dong et Zheng 2009; Zheng *et al.* 2009] ont reporté des erreurs de reconstructions de 0,9 mm pour le fémur proximal. Cependant les radiographies sont en vue oblique. Ce protocole expérimental ne correspond pas à la pratique clinique courante.

Pour le tibia, des résultats de précision de 1,3 mm (3,2 mm) sont obtenus au lieu de 2 mm (5 mm) et 1,3 mm (3,2 mm) avec les méthodes 'fast 3D' et 'full 3D-I' proposées par [Chaibi 2010]. Etant donné le manque d'étude de précision de reconstruction du tibia dans [Chaibi 2010], cette étude a été réalisée par nos soins sur 9 tibias faisant partie de la base SHPM.

En utilisant la technique NSCC, [Laporte 2001] a évalué la précision de reconstruction sur 8 tibias *in-vitro.* Avec cette méthode, le tibia peut être reconstruit avec une précision de 0,7 mm (1,8 mm). Même si la reconstruction est plus précise avec cette méthode qu'avec la nouvelle méthode proposée, cette technique requiert de la numérisation manuelle de contours. C'est pour cela que cette méthode est moins adaptée à la routine clinique. [Messmer *et al.* 2001] a reporté une précision moyenne de reconstruction de 2,4 mm sur 80 tibias en utilisant une technique de recalage 2D-3D.

L'amélioration de la forme des reconstructions est visible dans les résultats, permettant d'éviter l'étape d'ajustements manuels. Comme la base de données de validation utilisée pour l'évaluation de précision est basée sur des radios simulées, le résultat ne peut pas être généralisé dans un contexte clinique complètement réaliste. Les limites de l'utilisation de radios simulées pour la validation sont : (1) les radios simulées ont moins de bruit, et (2) le contraste est optimisé par rapport aux radios biplanes. Cependant, le protocole expérimental essaie de simuler au mieux l'environnement de la machine EOS™ (présent dans nos locaux). La communauté scientifique comprend qu'il est difficile d'avoir des données de validation incluant des CT-Scan et des radiographies biplanes. Etant donné les désavantages à cause de la haute dose d'irradiation pour l'obtention de données scanner.

C. Reproductibilité de paramètres cliniques

Les paramètres cliniques calculées dans le cadre de cette étude sont utilisés en routine clinique pour le diagnostic et le suivi pré et post opératoire des troubles des membres inférieurs. L'algorithme permettant de calculer ces paramètres est déjà implémenté dans le logiciel STEREOS®. Ce logiciel permet de faire des études à grande échelle: [Than *et al.* 2012] a réalisé un suivi de 128 sujets sains et 69 patients pathologiques présentant de l'arthrite. [Gheno *et al.* 2012] a reporté une étude sur 47 membres inférieurs d'enfants et d'adolescents. L'accélération du processus de reconstruction facilitera les études à grande échelle.

La méthode proposée permet de calculer la torsion fémorale et tibiale avec une incertitude inférieure à 5° pour les sujets sains et 5,2° pour les patients pathologiques. Ces résultats sont comparables à ceux reportés par [Chaibi *et al.* 2011] pour une solution initiale avec des ajustements manuels globaux ou 'full 3D-I'. Les autres mesures angulaires ont des incertitudes comparables aux incertitudes avec la 'full 3D-I'. Dans certains cas l'incertitude de paramètres cliniques a été améliorée par rapport à la 'full 3D-I', comme pour l'ACD, par exemple. Les images de 16 bits enregistrées par le système EOS^{TM} offrent une large échelle de nuances de gris, rendant plus facile l'identification de points anatomiques.

A notre connaissance, la seule étude complète (précision et reproductibilité) de paramètres cliniques du membre inférieur reconstruits à partir de radiographies biplanes présente dans la littérature est celle de [Chaibi *et al.* 2011]. Ce protocole est déjà implémenté en routine clinique.

D. Temps de reconstruction

[Chaibi *et al.* 2011] a reporté qu'entre 1-2 min. sont nécessaires pour obtenir une solution initiale ('fast 3D') des deux membres et qu'entre 9-10 min sont nécessaires pour obtenir la solution ajustée ('full 3D'). Avec la méthode proposée, l'obtention de la solution initiale nécessite plus de temps (3-4.6 min). Néanmoins, [Chaibi *et al.* 2011] n'a pas expliqué la méthode de calcul du temps de reconstruction, pour cette raison la comparaison des méthodes de reconstruction n'est pas possible. La nouvelle solution initiale ne requiert pas d'ajustements manuels, ces ajustements additionnent en moyenne (8 min.) au temps de reconstruction [Chaibi 2010]. Le temps de calcul machine n'a pas été calculé pour la totalité de la base de données de membres inférieurs. Par exemple, le temps de reconstruction aurait pu être réduit de 0,5 min (temps moyen de calcul calculé pour 5 membres inférieurs) en prenant en compte le temps de calcul machine.

Conclusion du chapitre

On a proposé une méthode de reconstruction des membres inférieurs à partir des radiographies biplanes en utilisant des modèles paramétrés et des inférences statistiques calculées sur une base de données issues de reconstructions scanner. La nouvelle solution initiale permet de calculer les paramètres cliniques les plus utilisés en routine clinique de manière précise et robuste. Cette solution initiale permet d'éviter les ajustements manuels proposés avec l'étude précédente et facilitera l'intégration en routine clinique de la reconstruction 3D des membres inférieurs. De plus, cette nouvelle solution initiale facilitera l'ajustement automatisé par traitement d'images.

Le prochain chapitre on se concentrera sur une démarche d'auto-amélioration de la solution initiale en utilisant le traitement d'images couplé avec le recalcul d'inférences statistiques. Par ailleurs, la plus grande partie du dernier chapitre de thèse se concentrera sur l'utilisation de critères de similarité d'images et morphologiques pour corriger de manière automatique les problématiques d'inversion de condyles fémoraux et des plateaux tibiaux. Cette limité dans la méthode de reconstruction avait déjà été mentionnée par [Chaibi 2010]. L'objectif du dernier chapitre est l'amélioration de la solution initiale afin de la rendre encore plus précise, robuste et moins ambigüe.

Chapitre 3: Amélioration de la reconstruction du membre inférieur en utilisant des critères morphologiques et du traitement d'images

1 Introduction

Une solution initiale plus précise facilite l'ajustement automatisé par traitement d'images, néanmoins cette approche nécessite toujours, de la part des opérateurs, une numérisation du côté médial et latéral pour pouvoir calculer les torsions, paramètres d'intérêt majeur. Dans ce chapitre nous nous focaliserons sur l'exploitation de techniques de traitement d'images pour l'amélioration de la solution initiale puis nous chercherons à rendre moins ambigu le processus de reconstruction 3D des membres inférieurs.

Le principe d'auto-amélioration de la solution initiale a été proposé par [Skalli *et al.* 2007] pour accélérer l'ajustement du modèle après l'obtention de la solution initiale lorsque l'opérateur fait correspondre les radios simulées avec les radios réelles, les paramètres descripteurs peuvent être modifiés, et dans ce cas un nouveau calcul d'inférences peut améliorer l'estimation des paramètres, permettant ainsi l'amélioration de la solution initiale.

Ce type de démarches auto-améliorées avait déjà été utilisé par [Humbert *et al.* 2009] dans le processus de reconstruction du rachis. Dans sa démarche, à chaque retouche de l'opérateur, le paramètre descripteur du rachis ajusté est ajouté aux paramètres régresseurs pour ré-estimer l'ensemble des autres paramètres descripteurs. Dans notre cas, comme la solution recherchée est assez proche de la solution initiale, certains ajustements faits par les opérateurs peuvent être remplacés par des ajustements automatiques en utilisant le traitement d'images.

D'un autre côté, le processus de reconstruction 3D du membre inférieur est initialisé par la numérisation de points anatomiques sur une paire de radiographies biplanes (face-profil). Par exemple, l'opérateur doit numériser deux cercles sur les contours des condyles distaux du fémur. La numérisation de ces contours sera utilisée dans le workflow de la reconstruction 3D pour calculer la position du condyle médial et du condyle latéral. La discrimination du condyle médial et latéral ne représente aucun problème dans les radiographies de face; néanmoins, une expertise est nécessaire pour discriminer le condyle médial et latéral dans les radiographies de profil. Par ailleurs, cette différentiation est dépendante du type d'opérateur, bien que les opérateurs experts ne rencontrent pas de difficulté lors de cette discrimination, pour les opérateurs moins formés n'est pas évidente cette discrimination.

Chapitre 3 : Amélioration de la reconstruction du membre inférieur en utilisant des critères morphologiques et du traitement d'images

Parmi les paramètres cliniques qui peuvent être extraits automatiquement en utilisant la méthode proposée par [Chaibi *et al.* 2011], la Torsion Fémorale (TF) et Tibiale (TT) sont utilisées en routine clinique pour l'analyse de pathologies du membre inférieur. La TF est définie par l'angle entre l'axe du col fémoral et l'axe bicondylien distal. La TT est définie par l'angle entre l'axe des bords postérieurs du tibia et l'axe bimalléolaire. Les torsions fémorales et tibiales sont mesurées par rapport à une projection axiale. Une mauvaise numérisation des condyles distaux pourrait entraîner une erreur dans l'estimation des torsions. A titre d'exemple, à cause d'une mauvaise numérisation des condyles distaux, les incertitudes de la TF sont estimées entre 30°-40°. Pour distinguer la côté médial du côté latéral des membres inférieurs on utilisera deux approches : a) des approches utilisant des critères de similarité d'images calculés sur des radiographies simulées et réelles, et b) des approches utilisant des critères morphologiques calculés à partir des solutions initiales simplifiées.

Objectif du chapitre

Une solution initiale plus précise, plus robuste et moins ambiguë pourrait être obtenue en utilisant les techniques d'auto-amélioration ainsi qu'en évitant l'inversion des condyles fémoraux et des plateaux tibiaux. L'objectif de ce chapitre de thèse dans sa première partie est tout d'abord de montrer comment des méthodes, en utilisant du traitement d'images couplées avec une technique d'auto-amélioration de la solution initiale, pourront nous permettre d'obtenir une solution initiale plus précise et robuste. Puis, nous verrons que l'utilisation des techniques de discrimination par similarité d'images pour le tibia et la définition de paramètres morphologiques permettent de rendre moins ambigüe la reconstruction 3D du membre inférieur. Cette désambiguïsation sera reflétée dans la précision des reconstructions 3D et plus particulièrement par une meilleure estimation des paramètres cliniques.

2. Auto-amélioration de la solution initiale

L'utilisation du traitement d'images sur la solution initiale pourrait permettre d'améliorer la précision de reconstruction. Par la suite, recalculer les équations de régressions avec des prédicteurs mieux estimés pourrait nous donner une nouvelle solution initiale. En résumé, pour faire de l'auto-amélioration, on recalcule la solution initiale en changeant les prédicteurs initiaux par ceux qui sont très reproductibles lors du traitement d'images.

A. Matériel et méthodes

On utilisera la même base de données que celle utilisée pour l'étude de reproductibilité des membres inférieurs du Chapitre 2, composée de 11 paires de membres inférieurs reconstruits 2 fois par trois opérateurs.

Dans un premier temps on évaluera l'intérêt du module du traitement d'images facilité par l'équipe du LIO-Montréal. Dans un deuxième temps, les traitements qui s'avèrent robustes seront utilisés pour faire de l'auto-amélioration.

A.1. Evaluation du module de traitement d'images

Le module de traitement d'images qu'on utilise a été développé par le Laboratoire d'Imagerie et Orthopédie (Montréal-Canada). Il se base sur des techniques de segmentation du type « prior-based » [Chav *et al.* 2009], où la segmentation du contour a été faite dans un espace virtuellement « redressé » pour faciliter l'opération de segmentation. La segmentation sur cet espace redressé a été faite en utilisant des algorithmes du type « minimal-path » sur une cartographie de coûts avec des gradients horizontaux. On applique ensuite la transformation inverse à celle qui avait permis le passage de l'image originale à l'image de la diaphyse « redressée » pour retrouver les segmentations dans l'espace de l'image originale. Le processus d'appariement-recalage s'appuie sur une méthode de type « Iterative Closest Point »[Besl et McKay 1992].

Pour évaluer l'intérêt de ce module, on recalculera l'ensemble de solutions initiales issues de l'étude de reproductibilité, cette fois-ci la solution initiale inclut des ajustements automatisés par traitement d'images (solution initiale+TI).

Résultats et discussion

	Sains	Pathologiques
Paramètre clinique	*Distances (mm)*	
Longueur Femur (LF)	*1,9 / 2,4 / 1,8/ 1,0*	*1,3 / 2,3 / 1,7/ 2,1*
Longueur Tibia (LT)	*2,2 / 2,3 / 2,3/ 3,9*	*2,2 / 2,4 / 2,4/ 2,9*
Diamètre de la Tête Fémorale (DTF)	*1,6 / 1,6 / 1,4/ 0,9*	*1,6 / 3,1 / 1,1/ 2,2*
	Angles(°)	
Angle Fémoral Mécanique (AFM)	*2,3 / 2,7 / 1,3 / 0,9*	*2,9 / N.D / 1,4/ 3,3*
Angle Tibial Mécanique (ATM)	*1,3 / 3,6 / 2,6/ 1,5*	*2,0 / N.D / 2,6/ 2,4*
Angle Fémoro-Tibial Mécanique (AFTM)	*1,0 / N.D / N.D/0,9*	*1,1 / N.D / N.A/ 1,6*
HKS	*0,7 / 1,1 / 0,8/ 0,6*	*1,1 / 1,0 / 0,5/ 1,4*
Angle Cervico-Diaphysaire (ACD)	*2,9 / 3,7 / 3,0/ 2,1*	*3,1 / 8,3 / 3,7/ 3,4*
	Torsions(°)	
Torsion Fémorale (TF)	*5,0 / 6,0 / 3,8/ 5,7*	*4,0 / N.D / 4,5/ 6,6*
Torsion Tibiale (TT)	*4,2 / 5,0 / 4,9/ 9,0*	*5,3 / N.D / 5,2/ 8,7*

N.D: Non-Documenté

	Solution initiale courante
	Fast 3D ou solution initiale [Chaibi 2010]
	Full 3D - I [Chaibi *et al.* 2011]
	Solution initiale + TI

Tableau 8: $2SD_{Repro}$ d'une série de paramètres cliniques issus d'une base de données de sujets sains et pathologiques reconstruits à partir de radiographies biplanes pour mesurer l'impact du traitement d'images. Comparaison avec la méthode [Chaibi 2010]

A partir du (tableau 8) on peut faire l'analyse suivante :

1. Le traitement d'images global dégrade souvent les résultats de reproductibilité, surtout pour les patients pathologiques.
2. L'apport du traitement d'images n'est visible que pour la reproductibilité de l'angle cervico-diaphysaire (sujets sains et pathologiques), étant donné la facilité de détection de la diaphyse et du col du fémur, dans les images radios en vue de face et de profil. Cet apport est surtout mis en évidence chez les patients sains. Chez les patients pathologiques, la détection automatique du col du fémur est plus difficile. Cependant, la diaphyse fémorale est toujours détectée.
3. L'apport du traitement d'images pour la reconstruction du tibia est toujours négatif. Ces résultats ne sont pas surprenants au regard de la superposition importante de structures osseuses (tibia-fibula) qui empêchent le bon fonctionnement de l'algorithme.

4. Les recherches de segmentation automatisée se poursuivent et ces résultats sont amenés à évoluer, cependant d'ores et déjà nous avons décidé de limiter le traitement d'images à la diaphyse du fémur pour tester le processus d'auto-amélioration de la solution initiale.

A.2. Principe d'auto-amélioration

Le processus d'auto-amélioration qu'on propose est le suivant :

1. On va limiter le traitement d'images de la solution initiale à la diaphyse fémorale.
2. Actuellement, les descripteurs principaux du fémur sont :

-Rayon tête
-Longueur
-ACD_{Idia}
-Dist_Tête_I_{dia}
- Dist_Inter_Condyles
-Rayon Cond_Med
-Rayon Cond_Lat
- Dist_Proj_I_{dia}

Comme la retouche automatisée des poignées relatives à la diaphyse avec le traitement d'images affecte plutôt les descripteurs $ACD_{Idia.}$ et Dist_Tête_I_{dia} (figure 33), ces descripteurs vont être recalculés. Les valeurs calculées à partir de la solution initiale seront conservées pour les autres descripteurs. Un nouveau MPPS est donc calculé permettant ainsi de calculer une nouvelle position de poignées MLS définies sur le modèle générique. En déformant les poignées de déformation du modèle générique vers la nouvelle position des poignées auto-améliorées, on obtient la solution initiale auto-améliorée.

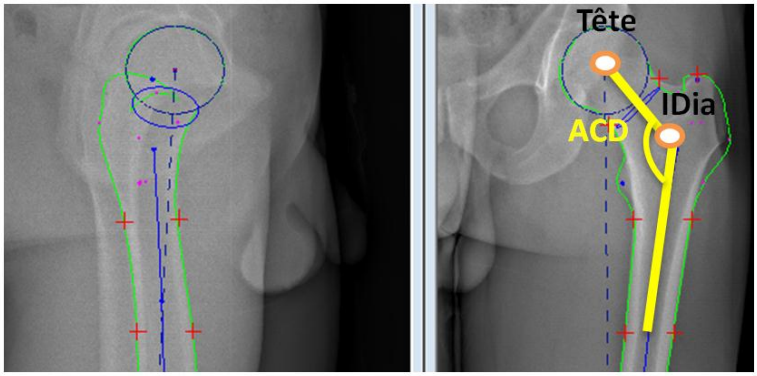


Figure 33 : Radios biplanes du fémur. La solution initiale avec le traitement d'images limité à la diaphyse est retro-projetée

Evaluation

Une étude de reproductibilité a été conduite pour estimer l'impact de la démarche d'auto-amélioration sur l'incertitude des paramètres cliniques. De même, on utilise la même base de données de l'étude de

reproductibilité utilisée dans le chapitre 2. La solution initiale Auto-Améliorée est définie (solution initiale_AA).

Résultats et discussion

	Sains	Pathologiques
Paramètre clinique	*Distances (mm)*	
Longueur Femur (LF)	*1,9 / 1,9 / 2,4 / 1,8*	*1,3 / 1,3 / 2,3 / 1,7*
Diamètre de la Tête Fémorale (DTF)	*1,6/ 1,6 / 1,6 / 1,4*	*1,6 / 1,6 / 3,1 / 1,1*
	Angles(°)	
Angle Fémoral Mécanique (AFM)	*2,1 / 2,3 / 2,7 / 1,3*	*2,7 / 2,9 / N.D / 1,4*
HKS	*0,7 / 0,7 / 1,1 / 0,8*	*1,1 / 1,1 / 1,0 / 0,5*
Angle Cervico-Diaphysaire (ACD)	*2,5 / 2,9 / 3,7 / 3,0*	*3,0 / 3,1 / 8,3 / 3,7*
	Torsions(°)	
Torsion Fémorale (TF)	*4,2 / 5,0 / 6,0 / 3,8*	*4,0 / 4,0 / N.D / 4,5*

N.D: Non-Disponible

	Solution initiale_AA
	Solution initiale courante
	Fast 3D [Chaibi 2010]
	Full 3D – I [Chaibi *et al.* 2011]

Tableau 9 : $2SD_{Repro}$ d'une série de paramètres cliniques issus d'une base de données de sujets sains et pathologiques reconstruits à partir de radiographies biplanes en utilisant la démarche d'auto-amélioration de la solution initiale. Comparaison avec la méthode [Chaibi 2010]

Les résultats de l'étude de reproductibilité sont montrés dans le (tableau 9). Tout d'abord, on peut en déduire que la solution initiale _AA est toujours plus reproductible que solution initiale 'fast 3D' de [Chaibi 2010]. De même, la solution initiale_AA est plus reproductible ou équivalente à la solution ajustée 'Full 3D-I' pour la majorité des paramètres cliniques.

En particulier, la démarche d'auto-amélioration a permis d'améliorer la reproductibilité de L'AFM, de l'ACD et de la TF. Ce résultat correspond aux attentes étant donné que le traitement d'images limité à la diaphyse permet d'avoir un meilleur calcul de l'axe diaphysaire qui pourrait permettre un calcul plus robuste de l'AFM, l'ACD et la TF. Un traitement d'images plus local et l'utilisation des modèles volumiques pourront aider à raffiner ces résultats. Pour le moment, le traitement d'images a été limité au fémur. Le cas du tibia est différent à cause de la superposition de structures osseuses (tibia et fibula).

Conclusion intermédiaire

Une démarche d'auto-amélioration de la solution initiale a été proposée. Cette démarche permet de ré-estimer la solution initiale à partir du recalcul de paramètres descripteurs sur une surface 3D avec des retouches automatiques en utilisant des algorithmes de traitement d'images. Pour le moment, cette solution initiale auto-améliorée n'est disponible que pour le fémur. Les algorithmes du traitement d'images sont moins performants pour le tibia en raison de la superposition de structures osseuses (tibia-fibula). Dans un futur proche, des traitements d'images du type multi-structures pourront permettre de faire une segmentation automatisée des contours du tibia permettant ainsi de mettre en place une démarche d'auto-amélioration de la solution initiale pour le tibia.

Cette solution initiale d'auto-ajustement par traitement d'images permet d'améliorer légèrement la solution initiale. Néanmoins la solution initiale requiert encore une identification du côté médial et latéral par l'opérateur. Nous aborderons dans la section suivante la désambiguïsation de la reconstruction 3D des membres inférieurs en utilisant des critères de traitement d'images et des critères morphologiques.

3. Diminution de l'ambiguïté des reconstructions des membres inférieurs

Pour corriger la problématique de l'inversion des condyles fémoraux et des plateaux tibiaux deux démarches seront présentées : 1) en utilisant des modèles volumiques et des critères de similarités d'images, et 2) en utilisant des critères morphologiques calculés à partir de solutions initiales simplifiées.

A. Méthode basée sur des modèles volumiques et le calcul de critères de similarité

A.1 Utilisation des modèles volumiques dans le workflow de la reconstruction 3D de structures osseuses à partir de radios biplanes

Les modèles volumiques double-coque externe-interne (os cortical et spongieux) ont été développés récemment au Laboratoire de Biomécanique (LBM, Paris, France) en partenariat avec le LIO (Montréal, Canada). [Humbert 2008] a couplé l'information donnée par un modèle volumique des vertèbres avec du traitement d'images pour faire un récalage affine de la forme et de la position des corps vertébraux. Initialement, pour constituer un modèle volumique, on a besoin d'une carte d'épaisseurs d'os cortical. Cette carte est constituée par la distance entre chaque nœud du maillage cortical avec son nœud correspondant dans le maillage spongieux.

L'information donnée par les modèles volumiques double-coque possède des avantages par rapport aux modèles surfaciques (corticaux) et elle peut être utilisée dans le workflow de la reconstruction 3D en connexion avec les méthodes de similarité d'images. [Serrurier *et al.* 2012] en partenariat avec le doctorant Hussam Hanna ont proposé une méthode de reconstruction semi-automatique des surfaces interne et externe du fémur à partir des coupes CT-Scan pour analyser la distribution et la variabilité de l'épaisseur de cortical au long du fémur. Les résultats issus de cette méthode de reconstruction semi-automatique à partir des coupes CT-Scan sont liés en partie au niveau de précision de la solution initiale courante.

Dans cette méthode, les solutions initiales issues du chapitre 2 sont utilisées comme surfaces d'initialisation de la méthode semi-automatique. Les reconstructions issues de cette méthode ont permis de faire une base de données de reconstructions 3D du fémur à partir des coupes CT de

cadavres. A l'Issue de ce travail, une cartographie des épaisseurs moyennes d'os cortical le long du fémur a pu être estimée (figure 34)

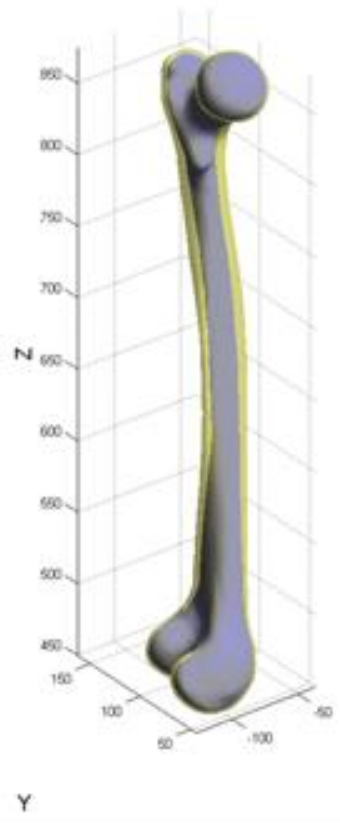


Figure 34 : Modèle volumique moyen du fémur. La carte des épaisseurs moyennes du fémur a été insérée donnant un modèle double-coque

Méthode de correction de l'inversion de condyles fémoraux en utilisant des modèles volumiques et des critères de similarité

Pour pouvoir comparer les images radios avec les modèles volumiques, on fait des radios simulées 'DRR' (Digitally Reconstructed Radiographs) [De Bruin *et al.* 2008] des volumes 3D correspondants. Par exemple, dans un article publié par [Serrurier *et al.* 2012], il a été montré comment ces modèles peuvent aider à corriger la problématique d'inversion des condyles fémoraux en utilisant des méthodes de similarité et en comparant les images radios avec les DRR. L'algorithme utilisé pour corriger la problématique d'inversion de condyles est montré dans la (figure 35). Dans ce travail, la méthode de détrompage en utilisant des modèles volumiques et des critères de similarité n'avait été proposée que

pour le fémur. L'objectif de cette section est de proposer une démarche similaire pour corriger l'inversion des plateaux tibiaux.

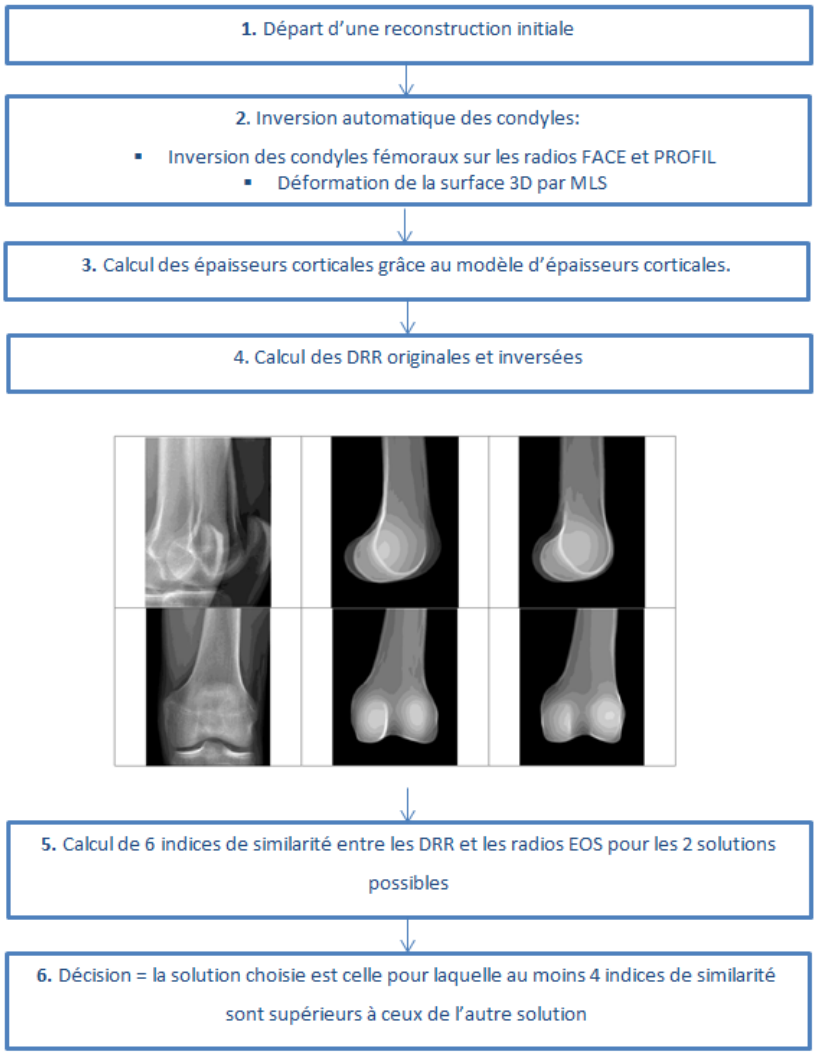


Figure 35 : Etapes de l'algorithme utilisé par [Serrurier *et al.* 2012]pour corriger la problématique d'inversion des condyles en utilisant des méthodes de similarité d'images

A.2. Modèle volumique du tibia

Pour construire la carte d'épaisseurs du tibia nous avons segmenté et reconstruit manuellement l'os cortical et spongieux sur 15 tibias qui font partie de la base de données des SHPM (Sujet Humain Post Mortem) du LBM, présentée dans le Chapitre 2 (*i.e.* Sujets et Data, (1) Données cadavériques). Chaque maillage est composé par 2531 nœuds et pour chaque nœud du maillage cortical on a calculé la distance par rapport au nœud correspondant du maillage spongieux. Aussi, pour éviter les hétérogénéités du maillage, on a fait un lissage nœud par nœud, en assignant à chaque nœud la moyenne des nœuds les

plus proches. Cette démarche a été faite pour chacun des nœuds des surfaces corticales et spongieuses (figure 36).

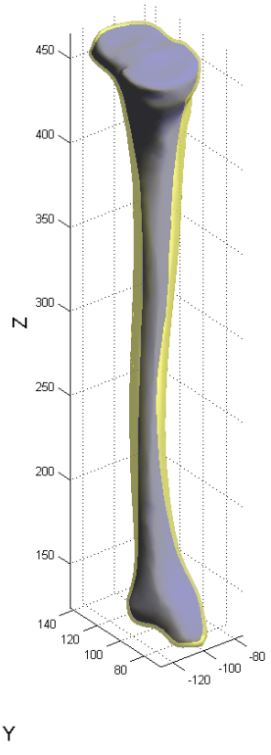


Figure 36 : Modèle volumique moyen du tibia

On établira la carte d'épaisseurs (moyenne, minimum et maximum) pour le tibia complet et région par région (proximal, plateaux et distal).

A.3. Méthode de correction de l'inversion de plateaux tibiaux en utilisant des modèles volumiques et des critères de similarité

41 tibias (27 pathologiques -14 sains) ont été reconstruits avec la méthode de reconstruction des membres inférieurs présentée dans le chapitre 2. La méthode de détrompage est similaire à celle utilisée par [Serrurier *et al.* 2012]: pour chaque tibia reconstruit on a inséré le modèle volumique moyen en utilisant la carte d'épaisseurs nœud par nœud. Dans une étape ultérieure, les poignées de déformation correspondant aux plateaux tibiaux ont été inversées automatiquement et on a calculé un DRR pour chacun des cas (avec ou sans inversion). Les DRR (figure 37) ont été limités à la vue latérale, et limités à la région proximale du tibia car c'est la partie qui sera modifiée par la déformation.

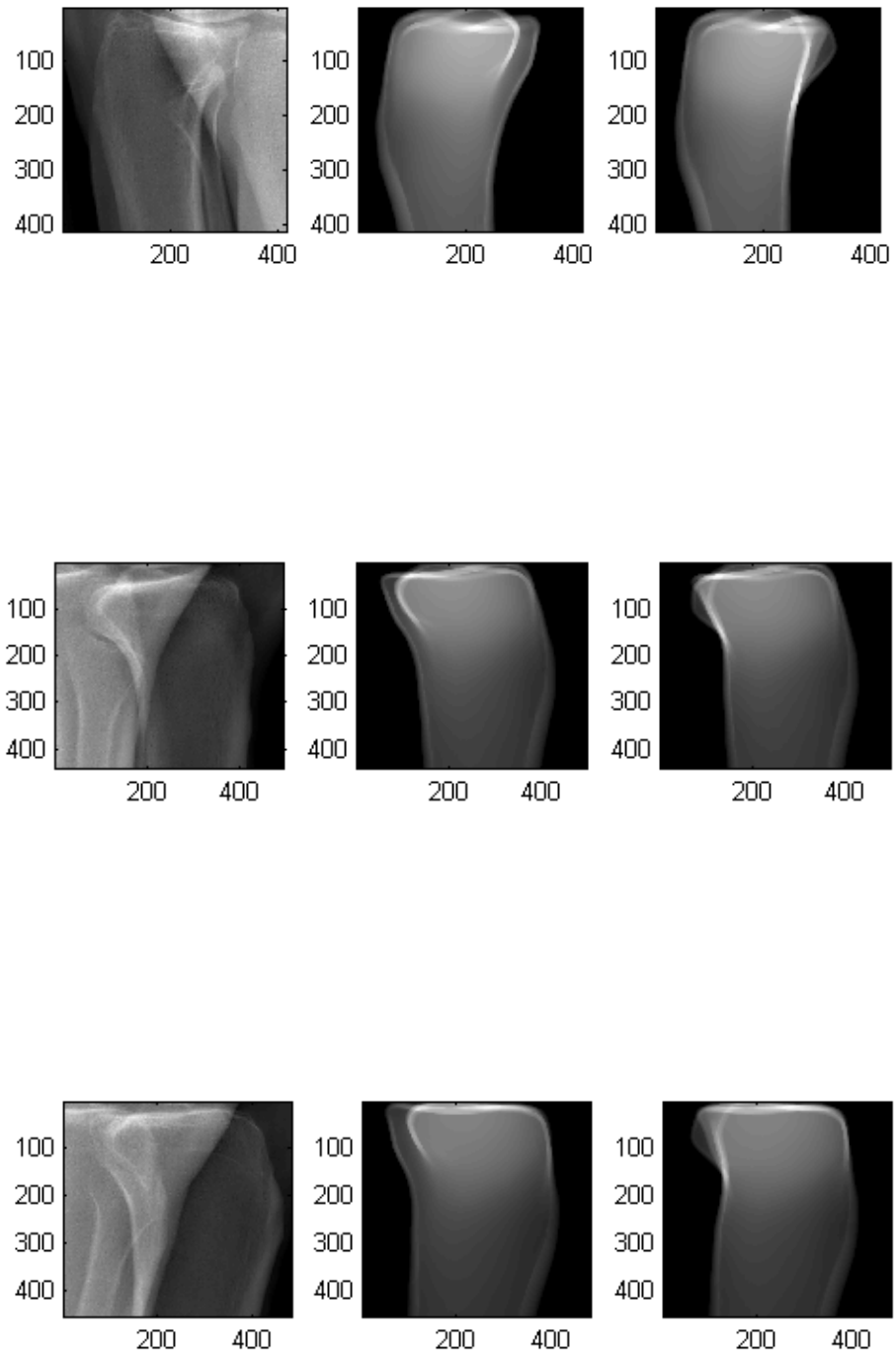


Figure 37 : Exemple des images réelles, DRR de la reconstruction, et DRR, permettant de faire les comparaisons

En utilisant 6 des indices de similarité d'images (tableau 10) détaillés dans le Chapitre 1 nous avons comparé les images réelles avec les images simulées et décidé quelle image est la plus semblable à la réelle. On regardera les résultats de la discrimination indice par indice.

Métriques de similarité utilisées	
NCC	Normalized Cross-Correlation
GC	Gradient correlation
GD	Gradient difference
ID	Intensity difference
EID	Entropy of the difference image
MI	Mutual information

Tableau 10 : Indices de similarité utilisés pour la méthode de détrompage des plateaux tibiaux

Evaluation

Méthode de correction de l'inversion des plateaux tibiaux

Les résultats de détection de l'inversion des plateaux tibiaux sont montrés indice par indice pour 22 tibias reconstruits par des opérateurs experts. Les reconstructions issues des opérateurs experts sont considérées libres d'inversions ou '1' ; d'après notre expérience sur l'étude de reproductibilité du chapitre 2, les 3 opérateurs experts ayant participé à cette étude ont toujours choisi la bonne configuration de condyles fémoraux et de plateaux tibiaux. Les poignées de déformation des bords postérieurs du tibia ont été inversées de manière automatique constituant les reconstructions avec les plateaux inversés ou '2'. Des DRR ont été calculés pour faire des comparaisons avec les images réelles. On dit que la méthode a été performante si on détecte la reconstruction libre d'inversion ou '1 '.

A.4. Résultats

a) Distribution et variabilité de l'épaisseur de corticale du tibia

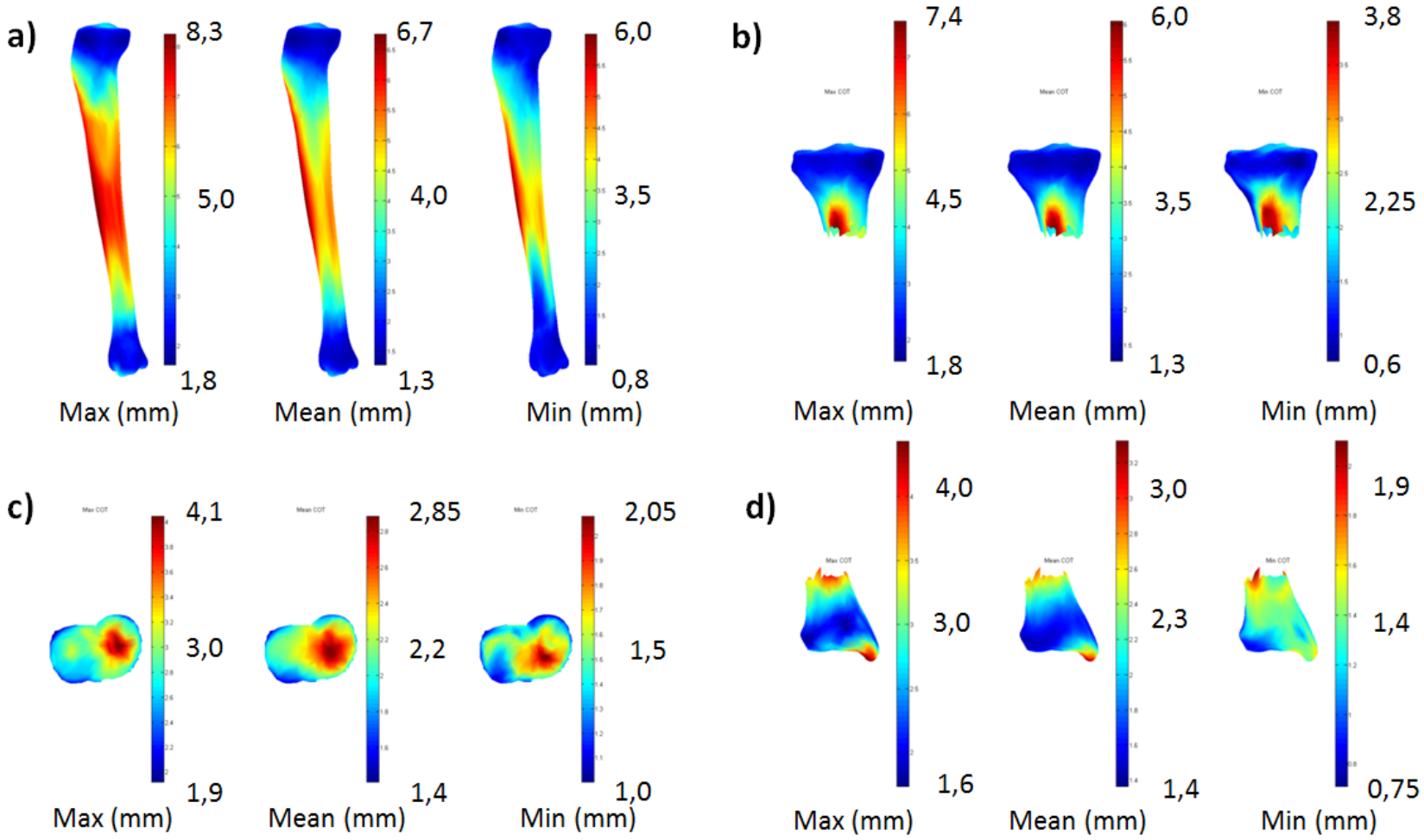


Figure 38 : Moyenne, Min et Max de la carte d'épaisseurs du tibia a) complet, b) proximal, c) plateaux, d) distal

Dans la (figure 38) on montre la carte d'épaisseurs de corticale du tibia complet ainsi que par régions. L'épaisseur moyenne (Ecart-type) du tibia complet est de 2,9 (1,4) mm, celle de la région proximale est de 2,2 (0,8) mm, de la diaphyse 3,4 (1,5) mm, de la région distale 2 (0,4) mm et des plateaux 2,1 (0,4) mm.

b) Méthode de correction de l'inversion des plateaux tibiaux

	Normalized Cross Correlation	Gradient Correlation	Gradient Difference	Intensity Difference	Entropy of the Difference Image	Mutual Information
Taux de succès de l'algorithme (%)	71	63	100	93	98	41

Tableau 11 : Décision de l'algorithme de discrimination des plateaux tibiaux pour chacun des 6 indices. Taux de succès de l'algorithme = Nombre de choix (1) / Nombre de reconstructions

Indice par indice, les plus performants sont : GD avec un 100% de bonnes détections (tableau 11). Les indices ID et EDI ont des performances supérieures à 93% de bonnes détections.

A.5. Discussion

a) Distribution et variabilité de l'épaisseur de corticale du tibia

La mesure de l'épaisseur de corticale du tibia est en concordance avec d'autres études présentes dans la littérature [Kilappa *et al.* 2011; Darling *et al.* 2013; Gonzalez-Aguero *et al.* 2013]. [Kilappa *et al.* 2011] a reporté des valeurs d'épaisseur de corticale du tibia entre 2,80-5,89 mm sur 159 femmes pré-ménopausées et 95 post-ménopausées. [Darling et al. 2013] a reporté une épaisseur moyenne (Ecart-type) de 1,9 (0,4) mm au niveau de la partie inférieure de la diaphyse et de 4,6 (0,7) mm au centre de la diaphyse, calculée sur 50 femmes caucasiennes entre 19-70 ans. De même, [Gonzalez-Aguero et al. 2013] a reporté une épaisseur moyenne au centre de la diaphyse de 5,02 (0,64) mm pour 18 adolescents hommes et 4,49 (0,79) sur 10 adolescentes.

Notre étude est limitée par la population utilisée : plutôt des hommes avec un éventail d'âge entre 56-87 ans. L'épaisseur de corticale augmente jusqu'à 30 ans et diminue après 50 ans [Hangartner et Gilsanz 1996]. Les différentes études mesurant l'épaisseur de corticale du tibia font les mesures des épaisseurs du cortical à une hauteur spécifique du tibia. A notre connaissance, notre étude est la seule dans la littérature considérant un maillage complet du tibia. De plus, on reporte des résultats par régions qui peuvent donner une meilleure idée de la distribution et de la variabilité.

Vu l'échelle des épaisseurs de corticale tout au long du tibia, pour une utilisation clinique il est suffisant d'initialiser avec le modèle volumique moyen du tibia. Pour les régions comme la diaphyse, où la variation est plus significative, on pourrait envisager l'utilisation d'inférences statistiques pour raffiner l'estimée de l'épaisseur de corticale ou bien des méthodes de correction automatisée en utilisant le profil d'intensités. Ces méthodes sont simples d'utilisation et beaucoup moins complexes que l'ACP (Analyse en Composants Principales) utilisé par [Serrurier *et al.* 2012] étant donnée difficulté de distinction des modes de répartition des épaisseurs.

b) Méthode de correction de l'inversion des plateaux tibiaux

La discrimination de chacun des indices a permis de voir que les indices qui permettent de faire le bon choix sont les indices: Gradient Difference (GD), Entropy of the Difference Image (EDI) et Intensity Difference (ID) basés sur l'intensité des pixels dans les images. L'indice avec des meilleures performances est GD, avec un taux de bonnes détections de 100% calculé sur 41 tibias. En fait, [Penney *et al.* 1998] avait affirmé que GD est l'indice plus performant pour comparer des images fluoroscopiques avec des DRR. D'un autre côté, l'indice du type EDI utilise des images différenciées permettant d'être insensible à l'intensité des pixels [Penney *et al.* 1998], et l'indice du type ID est calculé comme un rapport de différence d'intensités des images simulées et réelles [Serrurier *et al.* 2012]. [Serrurier *et al.* 2012] a fait les calculs de similarités en définissant des régions d'intérêt et en calculant des DRR de face et de profil. La présente étude a été faite sur une seule région d'intérêt (tibia proximal) et en se limitant à la radiographie de profil. La définition des régions d'intérêt du tibia et l'utilisation de la vue de face pourraient permettre de rendre plus robuste les résultats. De même, les images EOS^{TM} à 16 bits nous permettent d'avoir une large échelle de nuances de gris et les structures osseuses sont toujours bien contrastées par rapport aux tissus mous, bien mieux que les images fluoroscopiques utilisées comme référence par [Penney *et al.* 1998]. Pour valider ce module, il nous faut encore le tester sur un éventail plus large de données cliniques et voir comment les indices se comportent dans une étude à large échelle. Néanmoins, les résultats sont très encourageants et la démarche est simplifiée et aussi performante que l'étude précédente [Serrurier *et al.* 2012] qui corrigeait l'inversion des condyles fémoraux.

Conclusion intermédiaire

La proposition d'un modèle volumique double-coque du tibia a permis de proposer une méthode de résolution des ambiguïtés de la reconstruction 3D du tibia à partir des critères de similarité. Le modèle

volumique présenté a été calculé sur 15 sujets avec des considérations pour éviter les hétérogénéités sur la surface pour avoir une carte d'épaisseurs qui peut également être utilisée en routine clinique. L'épaisseur de corticale du tibia estimée est en concordance avec les données de la littérature et une augmentation de la base de données doit être envisagée pour confirmer les résultats.

B. Méthode basée sur le calcul de critères morphologiques

Une étude menée par [Lim *et al.* 2013] afin d'évaluer les différences de genre par rapport à la morphologie du fémur proximal et le tibia distal a permis de définir des paramètres permettant de calculer les dimensions *medio-latérales* et *antéro-postérieures.* De plus, [Hoshino *et al.* 2012] a étudié l'effet de la morphologie du fémur distal dans la cinématique du genou, en définissant des paramètres comme le Condyle Offset (CO) mesurant la distance entre l'axe anatomique du fémur et l'axe bicondylien ; pour définir cet axe, ils ont aussi proposé un recalage aux moindres carrées des sphères condyliennes, similaire à [Chaibi *et al.* 2011]. Les valeurs de ces paramètres pourraient éventuellement être modifiées lors de l'inversion automatique des condyles fémoraux et plateaux tibiaux.

Cette section portera sur l'utilisation de paramètres morphologiques pour corriger la problématique de l'inversion des condyles fémoraux et des plateaux tibiaux.

B.1. Paramètres morphologiques

En se basant sur analyse quantitative et qualitative des inversions des condyles fémoraux et des plateaux tibiaux (figure 39) des paramètres morphologiques ont été définis.

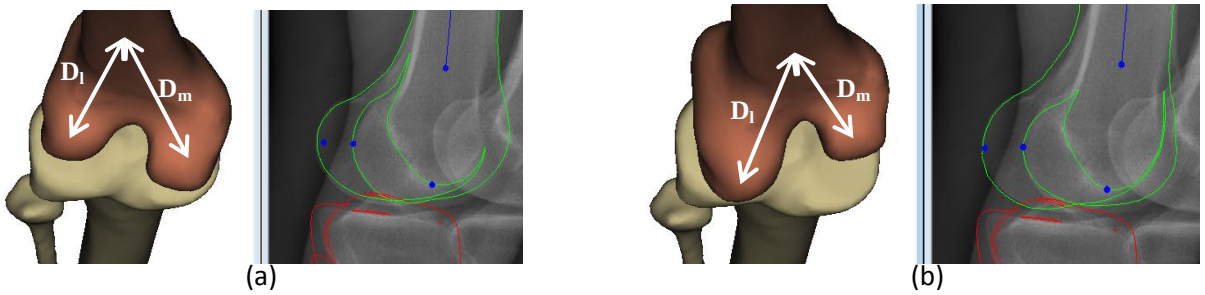
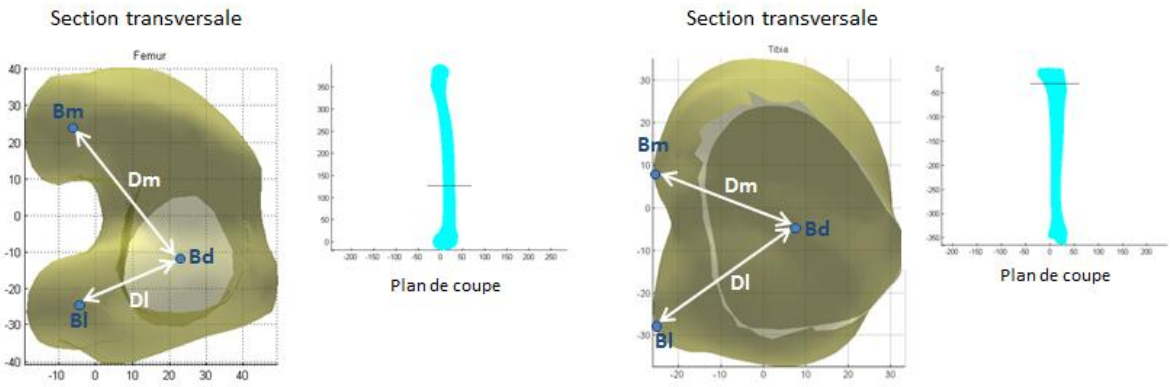


Figure 39 : Exemple de reconstruction 3D du fémur à partir des radios biplanes : a) sans inversion de condyles distaux et b) avec inversion. Les reconstructions 3D ont été retro projetées sur les radios de profil

Pour le fémur, D_l et D_m ont été définis comme la distance projetée sur le plan horizontal entre le centre des sphères condyliennes et le barycentre du nuage de points correspondant à la diaphyse distale. De même, pour le tibia, on a défini les distances D_l et D_m comme la distance projetée sur le plan horizontal

entre les bords postérieurs des condyles et le barycentre du nuage de points correspondant à la diaphyse proximale (figure 40).



(a) (b)

Figure 40 : Section transversale du a) fémur et du b) tibia où les paramètres morphologiques D_l et D_m ont été calculés.

Le rapport entre les distances D_l et D_m pour le fémur et le tibia, définissent les paramètres R_f (1) et R_t (2):

$$R_f = \frac{Dl_{\,fémur}}{Dm_{\,fémur}} \quad (1) \qquad (2)\ R_t = \frac{Dl_{\,tibia}}{Dm_{\,tibia}} \quad (2)$$

B.2. Hypothèse de détrompage

Fondé sur des reconstructions 3D du fémur et du tibia reconstruites à partir de radios biplanes, une hypothèse de détrompage (3) a été proposée en se basant sur les paramètres morphologiques R_f et R_t. Les paramètres morphologiques R_f et R_t ont été calculés pour la configuration inversée (*Inv*) et pour la configuration *non-inversée* (*Non-Inv*). Par la suite, l'hypothèse de détrompage est calculée :

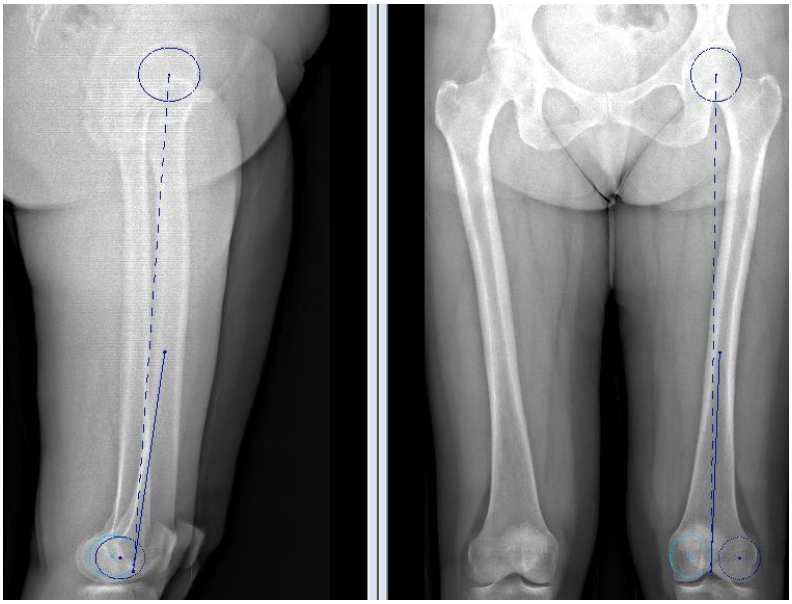
$$R_{inv} > R_{non-inv} \Leftrightarrow R_{inv} - R_{non-inv} > 0 \quad (3)$$

B.3. Reconstruction 3D des membres inférieurs

Les fémurs et tibias ont été reconstruits en utilisant une version simplifiée de la solution initiale de [Quijano *et al.* 2013] à partir de la numérisation de points anatomiques tel que décrit dans le chapitre 2. Pour le fémur, l'opérateur a dû numériser des cercles correspondants à la tête fémorale et les condyles distaux. L'opérateur a également numérisé deux points stéréo-correspondants : le point le plus bas de la trochlée fémorale et le centre de la diaphyse ; ce dernier point anatomique est numérisé à 1/3 de la hauteur du fémur (figure 41a).

Pour le tibia, l'opérateur a numérisé 2 points stéréo-correspondants : le milieu des épines tibiales et le centre de la surface articulaire distale. L'opérateur a aussi numérisé les bords postérieurs (vue de profil) (figure 41b).

a) Fémur



b) Tibia

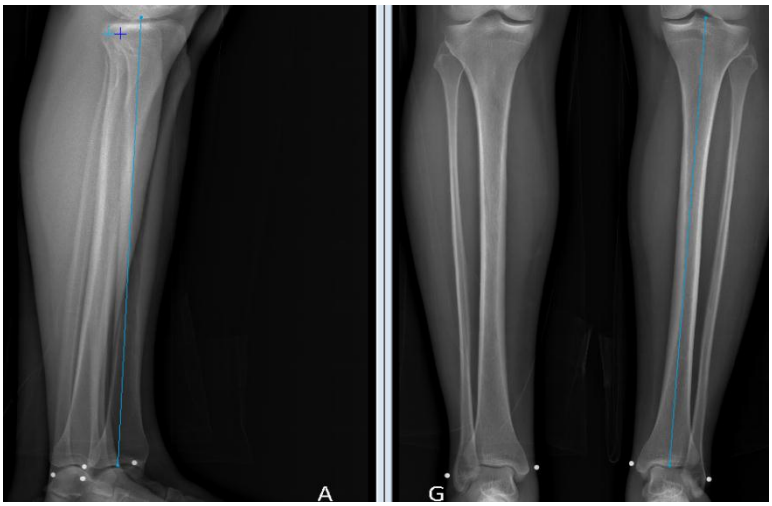


Figure 41 : Numérisation initiale simplifiée des radiographies biplanes utilisée pour l'obtention des reconstructions 3D du a) fémur et du b) tibia où les paramètres morphologiques sont calculés.

B.4. Evaluation

Deux séries de données ont été utilisées pour l'évaluation : 1) des données cadavériques, 2) des reconstructions 3D à partir de radios biplanes.

a) Données cadavériques

On a calculé les paramètres morphologiques R_f et R_t pour 29 fémurs et 24 tibias faisant partie de la base de données des sujets cadavériques décrite dans le Chapitre 2.

b) Reconstruction 3D à partir de radios biplanes

Pour vérifier la validité de l'hypothèse de détrompage, on a calculé la différence (ΔR) entre R_{inv} et $R_{non\text{-}inv}$ sur une base de données de reconstructions 3D à partir des radios biplanes composée par : 42 sujets (20 asymptomatiques-22 pathologiques). Le groupe asymptomatique est composé par 16 hommes et 4 femmes (âge moyen : 35 ans, intervalle : 24-60). Le groupe pathologique est composé par 12 hommes et 10 femmes (âge moyen : 68.2 ans ; intervalle : 51-88). De cette base de données, 74 fémurs (38 asymptomatiques-36 pathologiques) et 45 tibias (18 asymptomatiques- 27 pathologiques) ont été sélectionnés pour l'étude. Les reconstructions ont été faites par des opérateurs experts connaissant la méthode de reconstruction ainsi que l'anatomie humaine. Ainsi, l'ensemble de reconstructions sont considérées *non-inversées*. Chaque reconstruction (N*on-Inv*) *a* été inversée de manière automatique en utilisant les poignées MLS [Schaefer *et al.* 2006] définies pour les condyles fémoraux et les plateaux tibiaux. Les reconstructions avec la position de poignées inversées constituent la configuration (*Inv*).

De même, on a calculé le taux de succès de l'algorithme utilisant des critères morphologiques comme le rapport entre le nombre de bonnes détections et le nombre total de reconstructions.

En raison du caractère opérateur-dépendant du processus de reconstruction des membres inférieurs, on a calculé la sensibilité du paramètre ΔR pour un sous-ensemble de 8 fémurs et 8 tibias (4 sains-4 pathologiques) reconstruits deux fois par trois opérateurs. Le taux de cohérence de l'algorithme a été mesuré comme le rapport entre le nombre de reconstructions pour lesquelles l'algorithme de détrompage a été vérifié et le nombre total de reconstructions.

Enfin, si l'algorithme de détrompage par critères de similarité d'image ou par critères morphologiques n'était pas efficace, on analysera l'impact sur la torsion fémorale et tibiale entre la configuration inversée et non-inversée.

B.5. Résultats

a) Données cadavériques

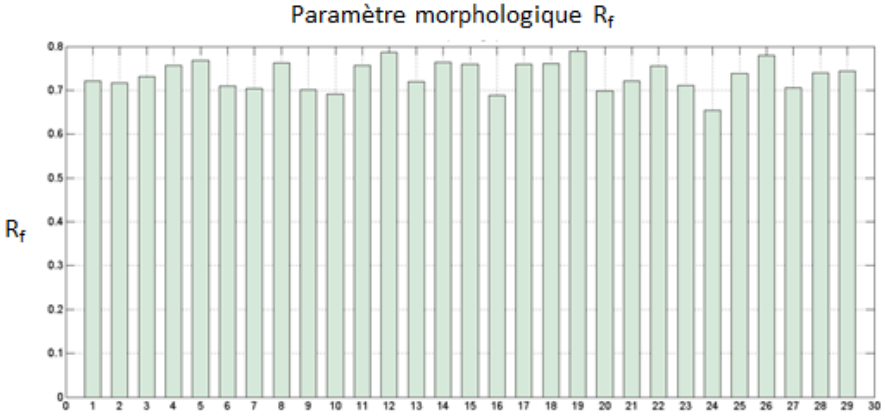
Les paramètres morphologiques sont présentés dans la (figure 42). R_f (figure 42a) a une valeur moyenne de 0,73, écart-type de 0,06. R_t (figure 42b) a une valeur moyenne de 1,06 et un écart-type de 0,07.

b) Reconstructions 3D à partir des radios biplanes

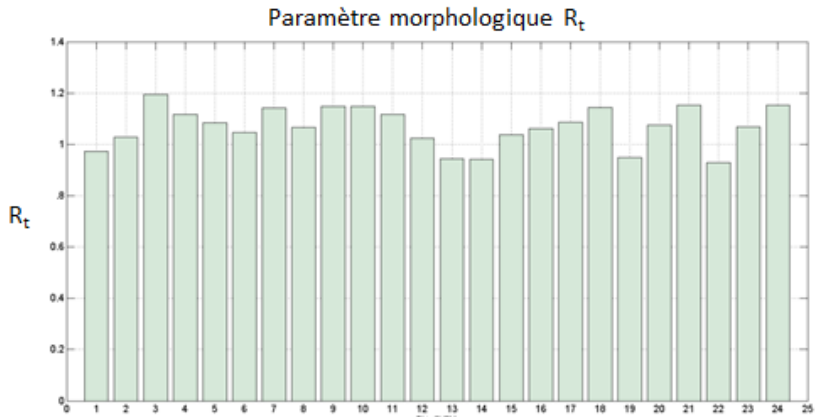
Le ΔR a été calculé pour chaque fémur (figure 43a) et chaque tibia (figure 43b) de la base de données de reconstructions. Le résultat montre que le taux de succès de l'algorithme est de 100% pour le tibia et 93% (97% sujets sains- 89% sujets pathologique) pour le fémur.

La sensibilité de l'algorithme a été évaluée pour 8 fémurs et 8 tibias (figure 44a et 44b) reconstruits deux fois par trois opérateurs experts. Les résultats montrent que l'hypothèse de détrompage a toujours été vérifiée (taux de cohérence de l'algorithme 100%). L'efficacité de l'algorithme est indépendante de la numérisation faite par les opérateurs.

Les cas pour lesquels l'hypothèse de détrompage n'a pas pu être vérifiée correspondent tous au fémur. Pour ces cas, l'algorithme utilisant des critères de similarité proposé par [Serrurier *et al.* 2012] a été calculé (tableau 12) et a donné une bonne détection pour 2/5 cas. De même, on a testé l'hypothèse de détrompage sur les 6 cas où [Serrurier *et al.* 2012] a reporté une détection incorrecte par les critères de similarité d'images (tableau 13). Avec les critères morphologiques on a pu lever l'ambiguïté pour la totalité des cas non-détectés par les critères de similarité. L'hypothèse de détrompage permet toujours la détection de la bonne configuration quand la différence de torsion fémorale est significative, ce n'est pas le cas en utilisant les critères de similarité.

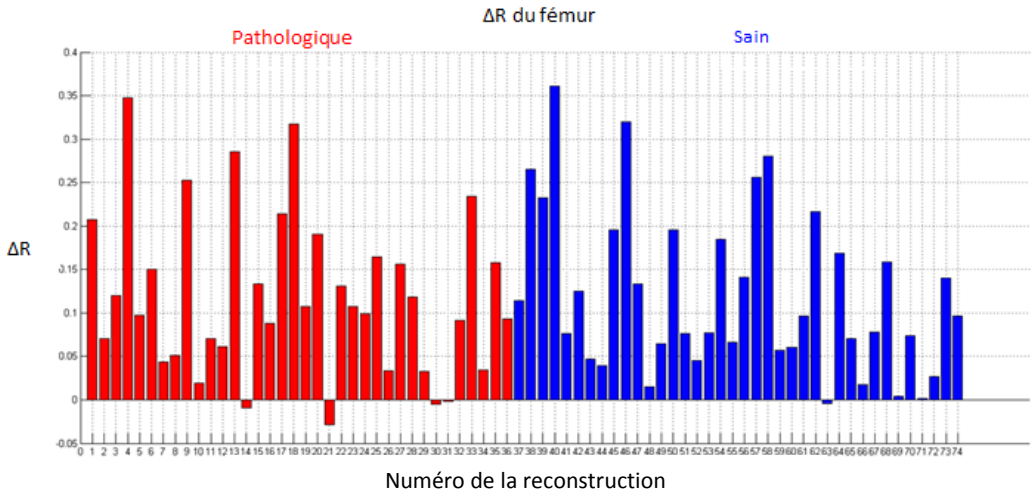


(a)

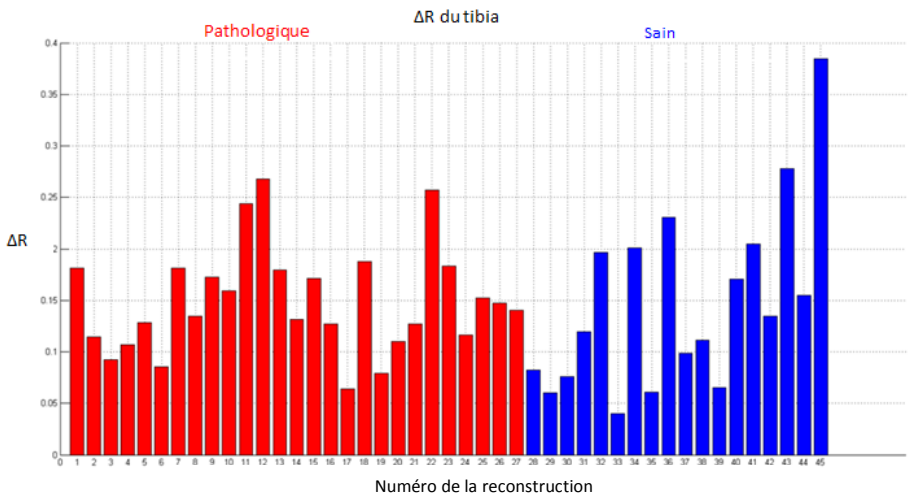


(b)

Figure 42 : Paramètres morphologiques R_F et R_t calculés sur une base de données de données SHPM de 29 fémurs et 24 tibias

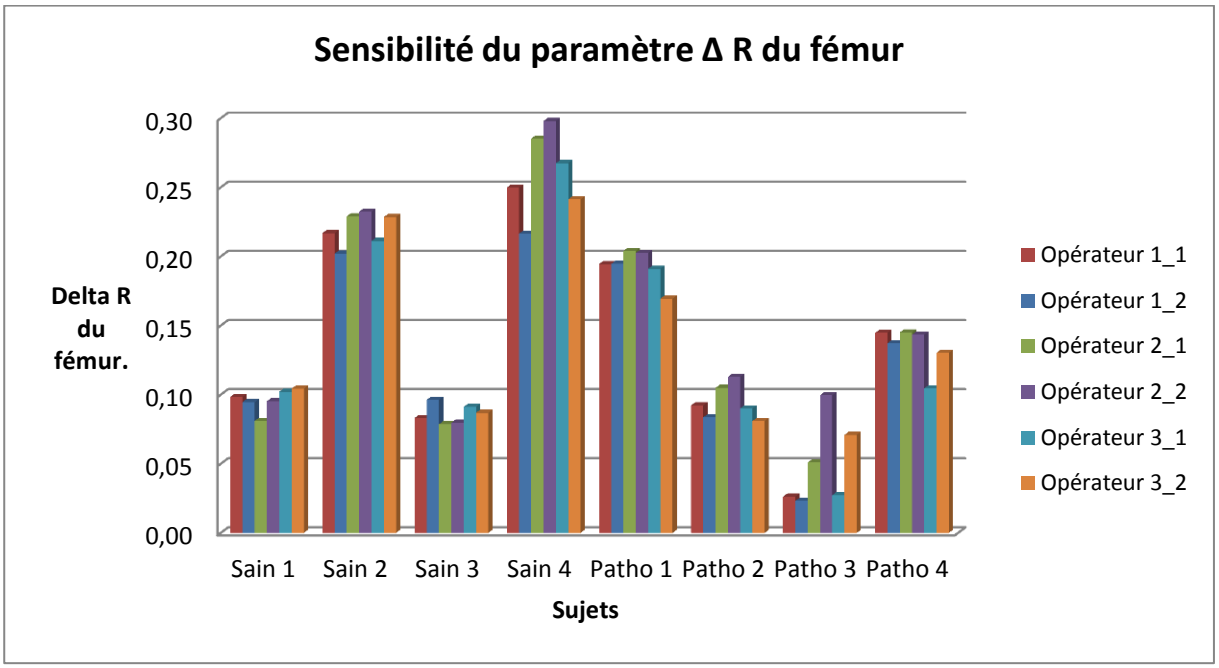


(a)

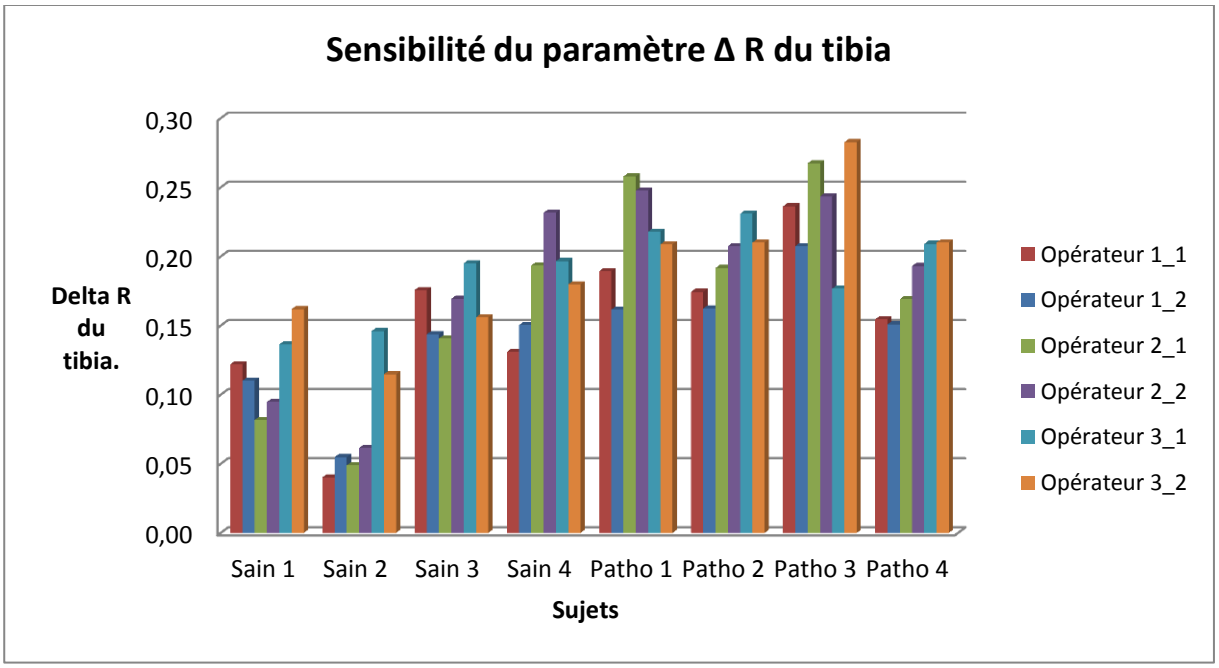


(b)

Figure 43 : ΔR calculé pour une base de données de a) 74 fémurs et b) 45 tibias reconstruits à partir de radiographies biplanes par des opérateurs experts



(a)



(b)

Figure 44 : Hypothèse de détrompage calculée pour a) 8 fémurs et b) 8 tibias reconstruits à partir de radios biplanes. Chaque fémur et chaque tibia a été reconstruit deux fois par trois opérateurs. Nomenclature des opérateurs: 1 (1er Op, 1ère fois), 1_2 (1er Op, 2ème fois), 2_1 (2ème Op, 1ère fois), 2_2 (2ème Op, 2ème fois), 3_1(3ème Op, 1ère fois), 3_2 (3ème Op, 2ème fois)

Sujet	Δ TF (°)	Décision critère morphologique	Décision critère similarité
Pathologique 14	0,6	Non-détecté	Détecté
Pathologique 21	2,45	Non-détecté	Non-détecté
Pathologique 30	4,8	Non-détecté	Non-détecté
Pathologique 31	4,05	Non-détecté	détecté
Sain 63	0,5	Non-détecté	Non-détecté

Tableau 12 : Sujets pour lesquels le critère morphologique n'a pas pu discriminer le côté médial du côté latéral. Pour ces sujets on a vérifié la détection ou non-détection d'inversion avec les critères de similarité. La différence de torsion fémorale entre les reconstructions avec les condyles inversés et non-inversés est indiquée.

ID article [Serrurier *et al.* 2012]	*Δ*TF (°)	Décision critère morphologique	Décision critère similarité
Sain 23	13,1	Détecté	Non-détecté
Sain 27	7,5	Détecté	Non-détecté
Sain 36	6,1	Détecté	Non-détecté
Sain 37	12,9	Détecté	Non-détecté
Pathologique 4	17,5	Détecté	Non-détecté
Pathologique 18	17,6	Détecté	Non-détecté

Tableau 13 : Sujets de l'article de [Serrurier *et al.* 2012] sur lesquels l'algorithme de traitement d'images n'a pas pu détecter la bonne configuration. Pour ces sujets on a vérifié la détection ou non-détection d'inversion avec les critères morphologiques. La différence de torsion fémorale entre la reconstruction avec les condyles inversés et non-inversés est montrée.

B.6. Discussion

Le but de cette étude est de proposer une méthode de détrompage de la reconstruction 3D du fémur et du tibia en utilisant des critères morphologiques. Une série de paramètres morphologiques, fondée sur une analyse quantitative et qualitative des inversions des condyles fémoraux et plateaux tibiaux a été proposée. Ces paramètres morphologiques ont permis de définir une hypothèse de détrompage qui peut être implémentée à un stade très précoce du processus de reconstruction 3D des membres inférieurs. En utilisant l'hypothèse de détrompage, on considère qu'une inversion a lieu quand la différence entre R_{inv} et $R_{non\text{-}inv}$ est supérieure à 0. L'intérêt de ce critère est lié à sa simplicité par rapport à d'autres méthodes utilisées, comme les méthodes utilisant les critères de similarité.

Les paramètres morphologiques R_f et R_t ont été calculés pour une base de données cadavérique. La valeur de ces paramètres est homogène sur la base de données. D'où la pertinence de l'utilisation des paramètres R_f et R_t comme base pour répondre à la problématique d'inversion de condyles fémoraux et des plateaux tibiaux. Ces paramètres morphologiques ont été calculées de manière similaire au Condyle Offset (CO) défini par [Hoshino *et al.* 2012]. Le CO est défini comme la distance entre l'axe anatomique

du fémur et l'axe bi-condylien. R_f et R_t, de même, peuvent être considérés comme l'offset du barycentre des sphères condyliennes par rapport à la diaphyse.

[Serrurier *et al.* 2012] a reporté un taux de succès de 90% en utilisant des critères de similarité d'images sur une base de données de 46 fémurs (32 sains- 14 pathologiques) reconstruits à partir de radios biplanes. Dans cette méthode, l'auteur a exclu des calculs les cas de superposition des condyles fémoraux. Avec les critères morphologiques, on reporte un taux de succès de 93% pour le fémur (calculé sur 74 fémurs), en utilisant tous les données disponibles, avec ou sans superposition de condyles. De plus, on a pu bénéficier d'une base de données plus significative par rapport à [Serrurier *et al.* 2012], surtout en termes de sujets pathologiques. 5 fémurs (numéro 14, 21, 30, 31 et 63) (figure 44) n'ont pas vérifié l'hypothèse de détrompage. Cependant, les valeurs des ΔR pour ces 5 fémurs étaient toutes inférieures à 0,05, ce qui montre que les deux configurations (*Inv*) et (*Non-Inv*) sont morphologiquement similaires; cela a pu être vérifié en mesurant la différence de torsion fémorale entre les deux configurations. La différence non signée a été calculée entre (0,6°-4,8°), (tableau 12). Pour cette série de données, l'algorithme de [Serrurier *et al.* 2012] détectant l'inversion pour 2 cas sur 5. L'utilisation de cet algorithme semble aléatoire en particulier pour les cas avec superposition des condyles où la similarité est très élevée.

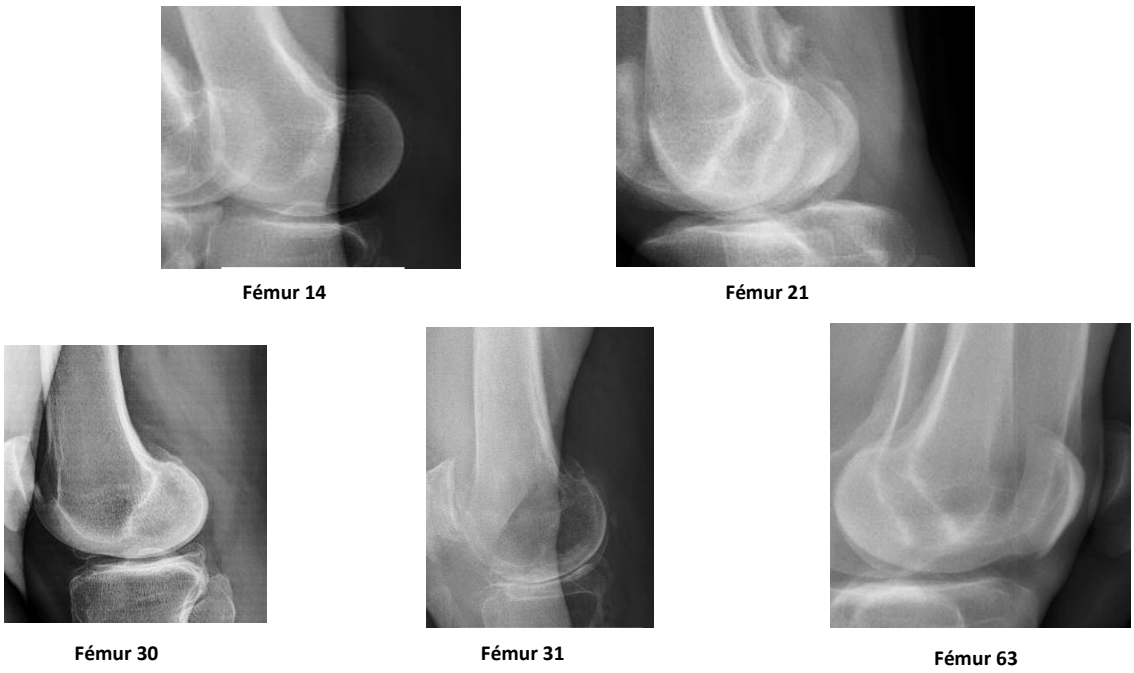


Figure 45 : Radios de profil correspondantes aux fémurs 14, 21, 30, 31, et 63. Pour ces fémurs l'hypothèse de détrompage n'a pas été vérifiée.

L'hypothèse de détrompage nous a permis de détecter la configuration correcte sur tous les cas où l'algorithme de [Serrurier *et al.* 2012] (tableau 13) n'était pas efficace. Ces 6 sujets avaient des

différences de torsion fémorale entre (6,1°-17,6°). Cela nous permet d'affirmer que l'hypothèse de détrompage est toujours concluante quand la différence de torsion fémorale est significative.

La méthode proposée permet d'éviter les inversions de condyles fémoraux et plateaux tibiaux d'une manière simple et rapide, des sujets sains et pathologiques à l'exclusion bien sur des patients très pathologiques. La méthode est limitée par son caractère binaire de décision. L'inclusion d'autres paramètres morphologiques ou d'un couplage avec des méthodes de similarité permettrait de donner des poids à chacun des critères et de cette manière obtenir un algorithme de décision plus robuste. Pour mettre en place cette méthode de détrompage, il faut simplement le maillage 3D issu des reconstructions 3D à partir de radios biplanes. Comme ces reconstructions ont été obtenues à partir de la déformation d'un modèle générique morpho-réaliste paramétré et régionalisé, le maillage peut également être divisé en régions anatomiques. A partir de ce maillage 3D on peut calculer les paramètres morphologiques et ensuite l'hypothèse de détrompage. Désormais, l'opérateur devra simplement numériser des cercles sur les condyles fémoraux et les bords postérieurs sur les plateaux tibiaux sans devoir faire un choix. Cela va éviter aux opérateurs de faire des choix ambigus et permettra d'avoir des paramètres cliniques plus précis (*i.e.* cas torsion fémorale et tibiale).

Conclusion intermédiaire

Une série de paramètres morphologiques permettant de rendre moins ambigüe la reconstruction de membres inférieurs à partir de radiographies biplanes a été proposée. Ce critère est pertinent, facile à calculer, robuste et devient une alternative par rapport aux méthodes basées sur des critères de similarité d'images. Une validation sur un éventail plus large de données (CT-Scan et radiographies biplanes) doit être considérée pour confirmer les résultats. De même, une éventuelle combinaison de critères (morphologiques et similarité d'images) pourrait donner des résultats définitifs.

Conclusion du chapitre

Une série d'approches permettant d'améliorer la précision et la robustesse et de diminuer l'ambigüité de la reconstruction 3D des membres inférieurs à partir de radios biplanes ont été présentées dans ce dernier chapitre de thèse. Le couplage de méthodes de traitement d'images avec le recalcul des inférences statistiques permet d'auto-améliorer la robustesse des paramètres cliniques du fémur utilisés en routine. Par ailleurs, l'utilisation des critères de similarité ou des critères morphologiques est prometteuse pour éviter l'ambigüité de la méthode de reconstruction. Ces indices sont complémentaires et éventuellement peuvent être combinés. Toutes ces améliorations permettront d'améliorer le diagnostic et le suivi pré et post opératoire des troubles des membres inférieurs.

Conclusion générale et perspectives

L'objectif de cette thèse était de contribuer à l'amélioration de la reconstruction 3D de membres inférieurs à partir de la radiographie biplane pour l'application à la planification et au suivi des chirurgies.

Le premier chapitre de cette thèse a permis de faire des rappels d'anatomie des membres inférieurs ainsi que des paramètres cliniques utilisés pour le suivi pré et post opératoire. Une méthode de reconstructions des membres inférieurs à partir des radios biplanes et des modèles paramétrés est déjà utilisée en routine clinique [Chaibi *et al.* 2011] ; cependant il est possible d'apporter des améliorations à certains points : 1) l'utilisation de bases de données d'inférences statistiques issues de reconstruction CT-Scan, 2) l'utilisation de méthodes d'inférences statistiques plus adaptés (*i.e.* la PLS), 3) la proposition de modèles paramétrés pour le tibia et 4) la diminution de l'ambiguïté des reconstructions des membres inférieurs ; proposer des proposer des méthodes pour éviter l'inversion de condyles fémoraux et plateaux tibiaux en utilisant des critères de similarités d'images et des critères morphologiques. Ce qui nous a amené aux objectifs spécifiques suivants : 1. Améliorer la solution initiale pour limiter le nombre d'ajustements manuels (*i.e*. chapitre 2), 2. Diminuer l'ambiguïté de la reconstruction, proposer des méthodes pour éviter l'inversion de condyles fémoraux et plateaux tibiaux (*i.e.* chapitre 3).

Le deuxième chapitre de cette thèse a permis de proposer et d'évaluer une méthode de reconstruction 3D du fémur et du tibia à partir des radios biplanes en utilisant des modèles paramétrés et des inférences statistiques. On a proposé un nouveau modèle paramétré du tibia et certaines modifications à celui du fémur. La méthode d'inférences statistiques a été aussi revisitée et on a choisi les régressions du type PLS. Ce travail a fait l'issue d'un article soumis (acceptation provisoire par le journal *'medical engineering and physics'* [Quijano *et al.* 2013]). La nouvelle solution initiale issue de ce travail a une précision moyenne de 1.3 mm pour le fémur et le tibia. Le 2RMS est de 3.5 mm pour le fémur et 3.2 mm pour le tibia. L'erreur maximum est de 8.2 mm pour le fémur et le tibia ; en comparant 9 fémurs et 9 tibias reconstruits par la segmentation de coupes CT-Scan par rapport aux surfaces 3D issues de la méthode proposée. Cette solution initiale est suffisante pour calculer avec une bonne reproductibilité ($2SD_{Repro}$) les paramètres cliniques les plus utilisés: (4°) et (4,2°) pour la TF et TT des sujets sains ; (5°) et (5,3°) pour les sujets pathologiques. Ces résultats nous permettent d'affirmer qu'on peut éviter les ajustements manuels qui augmentent le temps de reconstruction vu que la solution initiale est plus précise et robuste.

La troisième et dernière partie de cette thèse s'est concentrée sur l'amélioration de la méthode de reconstruction du membre inférieur en utilisant des critères morphologiques et du traitement d'images. Une première partie se concentre sur la démarche d'auto-amélioration de la solution initiale. Cette

démarche a permis de ré-estimer la solution initiale à partir d'un ré-calcul de paramètres descripteurs sur une surface 3D avec des retouches automatiques en utilisant des algorithmes de traitement d'images. En particulier, la démarche d'auto-amélioration de la solution initiale nous a amené vers un calcul plus robuste de la torsion fémorale, l'angle cervico-diaphysaire et l'angle fémoral mécanique. La torsion fémorale par exemple est maintenant estimée à (3,8°) pour les sujets sains et (4,5°) pour les sujets pathologiques. Pour le moment cette démarche n'a été réalisée que pour le fémur, mais elle pourra être étendue au tibia.

Finalement, dans la dernière partie de ce chapitre on s'est concentré sur le détrompage de la solution initiale des membres inférieurs soit en utilisant des critères de similarité d'images ou soit avec des critères morphologiques pour corriger la problématique d'inversion de condyles fémoraux et plateaux tibiaux. L'algorithme utilisant des critères de similarité pour discriminer le plateau médial du latéral du tibia a eu un taux de succès de 100 % en utilisant l'indice GD calculé sur 41 sujets (27 pathologiques et 14 sains). D'un autre côté, l'implémentation de critères morphologiques calculés sur des solutions initiales simplifiées a eu un taux de succès de 100% pour le tibia calculé sur 45 sujets (18 sains et 27 pathologiques). En plus, on a aussi utilisé des critères morphologiques pour pouvoir discriminer le côté médial du latéral de 6 fémurs où la méthode utilisant des critères de similarité de [Serrurier *et al.* 2012] n'a pas été concluante. Pour ces 6 fémurs, la méthode utilisant des critères morphologiques a détecté le côté correct. De même, un module pour discriminer le côté médial du latéral du fémur a été proposé ; donnant un taux de succès de 93% calculé sur 74 fémurs (38 sains et 36 pathologiques), ces résultats sont très prometteurs, en prenant en compte que les cas où le module n'as pas été concluant présentaient des superpositions des condyles et la différence de torsion fémorale entre la reconstruction inversée et non-inversée était toujours entre (0,6°-4,8°). Ces critères peuvent nous permettre d'améliorer le calcul d'un corridor de normalité de la TF et la TT.

Cette méthode de reconstruction et de calcul d'indices cliniques est d'ores et déjà intégrée dans le logiciel SterEos© et utilisée dans une soixantaine d'hôpitaux au monde. Cette technique de reconstruction et de calcul d'indices cliniques pourront servir à la planification d'ostéotomies et des chirurgies pour la pose de prothèses de hanche et de genoux. De même, Ils permettent d'éviter l'imprécision de calcul des torsions et rotations à partir du CT-Scan. Toutefois, des améliorations peuvent être suggérées. Vu que la solution initiale du fémur et du tibia est assez précise on a fait un pas en avant vers l'utilisation des techniques de traitement d'images pour automatiser les reconstructions 3D des membres inférieurs. De même, il reste à comprendre une ultérieure utilisation des critères morphologiques pour la correction automatique du calcul des torsions.

Ainsi cette thèse a permis de progresser vers la reconstruction semi-automatisée, précise et robuste du membre inférieur.

Publication et communications

Communications à congrès scientifiques internationaux avec comité de lecture et actes :

S.Quijano, A.Serrurier, B.Aubert, R.Allena & W.Skalli (2012). Fast 3D reconstruction of lower limbs from biplanar calibrated radiographs. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering international symposium*, Berlin, Allemagne.

S.Quijano, J.Liang, A.Serrurier, E. Jolivet & W. Skalli (2011). Méthode de reconstruction 3D du fémur et du tibia à partir de la radiographie Biplane. *Congrès de la société de biomécanique*. Présentation orale. Besançon, France.

A. Serrurier, S. Quijano & W. Skalli (2011). Automatic femur condyles disambiguation for 3D reconstruction from biplanar radiographs. *23rd Congress of the International Society of Biomechanics (ISB)*, Bruxelles, Belgique.

A. Serrurier, E. Jolivet, S. Quijano & W. Skalli (2011). Extraction and variability of the femur cortical thickness from Computer Tomography. *25th International Congress of Computer Assisted Radiology and Surgery CARS*, Berlin, Allemagne.

Publications scientifiques dans des revues à comité de lecture :

S. Quijano, A.Serrurier, B. Aubert, P.Thoreux & W. Skalli (2013). 3D reconstruction of femur and tibia from biplanar radiography **(***révisions mineures soumises, Mai 2013***,** *medical engineering and physics***).**

A. Serrurier, S. Quijano, R. Nizard & W. Skalli (2012). Robust femur condyles reconstruction from biplanar images. *Medical engineering and physics***.**

A. Serrurier, E. Jolivet, S. Quijano & W. Skalli (2012). Variability study of the femur cortical thickness from computer tomography. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering.*

E. Gaumétou, A. Presedo, S. Quijano, K. Mazda & W. Skalli (2012). Analysis of the lower limbs torsions using EOS™ in children and young adults. *Revue de chirurgie orthopédique et traumatologique*. Sous presse**.**

Références bibliographiques

Abdel-Aziz, Y. I. and H. M. Karara (1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates. American society of photogrammetry symposium on close-range photogrammetry, Falls Church, Virginia.

Abdi, H. (2007). Partial Least Squares (PLS) Regression. Encyclopedia of Measurement and Statistics. N. J. Salkind**:** 740-744.

Abdi, H. (2010). "Partial least squares regression, projection on latent structure regression. PlS-Regression." Wiley Interdisciplinary Reviews: Computational Statistics. **2**: 97-106.

AFNOR-5725/2 (1994). "ISO-5725/2: Exactitude (justesse et fidélité) des résultats et méthodes de mesure".

Aubin, C. E., J. Dansereau, F. Parent, H. Labelle and J. A. de Guise (1997). "Morphometric evaluations of personalised 3D reconstructions and geometric models of the human spine." Med Biol Eng Comput **35**(6): 611-618.

Baudoin, A., W. Skalli, J. A. de Guise and D. Mitton (2008). "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.

Benameur, S., M. Mignotte, S. Parent, H. Labelle, W. Skalli and J. A. de Guise (2002). "3D biplanar statistical reconstruction of scoliotic vertebrae." Stud Health Technol Inform **91**: 281-285.

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

Besl, P. and N. D. McKay (1992). "A method for registration of 3D-Shapes." IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell **14**(2): 239-256.

Bloch, F. (1953). "The Principle of Nuclear Induction." Science **118**(3068): 425-430.

Brosseau, L., G. A. Wells, G. P. Kenny, R. Reid, A. Maetzel, P. Tugwell, M. Huijbregts, C. McCullough, G. De Angelis and L. Chen (2012). "The implementation of a community-based aerobic walking program for mild to moderate knee osteoarthritis: A knowledge translation randomized controlled trial: Part II: Clinical outcomes." BMC Public Health **12**: 1073.

Cappozzo, A., F. Catani, A. Leardini, M. G. Benedetti and U. D. Croce (1996). "Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts." Clin Biomech (Bristol, Avon) **11**(2): 90-100.

Catonné, Y., E. Sari-Ali and A. Nogier, Eds. (2006). Déviations axiales des membres inférieurs. Sauramps Médical. Montpellier.

Chaibi, Y., T. Cresson, B. Aubert, J. Hausselle, P. Neyret, O. Hauger, J. A. de Guise and W. Skalli (2011). "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: 1.

Chaichankul, C., A. Tanavalee and P. Itiravivong (2011). "Anthropometric measurements of knee joints in Thai population: correlation to the sizing of current knee prostheses." Knee **18**(1): 5-10.

Chav, R., T. Cresson, C. Kauffman and J. A. De Guise (2009). Method for fast and accurate segmentation processing from prior shape: Application to femoral head segmentation on X-ray images. SPIE Medical Imaging, International Society for Optics and Photonics.

Cheriet, F. and J. Meunier (1999). "Self-calibration of a biplane X-ray imaging system for an optimal three dimensional reconstruction." Comput Med Imaging Graph **23**(3): 133-141.

Cline, H. E., W. E. Lorensen, S. Ludke, C. R. Crawford and B. C. Teeter (1988). "Two algorithms for the three-dimensional reconstruction of tomograms." Med Phys **15**(3): 320-327.

Cooke, T. D., R. A. Scudamore, J. T. Bryant, C. Sorbie, D. Siu and B. Fisher (1991). "A quantitative approach to radiography of the lower limb. Principles and applications." J Bone Joint Surg Br **73**(5): 715-720.

Cootes, T. F., C. J. Taylor, D. H. Cooper and J. Graham (1995). "Active Shape Models- Their Training and Application." Computer visions and image understanding **61**: 38-59.

Cormack, A. M. (1980). "Early two-dimensional reconstruction (CT scanning) and recent topics stemming from it. Nobel lecture, December 8, 1979." J Comput Assist Tomogr **4**(5): 658-664.

Cresson, T., B. Godbout, D. Branchaud, R. Chav, P. Gravel and J. A. De Guise (2008). "Surface reconstruction from planar x-ray images using moving least squares." Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc **2008**: 3967-3970.

Darling, A. L., O. A. Hakim, K. Horton, M. A. Gibbs, L. Cui, J. L. Berry, S. A. Lanham-New and K. H. Hart (2013). "Adaptations in tibial cortical thickness and total volumetric bone density in postmenopausal South Asian women with small bone size." Bone **55**(1): 36-43.

De Bruin, P. W., B. L. Kaptein, B. C. Stoel, R. J.H.C., P. M. Rozing and E. R. Valstar (2008). "Image-based RSA: Roentgen stereophotogrammetric analysis 567 based on 2D-3D image registration." J Biomech **41**(1): 155-164.

Della Croce, U., A. Leardini, L. Chiari and A. Cappozzo (2005). "Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics." Gait Posture **21**(2): 226-237.

Deschenes, S., G. Charron, G. Beaudoin, H. Labelle, J. Dubois, M. C. Miron and S. Parent (2010). "Diagnostic imaging of spinal deformities: reducing patients radiation dose with a new slot-scanning X-ray imager." Spine (Phila Pa 1976) **35**(9): 989-994.

Dieudonne, A., P. Zhang, P. Vannoorenberghe and I. Gardin (2007). "Semiautomated thoracic and abdominal computed tomography segmentation using the belief functions theory: application to 3D internal dosimetry." Cancer Biother Radiopharm **22**(2): 275-280.

Dong, X. and G. Zheng (2009). "Automatic extraction of proximal femur contours from calibrated X-ray images using 3D statistical models: an in vitro study." Int J Med Robot **5**(2): 213-222.

Drake, R., W. Vogl and A. Mitchell (2009). Gray's anatomy for students. Elsevier.

Dubousset, J. (1994). Three-dimensional analysis of the scoliotic deformity. New York.

Dubousset, J., G. Charpak, I. Dorion, W. Skalli, F. Lavaste, J. Deguise, G. Kalifa and S. Ferey (2005). "[A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position: the EOS system]." Bull Acad Natl Med **189**(2): 287-297; discussion 297-300.

Dumas, R., D. Mitton, S. Laporte, J. Dubousset, J. P. Steib, F. Lavaste and W. Skalli (2003). "Explicit calibration method and specific device designed for stereoradiography." J Biomech **36**(6): 827-834.

Duparc, F., J. M. Thomine, J. Simonet and N. Biga (1992). "[Femoral and tibial bone torsions associated with internal femoro-tibial osteoarthritis. Index of cumulative torsions]." Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot **78**(7): 430-437.

Duparc, J. and C. Massare (1967). "Mesures radiologiques des déviations angulaires du génou sur le plan frontal." Ann.Radiol. **10**: 9-10.

Efron, B. (1982). "The Jackknife, the Bootstrap and Other Resampling Plans." PA:SIAM.

Farahani, H., A. Rahiminezhad, L. Same and K. Immanezhad (2010). A comparison of Partial Least Squares (PLS) and Ordinary Least Squares (OLS) regressions in predicting of couples mental health based on their communicational patterns. Procedia Social and Behavioral Sciences

Faro, F. D., M. C. Marks, J. Pawelek and P. O. Newton (2004). "Evaluation of a functional position for lateral radiograph acquisition in adolescent idiopathic scoliosis." Spine (Phila Pa 1976) **29**(20): 2284-2289.

Fleute, M., S. Lavallée and L. Desbat (2002). "Integrated approach for matching statistical shape models with intra-operative 2D and 3D data." Medical image computing and computer-assisted intervention. **2489/2002**: 364-372.

Gauvin, C., J. Dansereau, Y. Petit, J. A. De Guise and H. Labelle (1998). "[Customized 3D radiographic reconstruction of the human pelvis]." Ann Chir **52**(8): 744-751.

Gheno, R., E. Nectoux, B. Herbaux, M. Baldisserotto, L. Glock, A. Cotten and N. Boutry (2012). "Three-dimensional measurements of the lower extremity in children and adolescents using a low-dose biplanar X-ray device." Eur Radiol **22**(4): 765-771.

Gonzalez-Aguero, A., G. Vicente-Rodriguez, A. Gomez-Cabello and J. A. Casajus (2013). "Cortical and trabecular bone at the radius and tibia in male and female adolescents with Down syndrome: a peripheral quantitative computed tomography (pQCT) study." Osteoporos Int **24**(3): 1035-1044.

Gray, A., F. Meyer and P. F. Leyvraz (2002). "Anomalies morphologiques des membres inférieurs dans la gonarthrose. Médecine et hygiène." Revue médicale suisse. **60**: 2374-2379.

Hangartner, T. N. and V. Gilsanz (1996). "Evaluation of cortical bone by computed tomography." J Bone Miner Res **11**(10): 1518-1525.

Ho, W. P., C. K. Cheng and J. L. Liau (2006). "Morphometrical measurements of resected surface of femurs in chinese knees: correlations to the sizing of current femoral implants." The Knee: 12-14.

Hoerl, A. E. (1962). "Applications of the ridge analysis to regression problems." Chemical engineering progress **58**: 54-59.

Hoerl, A. E. and R. W. Kennard (1970). "Ridge regression biaised estimation for nonorthogonal problems." Technometrics **8**: 27-51.

Hoiseth, A., O. Reikeras and E. Fonstelien (1989). "Basic concepts of femoral neck anteversion: comparison of two definitions." Br J Radiol **62**(734): 114-116.

Hoiseth, A., O. Reikeras and E. Fonstelien (1989). "Evaluation of three methods for measurement of femoral neck anteversion. Femoral neck anteversion, definition, measuring methods and errors." Acta Radiol **30**(1): 69-73.

Hoshino, Y., J. H. Wang, S. Lorenz, F. H. Fu and S. Tashman (2012). "The effect of distal femur bony morphology on in vivo knee translational and rotational kinematics." Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc **20**(7): 1331-1338.

Hotelling, H. (1933). "Analysis of complex statistical variables into principal components." Journal of Educational Psychology.: 417-441.

Hounsfield, G. N. (1978). "Potential uses of more accurate CT absorption values by filtering." AJR Am J Roentgenol **131**(1): 103-106.

Huang, T. C., G. Zhang, T. Guerrero, G. Starkschall, K. P. Lin and K. Forster (2006). "Semi-automated CT segmentation using optic flow and Fourier interpolation techniques." Comput Methods Programs Biomed **84**(2-3): 124-134.

Huda, W. (2007). "Radiation doses and risks in chest computed tomography examinations." Proc Am Thorac Soc **4**(4): 316-320.

Huda, W. and F. A. Mettler (2011). "Volume CT dose index and dose-length product displayed during CT: what good are they?" Radiology **258**(1): 236-242.

Huertas, C. and C. Mansant (2002). Le pied. 1er partie. L'observatoire du mouvement.

Humbert, L. (2008). Contribution à l'automatisation du traitement des radiographies du système ostéoarticulaire pour la modélisation géométrique et l'analyse clinique. Paris, France, ENSAM.

Humbert, L., J. A. De Guise, B. Aubert, B. Godbout and W. Skalli (2009). "3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using parametric models based on transversal and longitudinal inferences." Med Eng Phys **31**(6): 681-687.

Jakob, R. P., M. Haertel and E. Stussi (1980). "Tibial torsion calculated by computerised tomography and compared to other methods of measurement." J Bone Joint Surg Br **62-B**(2): 238-242.

Kadoury, S., F. Cheriet and H. Labelle (2009). "Personalized X-ray 3-D reconstruction of the scoliotic spine from hybrid statistical and image-based models." IEEE Trans Med Imaging **28**(9): 1422-1435.

Kadoury, S., F. Cheriet, C. Laporte and H. Labelle (2007). "A versatile 3D reconstruction system of the spine and pelvis for clinical assessment of spinal deformities." Med Biol Eng Comput **45**(6): 591-602.

Kalifa, G., Y. Charpak, C. Maccia, E. Fery-Lemonnier, J. Bloch, J. M. Boussard, M. Attal, J. Dubousset and C. Adamsbaum (1998). "Evaluation of a new low-dose digital x-ray device: first dosimetric and clinical results in children." Pediatr Radiol **28**(7): 557-561.

Kilappa, V., P. Moilanen, L. Xu, P. H. Nicholson, J. Timonen and S. Cheng (2011). "Low-frequency axial ultrasound velocity correlates with bone mineral density and cortical thickness in the radius and tibia in pre- and postmenopausal women." Osteoporos Int **22**(4): 1103-1113.

Klein, S., U. A. van der Heide, I. M. Lips, M. van Vulpen, M. Staring and J. P. Pluim (2008). "Automatic segmentation of the prostate in 3D MR images by atlas matching using localized mutual information." Med Phys **35**(4): 1407-1417.

Kotsas, P. and T. Dodd (2011). "A review of methods of 2D/3D registration." World academy of sciences, engineering and technology **59**.

Krishnan, A., L. J. Williams, A. R. McIntosh and H. Abdi (2011). "Partial Least Squares (PLS) methods for neuroimaging: a tutorial and review." Neuroimage **56**(2): 455-475.

Laasonen, E. M., P. Jokio and T. S. Lindholm (1984). "Tibial torsion measured by computed tomography." Acta Radiol Diagn (Stockh) **25**(4): 325-329.

Laporte, S. (2003). Reconstruction 3D du squelette humain pour la biomécanique par radiographie biplane à dise minimale d'irradiation. ENSAM, Paris.

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

Lauterbur, P. C. (1986). "NMR imaging in biomedicine." Cell Biophys **9**(1-2): 211-214.

Lavaste, F., W. Skalli, S. Robin, R. Roy-Camille and C. Mazel (1992). "Three-dimensional geometrical and mechanical modelling of the lumbar spine." J Biomech **25**(10): 1153-1164.

Le Bras, A., S. Laporte, V. Bousson, D. Mitton, J. A. De Guise, J. D. Laredo and W. Skalli (2004). "3D reconstruction of the proximal femur with low-dose digital stereoradiography." Comput Aided Surg **9**(3): 51-57.

Lebailly, F., L. V. Lima, A. Clairemidi, B. Aubert, S. Guerard, Y. Chaibi, J. de Guise, C. Fontaine and W. Skalli (2012). "Semi-automated stereoradiographic upper limb 3D reconstructions using a combined parametric and statistical model: a preliminary study." Surg Radiol Anat **34**(8): 757-765.

Lerat, J. L. (1982). "[Indications for the correction of torsion disorders of the lower limbs in the adult]." Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot **68**(1): 66-70.

Lim, H. C., J. H. Bae, J. Y. Yoon, S. J. Kim, J. G. Kim and J. M. Lee (2013). "Gender differences of the morphology of the distal femur and proximal tibia in a Korean population." Knee **20**(1): 26-30.

Maintz, J. A. (1998). "A survey of medical image registration." Medical image analysis **2**: 1-36.

Maitra, S. and J. Yan (2008) Principal component analysis and partial least squares: two dimension reduction techniques for regression.

Mansfield, P. and A. A. Maudsley (1977). "Medical imaging by NMR." Br J Radiol **50**(591): 188-194.

Mansfield, P., I. L. Pykett and P. G. Morris (1978). "Human whole body line-scan imaging by NMR." Br J Radiol **51**(611): 921-922.

Marin, F. (2000). Contribution biomécanique à l'étude de l'articulation fémoro-tibiale pendant la marche in vivo. Paris, ENSAM.

Massy, W. F. (1965). "Principal components regression in exploratory statistical research." Journal of the american statistical association **60**: 234-246.

Mayers, R. H. (1990). Classical and modern regressions with applications, Duxbury press.

Messmer, P., G. Long, N. Suhm, P. Regazzoni and A. L. Jacob (2001). "Volumetric model determination of the tibia based on 2D radiographs using a 2D/3D database." Comput Aided Surg **6**(4): 183-194.

Mitton, D., S. Deschenes, S. Laporte, B. Godbout, S. Bertrand, J. A. de Guise and W. Skalli (2006). "3D reconstruction of the pelvis from bi-planar radiography." Comput Methods Biomech Biomed Engin **9**(1): 1-5.

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

Mitulescu, A., J. A. De Guise, J. Dubousset, H. Labelle, C. Adamsbaum and W. Skalli (2002). "Validation of the NSCP technique on scoliotic vertebrae." Stud Health Technol Inform **88**: 167-171.

Mitulescu, A., S. Laporte, C. Boulay, J. A. De Guise and W. Skalli (2002). "3D reconstruction of the pelvis using the NSCP technique." Stud Health Technol Inform **88**: 177-181.

Mitulescu, A., I. Semaan, J. A. De Guise, P. Leborgne, C. Adamsbaum and W. Skalli (2001). "Validation of the non-stereo corresponding points stereoradiographic 3D reconstruction technique." Med Biol Eng Comput **39**(2): 152-158.

Moreland, J. R., L. W. Bassett and G. J. Hanker (1987). "Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity." J Bone Joint Surg Am **69**(5): 745-749.

Mori, G., S. Belongie and J. Malik (2005). "Efficient shape matching using shape contexts." IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell **27**(11): 1832-1837.

Moura, D. C., J. Boisvert, J. G. Barbosa, H. Labelle and J. M. Tavares (2011). "Fast 3D reconstruction of the spine from biplanar radiographs using a deformable articulated model." Med Eng Phys **33**(8): 924-933.

Moussa, M. (1994). "Rotational malalignment and femoral torsion in osteoarthritic knees with patellofemoral joint involvement. A CT scan study." Clin Orthop Relat Res(304): 176-183.

Murphy, S. B., S. R. Simon, P. K. Kijewski, R. H. Wilkinson and N. T. Griscom (1987). "Femoral anteversion." J Bone Joint Surg Am **69**(8): 1169-1176.

Nodé-Langlois, L. (2003). Analyses tridimensionnelles des déviations angulaires des axes du membre inférieur, en pré per et postopératoire., ENSAM-Paris.

Odille, F., J. A. Steeden, V. Muthurangu and D. Atkinson (2011). "Automatic segmentation propagation of the aorta in real-time phase contrast MRI using nonrigid registration." J Magn Reson Imaging **33**(1): 232-238.

Pajarinen, J., J. Lindahl, V. Savolainen, O. Michelsson and E. Hirvensalo (2004). "Femoral shaft medialisation and neck-shaft angle in unstable pertrochanteric femoral fractures." Int Orthop **28**(6): 347-353.

Park, J. S., D. C. Nam, D. H. Kim, H. K. Kim and S. C. Hwang (2012). "Measurement of Knee Morphometrics Using MRI: A Comparative Study between ACL-Injured and Non-Injured Knees." Knee Surg Relat Res **24**(3): 180-185.

Pearcy, M. J. (1985). "Stereo radiography of lumbar spine motion." Acta Orthop Scand Suppl **212**: 1-45.

Penney, G., J. Weese, J. Little, P. Desmedt, D. Hill and D. Hawkes (1998). "A comparison of similarity measures for use in 2D-3D medical image registration." IEEE Trans Med Imaging **17**.

Pluim, J. P., J. A. Maintz and M. A. Virgever (2003). "Mutual information based registration of medical images: a survey." IEEE Trans Med Imaging **20**.

Pomero, V., D. Mitton, S. Laporte, J. A. de Guise and W. Skalli (2004). "Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model." Clin Biomech (Bristol, Avon) **19**(3): 240-247.

Purcell, E. M. (1948). "Nuclear Magnetism in Relation to Problems of the Liquid and Solid States." Science **107**(2783): 433-440.

Purcell, E. M. (1953). "Research in Nuclear Magnetism." Science **118**(3068): 431-436.

Quijano, S., A. Serrurier, B. Aubert, S. Laporte, P. Thoreux and W. Skalli (2013). "Three dimensional reconstruction of the lower limbs from biplanar calibrated radiographs (in revision)." Medical engineering and physics.

Reikeras, O., A. Hoiseth and A. Reigstad (1985). "Femoral anteversion measured by the Dunlap/Rippstein and Norman methods." Acta Radiol Diagn (Stockh) **26**(3): 303-305.

Roshni, V. S. and K. Revathy (2008). "Using mutual information and cross correlation as metrics for registration of images." Journal of applied information technology.

Roux, C. H., A. Saraux, B. Mazieres, J. Pouchot, J. Morvan, B. Fautrel, J. Testa, P. Fardellone, A. C. Rat, J. Coste, F. Guillemin and L. Euller-Ziegler (2008). "Screening for hip and knee osteoarthritis in the general population: predictive value of a questionnaire and prevalence estimates." Ann Rheum Dis **67**(10): 1406-1411.

Rubin, P. J., P. F. Leyvraz, J. M. Aubaniac, J. N. Argenson, P. Esteve and B. de Roguin (1992). "The morphology of the proximal femur. A three-dimensional radiographic analysis." J Bone Joint Surg Br **74**(1): 28-32.

Sadowsky, O., G. Chintalapani and R. H. Taylor (2007). "Deformable 2D-3D registration of the pelvis with a limited field of view, using shape statistics." Med Image Comput Comput Assist Interv **10**(Pt 2): 519-526.

Schaefer, S., T. McPhail and J. Warren (2006). Image deformation using moving least squares. ACM transactions on graphics.

Seber, S., B. Hazer, N. Kose, E. Gokturk, I. Gunal and A. Turgut (2000). "Rotational profile of the lower extremity and foot progression angle: computerized tomographic examination of 50 male adults." Arch Orthop Trauma Surg **120**(5-6): 255-258.

Serrurier, A., E. Jolivet, S. Quijano, P. Thoreux and W. Skalli (2012). "Distribution and variability study of the femur cortical thickness from computer tomography." Comput Methods Biomech Biomed Engin.

Serrurier, A., S. Quijano, R. Nizard and W. Skalli (2012). "Robust femur condyle disambiguation on biplanar X-rays." Med Eng Phys **34**(10): 1433-1440.

Skalli, W., L. Humbert, D. Mitton, J. Dubousset, J. De Guise, B. Godbout and S. Parent (2007). Method for reconstruction of a Three-Dimensional model of an Osteo-Articular Structure. PCT.

Staal, J., B. van Ginneken and M. A. Viergever (2007). "Automatic rib segmentation and labeling in computed tomography scans using a general framework for detection, recognition and segmentation of objects in volumetric data." Med Image Anal **11**(1): 35-46.

Sudhöff, I. (2007). Modélisation géométrique et mécanique personnalisée de l'appareil locomoteur, ETS Montréal - ENSAM Paris. **Ph.D.**

Sugano, N., P. C. Noble and E. Kamaric (1998). "A comparison of alternative methods of measuring femoral anteversion." J Comput Assist Tomogr **22**(4): 610-614.

Than, P., K. Szuper, S. Somoskeoy, V. Warta and T. Illes (2012). "Geometrical values of the normal and arthritic hip and knee detected with the EOS imaging system." Int Orthop: 36(36):1291-1297.

Tian, T. P., Y. Chen, W. K. Leow, W. Hsu, T. S. Howe and M. A. Png (2003). "Computing neck shaft angle of femur for X-rays fracture detection " In Proc. Int. Conf. on Computer Analysis of Images and Patterns: 82-89.

Trochu, F. (1993). "A contouring program based on dual kriging interpolation." Engineering with computers **9(3)**: 160-177.

Van Der Bom, I. M. J., S. Klein, M. Staring, R. Homan, L. W. Bartels and J. P. W. Pluim (2011). Evaluation of optimization methods for 2D-3D registration in x-ray guided interventions. SPIE proceedings, Lake Buena Vista, Florida.

van Rikxoort, E. M., M. Prokop, B. de Hoop, M. A. Viergever, J. P. Pluim and B. van Ginneken (2009). "Automatic segmentation of the pulmonary lobes from fissures, airways, and lung borders: evaluation of robustness against missing data." Med Image Comput Comput Assist Interv **12**(Pt 1): 263-271.

Veron, S. (1997). Modélisation géométrique et mécanique tridimensionelle par éléments finis du rachis cervical supérieur. ENSAM,Paris.

Web:Anat 1, R. from www.anatomie-humaine.com.

Web:Anat 2, R. from www.ikonet.com.

Wold, H. (1966). Estimation of principal components and related models by iterative least squares. Multivariate analysis. P. R. Krishnaiah. New York**:** 34-51.

Wu, G., S. Siegler, P. Allard, C. Kirtley, A. Leardini, D. Rosenbaum, M. Whittle, D. D. D'Lima, L. Cristofolini, H. Witte, O. Schmid and I. Stokes (2002). "ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics." J Biomech **35**(4): 543-548.

Yeniay, O. and A. Goktas (2002). "A comparison of partial least squares regressions with other predictive methods." Journal of mathematics and statistics **31**: 99-111.

Yokota, F., T. Okada, M. Takao, N. Sugano, Y. Tada and Y. Sato (2009). "Automated segmentation of the femur and pelvis from 3D CT data of diseased hip using hierarchical statistical shape model of joint structure." Med Image Comput Comput Assist Interv **12**(Pt 2): 811-818.

Yoshioka, Y., D. Siu and T. D. Cooke (1987). "The anatomy and functional axes of the femur." J Bone Joint Surg Am **69**(6): 873-880.

Zheng, G., S. Gollmer, S. Schumann, X. Dong, T. Feilkas and M. A. Gonzalez Ballester (2009). "A 2D/3D correspondence building method for reconstruction of a patient-specific 3D bone surface model using point distribution models and calibrated X-ray images." Med Image Anal **13**(6): 883-899.

Zitova, B. and J. Flusser (2003). "Image registration methods: a survey." Image and vision computing **21**: 977-1000.

Liste de figures

Figure 1 : Illustrations des axes , plans et directions anatomiques [Dubousset 1994] 10
Figure 2 : Le bassin osseux [Web:Anat 1] 11
Figure 3 : Le squelette du pied, face dorsale [Web:Anat 1] 11
Figure 4 : La patella [Web:Anat 1] 12
Figure 5 : La jambe : la fibula à gauche, le tibia à droite [Web:Anat 1] 13
Figure 6 : Le fémur [Web:Anat 1] 14
Figure 7 : Repère local du a) fémur et b) tibia proposé et évalué par [Sudhöff 2007] 15
Figure 8 : a) genou valgum, b) genou normale, c) genou varum [Nodé-Langlois 2003] 16
Figure 9 : A gauche, cliché long 120 x 40 cm appelé aussi Pangonogramme. A droite, la goniométrie. (1) Axe mécanique fémoral. (2) Axe mécanique tibial. (3) Axe bicondylien distal. (4) Axe du fond des plateaux. (5) axe anatomique fémoral. (6) axe du col fémoral. Prise de la thèse de [Nodé-Langlois 2003] 17
Figure 10 : Schématisation sur le plan frontal des angles utilisés pour évaluer l'alignement du membre inférieur .. 19
Figure 11 : Torsions osseuses fémorale et tibiale [Nodé-Langlois 2003]. a) niveau des coupes tomodensitométriques. 20
Figure 12 : Différentes coupes et axes pour le calcul de la torsion fémorale [Sugano et al. 1998]. 21
Figure 13 : Différentes méthodes de calcul de l'axe bicondylien fémoral à partir de coupes scanner [Murphy et al. 1987] 22
Figure 14 : Méthodes de calcul de la torsion tibiale à partir de coupes scanner. a) [Jakob et al. 1980], b) [Duparc et al. 1992] 22
Figure 15 : Schématisation des paramètres cliniques de la hanche dans le plan frontal [Pajarinen et al. 2004] 24
Figure 16 : a) Schéma d'un CT-Scan. b) exemple d'une coupe 2D de la jambe 25
Figure 17 : a) Machine moderne d'IRM. b) exemple de coupe 2D du genou avec ce type de machine 26
Figure 18 : Principe générale de la reconstruction 3D à partir de la radiographie biplane [Humbert et al. 2009] 27
Figure 19 : Le système EOS™ biplan à détecteurs gaseux (EOS imaging) (a) Principe du système EOS™ , (b) Exemple de radiographie face-profil des membres inférieurs, (c) Exemple prototype 28
Figure 20 : Identification des contours en vue de a) face et b) profil pour reconstruire en 3D le tibia proximal avec l'algorithme NSCC [Laporte 2002] 33
Figure 21 : Recalage non-rigide élastique proposé par [Zheng et al. 2009] pour la reconstruction du fémur proximal. En bleu, la surface objective, en jeune la reconstruction initiale issue de l'ACP 34
Figure 22 : Modèle paramètre du fémur proximal [Chaibi et al. 2011] 35
Figure 23 : Numérisation du membre inférieur [Chaibi 2010] 39
Figure 24 : Méthode de reconstruction proposée par [Chaibi et al. 2011] 40
Figure 25 : Types d'ajustements manuels proposés par [Chaibi et al. 2011] après la obtention de la solution initiale 41
Figure 26 : Images réelles-à gauche- et DRR –à droite- des deux configurations (condyle inversé et non-inversé) sur lesquels l'algorithme proposé par [Serrurier et al. 2012] devrait choisir la meilleure correspondance 52
Figure 27 : Calcul du condyle offset, paramètre proposé par [Hoshino et al. 2012] pour étudier la cinématique du fémur distal 54
Figure 28 : Schématisation de la méthode de reconstruction 3D du membre inférieur à partir des radios biplanes proposée par [Chaibi et al. 2011] 59
Figure 29 : a) Maillage du tibia segmenté et régionalisé sur lequel on peut calculer b) les paramètres descripteurs 62
Figure 30 : Numérisation des membres inférieurs (fémur et tibia) sur les radios biplanes. 66
Figure 31: Radios biplanes du a) fémur et du b) tibia. Les poignées de déformation globale sont montrées. La couleur des poignées nous permet de savoir si les poignées sont calculées à partir de la numérisation initiale ou du modèle statistique 68
Figure 32 : Exemple de solution initiale obtenue avec la nouvelle approche. A gauche, solution initiale retro-projetée sur les radiographies biplanes. A droite, solution initiale 3D. 69

Liste de figures

Figure 33 : Radios biplanes du fémur. La solution initiale avec le traitement d'images limité à la diaphyse est retro-projetée 84
Figure 34 : Modèle volumique moyen du fémur. La carte des épaisseurs moyennes du fémur a été insérée donnant un modèle double-coque 88
Figure 35 : Etapes de l'algorithme utilisé par [Serrurier et al. 2012]pour corriger la problématique d'inversion des condyles en utilisant des méthodes de similarité d'images 89
Figure 36 : Modèle volumique moyen du tibia 90
Figure 37 : Exemple des images réelles, DRR de la reconstruction, et DRR, permettant de faire les comparaisons .. 91
Figure 38 : Moyenne, Min et Max de la carte d'épaisseurs du tibia a) complet, b) proximal, c) plateaux, d) distal . 93
Figure 39 : Exemple de reconstruction 3D du fémur à partir des radios biplanes : a) sans inversion de condyles distaux et b) avec inversion. Les reconstructions 3D ont été retro projetées sur les radios de profil 96
Figure 40 : Section transversale du a) fémur et du b) tibia où les paramètres morphologiques D_l et D_m ont été calculés. 97
Figure 41 : Numérisation initiale simplifiée des radiographies biplanes utilisée pour l'obtention des reconstructions 3D du a) fémur et du b) tibia où les paramètres morphologiques sont calculés. 98
Figure 42 : Paramètres morphologiques R_F et R_t calculés sur une base de données de données SHPM de 29 fémurs et 24 tibias 101
Figure 43 : ΔR calculé pour une base de données de a) 74 fémurs et b) 45 tibias reconstruits à partir de radiographies biplanes par des opérateurs experts 101
Figure 44 : Hypothèse de détrompage calculée pour a) 8 fémurs et b) 8 tibias reconstruits à partir de radios biplanes. Chaque fémur et chaque tibia a été reconstruit deux fois par trois opérateurs. Nomenclature des opérateurs: 1 (1er Op, 1ère fois), 1_2 (1er Op, 2ème fois), 2_1 (2ème Op, 1ère fois), 2_2 (2ème Op, 2ème fois), 3_1(3ème Op, 1ère fois), 3_2 (3ème Op, 2ème fois) 102
Figure 45 : Radios de profil correspondantes aux fémurs 14, 21, 30, 31, et 63. Pour ces fémurs l'hypothèse de détrompage n'a pas été vérifiée. 104

Liste de tables

Tableau 1 : Revue des méthodes de reconstruction 3D du rachis, bassin et membres supérieurs à partir de radios biplanes..... 37
Tableau 2 : Revue des méthodes de reconstruction 3D des membres inférieurs à partir des radios biplanes 38
Tableau 3 : Coefficient de détermination (R^2) et Erreur Standard d'estimé (ESE) pour certain descripteurs du fémur et du tibia calculés avec les régressions PLS. N Représente le nombre d'échantillons..... 65
Tableau 4 : Erreur standard d'estimé sur les points de contrôle utilisés pour faire une déformation locale. N représente le nombre d'échantillons..... 68
Tableau 5 : Moyenne, 2 RMS et maximum de la distance point-surface (mm) entre les reconstructions 3D à partir des radios biplanes et la référence CT-Scan. On compare aussi avec la méthode précédente de [Chaibi 2010]. N représente le nombre d'échantillons..... 73
Tableau 6: Moyenne, minimum et maximum de la différence de torsion fémorale et tibiale (°) entre les reconstructions 3D à partir des radios biplanes par rapport à celle calculée sur les références CT-Scan. On compare aussi avec la méthode précédente de [Chaibi 2010]. N représente le nombre d'échantillons..... 73
Tableau 7: $2SD_{Repro}$ d'une série de paramètres cliniques issus d'une base de données de sujets sains et pathologiques reconstruits à partir de radios biplanes. Comparaison avec la méthode [Chaibi 2010] est présentée..... 74
Tableau 8: $2SD_{Repro}$ d'une série de paramètres cliniques issus d'une base de données de sujets sains et pathologiques reconstruits à partir de radiographies biplanes pour mesurer l'impact du traitement d'images. Comparaison avec la méthode [Chaibi 2010] 83
Tableau 9 : $2SD_{Repro}$ d'une série de paramètres cliniques issus d'une base de données de sujets sains et pathologiques reconstruits à partir de radiographies biplanes en utilisant la démarche d'auto-amélioration de la solution initiale. Comparaison avec la méthode [Chaibi 2010] 85
Tableau 10 : Indices de similarité utilisés pour la méthode de détrompage des plateaux tibiaux 92
Tableau 11 : Décision de l'algorithme de discrimination des plateaux tibiaux pour chacun des 6 indices. Le DRR (1) est celui de la reconstruction libre d'inversion. Taux de succès de l'algorithme = Nombre de choix (1) / Nombre de reconstructions 94
Tableau 12 : Sujets pour lesquels le critère morphologique n'a pas pu discriminer le côté médial du côté latéral. Pour ces sujets on a vérifié la détection ou non-détection d'inversion avec les critères de similarité. La différence de torsion fémorale entre les reconstructions avec les condyles inversés et non-inversés est indiquée. 103
Tableau 13 : Sujets de l'article de [Serrurier et al. 2012] sur lesquels l'algorithme de traitement d'images n'a pas pu détecter la bonne configuration. Pour ces sujets on a vérifié la détection ou non-détection d'inversion avec les critères morphologiques. La différence de torsion fémorale entre la reconstruction avec les condyles inversés et non-inversés est montrée..... 103

Annexes

1. Modèle paramétré du fémur et du tibia.

Chacune des reconstructions 3D de la base de données a été décomposée en primitives géométriques pour pouvoir extraire les paramètres descripteurs. Cette décomposition est basée sur des considérations anatomiques. Pour le fémur, le modèle paramétré est le même que celui proposée par [Chaibi 2010] avec quelques paramètres supplémentaires calculés dans la région proximale. Pour le tibia, on propose une représentation géométrique en utilisant des primitives: des cercles, des ellipses et des triangles. Ces primitives géométriques sont décomposées en paramètres descripteurs (figure 1).

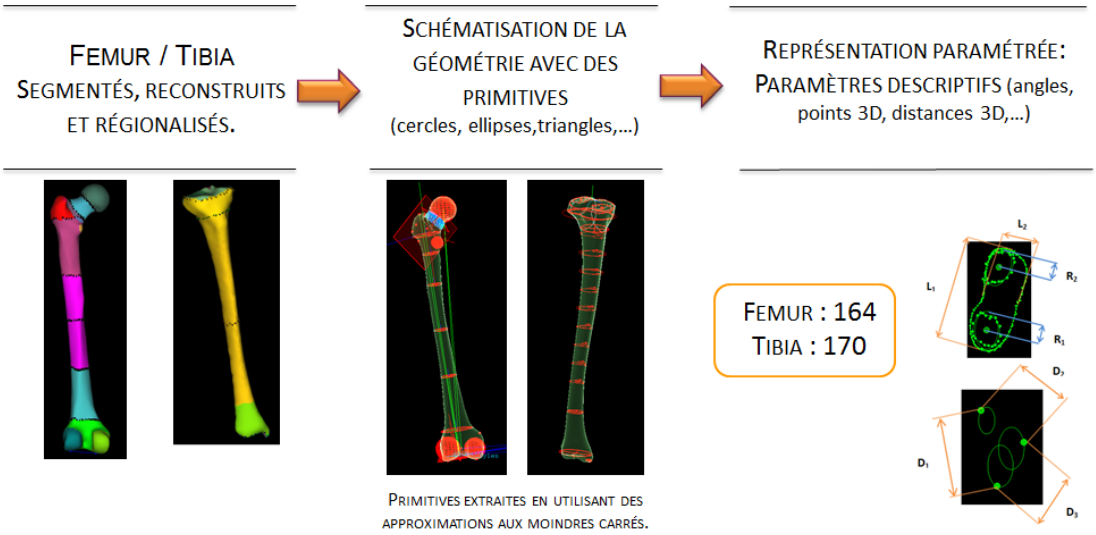


Figure 1 : Maillage du fémur et du tibia divisé en régions anatomiques pour pouvoir calculer les paramètres descripteurs.

B .1. Modèle paramètre du fémur

Pour le fémur, le modèle paramétré est similaire à celle de [Chaibi 2010] avec des nouveaux paramètres dans la région proximale (figure 2a). En particulier, par rapport à [Chaibi 2010] , le nouveau modèle a été enrichi par le calcul de nouveaux paramètres dans la zone proximale qui permettront d'améliorer le calcul de la torsion fémorale. Ces paramètres du fémur proximal sont calculés dans un repère local ou 'repère du fémur proximal' (figure 2b). Pour calculer ces paramètres, une série de points anatomiques 3D ont été définis (figure 2c) :

I_{col} : Intersection entre l'axe du col et l'axe diaphysaire. Le point d'intersection appartenant à l'axe du col. D'un autre côté, I_{dia} est le point d'intersection entre ces deux droites, cette fois-ci appartenant à l'axe diaphysaire.

GdT_S : Sommet du grand trochanter. Pour calculer ce point, on calcule le barycentre de la région correspondant au grand trochanter et on le projette dans le plan XY du repère fémur proximal.

GdT_La, GdT_Lb : Point plus antérieur et plus postérieur de la région du grand trochanter.

Creux (Cr): correspond à l'interphase entre le col fémoral et le grand trochanter. Le point est calculé comme le barycentre d'une région prédéfinie.

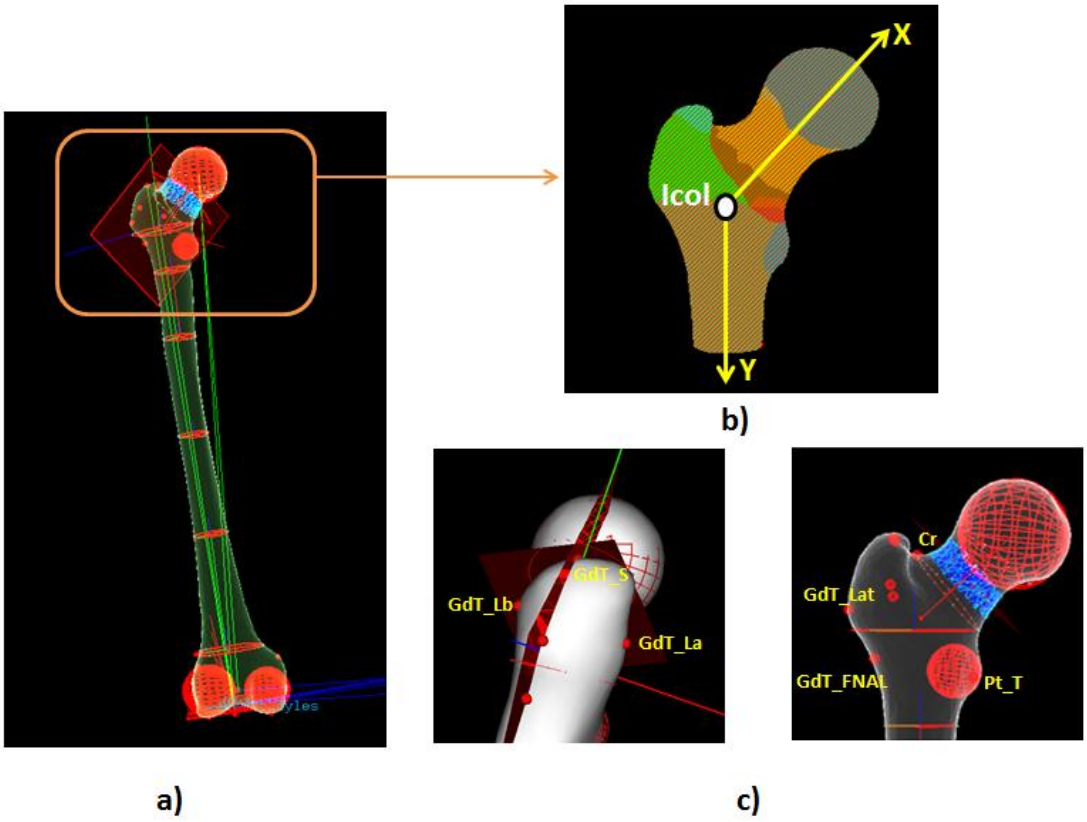


Figure 2 : Schématisation du modèle paramètre du fémur. a) Modèle paramètre complet du fémur. b) Fémur proximal divisé en régions anatomiques avec les axes calculés permettant de calculer le repère du fémur proximal, c) sur ce repère les points anatomiques du fémur proximal sont calculés.

GdT_FNAL : Le point FNAL estimé dans le repère du fémur proximal.

Gdt_Lat : Le point le plus latéral du fémur proximal.

Pt_T : Point modélisant le petit trochanter. C'est le point le plus latéral, appartenant à une sphère moindre carrée modélisant le petit trochanter.

En particulier, pour définir les points I_{col} et I_{dia} on les a décrit à partir de distances et un angle alpha (α) (figure 3); le point $I_{proj,}$ est calculé comme la projection orthogonale des points I_{col} et I_{dia} sur la droite (Point : Centre tête ; Vecteur Directeur : Axe Diaphysaire). L'angle α est défini comme l'angle formé entre les points I_{col} et I_{dia} projetés sur le $Plan_{Proj}$ (Point : Iproj ; Vecteur Directeur : Axe Diaphysaire).

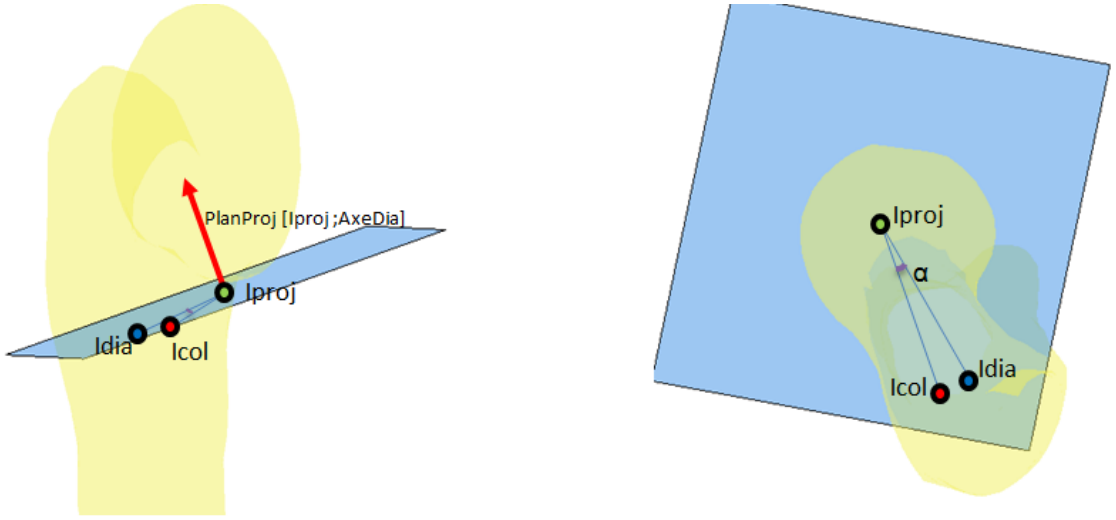


Figure 3 : Description des points Icol et Idia à partir d'une distance et un angle.

Avec cette modélisation, le calcul du point I_{col} dépendra de trois paramètres (deux distances et un angle) : distances I_{col}-I_{proj},I_{dia}-I_{proj} et l'angle α.

Les paramètres restants du fémur sont calculés dans le repère local du fémur [Sudhöff 2007].

B.2. Modèle paramètre du tibia

Pour le tibia, on propose une modélisation géométrique complète (figure 4a et 4b): composée par des cercles pour définir la zone proximale et les plateaux, de même pour la diaphyse on a défini 9 sections le long de la diaphyse et trois cercles (latéral, postérieur et antérieur) décrivant les trois extrêmes de chaque section transversale. De même, on modélise l'épiphyse proximale est distale avec 4 ellipses, 2 ellipses pour modéliser la partie proximale (au niveau de l'épiphyse proximale et la tubérosité tibiale) et 2 ellipses pour modéliser la zone distale (une au niveau de la surface articulaire, autre au niveau de la malléole médiale). Les cercles sont décrits par leur rayon et son centre et les ellipses par leur grand axe, leur petit axe et leur centre. Au total, le modèle paramétré du tibia est composé par 170 paramètres descripteurs.

Cette modélisation est complémentée par le calcul de points anatomiques 3D : Malléole médiale, tubérosité tibiale, les points extrêmes de chaque section transversale de la diaphyse, le milieu des épines, le barycentre des glènes et les bords postérieurs du tibia. Additionnellement, des distances sont calculées:

Distance inter-glènes, inter-bords postérieurs du tibia, distance entre les épines et les bords postérieurs et la longueur du tibia, entre autres.

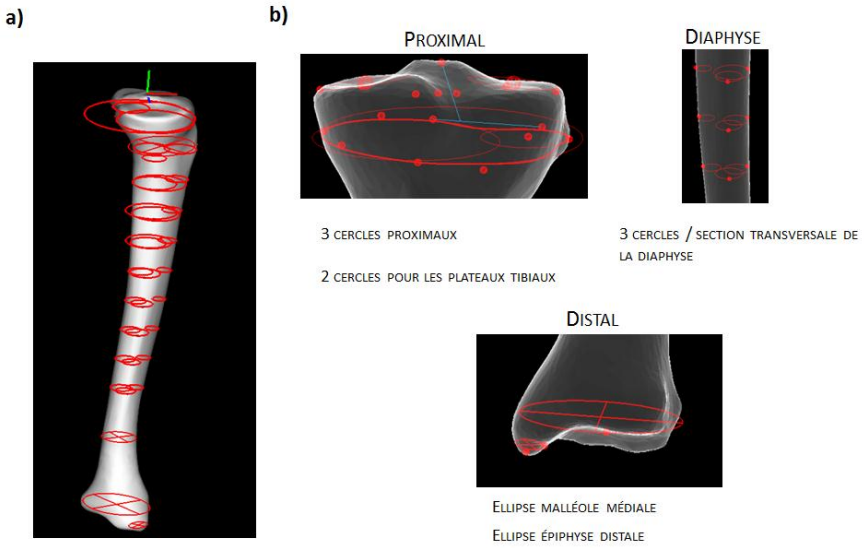


Figure 4 : a) Schématisation du modèle paramètre du fémur. b) Schématisation divisée par régions.

Plus en détail, le modèle paramétré 3D du tibia est composé par :

-3 cercles proximaux décris par leur barycentre et leur rayon.

-3 points 3D représentant l'extrémité médiale, latérale et antérieure des cercles proximaux.

-4 points 3D représentant les extrémités médiale, latérale, antérieure et postérieure des plateaux tibiaux.

-4 points 3D représentant les extrémités antérieures et postérieures des glènes (figure 5).

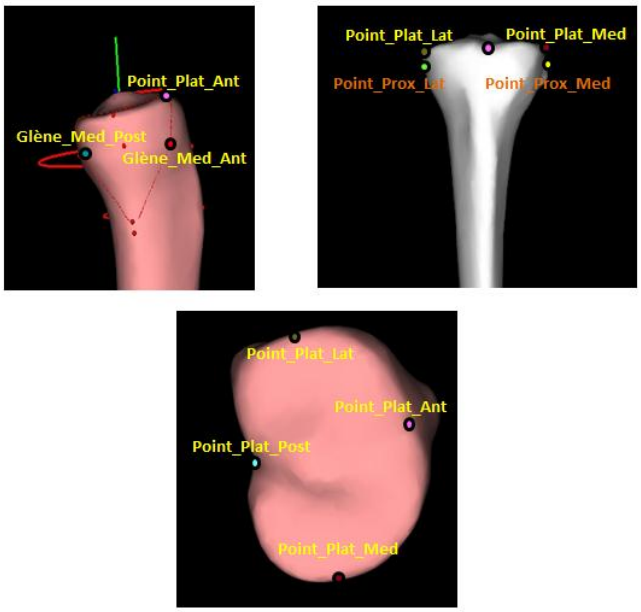


Figure 5 : Certain points anatomiques du tibia proximal.

-9 sections le long de la diaphyse, chaque section modélisée par trois cercles (médial, latéral et antérieur) avec leurs descripteurs: barycentre et rayon.

-2 ellipses pour modéliser la zone proximale du tibia, une au niveau de l'épiphyse proximale et l'autre au niveau de la tubérosité tibiale avec leurs descripteurs: grand axe, petit axe et centre.

-2 ellipses pour modéliser la zone distale du tibia : une au niveau de la surface articulaire et l'autre au niveau de la malléole médiale avec leurs descripteurs : grand axe, petit axe et centre.

-2 angles pour décrire l'orientation de chaque glène : angle horizontal et angle vertical. A partir de ces angles, il est possible de calculer le point 3D des glènes médiale et latérale en utilisant les coordonnées cylindriques.

-6 points 3D : tubérosité tibiale, épines, surface articulaire distale, glène médiale et glène latérale. Chaque point représente le barycentre du nuage de points appartenant à chaque région.

- 36 points 3D calculés le long de la diaphyse : 27 de ces points correspondent aux points les plus extrêmes des cercle médial, latéral et antérieur. De même, le barycentre de 9 sections a été calculé. Pour le tibia distal, on a défini des distances et des points anatomiques précis, 5 points anatomiques 3D au niveau de la malléole et de la surface articulaire (figure 6).

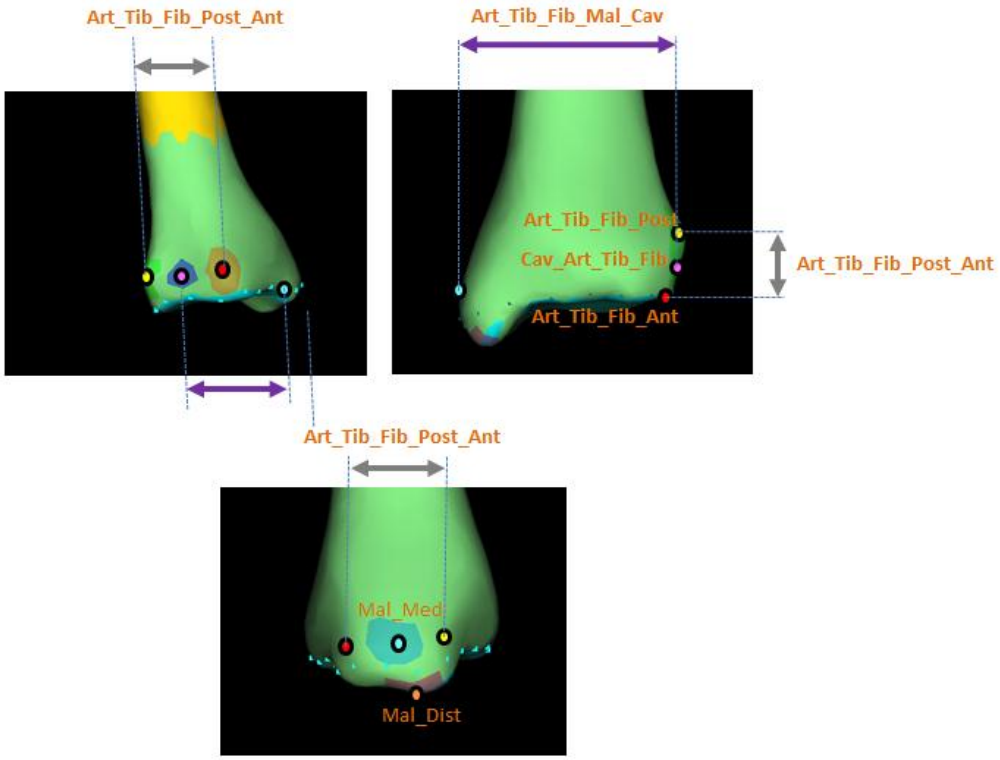


Figure 6 : Certain points anatomiques du tibia distal.

- 6 distances 3D : la longueur du tibia, la distance entre le barycentre des glènes, la distance entre les bords postérieurs, la distance orthogonale entre le point 3D décrivant les épines et le centre du segment joignant les bords postérieurs du tibia, la distance orthogonale entre l'axe Y du repère local du tibia et le point malléole médial, et la distance entre le point le plus médial et le point le plus latéral des plateaux tibiaux.

Pour définir le niveau des coupes transversales de chaque section, soit pour le tibia proximal ou les différentes sections de la diaphyse, on les a calculés par rapport à la longueur totale du tibia. Par exemple, le niveau de la coupe transversale du tibia proximal est de 5% de la longueur totale du tibia.

En résumé, le jeu complet de descripteurs du modèle paramétré est composé de 164 paramètres pour le fémur et 170 paramètres descripteurs pour le tibia. En pratique, pour calculer les descripteurs, les maillages 3D ont été divisés en régions anatomiques et les paramètres ont été calculés par rapport à leur repère local [Sudhöff 2007].

Ensuite, les primitives géométriques ont été ajustées au mieux en utilisant des approximations aux moindres carrés aux nuages de points correspondants à chaque primitive; les résidus ont été calculés pour valider les choix des primitives. Cette procédure a été appliquée sur toute la base de données composée

des 56 fémurs et des 24 tibias. Une liste de paramètres descripteurs a été obtenue pour chaque élément de la base de données.

2. Equations de régression des paramètres descripteurs du fémur et du tibia.

Paramètre	Moyenne (mm)	2 Ecart-type	Equation de régression	R^2	ESE
Long_FNAL	96,5	17,8	3,4*A+18,2	0,83	3,70
Tête_Icol	50,7	10,6	0,99*D-0,89	0,99	0,34
Tête_Bar_Sec_Mini	22,9	5,9	0,44*D-0,42	0,74	1,40
Rayon_Sec_Mini	15,7	3,7	0,75*A-0,91	0,94	0,45
Tête_Bar_Col_Inf	35,16	5,94	0,54*D+5,92	0,765	1,41
Pt_Troch_X	2,2	10,9	-1,01*C+128,26	0,72	2,85
Pt_Troch_Y	-32,5	25,64	-0,30*C-1,06*E+60,8	0,75	3,13
Pt_Troch_Z	26,11	14,22	0,647*A+0,005*B-0,355*C+0,59*G+40,85	0,63	2,11
Pt_Troch_R	10,2	2,4	0,38*A-1,28	0,55	0,81
Dist_Proj_Icol	28,2	25,3	1,02*H-2,297	0,99	0,30
Alpha_ICol_IDia	-19,5	14,3	-0,298*H+26,228	0,42	1,85
DiaInf_Inf_X	22,2	4,48	0,6*A-0,03*B-0,14*C+0,17*E+29,5	0,41	1,69
DiaInf_Inf_Y	31,0	4,31	0,10*B-0,39*F-3,43	0,69	1,17
DiaInf_Inf_Z	-5,3	3,15	-0,26*A-0,012*C-0,12*E+8,85	0,37	1,23
EliSupProx_AB	23,6	3,72	0,44*A-0,06*C+0,194*E+0,149*F-5,99	0,92	0,53
EliInfSup_AB	14,8	3,02	-0,06*C+0,035*D+0,19*E+0,21*F+0,23*G+1,89	0,84	0,58
EliInfInf_AB	24,2	3,6	0,295*A-0,045*C+0,104*E+0,278*F+0,285*G+6,1	0,84	0,70
DiaSup_Sup_Y	353,8	38,8	0,642*B -4,2	0,93	5,12
DiaSup_Inf_Y	280,2	31,6	0,969*B+8,2	0,96	3,91
Creux_Y	23,3	2,402	0,92*A-1,12	0,71	1,38
GdTroch_FNAL_X	-23,7	6,03	-0,365*A+0,208*D-0,49*E-0,396*F+0,257*G+2,69	0,74	1,50
CondylePost_M_X	-18,7	3,32	0,075*A+0,007*B+0,03*D-1,17*G-3,30	0,96	0,28
CondylePost_M_Y	0,8	3,58	-0,123*C+0,042*E+0,198*F+0,25*G+4,97	0,11	1,60
CondylePost_M_Z	25,4	4,9	-0,037*B-0,056*C+0,604*E+16,21	0,55	1,48
CondylePost_L_X	-20,2	4,22	-1,053*F+0,72	0,92	0,54
CondylePost_L_Y	0,7	3,73	0,182*C+0,17*D-0,466*F-0,303*G-15,93	0,16	1,60
CondylePost_L_Z	-26,9	5,6	-0,165*D-0,866*E+1,40*F-0,657	0,67	1,50

A	Rayon tête
B	Longueur
C	ACD_{IDia}
D	Dist_Tête_ I_{dia}
E	Dist_Inter_Condyles
F	Rayon Cond_Med
G	Rayon Cond_Lat
H	Dist_Proj_ I_{dia}

Tableau 1 : Détails des régressions statistiques trouvées pour la base de données de descripteurs du fémur.

Paramètre	Moyenne (mm)	2 Ecart-type	Equation de régression	R^2	ESE
GlèneMed_X	1,1	4,8	-0,057*A-0,8625*D+0,5375*E+0,3+15,04	0,06	2,27
GlèneMed_Y	-7,0	3,1	0,026*A-0,1054*B-0,536*D+0,3102*E-11,27	0,36	1,19
GlèneMed_Z	22,9	5,5	1,0747*D-0,3328*E+0,178*F-6,9	0,74	1,35
GlèneLat_X	-3,9	5,1	-0,17*B-0,44*C-0,206*F+20,9	0,47	1,81
GlèneLat_Y	-5,15	2,36	0,116*B-0,1018*C-0,0649E-1,11	0,01	1,15
GlèneLat_Z	-24,4	4,0	0,0158*A-0,30*C-0,25*E+0,375*F-10,15	0,64	1,17
GlèneMedAngle_H	-4,16	6,3	0,09*A+0,12*B-0,458*C-0,746*D+0,583*E-37,6	0,52	2,14
GlèneMedAngle_V	8,62	8,44	-0,137*A+1,07*C-0,33*E+51,36	0,47	3
GlèneLatAngle_H	-7,6	7,4	0,0492*A-1,397*D+0,67*E-11,30	0,20	3,26
GlèneLatAngle_V	-4,3	4,0	0,175*B-0,46*C+0,12*D-0,09*E+5,476	0,10	1,84
PointProxAnt_X	34,3	5,1	-0,04*A+0,39*D+0,15*E+19,08	0,59	1,60
PointDia1_X	13,5	5,63	-0,07*A+1,00*D-0,35*E-25	0,45	2,04
PointDia1_Y	-51,5	3,29	-0,07*A-25	1,00	0,00
PointDia1_Z	-4,4	5,03	0,07*A-0,21*C-0,14*E-11,95	0,03	2,41
PointDia2_X	12,6	6,53	1,50*D-0,87*E+0,376	0,33	2,60
PointDia2_Y	-78,1	6,59	-0,57*A-25	1,00	0,00
PointDia2_Z	-3,6	6,37	-3,6	0,09	2,97
Rayon Glène_Med	13,1	2,05	-4,43*D+0,16*E+2,77	0,70	0,55
Rayon Glène_Lat	13,1	2,82	-0,56*D+0,49*E+2,36	0,77	0,65
Diaph_Ant_Ext1	40,1	8,62	-0,11*A+0,72*F+25,14	0,60	2,65
Diaph_Post_Ext1	39,0	8,16	0,052*A+0,52*C+0,22*E+0,20*F-18,3	0,68	2,26
Diaph_Ant_Post1	50,1	11,19	-0,052*A+0,19*B+0,83*E+0,36*F-9,92	0,88	1,92
Diaph_Ant_Ext2	34,7	8,39	0,315*E-1,54	0,40	3,19
Diaph_Post_Ext2	29,2	5,29	0,02*A+0,16*E+0,11*E+0,10*F-5,82	0,65	1,53

A	Longueur
B	Distance BordsPost
C	Distance Epines_BordsPost
D	Distance Inter_Glènes
E	Distance PlatProx_MedLat
F	Distance AxeY_MalDist

Tableau 2 : Détails des régressions statistiques trouvées pour la base de données de descripteurs du tibia.

Paramètre	Moyenne (mm)	2 Ecart-type	Equation de régression	R^2	ESE
Diaph_Ant_Post2	40,4	9,5	0,02*C+0,18*D+0,54*E+0,34*F-29,45	0,83	1,88
Art_Tib_Fib_Post_Ant	27,2	4,91	-0,204*A+0,55*C+0,41*D-2,385	0,72	1,27
Art_Tib_Fib_Mal_Cav	46,9	7,45	0,40*C+0,72*D+0,024	0,79	1,66
PointProxMed_Z	35,6	7,62	0,85*D+0,34*F-12,97	0,89	1,23
PointProxLat_Z	-34,6	6,85	-0,15*B+0,65*D-0,83*C-1,293	0,86	1,24
PointProxPost_X	-20,2	5,26	-0,756*C+0,66*B+0,45*E+6,78	0,74	1,3
PointPlatAnt_X	27,87	4,4	0,27*E+7,435	0,465	1,57
PointPlatAnt_Y	-6,15	3,02	-0,026*A+3,6015	0,01	1,47
PointGlèneMedAnt_X	25,1	3,52	-0,337*C+0,28*E+14,17	0,39	1,34
PointGlèneMedAnt_Y	-21,6	3,07	-0,0225*A-0,1942*C-7,126	0,2	1,34
PointGlèneMedAnt_Z	22,86	5,48	1,07*D-0,33*E+0,18*F-6,9	0,746	1,35
PointGlèneMedPost_X	-18,61	5,42	-0,03*A-0,77*C+16,71	0,63	1,6
PointGlèneMedPost_Y	-21,56	3,07	-0,0225*A-0,1942*C-7,126	0,2	1,34
PointGlèneMedPost_Z	22,86	5,48	1,07*D-0,33*E+0,18*F-6,9	0,74	1,35
Art_Tib_Fib_Ant_X	-0,89	4,78	0,03*A+0,17*D-20,32	0,1	2,21
Art_Tib_Fib_Ant_Y	-360,75	44,99	-0,97*A-0,28*F+5,92	0,99	1,45
Art_Tib_Fib_Ant_Z	-24,12	5,67	-0,154*B-0,22*D-0,25*E+0,58*F-2,46	0,93	1,42
Cav_Art_Tib_Fib_X	-9,84	3,97	-9,84	0	1,94
Cav_Art_Tib_Fib_Y	-361,31	44,91	-0,99*D+0,16*E-0,4*F+4,03	0,99	1,18
Cav_Art_Tib_Fib_Z	-14,52	6,48	-0,17*B-0,47*C-0,21*E-0,9*F+1,8	0,61	1,97
Art_Tib_Fib_Ant_Z	-24,12	5,67	-0,154*B-0,22*D-0,25*E+0,58*F-2,46	0,93	1,42
Mal_Dist_X	14,07	5,91	0,75*C+1,46*D-1,7*E+3,24	0,27	1,97
Mal_Dist_Y	-382,16	47,6	-0,996*A-0,17*B+0,72*C-0,42*E+3,87	0,99	3,67
Mal_Dist_Z	18,09	5,24	0,095*B+0,26*C+0,11*E-1,66	0,71	1,85
Dist_Bords_Post*	35,8	8,8	0,88*D-5,495	0,77	2,7

A	Longueur
B	Distance Bords Post
C	Distance Epines Bords Post
D	Distance Inter-Glênes
E	Distance PlatProx_MedLat
F	Distance AxeY_MalDist

*Régresseur inféré à partir de la distance inter-glènes.

Tableau 3: Détails des régressions statistiques trouvées pour la base de données de descripteurs du tibia.

CONTRIBUTION A LA RECONSTRUCTION 3D DES MEMBRES INFERIEURS RECONSTRUITS A PARTIR DES RADIOS BIPLANES POUR L'APPLICATION A LA PLANIFICATION ET AU SUIVI DES CHIRURGIES

RESUME : Pour comprendre et diagnostiquer les pathologies qui affectent l'organisation spatiale de notre squelette, il est essentiel d'aborder ces problématiques en 3D. Le CT-Scan et l'IRM sont des modalités d'imagerie couramment utilisées en milieu clinique pour étudier en 3D notre système musculosquelettique. La plupart de ces systèmes d'imagerie proposent une acquisition couchée sur laquelle les effets gravitaires ne sont pas pris en compte. Le CT-Scan est une modalité particulièrement irradiante et l'IRM est plus spécifiquement dédiée à l'étude des tissus mous. Le système EOS permet de reconstruire en 3D les os à partir d'une paire de radiographies biplanes à faible dose d'irradiation. En plus, le système EOS propose une acquisition en position debout, prenant en compte les effets gravitaires. Cette thèse contribue à l'amélioration des méthodes de reconstruction 3D des membres inférieurs à partir des radios biplanes. Dans le cadre de thèse on a proposé et évalué : 1) Une méthode de reconstruction 3D des membres inférieurs s'appuyant sur des modèles paramétrés et des inférences statistiques. 2) Une méthode d'auto-amélioration de la reconstruction 3D des membres inférieurs en utilisant du traitement d'images local et le recalcul d'inférences statistiques. 3) Enfin, des méthodes utilisant des critères de similarité d'images et des critères morphologiques pour détecter de manière automatique le côté médial et latéral du fémur et du tibia. Le but est d'éviter l'inversion par l'opérateur de condyles fémoraux et plateaux tibiaux, affectant la valeur des paramètres cliniques, surtout les torsions. La méthode de reconstruction proposée dans le cadre de cette thèse est intégrée dans le logiciel sterEOS® et utilisée dans une soixantaine d'hôpitaux au monde. Les méthodes développées dans le cadre de cette thèse ont permis de progresser vers la reconstruction semi-automatisée, précise et robuste du membre inférieur

Mots clés : Membre inférieur, 3D, imagerie médicale, radiographie biplane, modèle paramétrée, inférences statistiques, traitement d'images, similarité d'images, critères morphologiques.

CONTRIBUTION TO 3D RECONSTRUCTION OF LOWER LIMBS FROM BIPLANAR RADIOGRAPHS. APPLICATION FOR PLANNING AND FOLLOW-UP OF SURGERIES

ABSTRACT: For a better understanding and diagnosis of the pathologies affecting the spatial organization of our skeleton it is necessary to address them in 3D. CT-Scan and MRI are imaging modalities commonly used to study the musculoskeletal system in 3D. Moreover, patients are recorded in reclining position thus gravity effect can't be taken into account. Furthermore, CT-Scan exposes patient to high radiation doses and MRI is used mostly to characterize soft tissues. With the EOS system, from a pair of low dose biplanar radiographs we can reconstruct bones in 3D, and the radiographs are recorded in standing position thus gravity effects are considered. This thesis contributes to the improvement of the 3D reconstruction methods of lower limbs from biplanar radiographs. In this thesis we have proposed and evaluated: 1) A 3D reconstruction method of the lower limbs based on parametric models and statistical inferences. 2) A method for the auto-improvement of the 3D reconstruction of the lower limbs. This method combines image processing and the recalculation of the statistical inferences. 3) Finally, methods based on similarity measures and shape criteria were used to detect automatically the medial and lateral side of the femur and tibia. The aim of these methods is to avoid the inversion of the femoral and tibial condyles in biplanar radiographs. These inversions have an impact in the calculation of clinical measurements, particularly the torsional ones. The reconstruction method proposed in this thesis is already integrated within the sterEOS® software, available in 60 hospitals around the world. The methods developed in this thesis have led us to a semi-automatic, accurate and robust reconstruction of lower limbs.

Keywords : Lower limb, 3D, medical imaging, biplanar radiographs, parametric models, statistical inferences, image processing, similarity measures, shape criteria.



ARTS ET MÉTIERS ParisTech

ParisTech INSTITUT DES SCIENCES ET TECHNOLOGIES PARIS INSTITUTE OF TECHNOLOGY