



HAL
open science

**ADAPTATION DES METHODES DE
RECONSTRUCTION 3D RAPIDES PAR
STÉRÉORADIOGRAPHIE : MODÉLISATION DU
MEMBRE INFÉRIEUR ET CALCUL DES INDICES
CLINIQUES EN PRÉSENCE DE DÉFORMATION
STRUCTURALE**

Yasmina Chaibi

► **To cite this version:**

Yasmina Chaibi. ADAPTATION DES METHODES DE RECONSTRUCTION 3D RAPIDES PAR STÉRÉORADIOGRAPHIE : MODÉLISATION DU MEMBRE INFÉRIEUR ET CALCUL DES INDICES CLINIQUES EN PRÉSENCE DE DÉFORMATION STRUCTURALE. Modélisation et simulation. Arts et Métiers ParisTech, 2010. Français. NNT : 2010ENAM0013 . pastel-00524999

HAL Id: pastel-00524999

<https://pastel.hal.science/pastel-00524999>

Submitted on 10 Oct 2010

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

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

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

Doctorat ParisTech

THÈSE

pour obtenir le grade de docteur délivré par

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité “ Biomécanique ”

présentée et soutenue publiquement par

Yasmina CHAIBI

Le 25 mai 2010

**Adaptation des méthodes de reconstruction 3D rapides par
stéréoradiographie : Modélisation du membre inférieur et calcul
des indices cliniques en présence de déformation structurale**

Jury

M. Dominique PIOLETTI, Professeur, LRO, EPFL, Lausanne (Suisse)
M. Lalaonirina RAKOTOMANANA Professeur, Université de Rennes I, Rennes
M. Eric STINDEL, Professeur, MCUPH, CHU Cavale Blanche, Brest
M. Jérôme TONETTI, Professeur, CHU Grenoble, Paris
M. Jacques A. De GUISE, Professeur, LIO, ÉTS, Montréal (Canada)
Mme. Wafa SKALLI, Professeur, LBM, Arts et Métiers ParisTech, Paris
Mme. Marie MEYNADIER, Présidente Directrice Générale, Biospace Med, Paris

Président
Rapporteur
Rapporteur
Examinateur
Examinateur
Examinateur
Membre invité

T
H
È
S
E

*« Le progrès en sciences provient toujours d'une
combinaison de pensées décousues et de pensées
rigoureuses ... cette combinaison est notre outil de plus
précieux »*

Gregory Bateson
(Vers une écologie de l'esprit)

A Babouchka,

Remerciements

Un rapport de thèse n'est jamais le seul travail de la personne qui y met son nom, c'est aussi le fruit d'une collaboration, de réflexions, d'échanges scientifiques, de recherches, d'explorations et de passions partagées de toute une équipe. C'est pour ces raisons que je tiens à remercier toutes les personnes qui ont contribué, de près ou de loin, à la réalisation de ce travail.

Tout d'abord, je voudrais remercier le Professeur Wafa Skalli, directrice du Laboratoire de Biomécanique (LBM), qui a dirigé mes travaux de thèse. Je tiens à vous remercier de m'avoir accueillie au sein de votre laboratoire, pour le temps précieux que vous avez bien voulu me consacrer, pour vos encouragements, votre regard critique et votre rigueur scientifique.

Je tiens à remercier également le Professeur Jacques A. De Guise, codirecteur de cette thèse et directeur du Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO). Malgré les 6000 kilomètres qui nous ont séparés tout au long de cette thèse, je vous remercie pour votre disponibilité en tout temps, pour vos conseils avisés, votre écoute et votre rigueur.

Je remercie également Marie Meynadier, PDG de la société BIOSPACE MED, pour m'avoir accueillie en thèse CIFRE dans votre société. Merci à toute votre équipe pour leur accueil et leur soutien.

J'adresse mes remerciements aux membres du jury de cette thèse, pour avoir accepté de participer à l'évaluation de ce travail. Particulièrement, je tiens à remercier Mr. Eric Stindel pour les éclaircissements que vous m'avez apportés lors des premières réflexions et la compréhension du monde clinique du membre inférieur.

Je remercie également le Pr. Olivier Hauger, chef du service de radiologie et d'imagerie médicale du CHU de Bordeaux, pour avoir permis de lancer le protocole « pieds décalés » au sein de votre service. Merci à votre équipe et aux techniciens en radiologie qui ont « toléré » ma présence dans vos locaux.

Merci au Dr. Ana Presedo, chirurgien orthopédiste du CHU Robert Debré (Paris), pour votre regard de clinicienne, vos corrections et suggestions apportées à ce mémoire de thèse. Merci pour les heures passées aux réflexions sur les méthodes cliniques d'évaluation des pathologies du membre inférieur et leurs adaptations aux techniques proposées dans le cadre de cette thèse.

Je remercie aussi le Dr. Rémy Nizard de l'hôpital Lariboisière (Paris), pour m'avoir permis d'utiliser et d'exploiter vos données cliniques. Les radiographies relatives aux patients présentant des pathologies du membre inférieur ont été utilisées afin de valider ce travail de thèse.

Un grand merci aux personnes membres du secrétariat (LBM et LIO), pour votre soutien indispensable : Vanessa, Soraya, Christophe, Marine et Brigitte. Merci à Mohamed, notre « bibliothécaire » rigoureux, et à Elizabeth, notre pilote du parc informatique.

Merci aux programmeurs et chercheurs des deux équipes LBM/LIO qui ont contribué au développement du logiciel recherche et à l'intégration des travaux de cette thèse. Merci pour votre professionnalisme, votre bonne humeur, vos idées innovantes en continu. Particulièrement, merci à Ben, pour ta curiosité du monde de la recherche, ton sens critique et ton amitié ; à Benoît « the King », parce que tu es le King ! ; à Dominique, à qui j'envoie un merci intercontinental ; à Alexandra, pour les heures passées à « reconstruire » ; et finalement à Thierry, le « manager » de toute cette équipe, pour ton sens critique, pour tes commentaires, tes suggestions, tes lectures et relectures !

Merci aux ex-thésards et amis du LBM : Ludovic, pour tes connaissances partagées dans le domaine des statistiques et ton sens critique ; Orel, pour l'aide apportée lors du démarrage de cette thèse ; Sébastien, « le père du membre inférieur », pour tes travaux qui ont servi de base à cette thèse, merci d'avoir partagé avec moi ton savoir dans ce domaine ; Erwan, pour tes connaissances partagées et inépuisables du monde de MatLab et surtout pour tes encouragements continus ; Ninie, pour avoir pu me procurer les articles « introuvables » ; Anca, ma correctrice anglophone privilégiée ; et j'en oublie sûrement certains!

Evaluer de nouvelles méthodes nécessite des études de reproductibilités, travail non gratifiant en soit, mais nécessaire et qui demande du temps, de la disponibilité et de la précision. Merci à tous les « opérateurs » qui ont participé, maintes et maintes fois, à ces études : Lukas, Amélie et surtout Jérôme.

Merci aux volontaires qui ont « subi » les protocoles mis en place dans le cadre de cette thèse et ont accepté de s'y soumettre avec beaucoup d'enthousiasme. Un énorme merci à tous les patients.

De grands mercis à tous les membres du LIO et du LBM : enseignants, étudiants, ingénieurs et personnel technique, particulièrement merci à Sylvain. Merci aux cliniciens masters et doctorants et à leur tête Cédric, sans qui les prises de radiographies n'auraient pas pu être possibles au sein du LBM.

Merci Sophie pour ton amitié, ton écoute, à ton œil de lynx, tes lectures, relectures, corrections et mises en pages!

Merci à mes collègues de bureau : Antoine (passé), Amine et Sergio (présents) et Ayman (de passage) pour votre chaleur et amitié. Merci surtout à mon cher Baptiste avec qui j'ai passé le plus de temps ces 3 dernières années. Merci pour nos échanges scientifiques et amicaux. Merci de m'avoir fait progresser dans le Wild World de Word! Merci Batou pour ton écoute et ta bonne humeur en tout temps!

Pour finir, merci aux Chaibi-Vienot, aux Marchand-Bachy, aux Venanzoni, à mes amis éparpillés sur tous les continents, qui m'ont encouragé tout au long de ce périple. Merci à Pauline, à Antoine et à Nastia pour votre compréhension et votre patience.

... Et Ricou, à toi surtout MERCI!

Sommaire

Remerciements	5
Sommaire	9
Introduction générale	15
Rappels anatomiques et contexte clinique	17
1 <i>Eléments d'anatomie du membre inférieur et repères associés</i>	17
1.1 Plans et axes de références anatomiques.....	17
1.2 Ostéologie du membre inférieur	17
1.2.1 Ceinture du membre inférieur (bassin osseux)	18
1.2.2 Le Fémur.....	18
1.2.3 Le Tibia.....	19
1.2.4 La Fibula (Péroné).....	20
1.2.5 La Patella (Rotule).....	20
1.3 Repères anatomiques	21
1.3.1 Pour le fémur.....	22
1.3.2 Pour le tibia	22
2 <i>Pathologies du membre inférieur</i>	23
2.1.1 Plan frontal	23
2.1.2 Plan sagittal	25
2.1.3 Plan horizontal (Gray et al. 2002).....	26
3 <i>Imagerie médicale du membre inférieur</i>	28
3.1 Radiologie pour le membre inférieur.....	28
3.2 La Tomodensitométrie (CT-Scan) et l'imagerie par résonance magnétique (IRM).....	29
3.3 Les détecteurs gazeux et radiographies biplanes : le système EOS™	31
3.3.1 Principe physique	31
3.3.2 Spécifications techniques du système EOS™.....	32
3.3.3 Avantages du système EOS™.....	32
3.4 Conclusion.....	34
Les indices cliniques : Évaluation des pathologies	37
1 <i>La gonométrie</i>	37
1.1 Les repères anatomiques	37
1.2 Les principaux axes	38
1.3 Les principales longueurs.....	41
1.4 Les principaux angles	42
1.4.1 Pour l'alignement du membre inférieur.....	42
1.4.1.1 Conclusion partielle	44
1.4.2 Pour les paramètres de la hanche	45
1.4.2.1 Conclusion partielle	46
2 <i>Evaluation des torsions et rotations</i>	51
2.1 Généralités.....	51
2.2 Choix des coupes, des repères anatomiques et problématiques associées	51

2.2.1	Pour la torsion fémorale (TF).....	52
2.2.1.1	Axe du col.....	52
2.2.1.2	Axe bicondylien distal	55
2.2.1.3	Conclusion partielle	56
2.2.2	Pour la torsion tibiale (TT)	60
2.2.2.1	Conclusion partielle	61
2.3	Conclusion.....	62
3	<i>Calcul des indices cliniques à partir de reconstructions 3D</i>	66
3.1	A partir de reconstructions issues du CT-Scan	66
3.1.1	Conclusion partielle	66
3.2	A partir des reconstructions issues de radiographies biplanes.....	67
3.2.1	Conclusion partielle	68
3.3	Conclusion.....	68
	Méthodes de Reconstruction tridimensionnelles	75
1	<i>Méthodes de reconstruction 3D à partir de coupes sériées</i>	75
2	<i>Méthodes de reconstruction 3D à partir de la radiographie biplane</i>	79
2.1	Méthode basée sur la reconstruction 3D « SCP ».....	79
2.2	Méthode basée sur la reconstruction 3D « NSCP »	79
2.3	Méthode basée sur la reconstruction 3D « NSCC »	80
2.4	Méthodes basées sur des modèles déformables par analyse en composante principale.....	81
2.5	Autres méthodes de reconstruction du fémur et du tibia	83
2.5.1	Méthode de Messmer (2001).....	83
2.5.2	Méthode de Sato (2004).....	84
2.5.3	Méthode de Lee (2008)	85
2.5.4	Méthode de Dong (2009) et Zheng (2007)	86
2.6	Méthodes de reconstruction 3D basées sur des modèles paramétriques	88
2.7	Conclusion.....	89
	Synthèse et objectifs de la thèse	95
	Travail personnel	99
1	<i>Reconstruction 3D du membre inférieur à partir de modèles paramétrés et d'inférences statistiques</i> .	99
1.1	Introduction	99
1.2	Constitution d'une base de données de structures osseuses.....	100
1.2.1	Base de données in vivo	101
1.2.2	Base de données in vitro	102
1.3	Modélisation paramétrée simplifiée.....	102
1.3.1	Modèle paramétré simplifié du fémur	102
1.3.1.1	Le fémur proximal.....	103
1.3.1.2	Le fémur distal	106
1.3.1.3	La diaphyse fémorale	108
1.3.2	Modèle paramétré du tibia	108
1.4	Inférences statistiques	109
1.4.1	Régression linéaire : principe mathématique.....	109
1.4.2	Matrice des corrélations de Pearson.....	110
1.4.3	Coefficient de corrélation	110
1.4.4	Coefficient de détermination	110

1.4.5	Erreur standard d'estimée (ESE).....	110
1.4.6	Evaluation et résultats.....	110
1.5	Modèle Générique Paramétré et Régionalisé (MGPR)	113
1.6	Reconstruction tridimensionnelle du membre inférieur	114
1.6.1	Description détaillée de la méthode de reconstruction « rapide ».....	115
1.6.1.1	Calcul du modèle paramétré simplifié (MPS)	115
1.6.1.2	Calcul du premier estimé du modèle 3D : Modèle initial rapide	119
1.6.2	Description détaillée de la méthode de reconstruction « précise »	121
1.6.2.1	Ajustement global du modèle 3D initial rapide : Modèle 3D intermédiaire.....	122
1.6.2.2	Ajustement local du modèle 3D intermédiaire : Modèle 3D ajusté	125
2	<i>Calcul des indices cliniques</i>	128
2.1	Calcul des indices cliniques à partir du modèle paramétré simplifié.....	128
2.2	Calcul des indices cliniques à partir du modèle ajusté	128
2.2.1	Les principaux axes.....	129
2.2.2	Les principaux angles 3D	131
2.2.3	Les angles de torsions et de rotations.....	132
2.2.4	Les longueurs.....	134
2.2.5	Autres indices cliniques	134
3	<i>Protocole d'acquisition</i>	136
3.1.1	Population	136
3.1.2	Les acquisitions radiographiques	136
3.1.3	Calcul des indices cliniques du membre inférieur et du bassin.....	139
3.1.4	Evaluation du protocole	140
3.1.5	Résultats	141
3.1.6	Conclusions et discussions	141
3.1.6.1	Pour les mesures des indices cliniques du membre inférieur.....	141
3.1.6.2	Pour les mesures des indices cliniques du bassin	142
4	<i>Validation de la méthode de reconstruction et de calcul des indices cliniques</i>	143
4.1	Population.....	143
4.1.1	Sujets sains (in vivo)	143
4.1.2	Sujets pathologiques (in vivo)	143
4.1.3	Os secs (in vitro)	143
4.2	Evaluation de la méthode I : Etude de reproductibilité sur des sujets sains (<i>in vivo</i>).....	144
4.2.1	Méthode de validation	144
4.2.2	Résultats et discussions	144
4.2.2.1	Pour la méthode de reconstruction « rapide ».....	144
4.2.2.2	Pour la méthode de reconstruction « précise ».....	150
4.2.3	Temps de reconstruction.....	159
4.2.4	Conclusion générale et recommandations.....	159
4.3	Evaluation de la méthode II : Etude de reproductibilité sur des sujets pathologiques (<i>in vivo</i>).....	161
4.3.1	Méthode de validation	161
4.3.2	Résultats et discussions.....	161
4.3.2.1	Pour la méthode de reconstruction « rapide ».....	161
4.3.2.2	Pour la méthode de reconstruction « précise ».....	163
4.3.3	Temps de reconstruction.....	166
4.3.4	Conclusion générale	166
4.4	Evaluation de la méthode III : Etude de précision de forme et de calcul des indices cliniques 3D « <i>in vitro</i> ».....	169

4.4.1	Méthodes de validation.....	169
4.4.1.1	Comparaison de forme (Précision de forme).....	169
4.4.1.2	Comparaison des indices cliniques 3D	169
4.4.2	Résultats	170
4.4.2.1	Comparaison de forme (Précision de forme).....	170
4.4.2.2	Comparaison des indices cliniques 3D	171
4.4.3	Discussions et conclusions.....	172
Conclusion générale et perspectives		175
Publications et communications		179
Bibliographie.....		181
Index des figures.....		191
Index des tableaux.....		195
ANNEXES.....		199
1	<i>Modélisation paramétrée simplifiée (MPS) - Suite</i>	<i>200</i>
1.1	Modèle paramétré du fémur	200
1.1.1	Le fémur distal.....	200
1.2	Modèle paramétré du tibia.....	200
1.2.1	Le tibia proximal	200
1.2.2	Pour le tibia distal.....	202
1.2.3	Pour la diaphyse	204
2	<i>Pour la méthode de reconstruction « rapide »</i>	<i>209</i>
2.1	Pour l'étape « solution initiale » : Modèles 3D initiaux rapides	209
3	<i>Pour la méthode de reconstruction « précise »</i>	<i>212</i>
3.1	Pour l'étape de la « Déformation globale » : Modèles 3D intermédiaires	212
3.2	Pour l'étape de la « Déformation fine » : Modèles 3D ajustés	215

Introduction générale

La connaissance précise de l'anatomie du membre inférieur ainsi que les anomalies angulaires suivant les trois plans anatomiques (frontal, sagittal et horizontal) a une importance majeure dans la clinique routinière pour le diagnostic, les applications thérapeutiques, le suivi post-opératoire et/ou pour le planning chirurgical. L'importance accordée à ces connaissances est d'autant plus fondamentale que cette partie du corps humain est à la base du système locomoteur et de la marche. De ce fait, le membre inférieur est particulièrement propice à l'apparition de pathologies dégénératives.

La radiographie conventionnelle est la modalité d'imagerie couramment utilisée en milieu clinique pour le diagnostic et le suivi post-opératoire des pathologies du membre inférieur. Néanmoins, le cliché radiologique ne représente qu'une projection de la zone anatomique étudiée sur un plan 2D et le résultat de cette projection est sensible au positionnement du patient lors de la prise de la radiographie (Deltour et al. 2005, Kawakami et al. 2004, Krackow et al. 1990, Swanson et al. 2000, Wright et al. 1991). Les angles sont donc calculés avec des biais de projection et leurs valeurs varient en fonction de la position du patient. De plus, cette modalité ne permet pas d'évaluer les rotations et torsions dans le plan transversal.

Dans de rares cas, un examen par tomodensitométrie (CT-Scan) ou par résonance magnétique (IRM) peut être indiqué afin d'évaluer les troubles de torsions et de rotations des structures osseuses. Cependant, la plupart de ces systèmes d'imagerie proposent une acquisition en position couchée et non en charge, ce qui ne permet pas d'évaluer les phénomènes de compensation interarticulaire associés à la pathologie. De plus, les doses d'irradiation associées au CT-Scan sont encore élevées ce qui limite la réalisation des examens de manière fréquente. L'IRM peut être une alternative au CT-Scan, mais elle est très coûteuse et plus dédiée à l'étude des tissus mous.

Quant à l'utilisation de coupes axiales issues de la tomodensitométrie ou de l'IRM, le problème majeur relève de la définition et de la localisation des différentes coupes, des repères anatomiques et des axes précis et reproductibles permettant l'évaluation des torsions fémorales et tibiales. Dans la littérature, la définition de ces axes varie d'un auteur à un autre (Duparc et al. 1992, Hernandez et al. 1981, Jakob et al. 1980, Jend et al. 1981, Murphy et al. 1987, Peterson et al. 1981, Weiner et al. 1978) et aucune standardisation n'a été clairement proposée. Pour toutes ces raisons, plusieurs auteurs ont tenté d'exploiter les reconstructions 3D issues du CT-Scan afin d'évaluer les troubles de torsions (Kim_1 et al. 2000, Kim_2 et al. 2000, Mahaisvariya et al. 2002, Subburaj et al. 2009). Les méthodes de calcul de ces paramètres cliniques sont précises mais leur déploiement en routine clinique n'est pas encore envisageable car appliquées *in vivo*, elles nécessitent une reconstruction 3D entière du membre inférieur. Pour cela, des coupes axiales du membre complet doivent être disponibles, or ceci est rarement le cas en clinique. À ceci se rajoute le temps nécessaire au processus complet de traitement des acquisitions qui peut se révéler très important. Finalement, le choix et le calcul des axes ne sont pas standardisés et varient d'un auteur à l'autre.

Une dernière alternative est l'imagerie biplane en général et le système EOS™ en particulier – Système issu de la collaboration entre le *Laboratoire de Biomécanique* (LBM, ENSAM-CNRS, Paris, France), le *Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie* (LIO, ÉTS-CRCHUM, Montréal, Canada), l'hôpital *Saint-Vincent de Paul* (AP-HP, Paris, France) et la société *Biospace Med* (Paris, France). Ce système donne la possibilité d'obtenir des clichés biplans du corps entier, en position

debout et avec de basses doses d'irradiation. Des méthodes de reconstruction 3D du membre inférieur relatives à ce type d'imagerie ont été développées.

Les méthodes de reconstructions 3D du membre inférieur s'appuient sur la saisie de quelques repères anatomiques (points et contours) (Laporte et al. 2003, Le Bras et al. 2004, Nodé-Langlois 2003) ont été développées et validées avec des précisions proches du millimètre pour le fémur distal (Laporte et al. 2003), pour le fémur proximal (Le Bras 2004) et le tibia proximal (Bauer 2002). Ces modèles ont permis de calculer la plupart des indices cliniques avec de très bonnes performances. Néanmoins, le calcul du paramètre de la rotation fémoro-tibiale est encore imprécis ($IC_{95\%} = 8.4^\circ$) et le temps de reconstruction est de l'ordre de 24 minutes par membre inférieur (Nodé-Langlois 2003). Ce temps de manipulation reste trop contraignant pour envisager l'utilisation de ces méthodes en routine clinique.

Notre groupe a proposé de nouvelles approches de reconstruction permettant de gagner en robustesse et d'améliorer la convergence des algorithmes (Pomero et al. 2004, Baudoin 2008, Humbert et al. 2009).

L'objectif de cette thèse était donc d'adapter les méthodes de reconstruction 3D basées sur des modèles paramétrés et des techniques d'estimation statistiques pour la modélisation du membre inférieur et le calcul des indices cliniques, en particulier en présence de déformations structurales.

Cette thèse débutera par des rappels de l'anatomie du membre inférieur et des anomalies angulaires dans les trois plans anatomiques. Puis nous présenterons une revue de littérature portant sur les différents moyens d'imagerie médicale permettant l'évaluation des pathologies associées au membre inférieur, sur les méthodes de calcul des indices cliniques 2D et 3D et sur les différentes techniques de reconstruction 3D du membre inférieur à partir de radiographies biplanes. Cette revue de littérature nous permettra de définir les limites de l'existant et les objectifs de notre projet. Nous exposerons ensuite les travaux de recherche développés dans le cadre de cette thèse :

- Nous proposerons et évaluerons une méthode de reconstruction semi-automatique du membre inférieur s'appuyant sur des modèles paramétrés de fémurs et de tibias. Cette méthode visera à une estimation très rapide d'un premier modèle paramétré dit « paramétré simplifié » à partir duquel un groupe d'indices cliniques restreint, mais le plus utilisé en routine clinique, pourra être calculé. Dans ce but, nous introduirons et validerons un protocole d'acquisition spécifique de prise de radiographies biplanes.
- Le modèle « paramétré simplifié » nous servira de premier estimé pour le calcul d'une reconstruction 3D précise et personnalisée du membre inférieur en un temps relativement réduit. Finalement et à partir de ce modèle précis, nous explorerons et validerons différents modes de calcul d'un éventail plus large d'indices cliniques (incluant les torsions et rotation) afin d'en déduire les plus robustes et pertinents qui pourraient être standardisés pour une utilisation en routine clinique.

Rappels anatomiques et contexte clinique

1 Éléments d'anatomie du membre inférieur et repères associés

Cette première partie rappelle les notions fondamentales d'anatomie nécessaires à l'analyse du membre inférieur. L'os coxal (élément du bassin), la patella (la rotule), le pied, le fémur, le tibia et la fibula (péroné) constituent les six principales composantes de ce système ostéo-articulaire. Ce dernier étant d'une complexité impressionnante nous avons, dans le cadre de cette thèse, centré nos travaux sur ses trois dernières composantes, tout en donnant un rappel anatomique succinct des trois autres.

1.1 Plans et axes de références anatomiques

L'étude du corps humain se fait couramment selon les plans, axes et directions de référence bien précis (Figure 1) :

- Les axes :

Vertical (\vec{Y}) : Axe longitudinal du corps, perpendiculaire au sol en position érigée.

Transverse (\vec{Z}) : Axe horizontal, allant de la gauche à la droite.

Sagittal (\vec{X}) : Axe traversant le corps comme une flèche et normal aux deux autres.

- Les plans :

Sagittal (\vec{X} , \vec{Y}) : contient l'axe vertical gravitaire et définit le plan de symétrie droite – gauche.

Transversal (horizontal) (\vec{X} , \vec{Z}) : est orthogonal à la ligne de gravité.

Frontal (ou coronal) (\vec{Y} , \vec{Z}) : est orthogonal aux deux précédents.

- Les directions :

Utilisées afin de définir la localisation d'un élément anatomique par rapport à un autre.

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

Proximal / Distal : vers l'insertion du membre la plus proche/éloignée du tronc.

Interne = médial / Externe = latéral : un élément est dit médial quand il est situé le plus près du plan sagittal et, latéral inversement (Kamina 2009).

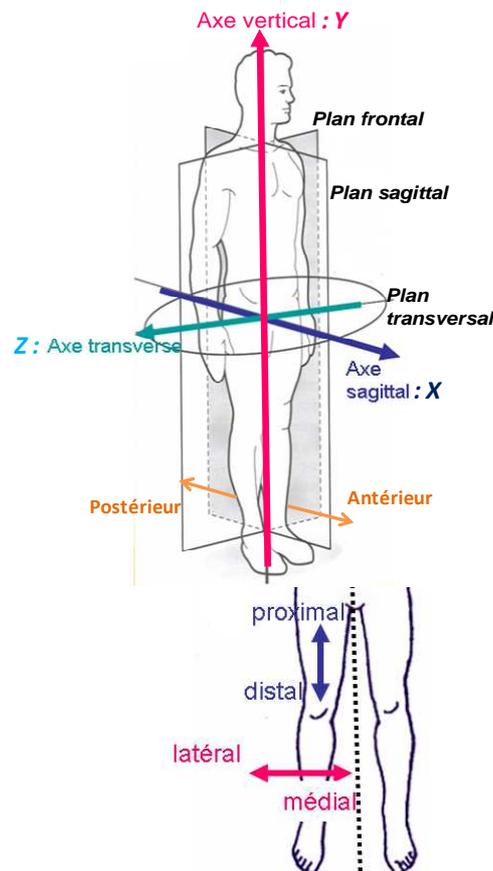


Figure 1 : Illustration des axes, plans et directions anatomiques (Südhoff 2007)

1.2 Ostéologie du membre inférieur

Le membre inférieur a pour fonction principale la locomotion. Il participe à la marche, et de ce fait, doit par sa robustesse supporter le poids du corps et le transmettre au sol tout en préservant

mobilité et souplesse, nécessaires à la déambulation. Ses principales composantes sont apposées ci-dessous (Web:Anat, Web:Osteo).

1.2.1 Ceinture du membre inférieur (bassin osseux)

C'est une structure ostéo-articulaire (fixe), composée de deux os coxaux, du sacrum en arrière et de la symphyse pubienne en avant. Elle réunit le membre inférieur au tronc et constitue un organe osseux de protection pour les viscères du bassin (Figure 2).

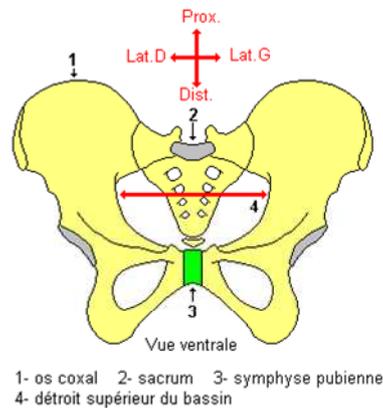
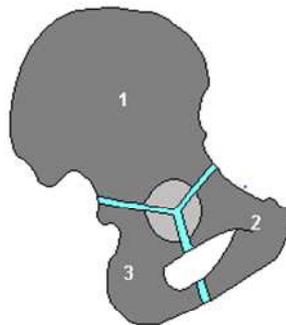


Figure 2 : Ceinture du membre inférieur ou bassin osseux (Web : Anat)

- Os Coxal

C'est un os particulier, plat, hélicoïdal, pair et asymétrique. Il est composée d'une soudure en « Y » de trois os : en haut l'ilium, en avant le pubis et en arrière l'ischion. La soudure est centrée sur l'acétabulum où vient s'articuler la tête du fémur. Sur une vue en relief, l'os coxal a un aspect en hélice d'avion : les directions de la partie supérieure (ilium) et de la partie inférieure (ischium / pubis) forment un angle de 90° (Figure 3).



L'os coxal est formé de 3 parties différentes, dérivant chacune, d'un point d'ossification particulier:
1- ilium 2- pubis 3- ischium

Figure 3 : Constitution de l'os coxal (Web : Anat)

1.2.2 Le Fémur

Le fémur est l'os le plus long du corps humain, de forme oblique. Tous les os longs sont constitués de la même façon, d'une **diaphyse** au centre et d'**épiphyes** aux deux extrémités.

La diaphyse est un peu convexe vers l'avant et triangulaire à la coupe, elle compte trois faces : antérieure, interne et externe.

L'extrémité supérieure du fémur (épiphyse supérieure) comporte une surface articulaire, la **tête du fémur**. Elle est recouverte de cartilage et s'insère dans le cotyle de l'os coxal. Elle représente les 2/3 d'une sphère de 40 à 50 mm de diamètre. Il existe une petite partie de la tête au dessous et en

arrière du centre, non recouverte de cartilage, appelée la fossette du ligament rond. Cette tête est supportée en dehors par une portion rétrécie, le **col du fémur**. Ce col rattache la tête à des saillies de la partie externe de l'os, les **tubérosités fémorales**.

- La tubérosité externe est très volumineuse et palpable, c'est le **grand trochanter**.
- La tubérosité interne est le **petit trochanter**.

L'extrémité inférieure du fémur (épiphyse inférieure) s'articule en avant avec la **patella** (rotule), en bas avec l'extrémité supérieure du **tibia**. En avant, elle est occupée par une surface cartilagineuse avec 2 joues, la **trochlée fémorale**. Cette trochlée sert de poulie. C'est le lieu d'articulation avec la patella. En bas en arrière, il existe une zone en continuité avec la trochlée, les **condyles fémoraux**. Ceux-ci remontent en arrière et sont entièrement recouverts de cartilage. Les deux condyles sont séparés par une profonde dépression, l'**échancrure inter-condylienne** (Figure 4).

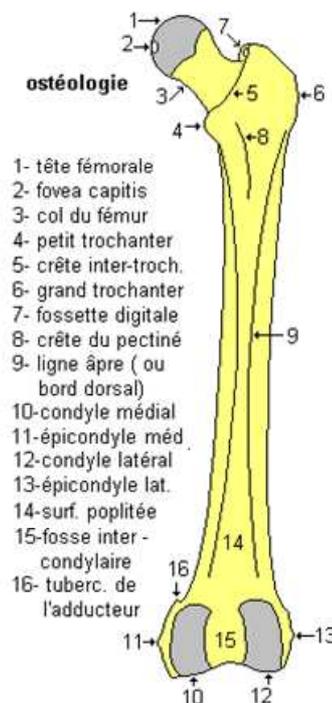


Figure 4 : Constitution du fémur - Face postérieure (Web : Anat)

1.2.3 Le Tibia

Le tibia est un os long et massif comprenant une diaphyse et deux épiphyses. Il est relié à la **fibula** (péroné) par la membrane interosseuse. Le tibia est l'os interne de la jambe. Comme pour le fémur, à la coupe il présente trois faces : interne, externe et postérieure. La face interne de sa diaphyse est sous cutanée et libre d'insertions. Elle est palpable de haut en bas.

L'extrémité supérieure du tibia (épiphyse supérieure) comprend trois faces :

Face supérieure : elle présente deux **épines** formées par le soulèvement médian des surfaces articulaires. En dehors de l'épine externe et en dedans de l'interne, se trouvent les **glènes tibiales** qui sont les lieux d'articulation avec la trochlée fémorale.

Face antérieure : à la jonction avec la diaphyse, elle présente la **tubérosité tibiale antérieure**, où s'insère le tendon terminal de l'appareil extenseur du genou. Au dessus et en dehors de cette terminaison, il existe une autre terminaison : le tubercule de Gerdy.

Face postérieure : en dedans s'insère le muscle semi-membraneux, en dehors se trouve la zone d'articulation avec la **fibula**.

L'extrémité inférieure du tibia (épiphyse inférieure) comprend le **pilon tibial**. Il se prolonge à sa partie interne par une saillie osseuse palpable, la **malléole interne (médiale)**. La face inférieure du pilon tibial et la face latérale de la malléole interne sont recouvertes de cartilage et s'articulent avec l'astragale (talus). En dehors, le pilon tibial s'articule avec l'épiphyse inférieure de la fibula (sans cartilage) (Figure 5).

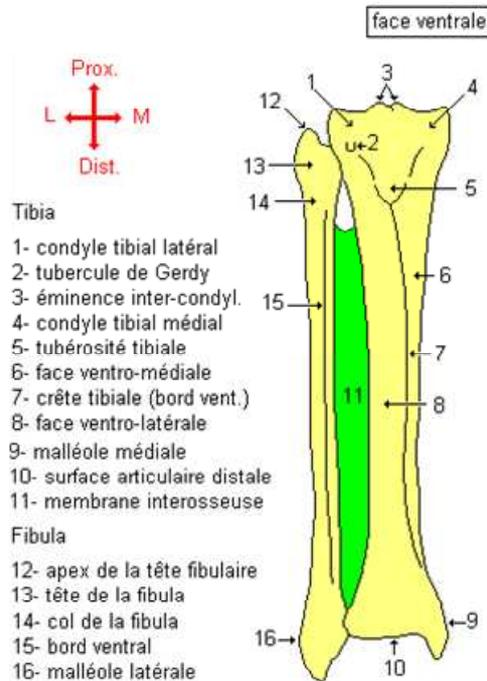


Figure 5 : Constitution du tibia et de la fibula - Face ventrale (Web : Anat)

1.2.4 La Fibula (Péroné)

La fibula est un os grêle. Elle comporte un corps (diaphyse) et deux extrémités (épiphyes). Elle présente une face externe et une face interne.

Son épiphyse supérieure ne s'articule pas avec le fémur. Elle se termine en haut par une pointe, l'**apophyse styloïde** de la fibula. Elle présente sur sa partie inférieure une surface articulaire avec le tibia. Elle est reliée à la diaphyse par une portion rétrécie de l'os, le **col de la fibula**.

Son épiphyse inférieure est aplatie en dehors et en dedans. Elle s'articule avec l'extrémité inférieure du tibia (sans cartilage) et avec un os du pied, l'**astragale** (le talus). Elle se termine par une pointe palpable dirigée verticalement vers le bas et appelée la **malléole externe (latérale)**. Cette malléole est plus basse, plus grêle et plus longue que la malléole interne (Figure 5).

1.2.5 La Patella (Rotule)

C'est le plus volumineux des os sésamoïdes¹. Elle est située dans un tendon, à la face antérieure de l'articulation du **genou**, devant la trochlée fémorale. C'est un os triangulaire, aplati d'avant en arrière, à sommet inférieur (l'**apex**) et deux bords latéraux. L'apex pointe vers le bas et se trouve en dehors de l'articulation. Elle est recouverte par l'insertion d'un ligament qui se termine sur la tubérosité tibiale antérieure (Figure 6).

¹ Se dit de petits os de forme arrondie, situés au niveau des articulations de la main ou du pied, ou qui se développent dans l'épaisseur de certains tendons.

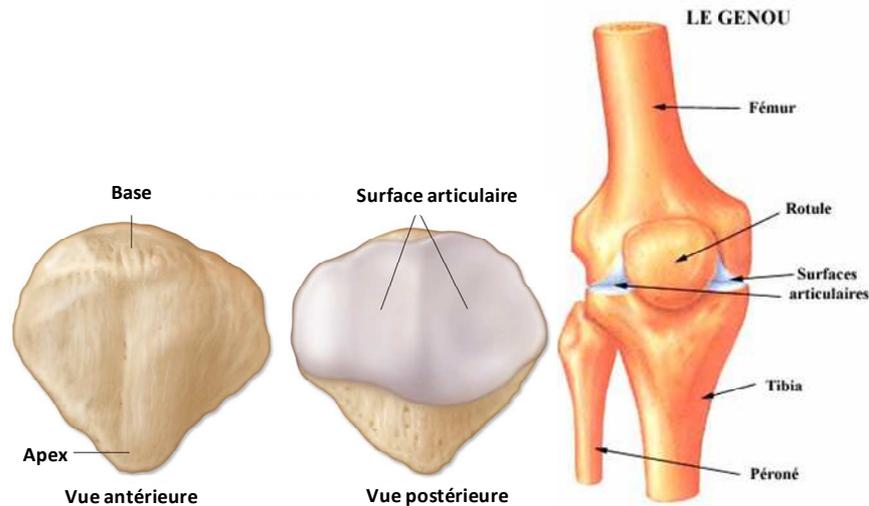


Figure 6 : Constitution du genou et de la patella (Web : Genou)

1.3 Repères anatomiques

Afin de localiser une structure osseuse dans l'espace, il est important de lui attacher un référentiel. Ce dernier caractérise la position de l'os de manière fiable. La robustesse du repère dépend directement des références anatomiques utilisées pour le définir. Ainsi, une déformation très locale de l'os ne doit pas modifier l'orientation de son repère. Par ailleurs, les axes de ce référentiel doivent faciliter l'interprétation clinique de la position de l'os. Selon le contexte clinique, on sera donc amené à définir différents repères. Dans la littérature, il existe de nombreux systèmes d'axes utilisés pour localiser les segments du membre inférieur. Ces référentiels varient en fonction des références anatomiques choisies.

Par exemple, la majorité des repères tibiaux décrits utilisent les malléoles pour caractériser le tibia distal et l'origine du référentiel tibial (Besier et al. 2003, Cappozzo et al. 1996, Marin 2000, Wu et al. 2002, Wu et al. 2005). En proximal, les points utilisés diffèrent selon les auteurs : extrémités médiale et latérale des bords des condyles tibiaux (Wu et al. 2005), bords des plateaux tibiaux (Marin 2000), tubérosité tibiale ou encore tête de la fibula (Cappozzo et al. 1996) et finalement de centre du genou (Besier et al. 2003).

Pour le fémur, l'origine des repères est définie soit par le centre de la tête fémorale (Della Croce et al. 2005, Wu et al. 2005), soit par le milieu des épicondyles fémoraux (Cappozzo et al. 1996) ou par le centre du genou (Besier et al. 2003). En distal, les points anatomiques utilisés sont les extrémités distales des condyles fémoraux (Della Croce et al. 2005). Différents plans sont définis à partir de ces points pour en déduire ensuite des systèmes d'axes.

Südhoff (Südhoff 2007), pour sa part, a réalisé dans le cadre de sa thèse une étude de reproductibilité afin de définir les repères les plus robustes et les moins sensibles au bruit de mesure. Pour cela, 9 fémurs et 9 tibias *in vivo* ont été reconstruits 3 fois par 3 opérateurs et 2 fois par un 4^{ème} opérateur en utilisant la méthode de reconstruction NSCC proposée par Laporte (Laporte 2002). Pour 2 fémurs, les reconstructions étaient de mauvaise qualité, les condyles étant superposés et donc difficiles à différencier sur les radiographies. Les calculs de reproductibilité ont donc été menés sur 77 fémurs et 99 tibias. Différents référentiels ont été définis et calculés pour chaque fémur et tibia. Un repère moyen a été défini à partir de l'ensemble des reconstructions d'un même os. L'écart entre chaque repère reconstruit au repère moyen a été obtenu. Finalement, les écarts à la moyenne ont

été évalués en calculant le 95^{ème} centile de la valeur absolue des écarts à la moyenne indiquant ainsi l'intervalle de confiance à 95% (IC95%).

1.3.1 Pour le fémur

D'après Südhoff (Südhoff 2007), le repère fémoral le plus robuste aux bruits de mesures est celui se basant sur le centre des sphères modélisant les condyles postérieurs. Ce repère permet de localiser le fémur avec une incertitude inférieure à 1 mm en translation, égale à 0.5° en rotation autour de l'axe médio-latéral, égale à 2.2° autour de l'axe antéro-postérieur et égale à 2.3° autour de l'axe longitudinal.

Les axes du repère fémoral donc sont définis comme suit :

Origine 'O' : Milieu des centres des sphères modélisant les bords postérieurs des condyles

\vec{Y} : Origine - Centre tête fémorale « Ctf »

\vec{Z}_f : Axe passant par les centres des sphères condyliennes

\vec{Z} : Projection de \vec{Z}_f sur le plan orthogonal à \vec{Y}
 $\vec{X} = \vec{Y} \wedge \vec{Z}$

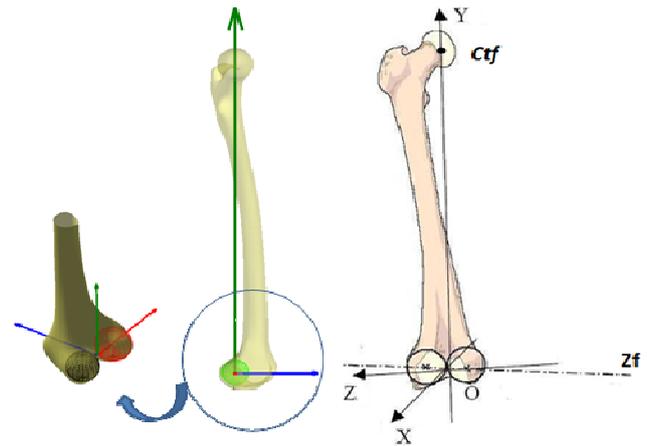


Figure 7 : Repère fémoral

1.3.2 Pour le tibia

D'après Südhoff (Südhoff 2007), le repère tibial le plus robuste aux bruits de mesure est celui se basant sur le barycentre des plateaux tibiaux pour l'origine, sur le milieu des malléoles et du point d'intersection de la surface spinale avec l'axe diaphysaire pour l'axe longitudinal. Ce repère est généralement aussi utilisé en clinique et il permet de localiser le tibia avec une incertitude inférieure à 1.3 mm en translation, égale à 1.3° en rotation autour de l'axe médio-latéral, égale à 0.5° autour de l'axe antéro-postérieur et égale à 11.2° autour de l'axe longitudinal.

Les axes du repère tibial sont donc définis comme suit :

Origine : Barycentre des plateaux tibiaux

\vec{Y} : CF – milieu du pilon tibial « PT »

CF : Intersection de la surface spinale avec l'axe diaphysaire

\vec{Z}_f : Axe passant par les extrémités postérieures des plateaux tibiaux

\vec{Z} : Projection de \vec{Z}_f sur le plan orthogonal à \vec{Y}

$\vec{X} = \vec{Y} \wedge \vec{Z}$

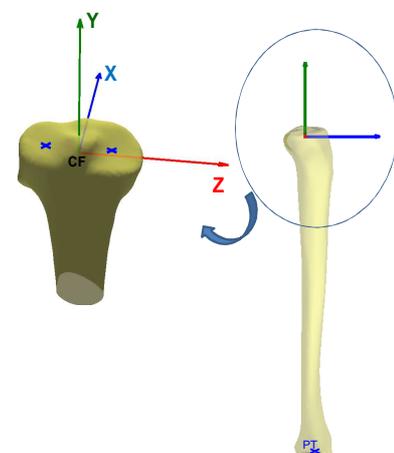


Figure 8 : Repère tibial

2 Pathologies du membre inférieur

La connaissance précise de l'anatomie du membre inférieur et de ses déviations axiales a une importance majeure en clinique pour le diagnostic, les applications et le suivi thérapeutiques. L'importance accordée à ces connaissances est d'autant plus fondamentale que cette partie du corps humain est à la base du système locomoteur et de la marche. C'est aussi la partie du corps humain qui supporte près de la moitié du corps.

De ce fait, le membre inférieur est propice à l'apparition de pathologies dégénératives telle que la **gonarthrose** due à l'altération du cartilage des surfaces articulaires et touchant un sujet sur 100 entre 55 et 64 ans, ainsi que 2% des hommes et 6.6% des femmes entre 65 et 75 ans (Gray et al. 2002).

De plus, les maladies neurologiques - acquises ou congénitales - contribuent à l'apparition des troubles de torsion fémorale ou tibiale ou des déviations axiales dues à des développements anormaux comme chez l'enfant atteint de **paralysie cérébrale**² (PC). La PC est la conséquence d'une lésion cérébrale pré, per ou post-natale non-évolutive (Penneçot 2002). Elle atteint près de 2 nouveaux nés sur 1000 (en Europe). Les causes identifiées sont les accidents vasculaires cérébraux, les malformations cérébrales ou une infection du fœtus (Leroy-Malherbe 2002). Les méningites, les tumeurs ou un traumatisme cérébral postnatal peuvent aussi être une cause directe de la PC.

Les origines des troubles du membre inférieur sont très variées. Elles ne peuvent être toutes citées dans cette thèse, mais la connaissance approfondie de ces déformations est d'extrême importance. Pour cela, il faut distinguer les anomalies en rapport avec les asymétries de longueurs de membres ainsi que les anomalies angulaires, principalement au niveau du genou.

L'inégalité de longueurs du membre inférieur - la différence de longueur entre membre inférieur droit et membre inférieur gauche - est très fréquente, à tel point que certains auteurs la considèrent comme une variante de la normale tant qu'elle demeure en deçà des 20 mm de différence (Web : Vallee). Une différence de moins de 10 mm serait observée dans 80 à 95% des cas et une différence de 5 mm à 15 mm est estimée tolérable chez le sédentaire mais pas chez le sportif (Web : Vallee). Les retentissements cliniques de cette malformation sont le développement de lombalgie, arthrose de la hanche, trouble de la marche - si la différence de longueur est supérieure à 20 mm, fracture de fatigue, impact sur les muscles lombaires, etc. (Faugouin 2003).

Les anomalies angulaires, quant à elles, sont souvent multidimensionnelles suivant trois plans détaillés ci-dessous.

2.1.1 Plan frontal

Genu valgum (Valgus) : Déformation du membre inférieur se caractérisant par une obliquité de la jambe formant avec la cuisse un angle ouvert en dehors. Autrement dit, on constate une déviation de la jambe vers l'extérieur de l'axe du membre inférieur associée à une proéminence du genou vers l'intérieur (Figure 9). Le genu valgum de l'enfant est lié à une laxité ligamentaire exagérée des ligaments internes du genou. Il peut s'agir également du résultat d'une séquelle de fracture mal réparée, généralement la partie inférieure du fémur ou la partie supérieure du tibia qui n'a pas été

² Aussi connue sous le nom de « IMC » (Infirmité Motrice Cérébrale). Cette dernière appellation a changé depuis le consensus de 2004.

consolidée en bonne position. Quelquefois, le genu valgum chez l'enfant est le résultat d'une maladie osseuse secondaire à un rachitisme ou à une dysplasie du tissu osseux.

Genu varum (Varus) : Déformation du membre inférieur se caractérisant par une position de la cuisse et de la jambe formant un arc dont la concavité est interne. Il s'agit d'une déviation de la jambe vers l'intérieur de l'axe du membre inférieur associée à une proéminence du genou vers l'extérieur (Figure 9). Le genu varum de l'enfant est physiologique (normal) jusqu'à l'âge de 18 mois à 2 ans. Chez l'enfant un peu plus âgé, il est parfois la conséquence d'une maladie osseuse (rachitisme) (Web : Vulgaris).

Les genu valgum/varum de l'adulte sont quelquefois le résultat de genu valgum/valgum de l'enfant non traités. Il peut s'agir également d'une séquelle de fracture du genou mal consolidée ou consolidée en position vicieuse (cal vicieux post-traumatique), il peut aussi être la cause d'une usure osseuse présente au niveau des plateaux tibiaux et, à moindre degré, dans les condyles fémoraux. Enfin, il peut être dû à la déformation liée à la laxité ligamentaire de la convexité qui accentue la déviation axiale en charge (Catonné et al. 2006).

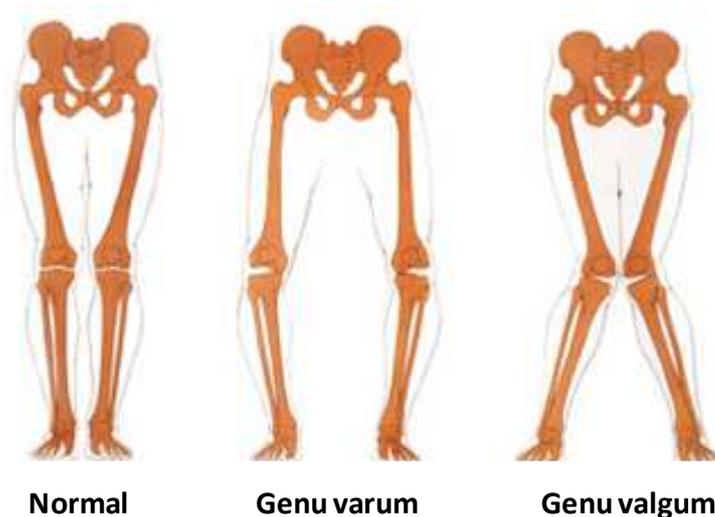


Figure 9 : Déviations axiales frontales du membre inférieur (Web : Varus)

Coxa Valga : Déformation de la partie supérieure du fémur (hanche) se caractérisant par une ouverture exagérée de l'angle cervico-diaphysaire (angle formé par le col du fémur et la diaphyse fémorale). Habituellement, cet angle mesure environ 130 à 135°. Cette déformation entraîne un allongement du membre inférieur. La coxa valga est soit d'origine congénitale, soit acquise et due, entre autres, à une fracture du col du fémur. Le plus souvent indolore, elle est parfois essentiellement la cause d'une boiterie. La coxa valga peut être à l'origine d'une arthrose précoce nécessitant un traitement chirurgical consistant à rétablir un angle normal entre le col du fémur et la diaphyse (Web : Vulgaris) (Figure 10).

Coxa Vara : Déviation du membre inférieur associant une bascule progressive de la tête fémorale vers le haut et vers l'avant par rapport à l'épiphyse fémorale. Autrement dit, il s'agit d'une déformation de la partie supérieure du fémur se caractérisant par une fermeture de l'angle cervico-diaphysaire. On distingue :

- La coxa vara congénitale survenant chez l'enfant,
- La coxa vara survenant chez l'adolescent (**épiphyseolyse**),
- La coxa vara symptomatique secondaire à un rachitisme ou à un traumatisme – fracture du col du fémur entre autres.

L'épiphyseolyse est le glissement de la tête fémorale. Elle est secondaire à une anomalie du cartilage de croissance et peut aboutir à un raccourcissement du membre inférieur avec une attitude vicieuse dans laquelle le membre se retrouve tourné vers le dehors. L'évolution se fait vers une **coxarthrose** (arthrose de hanche) (Figure 10).

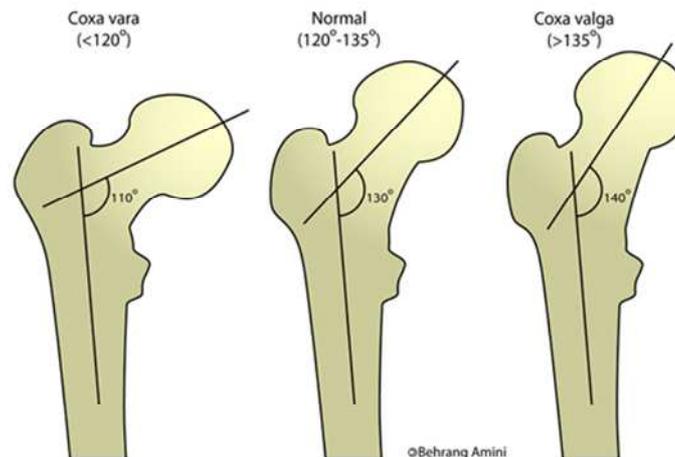


Figure 10 : Déformations de la partie proximale du fémur (Web : Coxa)

2.1.2 Plan sagittal

Genu recurvatum : Déformation du genou se caractérisant par la possibilité d'étendre cette articulation exagérément en direction de l'avant de la jambe sur la cuisse, l'angle étant ouvert en avant.

On distingue plusieurs sortes de genu recurvatum : le genu recurvatum familial, fréquent, apparaissant chez les enfants dès les premières marches. Il s'agit d'une pathologie bénigne secondaire à une exagération de l'élasticité de l'articulation. Cette affection disparaît le plus souvent chez l'adulte et ne nécessite pas de traitement particulier. Quelquefois chez l'adulte on constate une persistance de la déformation à l'origine d'une arthrose du genou (gonarthrose). Le genu recurvatum congénital est plus rare que le précédent mais plus grave car il est toujours associé à une luxation congénitale du genou, secondaire à une malformation des articulations (ex : **arthrogrypose**). Le genu recurvatum acquis peut être le résultat d'une fracture de la partie inférieure du fémur ou de la partie supérieure du tibia. Il peut s'agir également d'une conséquence d'une atrophie des muscles, résultat d'une paralysie ne permettant pas au genou une mobilité normale (Web : Vulgaris) (Figure 11).

Genu flexum : Attitude de l'articulation du genou qui ne peut atteindre sa pleine extension. Il peut être dû à une raideur survenant après un traumatisme du genou ou à un enraidissement de la hanche dont la flexion est exagérée. Cette attitude du genou peut également être le résultat d'une flexion du genou maintenue trop longtemps dans sa position (par immobilisation externe ou spontanée). Quelquefois, la diminution de la longueur d'un membre par rapport à l'autre aboutit à ce type d'anomalie (Figure 11).



Figure 11 : Déviations axiales sagittales du membre inférieur (Web : Flessum)

2.1.3 Plan horizontal (Gray et al. 2002)

C'est dans le plan horizontal que se matérialisent les anomalies de torsion et de rotation du squelette du membre inférieur. Les torsions squelettiques (fémorale et tibiale) sont des déformations de l'os autour de son axe longitudinal. La rotation, quant à elle, représente le mouvement possible du fémur ou du tibia autour de leurs axes respectifs.

Les torsions se modifient avec l'âge et évoluent jusqu'à la fin de la croissance. A la naissance, la torsion fémorale est de 35° à 41° pour diminuer vers une moyenne définitive de 12° à 15° à 14 ans. L'évolution de la torsion tibiale passe d'une torsion interne à la naissance vers une torsion externe de 19.5° en moyenne avec une importante marge de variation de 20° (Gray et al. 2002).

Les troubles de torsion affectent un grand nombre d'enfants et d'adolescents et constituent une importante cause de consultation en orthopédie pédiatrique. Ces problèmes sont parfois associés à une anomalie dans le plan frontal (genu valgum ou genu varum) ou à un problème de pieds plats. Il s'agit là de troubles du développement liés à la croissance qu'il faut distinguer des troubles secondaires acquis.

Chez l'adulte, les anomalies de torsion peuvent être soit dues à des malformations (luxation congénitale de hanche, malformation fémorale ou tibiale), soit secondaires à une pathologie neurologique (paralysie cérébrale, poliomyélite antérieure aiguë). La cause la plus fréquente reste toutefois la séquelle traumatique aboutissant à un cal vicieux. A l'âge adulte, les anomalies de torsions nuisent essentiellement à l'articulation du genou. En effet, les retentissements sur la hanche, la cheville et le pied sont plus modestes car les amplitudes articulaires en rotation leur permettent d'échapper aux conséquences de ces anomalies de torsion.

De ce fait, avant d'envisager un éventuel traitement chirurgical de ces déviations axiales, il convient de faire une parfaite analyse des différentes composantes de la déformation (Catonné et al. 2006). Un exemple d'intervention chirurgicale est l'ostéotomie - une chirurgie consistant à sectionner l'os pathologique et à le remettre dans un axe plus physiologique - qui tient encore une place importante en routine clinique, ceci malgré les progrès des arthroplasties unicompartmentales ou totales dont les indications respectives restent sujettes à discussion. Même si les prothèses du genou ont une survie à 95% de dix et quinze ans, leurs performances à l'effort et les altérations progressives que la

charge et le mouvement leur font subir ne sont pas suffisantes pour que l'on propose régulièrement cette solution à des sujets jeunes et actifs.

Aussi, le dépistage des déviations axiales ainsi que le perfectionnement de leurs mesures, si nécessaires à l'aide de la navigation informatique, sont un sujet d'actualité tant les procédés classiques de planification pré-opératoire et de contrôles post-opératoires restent imprécis.

3 Imagerie médicale du membre inférieur

L'examen des déviations angulaires du membre inférieur et le perfectionnement de leurs mesures est d'une grande importance dans la pratique clinique routinière. Outre l'examen clinique standard, le praticien aura recours à l'imagerie médicale. Dépendamment du plan d'analyse, le clinicien choisira le système radiologique le plus adéquat. Ainsi, pour mesurer les déviations axiales dans les plans frontal ou sagittal et les inégalités de longueur du membre inférieur, il aura recours à la radiographie conventionnelle. Afin d'évaluer les phénomènes de torsions des structures osseuses, un examen par tomodensitométrie (CT-Scan) ou par résonance magnétique (IRM) pourra être indiqué. Ces trois techniques d'imagerie et leurs principes physiques ont été largement et bien décrits dans les travaux de thèses précédents (Le Bras et al. 2004, Baudoin 2008, Humbert et al. 2009). Nous n'allons pas détailler ces aspects dans ce chapitre mais allons définir les modes d'exploitation de ces modalités dans le cadre de l'évaluation de la pathologie du membre inférieur.

3.1 Radiologie pour le membre inférieur

La gonométrie³ est la technique de référence pour l'évaluation des désaxations frontales du genou à partir de film radiologiques (films classiques ou numériques). Elle est utilisée en pratique clinique courante pour la planification pré-opératoire des ostéotomies et des arthroplasties totales du genou. La gonométrie s'appuie sur un cliché long de 120 cm et large de 30 ou 40 cm, permettant d'avoir une bonne image de la hanche, des genoux et des chevilles sur le même film. Le patient est placé debout en appui bipodal et en charge. Ahlback (Ahlback 1968) a montré la supériorité du cliché réalisé en extension en charge sur le cliché réalisé en extension en décubitus, pour l'évaluation du pincement fémoro-tibial. Les membres inférieurs sont en extension dûment contrôlée surtout dans le cas d'asymétrie de longueurs de membres (Figure 12). Pour obtenir une bonne exposition de l'ensemble du membre inférieur, le patient et la cassette sont généralement placés à 4 mètres du tube à rayons X. Villiers (Villiers and Cartier 1978) précise que dans ces conditions, l'agrandissement photographique est considéré comme négligeable et que l'on peut considérer que les structures osseuses sont illustrées en taille réelle. Finalement on trace sur ces clichés les axes anatomiques principaux associés à des repères anatomiques précis (Figure 19B). A partir de ces axes, un ensemble de longueurs (Figure 20) et d'angles (Figure 21) sont calculés.

³ Mesure de l'alignement du fémur et du tibia, au moyen de clichés radiologiques du genou (Web : Larousse)



Figure 12 : Exemple d'un film radiologique des membres inférieurs avec prothèses

Cependant, il est à noter que la radiographie 2D (classique ou numérique) n'est qu'une projection de la zone anatomique étudiée sur un plan et le résultat de cette projection est sensible au positionnement du patient lors de la prise de cliché. Ce point a une importance majeure, surtout en cas de déviation sagittale associée à une déviation frontale du membre inférieur, où la moindre rotation médiale ou latérale du genou entraîne une sous- ou une surévaluation majeure de la déviation (Catonné et al. 2006). Par exemple, plusieurs auteurs dont (Kawakami et al. 2004) ont montré la variabilité de l'AFTm (déviation angulaire frontale) en fonction de la rotation du membre inférieur lors de la prise du cliché radiographique de face. Ce dernier trouve une variation de 0.9° sur le calcul de l'AFTm tous les 5° de rotation du fémur (Voir page 37 section 1.4.1.1).

De plus, la radiographie conventionnelle ne permet pas d'évaluer les rotations et torsions dans le plan transversal. Cette difficulté réside dans le fait de définir les points de repères anatomiques précis et reproductibles sur les clichés selon des positions de références particulières.

3.2 La Tomodensitométrie (CT-Scan) et l'imagerie par résonance magnétique (IRM)

C'est dans le plan horizontal (axial) que se matérialisent les anomalies de torsion et de rotation du membre inférieur. Les torsions squelettiques sont des déformations de l'os autour de son axe longitudinal. La rotation, quant à elle, représente le mouvement possible du fémur ou du tibia autour de leurs axes respectifs. Afin d'évaluer ces troubles, les méthodes basées sur les radiographies conventionnelles ont été très peu utilisées car elles sont très complexes et peu reproductibles (Wangermez and Labarbe 1975). La difficulté tient à la nécessité de retrouver des repères anatomiques précis et reproductibles sur le cliché. La valeur des angles se calcule à partir d'axes tracés directement sur le cliché. Les incertitudes de mesures rapportées dans la littérature varient entre 5° et 10° (Phillips et al. 1985, Ruwe et al. 1992).

En clinique, les méthodes de mesure par palpation sont très imprécises. Au niveau du fémur, par exemple, la torsion s'apprécie en comparant la prévalence de la rotation interne sur la rotation externe de la hanche, le patient étant en décubitus ventral, sa hanche en extension et le genou fléchi à 90°. La torsion tibiale, quant à elle, se calcule en déterminant l'angle formé par l'axe bimalléolaire par rapport au plan sagittal de symétrie du corps (Gray et al. 2002).

La tomodensitométrie (CT-Scan) est considérée par certains auteurs (Hernandez et al. 1981, Jakob et al. 1980, Jend et al. 1981, Kristiansen et al. 2001, Moussa 1994, Murphy et al. 1987, Sayli et al. 1994, Seber et al. 2000, Song et al. 2006, Strecker et al. 1997, Yagi 1994, Yagi and Sasaki 1986) comme l'examen de référence servant à appréhender les phénomènes de torsions importantes des structures osseuses, et ce malgré les doses d'irradiation encore élevées engendrées par ce type d'imagerie médicale. Une étude réalisée par Huda (Huda 2007) a montré que les doses d'irradiation pour le thorax, dans des conditions de clinique courante, variaient entre 1.7 milli Sievert (mSv) pour un nouveau né et 5.4 (mSv) pour un adulte de taille normale contre seulement 0.05 mSv pour un examen à partir d'une radiographie conventionnelle. Une récente étude (Nishizawa et al. 2008) a montré que les doses d'irradiation pour le thorax, dans les conditions cliniques (évaluées sur des fantômes), étaient en moyenne de 9.4 ± 0.9 (mSv) pour un adulte et de 7.4 ± 0.8 mSv pour un enfant. Ce facteur de dose ne permet pas, par exemple, de réaliser des examens 3D de manière fréquente - cet examen est plus dédié au planning pré-opératoire et moins au suivi post-opératoire - ni d'obtenir une modélisation 3D sur l'ensemble du squelette.

Une alternative peut être l'utilisation de l'IRM – technique d'imagerie non invasive. Bien que très coûteuse, cette modalité d'imagerie médicale est intéressante pour son application en pédiatrie. Néanmoins et à notre connaissance, elle reste peu utilisée comme en témoignent le peu d'études réalisées et rapportées dans la littérature (Schneider et al. 1997, Tomczak et al. 1997). En effet, cette modalité est plus dédiée à l'étude des tissus mous, qui sont bien plus visibles dans les images en comparaison à l'os. Enfin, à cause des champs magnétiques puissants générés lors de l'acquisition, l'examen IRM est contre-indiqué pour des patients possédant des éléments prothétiques métalliques (valves cardiaques métalliques, prothèses orthopédiques métalliques, etc.).



Figure 13 : A - Exemple d'une coupe CT-Scan axiale des épiphyses inférieures de fémurs. B - Exemples de coupes (IRM) frontale, sagittale et axiale d'un membre inférieur

Finalement, le CT-Scan comme l'IRM sont réalisés en position couchée peu adaptée au diagnostic et au suivi orthopédique, ce qui ne permet pas d'évaluer les phénomènes de compensation interarticulaire associés à la pathologie et engendrant des biais en terme d'analyse clinique.

Ainsi, au moment de la prise des coupes tomodensitométriques par exemple, le patient est placé en décubitus, membres inférieurs parallèles et fixés. Trois séries d'acquisitions sont réalisées : une série de coupes passant par le toit des cotyles jusqu'à la base du col fémoral (entre 25 et 40 coupes⁴), une autre en regard des condyles fémoraux jusqu'à la tubérosité tibiale antérieure (entre 30 et 50 coupes⁴) et une troisième sur les malléoles au niveau des chevilles (entre 20 et 30 coupes³). Ces acquisitions sont numérisées sur des clichés sous forme de coupes axiales. Dans chacun des trois groupes, sont ensuite sélectionnées une à deux coupes. Ces coupes sont alors superposées deux à deux, et l'on y mesure directement les angles de torsions et de rotations.

3.3 Les détecteurs gazeux et radiographies biplanes : le système EOS™

Cette technologie s'appuie sur les travaux du Pr. Charpak (Prix Nobel de Physique en 1992) qui inventa la chambre à fils : il s'agit d'une chambre remplie de Xénon (un gaz rare) et contenant de minuscules filaments de tungstène.

3.3.1 Principe physique

Tandis que l'émetteur de rayons X descend en glissant sur un rail derrière le patient, la chambre à fils descend simultanément afin de recevoir les rayons X ayant été atténués par les différents organes et structures osseuses du patients. De ce fait, l'organe à radiographier est balayé verticalement par des rayons X qui "suivent" les filaments de tungstène à la sortie du patient. Au fur et à mesure de leur progression sur ces filaments, les rayons X « arrachent » des électrons (plus ou moins selon leur intensité) aux molécules de Xénon et les font migrer le long des filaments de tungstène. Les électrons stockés sur les différents fils de la chambre forment des tensions mesurées et amplifiées. C'est cette amplification - aussi appelée « phénomène d'avalanche » - qui va permettre, à partir d'une faible information (un seul photon X), d'obtenir un signal très important, ce qui contribue à pouvoir réduire la dose d'entrée. Un ordinateur va ensuite analyser les différentes tensions mesurées en fonction de la position des différents filaments et du temps, afin de reconstituer les structures en présence et l'image de l'organe traversé. Il y a donc besoin d'une émission moins forte de rayons X au cours de l'examen (Web : RX).

Basé sur cette découverte ainsi que sur l'idée supplémentaire de positionner deux ensembles sources-détecteurs à 90° pour intégrer les techniques de reconstruction 3D, le système EOS™ est né (Figure 14). Ce dernier est le fruit de la collaboration entre le *Laboratoire de Biomécanique* (LBM, ENSAM-CNRS, 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 *Biospace Med* (Paris, France).

⁴ Ces données ont été obtenues d'après la pratique clinique courante à l'hôpital Tripode, CHU de Bordeaux.

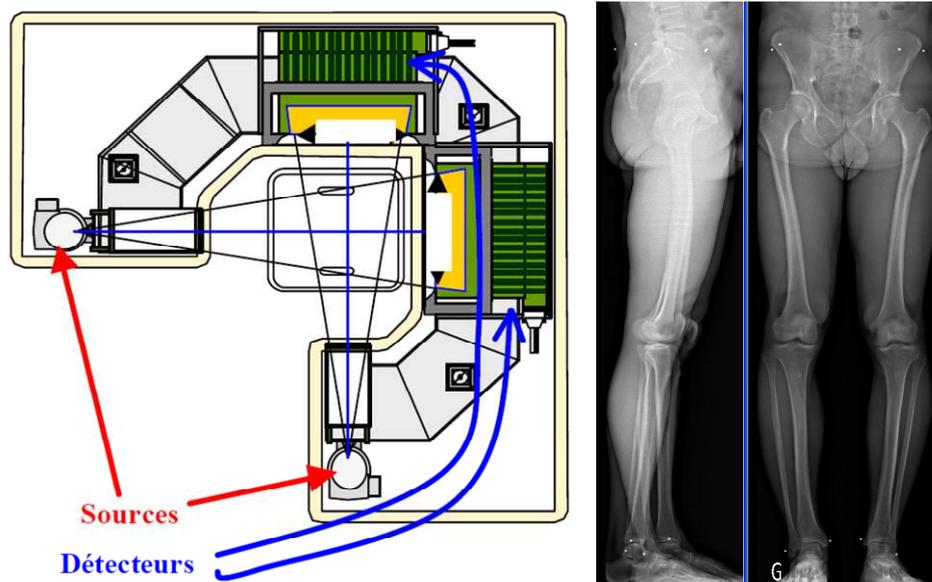


Figure 14 : Le système EOS™ biplan à détecteurs gazeux (Biospace Med). (A) - Principe de l'imageur EOS™ vue de dessus. (B) - Exemple de radiographies face et profil de deux membres inférieurs

3.3.2 Spécifications techniques du système EOS™

EOS™ est un système de radiologie numérique, réalisant simultanément, par balayage vertical, deux vues orthogonales d'incidences 0° et 90° . Le mode de production des rayons X est classique et le générateur permet de faire des acquisitions avec des paramètres allant de 40 à 140 keV (kilo-électron-volts).

L'ensemble du système peut réaliser un balayage du corps entier en 20 secondes. Les données recueillies sont stockées sous forme numérique autorisant l'affichage sur écran et le traitement de l'image. La résolution finale (taille du pixel) est de $254 \mu\text{m}$. La grande sensibilité du détecteur, la capacité d'ajuster le gain, ainsi que l'absence de rayonnement diffusé, donnent au système de détection une dynamique réelle très importante qui assure une résolution en contraste élevée (30000 niveaux de gris), ce qui permet l'analyse simultanée des tissus osseux et de certains tissus mous (Feydy et al. 2008).

3.3.3 Avantages du système EOS™

Les avantages de ce système EOS™ sont nombreux :

- Acquisition d'images grand format, tête aux pieds, (jusqu'à 1.75 m) donnant une information globale du système ostéo-articulaire,
- Le patient est en position debout (en charge) dans la cabine - donc en position fonctionnelle,
- L'acquisition simultanée des deux clichés, face et profil, résout la problématique du mouvement du patient que l'on rencontre lorsque les deux radiographies sont réalisées successivement à partir d'une unique source conventionnelle,
- Les ensembles sources-détecteurs sont fixes, l'environnement 3D du système est donc parfaitement connu et ne nécessite pas de calibration à chaque nouvelle acquisition,
- Les paramètres d'acquisition proposés par défaut peuvent être ajustés selon le type de cliché et l'anatomie du patient,
- La collimation permet d'obtenir un cliché localisé ou un cliché grand format, en position de charge ou assise,

- L'ajustement automatique du gain permet de garantir un contraste d'image maximal, quels que soient les kV appliqués,
- Les radiographies obtenues sont numériques, ce qui permet l'accès à des traitements d'image performants tels que le renforcement des contrastes et de la luminosité, l'analyse de la texture, le zoom, etc.,
- La possibilité de stockage et d'archivage numérique, permettant ainsi le partage et l'accès rapide aux examens grâce au réseau PACS (Picture Archiving Communication System),
- La dose administrée au patient est 8 à 10 fois inférieure à celle d'une radiographie conventionnelle sur film (Figure 15), 800 à 1000 fois inférieure à celle du CT-Scan (Dubousset et al. 2005, Kalifa et al. 1998) et de 2.9 à 9.2 fois inférieure à celle d'une radiographie numérique (Deschênes et al. 2010).



Figure 15 : Rachis entier de profil chez une patiente de 26 ans. Comparaison entre une image radiographique classique (dose de 1.67 mGy) et une image EOS (dose de 0.19 mGy) d'après (Feydy et al. 2008)

Ce dernier point est un avantage de taille. En effet, une étude a dernièrement ravivé les inquiétudes concernant les effets à long terme potentiels des rayonnements émis lors de l'acquisition d'images diagnostiques ; cette étude suggère que l'exposition à de multiples examens radiologiques dans l'enfance et l'adolescence pourrait majorer le risque de survenue d'un cancer du sein chez les femmes scoliotiques (Morin Doody et al. 2000). Par conséquent, une étude comparative a été réalisée au centre hospitalier de Sainte Justine (Montréal, Canada) montrant les faibles doses d'irradiation administrées par le système EOS™. Au cours de ces travaux, des examens classiques du rachis ont été réalisés sur 50 patients [39 filles, 11 garçons, âge moyen = 14.8 ans] à l'aide de deux systèmes, EOS™ et Fuji FCR 7501S. A chaque acquisition, les doses d'irradiation ont été mesurées sur différents points du corps. Les résultats sont présentés dans le Tableau 1 (Deschênes et al. 2010).

Tableau 1 : Résultats de l'étude comparative. Dose de pénétration cutanée moyenne (Deschênes et al. 2010)

Point d'entrée du faisceau de rayonnement	Dose moyenne avec EOS	Dose moyenne avec système CR	Rapport
Nuque	201,7 µGy	586,4 µGy	2,9
Milieu du dos	176,7 µGy	1043,0 µGy	5,9
Point latéral proximal	271,6 µGy	2384,3 µGy	8,8
Côté externe du sein proximal	110,0 µGy	830,8 µGy	7,6
Épine iliaque antéro-supérieure proximale	160,0 µGy	1471,2 µGy	9,2
Crête iliaque proximale	302,6 µGy	2467,0 µGy	8,2
Crête iliaque distale	113,6 µGy	732,3 µGy	6,5

3.4 Conclusion

Le dépistage des déviations axiales ainsi que le perfectionnement de leurs mesures est un sujet d'actualité. Outre l'examen clinique standard, le praticien aura recours à l'imagerie médicale. Dépendamment du plan d'analyse de l'anomalie angulaire, le clinicien choisira le système radiologique le plus adéquat. Ainsi, pour mesurer les déviations axiales dans les plans frontal ou sagittal (gonométrie) et les inégalités de longueur du membre inférieur, il aura recours à la radiographie conventionnelle. Néanmoins, la radiographie 2D n'est qu'une projection de la zone anatomique étudiée sur un plan et le résultat de cette projection est sensible au positionnement du patient lors de la prise de cliché. De plus, cette modalité ne permet pas d'évaluer les rotations et torsions dans le plan transversal.

Afin d'évaluer les phénomènes de torsions importantes des structures osseuses, un examen tomodensitométrique peut être indiqué. Cependant, les doses d'irradiation associées à ce type d'examen sont élevées (Huda 2007). Ce facteur de dose ne permet pas de réaliser des examens 3D de manière fréquente ni d'obtenir une modélisation 3D sur l'ensemble du squelette. En outre, l'imagerie tomodensitométrique est réalisée dans la position couchée et non en charge, ce qui ne permet pas d'évaluer les phénomènes de compensation interarticulaire associés à la pathologie.

L'IRM – technique d'imagerie non invasive – peut être une alternative au CT-Scan, mais elle est peu utilisée car très coûteuse. En outre, elle est plus dédiée à l'étude des tissus mous que des structures osseuses. Enfin, à cause des champs magnétiques puissants générés lors de l'acquisition, l'examen IRM est contre-indiqué pour des patients possédant des éléments prothétiques métalliques.

Une dernière alternative est l'imagerie biplane en général et le système EOS™ en particulier. Ce système donne la possibilité d'obtenir des clichés du corps complet, en position fonctionnelle et avec de basses doses d'irradiation. De plus, des techniques de reconstructions 3D du squelette ont été développées, permettant d'obtenir des modèles 3D personnalisés précis et de calculer les indices cliniques associés. Des méthodes de reconstructions du rachis, basées sur les travaux d'Humbert et

col. (2009), sont d'ores et déjà utilisées en clinique routinière avec une précision proche du millimètre et avec un temps de reconstruction inférieur à 10 min. En ce qui concerne le membre inférieur, des méthodes de reconstructions et de calcul d'indices cliniques ont aussi été développées et validées (Laporte et al. 2003, Le Bras et al. 2004, Nodé-Langlois 2003). Néanmoins, le déploiement de ces méthodes en clinique routinière n'est pas encore envisageable en raison du temps de reconstruction non négligeable nécessaire à ces méthodes (environ 35 minutes pour un membre inférieur complet). Ainsi, notre objectif est de proposer des méthodes de reconstruction 3D et de calcul d'indices cliniques pour le membre inférieur précises et rapides à partir de radiographies biplanes.

Les indices cliniques : Évaluation des pathologies

Il y a près de 40 ans, Duparc et Massare (Duparc J. and Massare 1967) décrivaient déjà la mesure radiologique des déviations axiales du genou dans le plan frontal. Globalement la technique a très peu changé mais s'est enrichie de l'étude dans le plan sagittal et surtout axial (horizontal) autorisée par le CT-Scan.

Dans la pratique clinique, on retrouve deux grandes familles d'indices cliniques. Chaque groupe est associé à une modalité d'imagerie bien précise.

- La gonométrie³ : se base sur la radiographie conventionnelle,
- Les mesures des troubles de torsions et rotation : se base sur le CT-Scan ou l'IRM.

Pour chacune des deux techniques de mesures, le principe de base est la définition des axes anatomiques principaux (sur les clichés ou les coupes) associés à des repères anatomiques précis. A partir de ces axes, un ensemble d'angles et/ou de distance est calculé.

1 La gonométrie

1.1 Les repères anatomiques

Les repères osseux principaux sont déterminés de la manière suivante :

- Le point fémoral supérieur est le plus simple à déterminer : il s'agit du centre de la tête fémorale 'C' (Figure 16a),
- Le point de la cheville est à peine plus délicat à déterminer. Moreland (Moreland et al. 1987) propose trois points proches les uns des autres (Figure 16b), en utilisant au final leur moyenne. Deltour (Deltour et al. 2005) quant à lui propose d'utiliser le milieu du dôme astragalien (centre du talus) qui, d'après lui, est le point le plus facile à repérer.

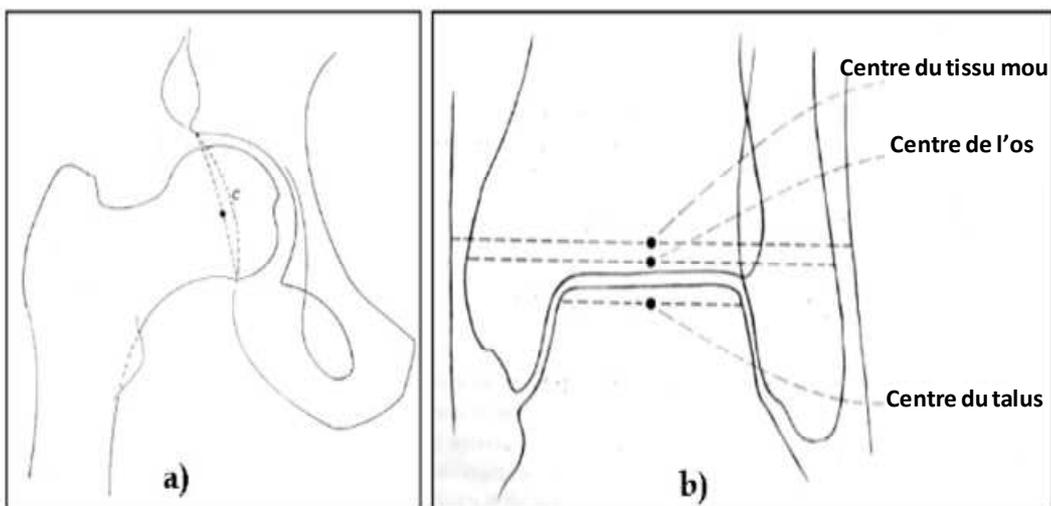


Figure 16 : Références anatomiques (Moreland 1987). (a) - Le centre de la tête fémorale. (b) - Schéma présentant les différents centres de la cheville

- Le centre du genou est le point de convergence de l'axe mécanique tibial et de l'axe mécanique fémoral. Ce point est sujet à de nombreuses discussions. Moreland (Moreland et al. 1987) propose cinq points différents (Figure 17A) et conclut finalement qu'ils sont tous

très proches et qu'il convient donc de prendre le point moyen. Duparc et Massare (Duparc J. and Massare 1967) déterminent le centre du genou comme étant l'intersection d'une ligne tangente aux condyles fémoraux avec la perpendiculaire abaissée du milieu de la ligne qui joint les épines tibiales. Deltour (Deltour et al. 2005) considère que le centre du genou est le point situé au milieu de la ligne qui joint le sommet des épines tibiales, mais ajoute que dès qu'il existe la moindre translation du tibia sous le fémur dans le plan frontal, ce point ne sert plus qu'à la détermination de l'axe mécanique tibial (Figure 17B). Pour tracer l'axe mécanique fémoral, il est nécessaire de localiser un quatrième point, le point fémoral inférieur.

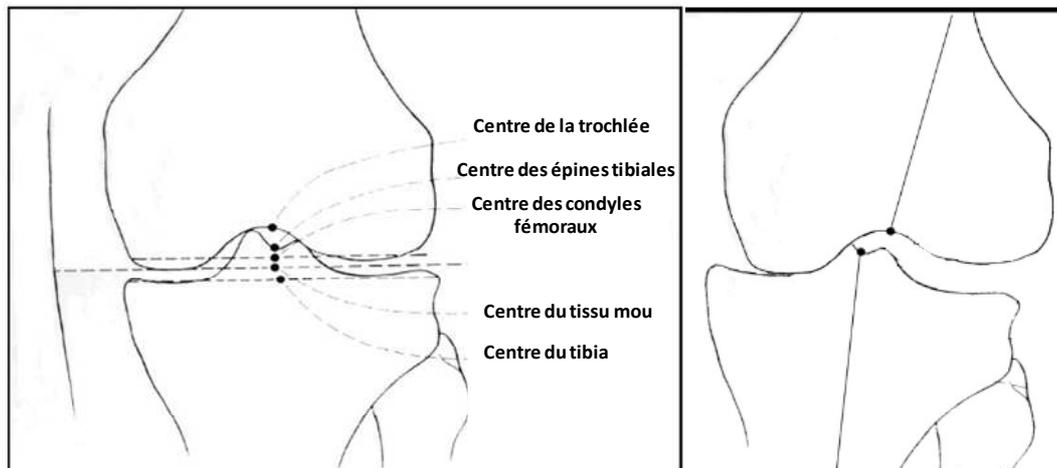


Figure 17 : Références anatomiques du genou. (Moreland 1987). (A) - Cinq méthodes de détermination du centre genou. (B) – Repères anatomiques de référence servant à définir les axes anatomique et mécanique du membre inférieur

- Cooke (Cooke et al. 1991) et Oswald (Oswald et al. 1993) définissent le point fémoral comme étant le point le plus haut de l'échancrure inter-condylienne (Figure 17B). Deltour (Deltour et al. 2005) quant à lui, le définit comme le milieu de la droite qui joint le point le plus distal de chaque condyle fémoral.

1.2 Les principaux axes

En pratique clinique, il est courant de tracer six axes fondamentaux pour exprimer la déviation angulaire du membre inférieur et de la hanche :

- L'axe mécanique fémoral qui va du centre de la tête fémorale au centre du genou (Figure 19B-1),
- L'axe mécanique tibial, souvent associé à son axe anatomique (Duparc J. and Massare 1967, Oswald et al. 1993). C'est l'axe qui relie le centre du genou au centre de la cheville (Figure 19B-2),
- L'axe bicondylien distal passant par les deux condyles distaux fémoraux (Figure 19B-3),
- L'axe des fonds de plateaux ou axe biglénôidien, qui joint les deux compartiments tibiaux (Figure 19B-4),
- L'axe du col fémoral (Figure 19B-6), dont peu de définitions claires sont rapportées dans la littérature quant à son « traçage ». Néanmoins, tous les auteurs s'accordent à faire passer cet axe par le centre de la tête fémorale et le fût du col. Ainsi, cet axe traverse ce dernier en son milieu. Dans la littérature, nous retrouvons quelques définitions plus précises. Tel est le

cas pour (Yoshioka et al. 1987) qui fait passer cet axe entre le centre de la tête fémorale 'C' et le milieu de la section minimale du col 'N' (Figure 18A). Rubin (Rubin et al. 1992) quant à lui fait passer cet axe par le centre de la tête fémorale et le point 'K', point d'intersection de l'axe anatomique du fémur avec un axe 'D' perpendiculaire à ce dernier situé à 20 mm au-dessus du petit trochanter (Figure 18B). Finalement, Tian (Tian et al. 2003) associe à l'axe du col fémoral l'axe de symétrie des contours 2D de la tête fémorale et du col. Il applique par la suite un algorithme d'optimisation pour déterminer le meilleur axe de symétrie (Figure 18C).

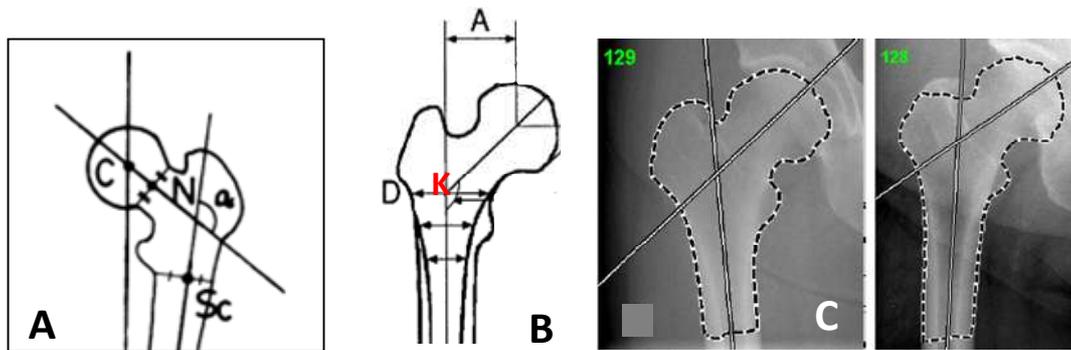


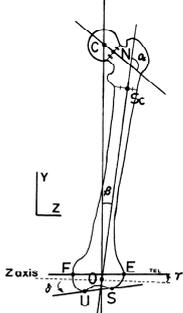
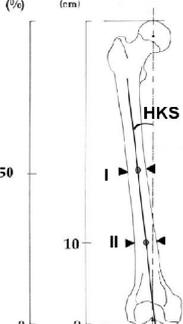
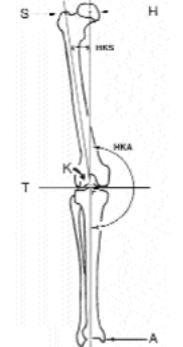
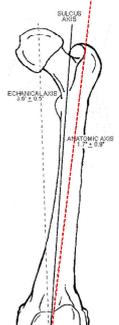
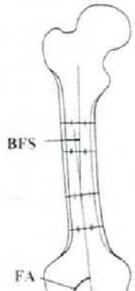
Figure 18 : Différentes méthodes de calcul de l'axe du col fémoral. (A) - d'après (Yoshioka et al. 1987). (B) - d'après (Rubin et al. 1992). (C) d'après (Tian et al. 2003)

- Axe anatomique fémoral (Figure 19B-5), appelé aussi axe diaphysaire puisqu'il traverse le fût diaphysaire. Comme pour l'axe du col, ses définitions sont diverses et variées. Nous retrouvons dans la littérature quelques exemples de calcul de cet axe résumés dans le Tableau 2.



Figure 19 : (A) - Un exemple de pangonogramme des membres inférieurs (cliché long 120 x 40 cm). (B) - Gonométrie d'un membre inférieur : (1) Axe mécanique fémoral. (2) Axe mécanique tibial. (3) Axe bicondylien distal du fémur. (4) Axe des fonds de plateaux. (5) Axe anatomique fémoral. (6) Axe du col fémoral

Tableau 2 : Tableau résumant les différentes méthodes de calcul de l'axe anatomique fémoral rapportées dans la littérature

Auteurs (année)	Définition de l'axe anatomique fémoral	Illustration
Yoshioka (1987)	Passe par le milieu du genou 'O' et le milieu de la section 'Sc' au dessous du petit trochanter au niveau de la diaphyse proximale	
Moreland (1987)	Passe par deux points à hémi distances entre les deux corticales et situés l'un, à 10 cm de l'axe bicondylien distal 'II' et l'autre à 50% de cette même ligne 'I'	
Gray (2002)	Passe par le milieu du genou 'K' et le sommet du grand trochanter 'S'	
Eckhoff (2005)	Passe par le fût osseux de la diaphyse fémorale et du col (Axe d'inertie de la diaphyse)	
Nagamine (2007)	Deux axes anatomiques : l'un représenté par la diaphyse distale du fémur (passant par deux points à hémi distance entre les deux corticales) et l'autre par la diaphyse proximale	

1.3 Les principales longueurs

Pour la mesure des longueurs de membre, les repères préconisés en clinique sont les suivants (Figure 20) :

- Pour la mesure de la longueur totale du membre : distance séparant le point le plus haut de la tête fémorale (S) du point le plus bas du tibia au milieu de la mortaise du talus (T),
- Pour la mesure de la longueur du fémur : distance séparant le point le plus haut de la tête fémorale du point le plus bas du condyle médial (CM),
- Pour la mesure de la longueur du tibia : distance séparant le milieu du massif des épines tibiales (i) au point le plus bas du tibia au milieu de la mortaise du talus (T).

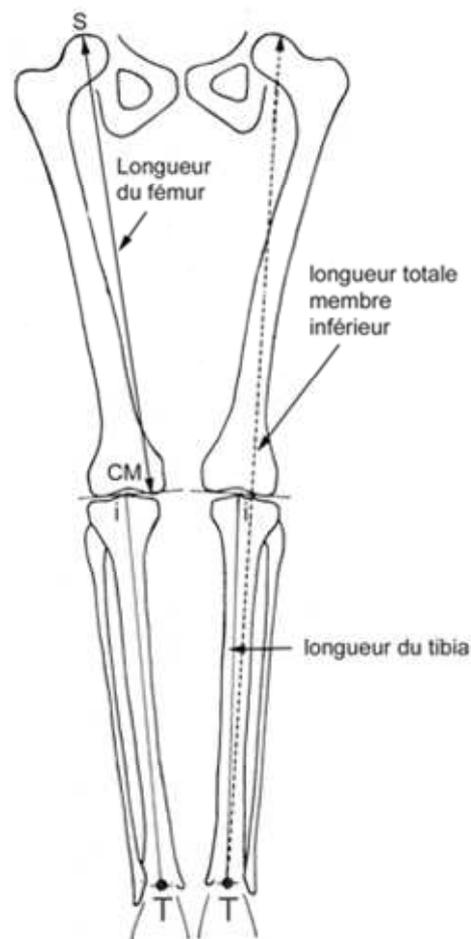


Figure 20 : Repères permettant la mesure de longueur des différents segments du membre inférieur

Les valeurs des trois mesures pour des membres inférieurs sains sont rapportées dans le Tableau 3.

Tableau 3 : Revue bibliographique - Les longueurs du membre inférieur

Longueurs	Auteur (année)	Modalité	Variabilité inter individuelle					
			Population			Mesure		
			Nb et sexe	Etendue / Type		Moy	2ET	Etendue
Longueur du fémur (mm)	Yoshioka (1987)	Mesures directes (par palpation)	16 (H) <i>In vitro</i>	61 - 89 ans	Fémurs normaux embaumés	466	45.6	--
			16 (F) <i>In vitro</i>			442	56.7	--
	Rubin (1992)	Radio frontale	19 (F) 13 (H)	70 -95 ans	Fémurs cadavériques	443.6	43.6	402 - 486
	Strecker (1997)	CT Scout film	511 (H, F)	16 -78 ans	Fémurs normaux <i>In vivo</i>	463	64	372 - 541
Longueur du tibia (mm)	Strecker (1997)	CT Scout film	513 (H, F)	16 -78 ans	Tibias normaux <i>In vivo</i>	369	56	292 - 437
Longueur totale du membre inférieur (mm)	Strecker (1997)	CT Scout film	378 (H, F)	16 -78 ans	Membres inférieurs normaux <i>In vivo</i>	832	114	679 - 967

1.4 Les principaux angles

1.4.1 Pour l'alignement du membre inférieur

- Angle fémoro-tibial mécanique (AFTm) ou HKA (pour Hip-Knee-Ankle) ou « déviation angulaire frontale ». C'est l'angle formé entre l'axe mécanique du fémur et l'axe mécanique du tibia mesuré en dedans (Figure 21). Cet angle permet d'évaluer le genu valgus/varus dans le plan frontal et le genu flessum/recurvatum dans le plan sagittal. D'après la littérature, il semble exister physiologiquement un varus très minime chez le sujet sain, évalué à $180^\circ \pm 5.8^\circ$ (Moy \pm 2ET) par Cooke (Cooke et al. 1991), à $179.2^\circ \pm 5.2^\circ$ par Levigne (Levigne 1991) et à $178.5^\circ \pm 4^\circ$ pour le membre inférieur droit ou $178.9^\circ \pm 4.2^\circ$ pour le membre inférieur gauche par Moreland (Moreland et al. 1987). Lorsqu'un genou est normalement aligné, l'axe mécanique global passe par le massif des épines tibiales ou à peine en dedans (Moreland et al. 1987).
- Angle fémoral mécanique (AFm) ou angle de la composante condylienne. C'est l'angle compris entre l'axe mécanique du fémur et l'axe bicondylien fémoral distal. Il est mesuré en haut et en dedans (Figure 21). Il est de $94^\circ \pm 4.2^\circ$ pour Cooke (Cooke et al. 1991), de $92^\circ \pm 4^\circ$ pour Levigne (Levigne 1991) et de $93^\circ \pm 4.6^\circ$ chez l'homme ou $94^\circ \pm 3.8^\circ$ chez la femme pour Yoshioka (Yoshioka et al. 1987).

- L'angle tibial mécanique (ATm) ou l'angle de la composante tibiale. C'est l'angle compris entre l'axe mécanique du tibia et l'axe biglénodien tibial. Il est mesuré en dedans et en bas (Figure 21). Cet angle est de $87^\circ \pm 4^\circ$ pour Cooke (Cooke et al. 1991), de $87.6^\circ \pm 4^\circ$ pour Levigne (Levigne 1991), de $93^\circ \pm 3.2^\circ$ pour le membre inférieur droit ou $92.6^\circ \pm 2.8^\circ$ pour le membre inférieur gauche pour Moreland (Moreland et al. 1987) et de $88^\circ \pm 3^\circ$ chez l'homme ou $89^\circ \pm 3^\circ$ chez la femme pour Yoshioka (Yoshioka et al. 1989).
- Angle entre l'axe anatomique du fémur et son axe mécanique ou HKS (pour Hip-Knee center of femoral-Shaft). Comme son nom l'indique, c'est l'angle formé entre les deux axes principaux du fémur (mécanique et anatomique). Cet angle vaut $5^\circ \pm 5.8^\circ$ pour Cooke (Cooke et al. 1991), $5.8^\circ \pm 1.4^\circ$ pour le membre inférieur droit ou $6^\circ \pm 2^\circ$ pour le membre inférieur gauche pour Moreland (Moreland et al. 1987) et $5^\circ \pm 1.8^\circ$ chez l'homme ou $5^\circ \pm 2.2^\circ$ chez la femme pour Yoshioka (Yoshioka et al. 1987).

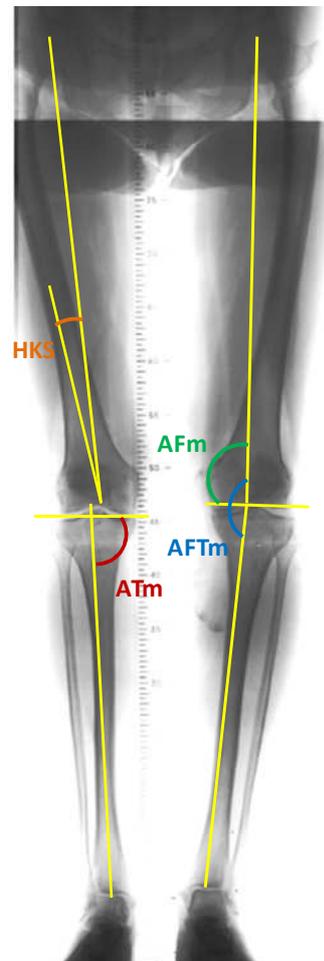


Figure 21 : Tracé des principaux angles de déviation axiale dans le plan frontal

Nous savons aujourd'hui que le chirurgien a besoin, avant de procéder à l'acte chirurgical, d'une évaluation pré-opératoire précise et reproductible de ces angles. Néanmoins, et à notre connaissance, il existe dans la littérature peu d'études validant la fiabilité des mesures radiographiques. Toutefois, nous pouvons citer quelques auteurs qui ont rapporté des résultats pour le calcul de l'AFTm en position debout et couchée (Tableau 4). Odenbring (Odenbring et al. 1993) évalue l'intervalle de confiance à 95% (IC95%) en reproductibilité inter-opérateurs à 2° , Sanfridsson (Sanfridsson et al. 1996) à 2.6° et Sariali (Sariali et al. 2008) à 1.7° pour les sujets normaux et à 5° pour les sujets avec prothèse totale du genou.

Tableau 4 : Tableau récapitulatif des études de reproductibilités pour le calcul de l'angle fémoro-tibial mécanique (AFTm). ET : Ecart-type. Moy : Moyenne. ICC : Intraclass Correlation Coefficient

Auteur (Année)	Modalité	Population (Nombre et sexe)	Reproductibilité					
			Méthode			Résultats		
			Nb. Op.	Mesure/ Op.		Moy	2ET	ICC
Sariali (2008)	Radio frontale (position couchée)	70 (H, F) Genoux non pathologiques (Patients)	1	2	Intra	--	1.7°	0.9
		30 (H, F) Patients avec prothèses totales du genou	1	2	Intra	—	5°	0.5
Odenbring (1993)	Radio frontale (position debout)	8 patients (H, F)	2	2	inter	--	2°	--
Sanfridsson (1996)	Radio frontale (position debout)	24 patients (H, F)	--	--	Intra	--	2.6°	--

1.4.1.1 Conclusion partielle

Plusieurs facteurs peuvent induire une variabilité dans la mesure des angles décrits plus haut. La rotation du membre est le premier de ces facteurs. Sachant que celle-ci est réglée de manière très subjective par le manipulateur, le problème est toujours le même : placer le genou de « face ». Cependant, personne jusqu'ici n'a vraiment défini ce qu'était un « genou de face », faute de repères cliniques ou radiologiques indiscutables (Catonné et al. 2006).

Plusieurs auteurs (Kawakami et al. 2004, Krackow et al. 1990, Swanson et al. 2000, Wright et al. 1991) ont montré la variabilité de l'AFTm en fonction de la rotation du membre lors de la prise du cliché radiographique de face. Kawakami trouve une variation de 0.9° sur le calcul de l'AFTm tous les 5° de rotation du fémur. Swanson a observé un effet statistiquement significatif sur la mesure de l'AFTm pour des sujets ayant des déformations sévères en valgus ou en varus et en présence d'une rotation interne ou externe de 10°.

Jiang (Jiang and Insall 1989) a montré l'influence de la rotation du fémur sur la projection de son axe mécanique dans le plan frontal. Quand il existe 20° de rotation externe ou 20° de rotation interne, l'axe mécanique du fémur voit sa projection radiographique varier de 8° par rapport au plan bicondylien inférieur.

Deltour (Deltour et al. 2005) souligne la cause d'erreur que crée un flessum. Ainsi, sur une gonométrie prise de face, un flessum radiographié en rotation externe du membre inférieur induira un varus, tandis que la rotation interne réalisera un valgus. Il préconise donc la nécessité de réaliser ces clichés en extension maximale et de considérer avec prudence les valeurs angulaires obtenues lorsqu'il existe un flessum irréductible.

Des auteurs tels que Siu (Siu et al. 1991) proposent un système sophistiqué qui standardise les gonométries afin de permettre la mesure fiable des longueurs et des angles. Ce système n'est pas encore entré dans la pratique courante du fait de sa complexité, mais surtout du fait que le matériel indispensable à sa réalisation n'est pas encore facilement disponible. (Deltour et al. 2005, Floyd 1988, Wright et al. 1991) quant à eux, pensent qu'en positionnant le membre inférieur avec soin - en utilisant toujours le même critère de positionnement comme «la rotule au zénith» ou «la rotule au centre du genou» - les erreurs dues à la rotation pourraient être réduites.

Une deuxième source d'erreur provient de la localisation des repères anatomiques essentiels au calcul des axes. Sariali dans (Catonné et al. 2006) montre qu'une erreur de 3 mm sur la localisation du centre de la hanche, entraîne une erreur de 0.4° sur le calcul de l'AFTm. Une erreur de 3 mm sur le centre du genou entraîne une erreur de 0.9° . Enfin, une erreur globale de 1.7° peut être engendrée s'il existe une erreur de localisation de 3 mm au niveau de la hanche, du genou et de la cheville.

Pour finir, notons une autre limite à la gonométrie : la nomenclature. En effet, à travers la littérature, les mêmes appellations peuvent correspondre à des angles différents : *le valgus physiologique* correspond pour Duparc et Massare (Duparc J. and Massare 1967) à l'angle formé entre l'axe mécanique du fémur et l'axe mécanique du tibia, alors que pour Moreland (Moreland et al. 1987) il correspond à l'angle compris entre l'axe mécanique et l'axe anatomique du fémur. *Le varus et le valgus* sont déterminés par les auteurs américains en se servant des axes anatomiques, tandis que les auteurs français les déterminent en se servant des axes mécaniques.

La confusion est encore accrue lorsque le même angle est mesuré en interne ou en externe, par sa valeur minimale ou par sa valeur complémentaire.

Toutes ces incertitudes de mesure ont un impact clinique direct. En effet, les études réalisées sur la tenue des implants dans le temps mènent à la conclusion qu'un alignement anormal du genou dans le plan frontal est l'une des causes majeures de descellement et d'usure précoce de la prothèse (Bargren et al. 1983, Hood et al. 1981, Moreland 1988, Tew and Waugh 1985).

Aussi, et étant donné que l'ostéotomie tibiale de valgisation est un acte chirurgical très approprié pour les patients atteints de gonarthroses tibiale interne, une technique de mesure précise et robuste de l'HKA doit être disponible car l'alignement postopératoire correct du membre inférieur est une condition importante pour un soulagement à long terme des symptômes après une ostéotomie (Hernigou et al. 1987). De plus, une bonne estimation de l'alignement du membre inférieur a un impact direct sur la survie des ostéotomies sur le long terme. Une réussite de 87-100% sur une période de 5 à 10 ans a été observée dans le cas d'une bonne estimation de l'angle HKA, contre une réussite de 26-63% sur la même durée pour une mauvaise estimation du même angle (Kawakami et al. 2004). Coventry (Coventry et al. 1993) note qu'il existe un risque considérable d'échec d'une ostéotomie tibiale proximale (survie de 19%, 10 ans après l'opération) si l'alignement n'est pas corrigé au moins à 8 degrés d'angulation en valgus et si le patient est sujet à une surcharge pondérale.

1.4.2 Pour les paramètres de la hanche

La connaissance précise de la géométrie de l'extrémité supérieure du fémur est d'un intérêt majeur pour le diagnostic et le choix thérapeutique liés à la fracture du col du fémur, aux pathologies de la hanche et à la pose de prothèses. La radiographie conventionnelle est encore utilisée pour récupérer les informations relatives à la géométrie de la hanche et du fémur proximal. Cependant, cette dernière ne fournit que des paramètres géométriques 2D avec ses limites. Sont donc calculés :

- L'angle cervico-diaphysaire (ACD) ou NSA (pour Neck-Shaft-Angle). C'est l'angle compris entre l'axe du col fémoral et l'axe anatomique du fémur (Figure 22). Comme nous l'avons mentionné précédemment, le calcul de ces deux axes n'est pas très clair dans la littérature (Tableau 2, Figure 18). Néanmoins, nous retrouvons les valeurs moyennes de cet angle (Tableau 5). Ainsi, pour des sujets non pathologiques, il est de l'ordre de 131° en moyenne pour Cooke (Cooke et al. 1991), de $128 \pm 15.2^\circ$ pour Pajarinen (Pajarinen et al. 2004) et de $129 \pm 14.6^\circ$ chez la femme ou $133 \pm 13.2^\circ$ chez l'homme pour Yoshioka (Yoshioka et al. 1987).

- La longueur de l'axe du col fémoral ou FNAL (pour Femoral-Neck-Axis-Length). C'est une distance le long d'un axe traversant le centre de la tête fémorale, le fût du col fémoral et une partie de l'épiphyse fémorale proximale (Figure 22). Cette distance est de 104 ± 14 mm pour Pajarinen (Pajarinen et al. 2004), de 93.3 ± 6.6 mm chez la femme pour Bergot (Bergot et al. 2002) et de 100.3 ± 17.6 mm pour Kukla (Kukla et al. 2002) (Tableau 5).
- L'offset fémoral. Ce paramètre est défini comme étant la distance entre le centre de la tête fémorale (*Ctf*) et l'axe anatomique fémoral proximal en projection orthogonale (Figure 22). Cette distance vaut en moyenne 40.2 mm pour Pouget (Pouget 2006) et 42.5 ± 17.2 mm pour Pajarinen (Pajarinen et al. 2004) (voir plus de détails Tableau 5).

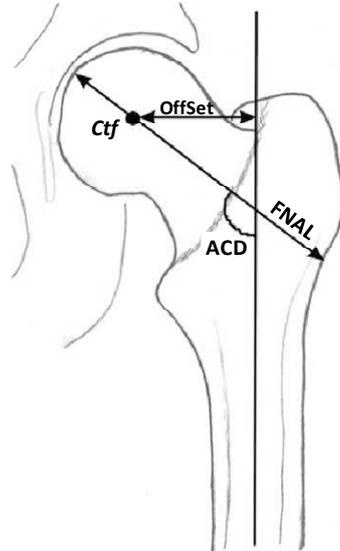


Figure 22 : Tracé des axes et de l'angle cervico-diaphysaire dans le plan frontal (Pajarinen 2004)

Comme pour les paramètres d'alignement du membre inférieur, le chirurgien a besoin de valeurs d'angles et de distances précises et reproductibles afin de planifier son acte chirurgical. Il existe dans la littérature des études validant la fiabilité des mesures radiographiques de ces paramètres.

Ainsi, pour le FNAL nous retrouvons dans la littérature des études de reproductibilité inter-opérateurs. Dans l'étude de Bergot (Bergot et al. 2002), un coefficient de variation inter-observateurs de 1.45% (erreur réelle = 0.3 mm) a été observé pour le calcul du FNAL. Dans l'étude de Faulkner (Faulkner et al. 1993), le coefficient de variation calculé était inférieur à 1% (Tableau 5).

En ce qui concerne l'ACD, il existe des études validant la fiabilité des mesures radiographiques. Nelitz (Nelitz et al. 1999) réalise une étude de reproductibilité inter-opérateurs (3 opérateurs). L'ICC (pour Intraclass Correlation Coefficient) obtenu est de 0.79 (2ET = 17.1°). Broughton (Broughton et al. 1989) évalue l'incertitude inter-opérateurs (2 opérateurs) à 2ET = 12.6°. Pouletaut (Pouletaut et al. 2005) obtient un ICC pour 3 observateurs de 0.5. Ces résultats montrent que la mesure de ce paramètre semble poser des problèmes de reproductibilité (Tableau 5).

1.4.2.1 Conclusion partielle

Comme pour le calcul des angles relatifs au membre inférieur, ici aussi les radiographies conventionnelles fournissent uniquement des paramètres géométriques 2D, sensibles à l'orientation ainsi qu'à la structure tridimensionnelle complexe du fémur (Burr et al. 1981). Concrètement, pour le FNAL, l'ACD et l'Offset, l'antéversion du col fémoral et la torsion de la diaphyse peuvent engendrer des erreurs dans les mesures 2D. Ainsi, dans une étude de Cheng (Cheng et al. 1997) sur 64 spécimens, des modifications significatives ont été observées sur les mesures du FNAL faites en 2D

sur images DXA (erreurs allant de -7.6% à 4.3%), dues au changement imposé à l'angle d'antéversion. Kay (Kay et al. 2000) montre qu'une rotation externe de 7° du fémur peut causer une variation de plus de 10° sur la valeur réelle de l'ACD. Meyer (Meyer 2007) a mesuré les valeurs de l'Offset sur des radiographies frontales d'un fémur prises pour différentes rotations internes et externes de ce dernier. Il montre ainsi que la valeur de l'offset change avec la modification de l'angle de rotation : l'offset est le plus grand quand le fémur est en rotation interne de 15°. Michelotti (Michelotti and Clark 1999) a également souligné l'influence du positionnement du patient sur la précision de la mesure 2D réalisée.

Cliniquement parlant, la surestimation du calcul de l'Offset fémoral sur un cliché radiographique occasionné lors d'une présence de rotation interne de la hanche peut être suffisante pour compromettre le résultat clinique lors d'une arthroplastie totale de hanche (Meyer 2007). Dans un objectif diagnostique, des paramètres géométriques structuraux tels que la longueur de l'axe du col fémoral, le diamètre de la tête fémorale et l'angle cervico-diaphysaire fournissent des données intéressantes sur le risque de fracture de l'extrémité supérieure du fémur (Le Bras 2004) ainsi que de l'information pertinente pour la planification chirurgicale pour la pose de prothèse. Ainsi, dans le cadre de cette thèse, nous attacherons de l'importance, non seulement à reconstruire le membre inférieur en trois dimensions, mais également à rechercher les définitions d'axes de références robustes et reproductibles.

Tableau 5 : Revue bibliographique - Les indices cliniques du fémur proximal

Paramètres	Auteur (année)	Modalité	Variabilité inter individuelle					Reproductibilité						
			Population		Mesure			Méthode			Résultats			
			Nb et sexe	Etendue / type	Moy	2ET	Etendue	Nb. Op.	Mesure / Op.	Moy	2ET	ICC ou CV%		
Angle Cervico-Diaphysaire 'ACD'	Nelitz (1999)	Radio frontale	100 (H, F) Displasiques	16 - 32 ans		137.3°	18°	110° - 154°	2	2	Intra	--	5°	0.76 - 0.9
									3	1	Inter	--	17.1°	0.72 - 0.89
	Broughton (1989)	Radio frontale	474 (H, F) Sains + pathos	4 mois < âge < 15 ans		--	--	121 - 188°	1	2	Intra	--	10.4°	--
									2	1	Inter	--	12.6°	--
	Pouletaut (2005)	IRM vue frontale	46 (F)	4 - 7 ans	Sains	140°	14°	--	3	1	Inter	--	--	0.5
					Pathos	130°	12°	--						
	Cooke (1991)	Radio Frontale	44 (H, F)	20-29 ans	Sains	131°	--	--	--	--	--	--	--	--
	Yoshioka (1987)	Mesures directes	16 (F) <i>In vitro</i>	61- 89 ans	Fémurs normaux embau-més	129°	14.6°	--	--	--	--	--	--	--
			16 (H) <i>In vitro</i>			133°	13.2°	--						
	Steffen (2009)	Radio frontale	57 (H)	39-71 ans	Pathos. Prothèse de la hanche	137.8°	14.6°	--	--	--	--	--	--	--
55 (F)			47-61 ans											

Paramètres	Auteur (année)	Modalité	Variabilité inter individuelle						Reproductibilité				
			Population			Mesure			Méthode		Résultats		
			Nb et sexe	Etendue / type		Moy	2ET	Etendue	Nb. Op.	Mesure / Op.	Moy	2ET	ICC ou CV%
ACD : suite	Pajarinen (2004)	Radios frontale	39 (H, F)	71-89 ans	Hanches saines (2 sous groupes)	128.0°	15.2°	--	--	--	--	--	--
						125.5°	12°						
	Bergot (2002)	DXA	49 (F)	80 - 56 ans	Fémurs cadavé-riques	125.6°	7.2°	--	--	--	--	--	1.0%
	Kukla (2002)	Radio.	7 (F) 13 (H) <i>In vitro</i>	48 – 92 ans	Fémurs Pathos.	124°	15°	--	--	--	--	--	--
Rubin, (1992)	Radio frontale	19 (F) 13 (H)	70-95 ans	Fémurs cadave-riques	122.9°	15.2°	100.7° – 137.8°	--	--	--	--	--	
Longueur du Col fémoral 'FNAL' (mm)	Pajarinen (2004)	Radio frontale	39 (F) et 9 (H)	71-89 ans	Hanches saines (2 sous groupes)	104 .4	14	--	--	--	--	--	--
						103.9	14						
	Bergot (2002)	DXA	49 (F)	80 - 56 ans	Fémurs cadavériques	93.3	6.6	--	--	--	--	--	1.5%
Kukla (2002)	Radio	7 (F) 13 (H) <i>In vitro</i>	48 – 92 ans	Fémurs Pathos.	100.3	17.6	--	--	--	--	--	--	

Paramètres	Auteur (année)	Modalité	Variabilité inter individuelle						Reproductibilité					
			Population			Mesure			Méthode		Résultats			
			Nb et sexe	Etendue / type		Moy	2ET	Etendue	Nb. Op.	Mesure / Op.	Moy	2ET	ICC ou CV%	
Offset (mm)	Pouget (2006)	Radio Frontale debout	150 (H, F)	--	Hanches contro-latérales saines	40.2	--	29 – 56	--	--	--	--	--	
	Pajarinen (2004)	Radio frontale	39 (H, F)	71-89 ans	Hanches non pathologiques (2 sous groupes)	42.5	17.2	--	--	--	--	--	--	
						44.0	14.2							
	Rubin (1992)	Radio frontale	19 (F) 13 (H)	70-95 ans	Fémurs cadavériques	47	14.4	33.2 – 62.8	--	--	--	--	--	
	Meyer (2008)	Radio frontale	48 (F) et 60 (H)	61- 91 ans	Hanches Pathos. Mesurées par 2 opérateurs Op1 et Op2	Op1 G	43.9	16.0	--	2	1	Inter Gauche	-0.5	-0.8
Dr						45.3	17.2	–						
Op2 G						44.4	15.8	-0.2						
Dr						46.4	17.4	-0.8					-1.1	–
Diamètre de la tête fémorale (mm)	Yoshioka (1987)	Mesures directes	16 (F) <i>In vitro</i>	61- 89 ans	Fémurs normaux embaumés	52	6.6	--	--	--	--	--	--	
			16 (H) <i>In vitro</i>			45	6.0	--						
	Rubin (1992)	Radio frontale	19 (F) 13 (H)	70-95 ans	Fémurs cadavériques	43.4	5.2	39.3 – 48.3	--	--	--	--	--	

2 Evaluation des torsions et rotations

2.1 Généralités

Comme mentionné à la section 3.2, la torsion est une déformation de l'os autour de son axe longitudinal tandis que la rotation est le mouvement possible du fémur ou du tibia autour de leurs axes respectifs. La tomodensimétrie (CT-Scan) est considérée comme l'examen de référence servant à les mesurer. Leur détermination a pour but d'évaluer les déformations tridimensionnelles, tant au niveau global qu'au niveau local, afin de permettre au chirurgien de planifier l'action thérapeutique.

- *La torsion fémorale* : mesurée entre l'axe du col fémoral et l'axe des condyles. Cette torsion atteint 40° à la naissance et 30° à l'âge de 1 an, diminue progressivement et aboutit à une torsion moyenne de 15° à l'âge adulte (Catonné et al. 2006, Gray et al. 2002). Elle est de $-14^\circ \pm 12^\circ$ (moy \pm 2SD) chez l'adulte avec des extrêmes entre 0° et -40° (Lerat et al. 1982).
- *La torsion tibiale* : mesurée entre l'axe passant par les deux plateaux tibiaux et l'axe joignant les malléoles. Cette torsion passe de 0° à la naissance à une moyenne de 25° à l'âge adulte avec des limites normales de 0° à 40° (Catonné et al. 2006). Elle est de $34^\circ \pm 16^\circ$ chez l'adulte avec des extrêmes de 15° à 48° (Lerat et al. 1982). Finalement, elle est de 19.5° en moyenne à l'âge adulte avec une importante marge de variation de 20° (Gray et al. 2002).
- *La rotation fémoro-tibiale* : à distinguer d'une torsion, qui traduit la rotation des plateaux tibiaux par rapport aux condyles fémoraux. Cet angle est de 3° en moyenne à l'âge adulte pour un sujet sain (Lerat et al. 1982).

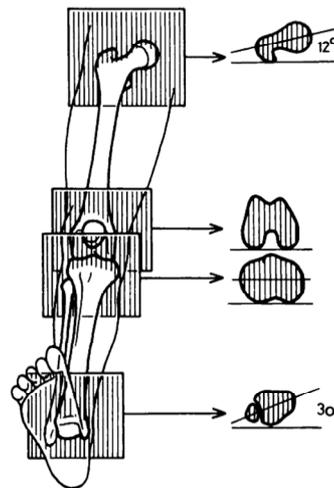


Figure 23 : Illustration représentant des différentes coupes CT-Scan choisies pour mesurer les torsions tibiale et fémorale d'après (Jakob 1980)

2.2 Choix des coupes, des repères anatomiques et problématiques associées

Bien que dans la littérature tous les auteurs s'accordent sur les principes de base du calcul des angles de torsions et de rotations du membre inférieur, des divergences restent importantes quant au choix des coupes et des repères anatomiques associés pour le calcul des principaux axes. Nous allons à présent faire un survol des différentes définitions rapportées dans la littérature. Il est à noter qu'elles sont diverses et variées et les citer toutes dans ce document n'est pas envisageable. Toutefois, nous allons décrire les plus pertinentes.

2.2.1 Pour la torsion fémorale (TF)

Au fil des ans, diverses méthodes de mesure de la TF ont été développées et les résultats de ces méthodes diffèrent les unes des autres (Tableau 7). La torsion fémorale est le plus souvent 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 (Hoiseith et al. 1989). Dès 1957, la définition de ces grands axes a été mentionnée par Billing (Billing 1954).

Comme nous l'évoquions précédemment, au cours des dernières années, la tomodynamométrie a obtenu une large popularité en raison de sa mise en œuvre facile. Néanmoins, les méthodes classiques de détermination de la TF basées sur la superposition de coupes 2D ont démontré de nombreuses lacunes.

2.2.1.1 Axe du col

La première source du problème est la détermination de l'axe du col fémoral. En effet, la définition la plus répandue est que l'axe du col coïncide avec la ligne reliant le centre de la tête fémorale et l'axe longitudinal du fémur. Toutefois, et en pratique, l'axe du col fémoral ne coupe pas l'axe longitudinal du fémur tel que décrit par Henriksson (Henriksson 1980) et Reikeras (Reikeras et al. 1985). De plus, et déjà en 1948, Kingsley (Kingsley and Olmsted 1948) a montré que l'axe du col fémoral ne passait pas par le centre de la tête fémorale en raison de sa forme recourbée. Cette observation a été confirmée par Sugano (Sugano et al. 1998) qui a montré que la distance moyenne entre l'axe « réel du col fémoral » et l'axe « centre-tête-axe-fémur » était de 1.5 mm.

Murphy (Murphy et al. 1987), quant à lui, note que la torsion fémorale est l'angle entre l'axe bicondylien fémoral - défini par une coupe transversale de la partie distale du fémur - et une approximation de l'axe du col fémoral - déterminée sur une seule coupe qui est tracée « quelque part » le long du col fémoral. Il mentionne qu'en théorie, un axe défini sur une seule coupe dans le plan transversal ne devrait pas être utilisé pour déterminer un axe tridimensionnel qui passe généralement de façon oblique à travers cette section. Le problème fondamental, d'après l'auteur, est que l'axe utilisé n'est pas le « vrai axe » du col du fémur. Par conséquent, la TF réelle n'est donc pas mesurée (Figure 24).

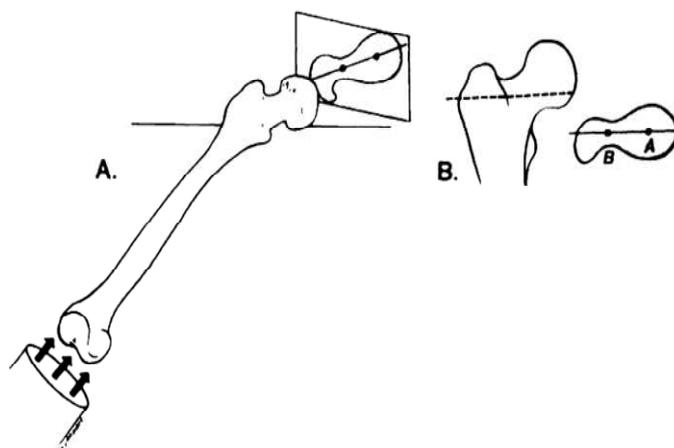


Figure 24 : A – La projection du col fémoral d'un fémur droit dans un plan transversal. B – Une section transversale au niveau du col fémoral. La ligne B-A au niveau de cette section peut être considérée comme l'axe du col fémoral seulement si ce dernier fait un angle de 90° avec l'axe diaphysaire fémoral (Murphy 1987)

Murphy tente donc de régler ce problème en sélectionnant deux coupes au niveau du col fémoral : l'une représentant la tête et l'autre la base du col fémoral au niveau de la diaphyse. L'axe du col est donc calculé comme un axe joignant le centre de la tête fémorale et le barycentre de la diaphyse fémorale à la base du col (Figure 25). Il compare sa méthode aux méthodes antérieures décrites dans la littérature (Weiner et al. 1978, Hernandez et al. 1981) qui, n'utilisent qu'une coupe « quelque part » au niveau du col.

Il réalise une étude de reproductibilité sur 5 fémurs cadavériques - mesurés 5 fois chacun grâce aux deux méthodes - et démontre une meilleure reproductibilité de sa méthode avec une précision de $2SD = 1.2^\circ$ contre $2SD = 7.2^\circ$ pour la méthode « à une coupe ». Néanmoins, il ne résout pas le problème dû au fait que l'axe du col fémoral soit un axe ne passant pas par le centre de la tête fémorale.

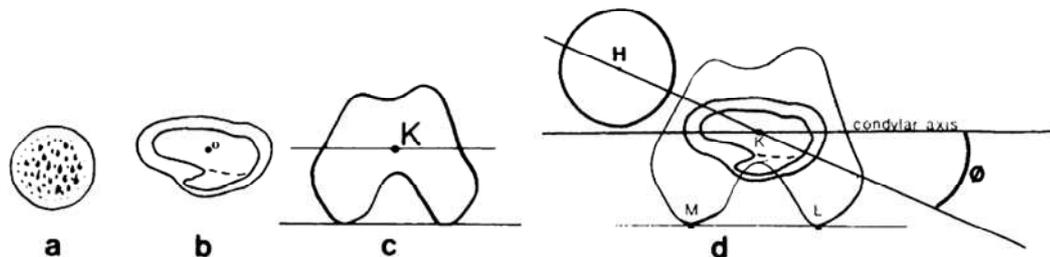


Figure 25 : Illustration résumant les différentes étapes (coupes et axes) pour le calcul de la torsion fémorale d'après Murphy (1987). a - Définition de la localisation de la tête fémorale. b - Définition de la localisation de la section à la base du col fémoral. c - Définition de la section pour le calcul de l'axe bicondylien distal. d - Superposition des coupes et calcul de l'angle de la torsion fémorale « ϕ »

Sugano (Sugano et al. 1998) évalue sur 30 sujets non pathologiques les différentes méthodes de calcul de l'axe du col fémoral. Pour cela, il utilise différentes coupes transversales décrites dans la littérature (Hernandez et al. 1981, Mahboubi and Horstmann 1986, Miller et al. 1993, Weiner et al. 1978, Widjaja et al. 1985) (Figure 26). Il calcule les axes du col sur chaque coupe séparément ou par superposition de deux coupes comme défini par Murphy (Murphy et al. 1987) et Reikeras (Reikeras et al. 1985).

Les coupes et les axes associés sont :

- Coupe initiale A : où le col fusionne avec la partie du grand trochanter (Mahboubi and Horstmann 1986, Peterson et al. 1981),
- Coupe B : où les cortex antérieurs et postérieurs du col sont parallèles (Weiner et al. 1978),
- Coupe C : portion la plus proximale de la partie inférieure du col qui n'inclue pas la tête fémorale,
- Coupe D : à mi-chemin entre la coupe C et une tranche juste au-dessus du petit trochanter.

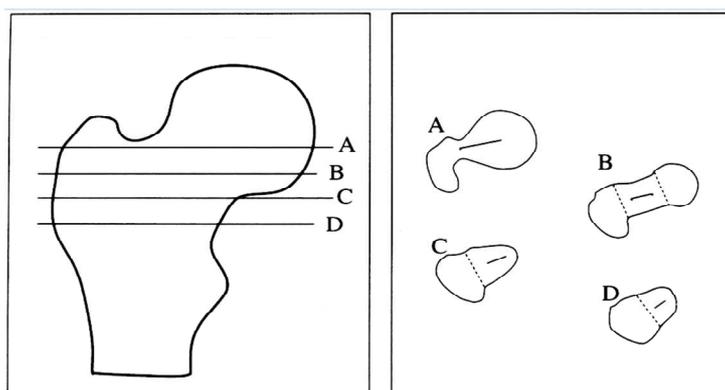


Figure 26 : Illustration des différentes coupes (à gauche) et axes pour le calcul de l'axe du col fémoral (à droite) (Sugano 1998)

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 (rétrécissement) du col. Sur les coupes C - D, l'axe du col est défini comme l'axe passant par la portion centrale du col à équidistance de ces deux bords, médial et latéral.

Pour la superposition des coupes, il utilise pour la méthode Reikeras l'axe passant par le centre de la tête fémorale et le milieu de la section minimale du col (coupe B). Pour la méthode Murphy, l'axe du col passe par le centre de la tête fémorale et le barycentre de la diaphyse fémorale à la base du col (coupe C).

Sugano compare ces mesures à celles obtenues grâce à une nouvelle méthode où l'axe du col est calculé sur un modèle 3D du fémur et passe exclusivement par les barycentres des sections du col. Les résultats obtenus sont peu concluants. En effet, Sugano reconnaît que sa méthode est numériquement lourde (sans mentionner le temps nécessaire au calcul) et nécessite pour chaque fémur une reconstruction à partir de coupes CT-Scan ; son utilisation en clinique est donc peu envisageable. Néanmoins, ses résultats montrent qu'aucune des 6 méthodes de mesure - basées sur le calcul de l'axe du col directement sur des coupes CT - n'est capable de prédire l'antéversion du col fémoral avec un intervalle de confiance à 95% inférieur à $\pm 10^\circ$. Aussi, il déduit qu'en raison de la forme recourbée du col fémoral, les coupes proximales sous-estiment les valeurs réelles de l'antéversion tandis que les coupes distales la surévaluent (Tableau 6).

Tableau 6 : Récapitulatif des résultats de l'étude de Sugano (1998)

Méthodes à évaluer	Différence de mesure entre la méthode Sugano (3D) et les autres méthodes (2D) Moyenne \pm 2SD (t-test pairé)
Coupe A	$-8.2^\circ \pm 9.4^\circ$ (DS)
Coupe B	$-6.4^\circ \pm 9.4^\circ$ (DS)
Coupe C	$-1.4^\circ \pm 10.4^\circ$ (DNS)
Coupe D	$7.0^\circ \pm 17^\circ$ (DS)
Méthode Reikeras	$-2.0^\circ \pm 9.6^\circ$ (DS)
Méthode Murphy	$6.3^\circ \pm 8.4^\circ$ (DS)

DS : différence significative

DNS : différence non significative

Cette étude est d'un grand intérêt, car elle démontre tout d'abord qu'il est quasiment impossible de mesurer l'axe «réel» du col fémoral à partir de coupes transversales et ce, indépendamment des coupes choisies - encore que ce choix soit très subjectif. Il n'existe à notre connaissance aucune donnée dans la littérature validant la reproductibilité du choix de ces coupes. En second lieu, cette étude démontre qu'il est difficile de comparer des mesures 3D avec des données 2D.

2.2.1.2 Axe bicondylien distal

Une autre source d'erreur est la détermination de l'axe longitudinal du fémur. La plupart des CT-Scan sont supposés fournir des acquisitions de coupes successives perpendiculaires à l'axe longitudinal du fémur. Toutefois sa définition n'est pas claire : s'agit-il de l'axe mécanique ou anatomique ?

Finalement, il est pratiquement impossible, en routine clinique et avec des patients présentant de fortes déviations axiales, d'obtenir des coupes sériées parfaitement perpendiculaires à cet axe.

La dernière source d'erreur est la détermination de l'axe bicondylien fémoral distal. Nous savons qu'au moment de l'acquisition tomographique, une série de coupes est réalisée au regard des condyles fémoraux jusqu'à la tubérosité tibiale antérieure ; il faut en choisir une pour tracer l'axe qui nous intéresse. Ce choix est encore une fois très aléatoire et varie d'un technicien en radiologie à un autre.

Une fois cette coupe choisie, il faut définir l'axe à proprement dit. Ici aussi nous retrouvons dans la littérature des définitions diverses et variées (Hernandez et al. 1981, Moussa 1994, Peterson et al. 1981, Schneider et al. 1997, Seber et al. 2000, Song et al. 2006, Tomczak et al. 1997, Weiner et al. 1978).

Murphy (Murphy et al. 1987) a réalisé une étude de reproductibilité sur 10 fémurs cadavériques. Il mentionne quatre façons différentes de définir cet axe (Figure 27). Sur la même tranche, il a tracé les axes bicondyliens distaux (dix fois chacun) d'après les schémas suivants :

- Methode A (Moussa 1994, Seber et al. 2000, Song et al. 2006, Tomczak et al. 1997) : L'axe passe par les extrémités postérieures, médiale et latérale, des condyles fémoraux.
- Methode B (Peterson et al. 1981) : L'axe passe par les épicondyles fémoraux.
- Methode C (Weiner et al. 1978) : L'axe passe par le barycentre de la région condylienne médiale et par le barycentre de la région condylienne latérale.
- Methode D (Hernandez et al. 1981) : Est d'abord tracé l'axe tangent aux bords postérieurs des condyles (Figure 27-a), suivi d'un autre axe tangent aux bords antérieurs des condyles (Figure 27-b). La droite bissectrice de l'angle formé entre ces deux droites est considérée comme l'axe bicondylien fémoral.

Les résultats de cette étude ont montré que les méthodes A et D étaient les plus reproductibles (A : 2SD = 0.6° ; D : 2SD = 0.8°) contre 2SD = 3.2° et 2SD = 2.6° pour les méthodes B et C respectivement.

Pour finir, nous devons noter que même si les méthodes A et D sont les plus reproductibles d'après l'étude de Murphy, il reste que ces deux axes se basent sur la détermination des bords postérieurs et antérieurs des condyles fémoraux sur une seule coupe. Néanmoins, en pratique, les bords postérieurs des condyles ne sont pas alignés sur la même coupe, ce qui peut être aussi une source d'erreur.

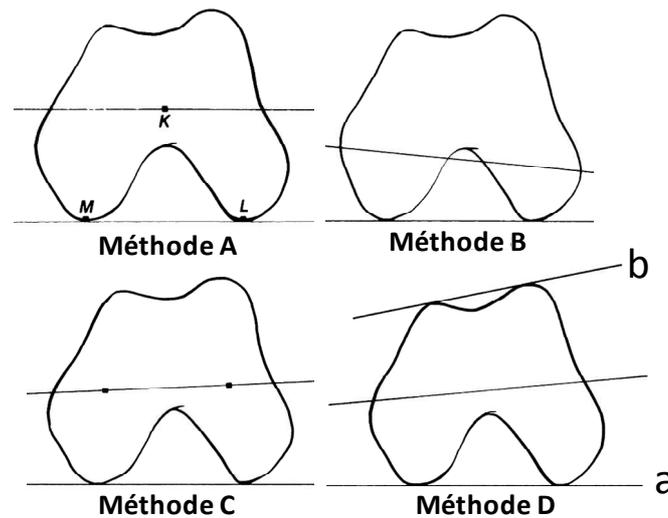


Figure 27 : Illustration des différentes méthodes de calcul de l'axe bicondylien distal du fémur d'après Murphy (1987)

2.2.1.3 Conclusion partielle

Ces divergences dans la littérature quant au choix des coupes et à la méthode de calcul des axes, introduit de grandes variations pour le calcul de l'angle de torsion fémorale. Ainsi, par exemple, il est de l'ordre de $19.1^\circ \pm 16.4^\circ$ pour Moussa (Moussa 1994), de $-23.77^\circ \pm 18.27^\circ$ pour le fémur droit et de $-24.46^\circ \pm 16.30^\circ$ pour le gauche pour Strecker (Strecker et al. 1997) et de $6.5^\circ \pm 15.4^\circ$ pour le fémur droit et de $5.8^\circ \pm 16.8^\circ$ pour le fémur gauche dans l'étude de Seber (Seber et al. 2000) (voir plus de détails dans le Tableau 7).

Schneider (Schneider et al. 1997) évalue sur 22 sujets sains (1 opérateur x 2 mesures) la reproductibilité intra-observateur à $2.4^\circ \pm 6.2^\circ$ sur l'IRM. Seber (Seber et al. 2000), dans une étude menée sur 12 sujets, trouve une variation inter-observateurs (2 opérateurs x 2 mesures chacun) de 0° à 6° avec une moyenne de 3° sur le CT-Scan.

Kim (Kim_2 et al. 2000) compare la valeur de la torsion fémorale calculée par mesure manuelle directe sur 21 fémurs secs – qu'il considère comme la valeur de référence - avec la torsion fémorale calculée sur les coupes scanner de ces mêmes os. Il observe une différence de $5^\circ \pm 4^\circ$ entre les deux mesures.

Finalement, ces divergences ont un impact négatif en pratique clinique. En effet, la mesure des torsions fémorales est importante pour le diagnostic du développement des dysplasies de la hanche et des paralysies cérébrales, pour la sélection des patients pour des ostéotomies de dérotation ainsi que pour l'arthroplastie de la hanche. En outre, dans le cas de pose de prothèse totale de la hanche, le clinicien devrait toujours connaître l'antéversion précise du col fémoral afin d'éviter des complications post-opératoires tant fonctionnelles qu'esthétiques (Kim_1 et al. 2000). Les mauvaises estimations des mesures peuvent donc engendrer des erreurs de réglage des implants (malposition) qui peuvent causer des luxations, des usures anormales, des douleurs après prothèse, etc. (Nogier dans Catonné et al. 2006).

Tableau 7 : Revue bibliographique – La torsion fémorale

Auteur (Année)	Modalité	Résultats			
		Evaluation de l'angle		Etude de reproductibilité	
		Population	Moy ± 2SD ou moyenne (α)	Population et opérateurs	Résultats
Hernandez (1981)	CT	Enfants	NA	10 patients enfants Intra : Même opérateur x 2 mesures	Moy. des différences intra observateur : 2° 0° < α < 8°
				10 patients enfants Inter : 2 opérateurs x 2 mesures	Moy. des différences inter observateurs : 3° 0° < α < 8°
Murphy (1987)	Deux coupes pour le col fémoral : CT et mesure dicte (palpation)	32 pièces cadavériques	L'erreur de mesure entre les deux méthodes = 1°	Intra : 5 pièces cadavériques, mesurées 5 fois chacune par le même opérateur	2SD = 1.2° Variance = 0.4
	CT	9 patients 4-29 ans	18.0° ± 8.2°		
	Une coupe pour le col fémoral : CT et mesure dicte (palpation)	32 pièces cadavériques	L'erreur de mesure entre les deux méthodes = 10°	Intra : 5 pièces cadavériques, mesurées 5 fois chacune par le même opérateur	2SD = 7.2° Variance = 13°
	CT	9 patients 4-29 ans	31.0° ± 8.4°		
Moussa (1994)	CT	23 membres inférieurs sains	16.1° ± 16.4°	NA	NA
Yagi (1986 et 1994)	CT	68 patients (85 genoux pathologiques)	19.7° ± 22.6°	NA	NA
		13 sujets (24 genoux sains)	16.6° ± 13.4°		
Strecker (1997)	CT	263 fémurs droits	-23.77° ± 18.27°	NA	NA
		242 fémurs gauches	-24.46° ± 16.3°		

Auteur (Année)	Modalité	Résultats			
		Evaluation de l'angle		Etude de reproductibilité	
		Population	Moy ± 2SD ou moyenne (α)	Population et opérateurs	Résultats
Schneider (1997)	IRM	98 sujets sains volontaires (âge moyen = 42 ans)	Mesures d'après des coupes analogues au CT : 10.4° ± 12.6°	22 tibias sains Intra : Même opérateur x 2 mesures	Moy ± 2SD des diff. intra observateurs : 2.4° ± 6.2°
		42 sujets sains	Mesures avec changement d'inclinaisons des coupes du col fémoral : A : coupe transverse (analogues au CT) 11.2° ± 10.8° B : coupe légèrement inclinée 12.1° ± 12° C : coupe abrupte (trop inclinée) 16.7° ± 12.6°	NA	NA
Tomczak (1997)	IRM	19 enfants (3-7 ans) et 25 adultes (18-83 ans)	α Enfant : 23.2° α Adulte : 15.7°	Inter : 2 opérateurs x 1 fois Intra : 1 opérateur x 2 fois	Coeff. de corrélation : Enfants/Adultes > 0.9
	CT	19 enfants (3-7 ans) et 25 adultes (18-83 ans)	Enfant : 34° Adulte : 22.3°	Inter : 2 opérateurs x 1 fois Intra : 1 opérateur x 2 fois	Coeff. de corrélation : Enfants/Adultes > 0.9
Seber (2000)	CT	50 MI sains	(D) : 6.5° ± 7.7°	12 sujets Intra : 1 opérateur x 2 mesures	0° < variation intra observateur < 5° : Moy = 3°
			(G) : 5.8° ± 8.4°	12 sujets Inter : 2 opérateurs x 2 mesures	0° < variation inter observateurs < 6° : Moy = 3°

Auteur (Année)	Modalité	Résultats			
		Evaluation de l'angle		Etude de reproductibilité	
		Population	Moy \pm 2SD ou moyenne (α)	Population et opérateurs	Résultats
Kim (2000)	CT	8 fémurs secs	9.10° \pm 22°	NA	NA
	Comparaison CT vs mesure directe	8 fémurs secs	Différences entre les deux mesures : 5.3° \pm 4°		
	Mesure directe sur os secs (référence)	8 fémurs secs	16.4° \pm 22°		
Song (2006)	CT	13 enfants patho.	27.1° \pm 20.8°	50 tibias Intra : 1 opérateur x 2 mesures	Intra : ICC > 0.9
		12 adultes patho.	30.5° \pm 20.1°	50 tibias Inter : 2 opérateurs x 2 mesures	Inter : ICC > 0.7

α : Angle moyen de torsion

G : Membre inférieur gauche

D : Membre inférieur droit

IC : Intraclass correlation coefficient

NA : Données non disponibles (Not Available)

2.2.2 Pour la torsion tibiale (TT)

Comme pour la TF, diverses méthodes de mesure de la torsion tibiale (TT) ont été développées et les résultats diffèrent les uns des autres (Tableau 8). Cet angle est le plus souvent défini comme la mesure 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.

Comme pour le calcul de TF, la superposition de deux coupes 2D pour le calcul de la TT engendre plusieurs problèmes : le choix des deux coupes exactes parmi les deux groupes de coupes (au niveau distal et proximal du tibia), le choix des repères précis et reproductibles sur chaque coupe et finalement de calcul des deux axes principaux.

D'après Duparc (Duparc F. et al. 1992), le niveau de la coupe tibiale proximale est le plus délicat et source d'erreurs. Il doit être aussi proche que possible du plan des plateaux tibiaux mais les remaniements osseux arthrosiques peuvent compliquer le repérage. Jakob (Jakob et al. 1980) et Yagi (Yagi 1994) mentionnent que la torsion tibiale siège principalement dans les 4 premiers centimètres du tibia ce qui a conduit différents auteurs à conserver le niveau de coupe situé le plus haut et à éviter les coupes passant par l'interligne tibio-péronier supérieur. Néanmoins, la définition exacte de cette coupe diverge d'un auteur à l'autre.

Ainsi, d'après Jakob (Jakob et al. 1980), l'axe de la partie proximale du tibia est tracé le long et au milieu des plateaux tibiaux au niveau de la section la plus large en terme de diamètre (Figure 28 – 1), tandis que l'axe de la partie distale du tibia est considéré comme celui traversant la partie la plus distale du tibia tout en traversant sa malléole latérale (au niveau du péroné) (Figure 28 – 8). Yagi (Yagi 1994) propose la même définition pour l'axe proximal.

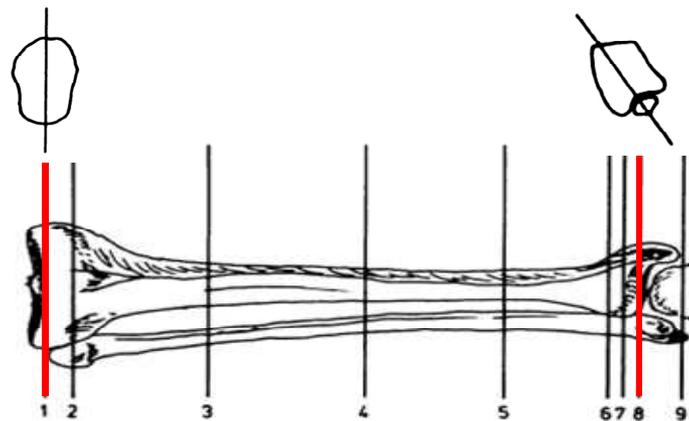


Figure 28 : Illustration du choix des coupes et des axes pour le calcul de la torsion tibiale d'après Jakob (1980). (1) – Axe tibial proximal. (8) – Axe tibial distal

Duparc (Duparc F. et al. 1992) quant à lui, définit deux coupes ainsi qu'un axe associé à chacune d'elles. Une première coupe passant par le meilleur contour postérieur des plateaux tibiaux permet de tracer l'axe de l'épiphyse tibiale proximale. Cet axe est porté par la droite tangente aux contours postérieurs des plateaux tibiaux (Figure 29A).

Une deuxième coupe passant par l'épiphyse tibiale inférieure au ras de l'interligne tibio- astragalien permet de tracer l'axe de l'épiphyse tibiale inférieure. Cet axe correspond au grand axe transversal de l'épiphyse traversant la malléole latérale (Figure 29B).

Jend (Jend et al. 1981) et Keikeras (Reikeras and Hoiseth 1989) s'associent à Duparc quant à cette définition de l'axe proximal.

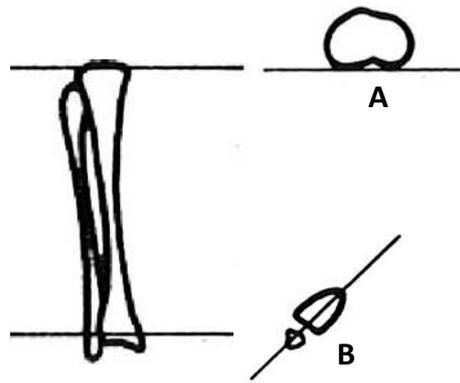


Figure 29 : Illustration du choix des coupes et des axes pour le calcul de la torsion tibiale d'après Duparc (1992). A- Axe tibial proximal. B- Axe tibial distal

D'après Febvre (Febvre et al. 1998), deux coupes sont prises pour le calcul de la TT : une coupe supérieure passant par l'extrémité supérieure du tibia au niveau de l'articulation péronéo-tibiale et une coupe inférieure passant par l'interligne tibio-astragalien, affleurant le bord supérieur de l'astragale et traversant les malléoles (Figure 30A). L'axe tibial supérieur est défini par une tangente postérieure au tibia-péroné (Figure 30B), tandis que l'axe tibial inférieur est défini par la droite traversant les trois pièces osseuses en leur milieu en respectant le parallélisme des bords de l'astragale (Figure 30C). Yagi (Yagi 1994), Reikeras (Reikeras and Hoiseth 1989) et Jend (Jend et al. 1981) utilisent, eux aussi, la ligne passant par les deux malléoles pour définir l'axe tibial distal.

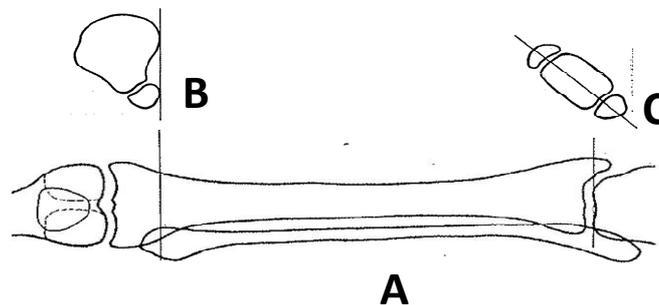


Figure 30 : A - Illustration du choix des coupes et des axes pour le calcul de la torsion tibiale d'après Febvre (1998). B - Axe tibial proximal. C - Axe tibial distal

Kristiansen (Kristiansen et al. 2001) exploite comme Febvre (Febvre et al. 1998) les deux malléoles pour le calcul de l'axe distal tibial. En revanche, il utilise l'axe passant par les bords postérieurs des condyles fémoraux pour calculer l'axe tibial proximal. Ceci est difficilement justifiable car la torsion tibiale ne dépend aucunement de la structure osseuse du fémur.

2.2.2.1 Conclusion partielle

Tous ces auteurs rapportent des valeurs moyennes de la torsion tibiale chez l'adulte sain qui varient de 24° à 40°. Ainsi, la TT moyenne est de l'ordre de 30° pour Jakob (Jakob et al. 1980) tandis qu'elle vaut 40° ± 18° pour Jend (Jend et al. 1981), 35° ± 13.4° pour Moussa (Moussa 1994) et 23.5° ± 10.2° pour Yagi (Yagi 1994).

Ces résultats contradictoires s'accordent avec l'observation de Laasonen (Laasonen et al. 1984) et Reikeras (Reikeras and Hoiseth 1989) qui affirment qu'il est difficile d'obtenir sur le tibia des axes proximaux ou distaux fiables à partir du scanner, en raison de la forme arrondie du tibia. Les erreurs

de calcul de la TT en tomodensitométrie peuvent être générées en raison de l'instabilité de l'articulation de la cheville, lorsque le péroné est associé au calcul de l'axe distal (Jend et al. 1981). Stuberg (Stuberg et al. 1991) réalise une étude comparative sur 17 sujets sains. Il compare la TT mesurée sur des radiographies conventionnelles et sur des coupes CT, et trouve une différence moyenne de 5° entre les deux méthodes de mesure. Néanmoins, il conclut que cette différence n'est pas significative car cette marge d'erreur reste acceptable en routine clinique. Ces imprécisions, comme pour la TF, ont un impact négatif en clinique routinière, tant au niveau de la pose de prothèse et de la tenue de l'implant dans le temps que pour la réussite des ostéotomies tibiales de valgisation.

Schneider (Schneider et al. 1997) évalue sur 22 sujets sains (1 opérateur x 2 mesures) la reproductibilité intra-observateur à $3.0^\circ \pm 5.4^\circ$ à partir de l'IRM. Seber (Seber et al. 2000) dans une étude sur 12 sujets trouve une variation inter-observateurs (2 opérateurs x 2 mesures chacun) de 0° à 5° avec une moyenne de 3° sur le CT-Scan. Kristiansen (Kristiansen et al. 2001) rapporte des variations intra et inter-observateurs de $0.7^\circ \pm 3.8^\circ$ et $0.4^\circ \pm 4.2^\circ$ respectivement sur le CT-Scan (Tableau 8).

2.3 Conclusion

A la lumière de ce qui a été écrit ci-dessus, il s'avère évident que le calcul des indices cliniques à partir de radiographies conventionnelles ou sur les coupes axiales 2D issues du CT-Scan ou IRM soulève des problèmes majeurs, tant au niveau de la précision du calcul de ces indices, qu'au niveau de leurs reproductibilités. Le principal défaut de la gonométrie réside dans l'utilisation de projection 2D de repères anatomiques associés à des structures osseuses 3D et le calcul imprécis des angles associés à ces repères. Ces angles sont pris en compte avec des biais de projection et leurs valeurs varient en fonction de la position du patient - dus à la flexion ou à la rotation des membres pendant la prise des radiographies. Ces imprécisions sont reconnues dans la littérature soit pour le calcul des paramètres cliniques des déviations axiales, soit pour ceux de la hanche.

Quant à l'utilisation de coupes axiales issues de la tomodensitométrie ou de l'IRM, le problème majeur relève du calcul de l'axe du col fémoral. En effet, les méthodes basées sur le CT-Scan, par exemple, tentent de représenter une structure 3D sans un domaine 2D. A ceci se rajoutent d'une part les imprécisions dues au choix visuel et manipulateur-dépendant de la « meilleure » coupe sensée représenter l'un des axes de référence, d'autre part les erreurs dues au choix de repères anatomiques fiables et reproductibles sur chaque coupe, et finalement les erreurs dues aux méthodes manuelles de numérisations.

Ces imprécisions de mesures à partir de films radiologiques ou à partir de coupes sériées ont évidemment un impact direct en clinique, tant au niveau de la pose de prothèse (genou et hanche) et de la tenue de l'implant dans le temps, qu'au niveau de la réussite des ostéotomies. En effet, de fausses mesures peuvent occasionner des complications post-opératoires fonctionnelles et esthétiques dues, par exemple, aux mauvais réglages des implants.

Hoiseith (Hoiseith et al. 1989) conclut dans son article qu'en routine clinique, les coupes CT-Scan ne peuvent être considérées comme des références pour le calcul de la torsion fémorale et que les méthodes basées sur les radiographies biplanes pourraient être plus précises.

Pour toutes ces raisons, différents auteurs se sont tournés vers la 3D et que dans le cadre de cette thèse nous exploiterons les reconstructions 3D du membre inférieurs afin de définir des axes de références précis et reproductibles pour le calcul des paramètres de torsions et de rotations.

Tableau 8 : Revue bibliographique – La torsion tibiale

Auteur (Année)	Modalité	Résultats			
		Evaluation de l'angle		Etude de reproductibilité	
		Population	Moy \pm 2SD / moyenne (α)	Population et opérateurs	Résultats
Le Damany (1909)	Clinique (Caliper)	200 patients (post mortem)	α (D) = 25° α (G) = 22°	NA	NA
Elftman (1945)	Clinique	Nombre ? Post mortem	α (D) = 22° α (G) = 18°	NA	NA
Hutter et Scott (1949)	Clinique	Nombre ? Pièces anatomiques	α = 27.4° 2SD = 14.8°	NA	NA
Depuis (1954)	Clinique	Nombre ? Pièces anatomiques	-7° < α < 47°	NA	NA
Staheli et Engel (1972)	Clinique (Caliper)	NA	α (D) = 11° α (G) = 10°	NA	NA
Wangermez (1975)	Radiographie de profil	NA	α = 22°	NA	NA
Herold et Marcovich (1976)	Clinique (Caliper)	1000 membres inférieurs sains	α = 16°	NA	NA
Jakob (1980)	CT	45 pièces anatomiques (MI normaux)	α = 30°	45 pièces anat. + 18 patients pathologiques Inter : Même opérateur x 1 mesure + 2 opérateurs de contrôle	Moyenne de l'erreur = 5°
	Comparaison CT et mesure clinique	6 pièces anatomiques	Variabilité > 5°		
	CT	18 patients pathologiques	2° < α < 82°		
Turner et Smillie (1981)	Clinique (Tropomètre)	137 sujets sains = 274 mesures	19° \pm 9.6° 84% : 15° < α < 25°	NA	NA
Jend (1981)	CT	69 tibias sains	40° \pm 18°	NA	NA
Yagi (1986 et 1994)	CT	68 patients (85 genoux ostéo- arthritiques)	11.3° \pm 16.2°	NA	NA
	CT	13 sujets (24 genou sains)	23.5° \pm 10.2°		

Auteur (Année)	Modalité	Résultats			
		Evaluation de l'angle		Etude de reproductibilité	
		Population	Moy \pm 2SD / moyenne (α)	Population et opérateurs	Résultats
Clementz (1989)	Fluoroscopie	100 adultes sains 40 (H) + 60 (H) 18-61 ans	(D) $30.7^\circ \pm 15.6^\circ$ (G) $28.6^\circ \pm 15.2^\circ$	10 sujets Intra : Même opérateur x 3 mesures	Erreur standard estimée : 0.74
Reikaras (1989)	CT	50 adultes	H (D) $41^\circ \pm 12^\circ$ H (G) $40^\circ \pm 20^\circ$ F (D) $38^\circ \pm 18^\circ$ F (G) $37^\circ \pm 22^\circ$	NA	NA
Stuberg (1991)	Etude de comparaison entre le CT et la gonométrie	17 sujets normaux (3 -24 ans)	NA	Chaque sujet a été mesuré trois fois par les deux méthodes	Différence significative de 5° entre les deux méthodes
Moussa (1994)	CT	23 membres inférieurs sains	$34^\circ \pm 13.4^\circ$	NA	NA
Sayli (1994)	CT	25 adultes	α H(D) = 33° α H(G) = 35° α F(D) = 30° α F(G) = 31°	NA	NA
Strecker (1997)	CT	504 tibias sains	$34.85^\circ \pm 15.85^\circ$ α (G) 33.07° α (D) 36.46°	NA	NA
Schneider (1997)	IRM	98 sujets sains volontaires (âge moyen = 42 ans)	$41.7^\circ \pm 17.6^\circ$	22 tibias sains même opérateur x 2 mesures	Moy \pm 2SD des diff. intra observateurs : $3.0^\circ \pm 5.4^\circ$

Auteur (Année)	Modalité	Résultats			
		Evaluation de l'angle		Etude de reproductibilité	
		Population	Moy \pm 2SD / moyenne (α)	Population et opérateurs	Résultats
Seber (2000)	CT	50 MI sains	(D) : 30.9° \pm 14.2° (G) : 29.1° \pm 13.8°	12 sujets Intra : 1 opérateur x 2 mesures	°0 < variation intra observateur < 5° Moy = 3°
				Inter : 2 opérateurs x 2 mesures	°0 < variation inter observateurs < 6° Moy = 3°
Kristiansen (2001)	CT	21 enfants sains	33.6° \pm 13°	NA	Moy \pm 2SD des diff. intra observateurs 0.7 \pm 4° Moy \pm 2SD des diff. Inter observateurs 0.4 \pm 4.2 °
		26 adultes sains	37.8° \pm 14.6°		
Song (2006)	CT	13 enfants pathologiques	21.6° \pm 10.6°	50 tibias Intra : 1 opérateur x 2 mesures	Intra : ICC > 0.9
		12 adultes pathologiques	22.5° \pm 10.8°	50 tibias Inter : 2 opérateurs x 1 mesure	Inter : 0.4 > ICC > 0.7

α : Angle moyen de torsion

H : Homme

F : Femme

G : Membre inférieur gauche

D : Membre inférieur droit

NA : Données non disponibles (Not Available)

ICC : Intraclass Correlation Coefficient

3 Calcul des indices cliniques à partir de reconstructions 3D

3.1 A partir de reconstructions issues du CT-Scan

Les reconstructions tridimensionnelles du fémur et/ou du tibia à partir de coupes scanner ont été utilisées pour le calcul des paramètres cliniques 3D (Tableau 9).

A titre d'exemple, Kim (Kim_2 et al. 2000) se base sur une méthode de reconstruction 3D semi-annuelle à partir de coupes scanner ainsi que sur des méthodes semi-automatiques de calcul d'axes du fémur afin d'évaluer la torsion fémorale (TF). Il évalue la faisabilité de sa méthode sur 21 fémurs secs. Pour cela, il compare la TF calculée grâce à sa méthode avec les résultats obtenus grâce aux mesures directes réalisées manuellement sur les fémurs secs qu'il prend comme référence. La différence entre les deux mesures est de $1.1^\circ \pm 2.2^\circ$. Néanmoins, pour le besoin de sa méthode, un modèle 3D de fémur complet doit être disponible, ce qui pose de grands soucis quant aux doses d'irradiation administrées. Aussi, ni le temps nécessaire à la reconstruction 3D du membre inférieur, ni le temps de calcul semi-automatique de la TF ne sont rapportés.

Ce même auteur (Kim_1 et al. 2000) propose une méthode manuelle de calcul de la torsion fémorale. Dans ce cas, il ne prend en compte que les coupes proximales et distales du fémur. La comparaison de la torsion fémorale issue de cette approche avec celle issue de la mesure directe sur 20 fémurs secs, montre une différence de $0.4^\circ \pm 1^\circ$. Néanmoins, il s'avère que cette méthode manuelle est trop longue (15 minutes) et trop compliquée aux dires de l'auteur lui-même. En effet, 15 minutes pour le seul calcul de la torsion fémorale sont inenvisageables en clinique.

Subburaj (Subburaj et al. 2009), quant à lui, a développé une technique basée sur les caractéristiques géométriques et spatiales du modèle 3D du membre inférieur afin de définir automatiquement les repères anatomiques les plus pertinents. En se basant sur ces derniers, il calcule les indices cliniques les plus utilisés. Pour évaluer son approche, il compare les torsions, tibiale et fémorale, calculées automatiquement sur 3 membres inférieurs sains avec celles calculées manuellement par un clinicien. Les différences entre les deux mesures sont entre -1.98° et 3.13° pour la torsion fémorale et entre -2.12° et 3.6° pour la torsion tibiale. Bien qu'automatique, sa méthode a le désavantage d'utiliser des reconstructions 3D du membre inférieur complet nécessitant une multitude de coupes scanner associées à des doses d'irradiation non négligeables. De plus, la précision de sa technique n'a été évaluée que sur un nombre très restreint de sujets.

3.1.1 Conclusion partielle

En conclusion, les méthodes de calcul des paramètres cliniques à partir de modèles 3D issus de coupes scanner sont précises mais leur déploiement en routine clinique n'est pas encore envisageable pour différentes raisons.

Premièrement, les modèles 3D issus des reconstructions à partir de coupes axiales ne résolvent pas le problème d'évaluation des phénomènes de compensation interarticulaire associés à la pathologie. En effet, lors de l'acquisition des coupes axiales, le patient est en position couchée et non en charge. Les reconstructions 3D issues de ces coupes ne permettent donc pas au clinicien d'apprécier de manière précise l'évolution tridimensionnelle locale et globale de la pathologie.

Deuxièmement, le calcul des paramètres cliniques nécessite une reconstruction 3D complète du membre inférieur. Pour cela, des coupes axiales du membre inférieur complet doivent être disponibles, or ceci est rarement le cas en clinique car le calcul des angles de torsions, par exemple,

se fait à partir d'un nombre limité de coupes prises au niveau de la hanche, du genou et de la cheville.

A ces difficultés se rajoute le temps nécessaire au processus complet de traitement des acquisitions - incluant la reconstruction 3D du membre inférieur et le calcul des paramètres cliniques. Des logiciels de reconstruction tels qu'Amira® (Computer Systems, USA), intègrent des outils de traitement d'image permettant d'automatiser le processus de reconstruction. Néanmoins, les modèles 3D issus de ce type de reconstruction sont de faible précision car ils comprennent des artefacts non souhaités au niveau des parties anatomiques sensibles, telles que les articulations du genou et de la hanche où les extrémités des os ne sont pas isolées mais chevauchent d'autres structures osseuses. Dans ce cas, les méthodes automatiques sont peu fiables. Une reconstruction précise d'un membre inférieur complet sans l'utilisation d'outils automatiques nous a demandé en moyenne 2h de temps de reconstruction. De plus, et à notre connaissance, aucune méthode automatique de calcul d'indices cliniques du membre inférieur complet à partir de modèles 3D issus du CT-Scan n'a été développée pour une application en clinique routinière.

3.2 A partir des reconstructions issues de radiographies biplanes

Une alternative peut être l'utilisation des reconstructions 3D à partir de radiographies biplanes, en position debout et avec une basse dose d'irradiation (Tableau 9).

Nodé-Langlois (Nodé-Langlois 2003) a utilisé des modèles 3D de fémurs et de tibias reconstruits grâce aux méthodes semi-automatiques (Laporte et al. 2003) pour calculer des angles 3D tels que l'ATm, l'AFm, l'HKS, l'AFTm et la rotation fémoro-tibiale (RFT). Il a évalué la reproductibilité du calcul de ces paramètres grâce à une étude inter-opérateurs (2 opérateurs x 3 mesures chacun) sur 16 membres inférieurs pathologiques *in vivo*. L'intervalle de confiance à 95% (IC95%) pour la plupart des paramètres était compris entre 0.8° et 2.4° sauf pour la RFT où il vaut 8.4°. Néanmoins, le temps de reconstruction moyen d'un membre inférieur a été évalué à 24 minutes (max : 39 minutes) ce qui reste trop important pour une pratique clinique.

Le Bras (Le Bras et al. 2004) a utilisé des modèles 3D de fémurs proximaux reconstruits avec la même méthode semi-automatique que Nodé-Langlois pour calculer des indices cliniques 3D tels que l'ACD, le FNAL et le rayon de la tête fémorale. Il a évalué sa méthode grâce à une étude de reproductibilité inter-opérateurs (1 opérateur x 2 mesures + 1 opérateur x 1 mesure) sur 15 pièces anatomiques de fémurs proximaux sains. Le coefficient de variation (CV%) était situé entre 0.3 et 0.6 pour tous les paramètres avec une erreur standard estimée (ESE) entre 0.9 et 12.1. Le temps de reconstruction était compris entre 15 et 20 minutes pour un fémur proximal, une durée là encore trop longue pour une utilisation clinique.

Dong (Dong et al. 2006) a utilisé deux vues stéréoradiographiques C-arm calibrées du fémur proximal pour estimer automatiquement six paramètres morphologiques (incluant le rayon de la tête fémorale et l'axe du col) à l'aide d'une méthode basée sur un système d'inférence bayésienne⁵. Pour évaluer sa méthode, il compare les paramètres obtenus de façon automatique sur 10 fémurs proximaux secs avec ceux saisis manuellement sur les radiographies. Ainsi, la différence de mesure

⁵ On nomme inférence bayésienne la démarche logique permettant de calculer ou réviser la probabilité d'une hypothèse. Cette démarche est régie par l'utilisation de règles strictes de combinaison des probabilités, desquelles dérive le théorème de Bayes.

pour l'axe du col est de $5.4^\circ \pm 8.2^\circ$, tandis qu'elle est de $1.5^\circ \pm 2.4^\circ$ pour le rayon de la tête fémorale. Le temps de calcul n'est pas rapporté et l'évaluation n'est réalisée que sur des pièces anatomiques de fémurs proximaux isolés.

Baudoin (Baudoin et al. 2008) a calculé les mêmes paramètres cliniques que Le Bras mais en utilisant une méthode de reconstruction du fémur proximal basée sur des modèles paramétrés pré-personnalisés du fémur et des inférences statistiques en complément de la méthode semi-automatique. La validation de la méthode a été réalisée *in vivo* sur 23 membres inférieurs sains. L'étude de reproductibilité inter-opérateurs (1 opérateur x 3 mesures + 2 opérateurs x 1 mesure) révèle un CV% entre 1% et 2.2%. Le temps de reconstruction et le calcul des paramètres cliniques à été évalué à 5 minutes environ pour un fémur proximal. Néanmoins, la faisabilité de la méthode sur l'ensemble du fémur en particulier et sur le membre inférieur en général n'a pas été exploitée. Dans ces deux cas, le temps de calcul risque d'être important.

3.2.1 Conclusion partielle

Pour conclure, il est à noter que la plupart des méthodes de calcul des indices cliniques à partir de modèles 3D issus de radiographies biplanes s'effectuent avec de basses doses d'irradiation, avec le sujet en position debout et une très bonne précision évaluée *in vivo* (sauf pour la méthode de Dong (Dong et al. 2006)). Néanmoins, leur utilisation en routine clinique n'est pas encore envisageable en raison du facteur temps de reconstruction encore non négligeable.

3.3 Conclusion

En conclusion, il est à noter que l'utilisation des modèles 3D issus du CT-Scan et de la radiographie biplane ne peut être aujourd'hui envisagée pour le calcul des indices cliniques en routine clinique à cause du temps de reconstruction important. De plus, comme pour le calcul des TT et TF grâce aux coupes issues du CT-Scan ou de l'IRM, les auteurs divergent quant au choix des repères anatomiques uniformisés pour le calcul des axes à partir de modèles 3D reconstruits. Ainsi, pour le calcul de l'axe du col fémoral, Baudoin et Le Bras (Baudoin 2008, Le Bras 2004) utilisent le vecteur d'inertie principal du volume comprenant le col fémoral (Figure 31A) ; Kim (Kim_2 et al. 2000), Mahaisavariya (Mahaisavariya et al. 2002) et Subburaj (Subburaj et al. 2009) utilisent l'axe passant par le centre de la tête fémorale et le centre de la section minimale du col (Figure 31B) ; Sugano (Sugano et al. 1998) l'axe 3D passant par les centroïdes des sections qui découpent le col tous les 1 mm (Figure 31C).

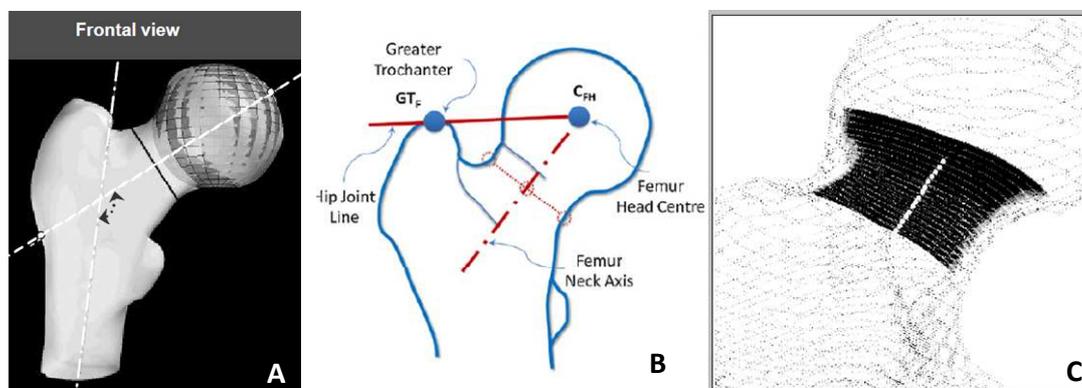


Figure 31 : Illustration des différentes méthodes de calcul de l'axe du col fémoral. A - Méthode de Le Bras (2004). B - Méthode de Subburaj (2009). C - Méthode de Sugano (1998)

Pour le calcul de la torsion fémorale, plus particulièrement pour la définition de l'axe bicondylien distal, Kim (Kim_2 et al. 2000) utilise les bords postérieurs des condyles fémoraux (Figure 32A), tandis que Subburaj (Subburaj et al. 2009) utilise l'axe passant par les épicondyles fémoraux (Figure 32B).

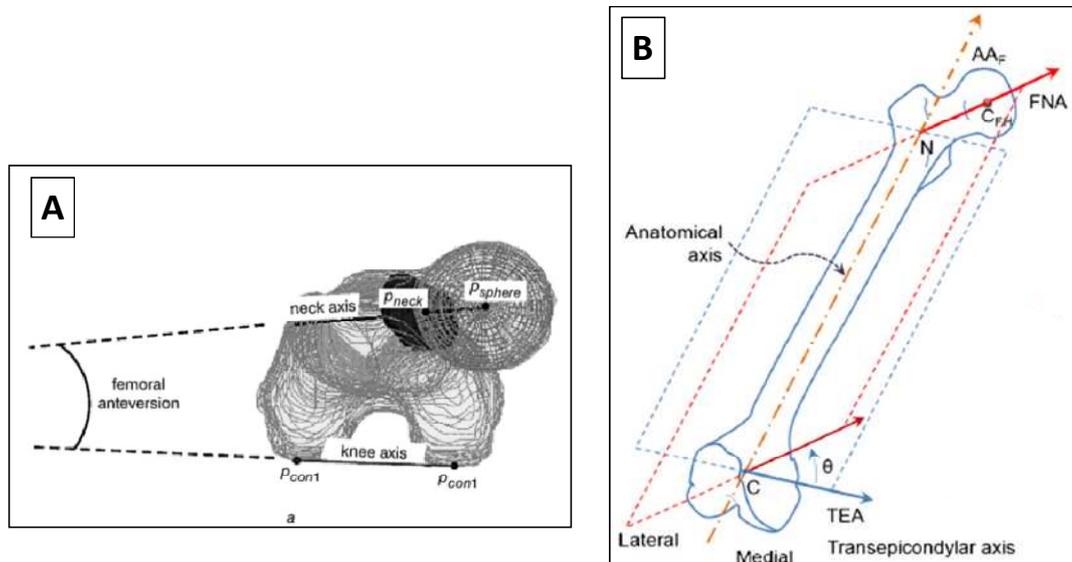


Figure 32 : Illustration des différentes méthodes de calcul de l'axe bicondylien distal. A - Méthode de Kim (Kim_2 2000). B - Méthode de Subburaj (Subburaj 2009)

Néanmoins, l'obtention d'indices cliniques 3D - fiables et reproductibles - nécessite des modèles 3D des structures osseuses associées. Dans le chapitre suivant, nous allons proposer une revue de littérature résumant les différentes techniques de reconstructions 3D du membre inférieur.

Tableau 9 : Revue bibliographique – Calcul des paramètres cliniques 3D à partir de reconstruction 3D du membre inférieur. H- Homme, F- Femme

Auteurs (année)	Modalité	Variabilité inter individuelle			Validation			Conclusions et remarques générales	
		Population	Angles	Valeurs	Population	Méthode de validation	Résultats		
Subburaj (2009)	Reconstruction 3D par CT-Scan	1 membre inférieur <i>in vivo</i> (F : 15 ans) sain	TT	22.1°	3 sujets sains (2 hommes + 1 femme) 10 – 21 ans	Comparaison des paramètres issus de la méthode automatique avec ceux calculés manuellement par un clinicien	Différence entre les deux méthodes de mesures : -2.12° < TT < 3.59° -1.98° < TF < 3.13°	La reconstruction du modèle 3D à partir des coupes scanner, le calcul des repères anatomiques et les paramètres cliniques sont complètement automatiques Cette méthode nécessite des coupes scanner du MI complet.	
TF	9.8°								
HKS	4.45°								
AFTm	176°								
Goleski (2008)	Reconstruction 3D CT-Scan + Système de Navigation chirurgicale	---	---	---	13 membres inférieurs cadavériques	Comparaison des paramètres cliniques calculés à partir des modèles 3D reconstruits et ceux calculés grâce à la navigation chirurgicale	Moyenne (Max) des différences entre deux méthodes : TT : 7.6° (16.5°) HKA : 1.8° (4.5°)	Les reconstructions 3D à partir de coupes scanner et le calcul des paramètres cliniques sur ces modèles ont été réalisés avec le logiciel Mimics 10.11 (Materialize, Belgique) et Geomagic 9. Les mesures manuelles ont été réalisées sur les pièces cadavériques grâce au système de navigation chirurgicale BrainLab (Allemagne).	
Lee (2008)	Reconstruction 3D par radiographies biplanes	2 fémurs <i>in vivo</i> (H sains) 28 et 29 ans	LongFem (mm)	Fem 1	Fem 2	2 fémurs <i>in vivo</i> (hommes) 28 et 29 ans	Comparaison des valeurs des paramètres cliniques issus de la reconstruction 3D et de ceux calculés par détection semi-automatique de contours sur les radiographies biplanes	Différences entre les deux mesures : Fem1 LongFem : 0 mm Offset : 0.4 mm ACD : 0° Fem2 LongFem : 0 mm Offset : 0.7 mm ACD : 1°	Les modèles 3D sont obtenus grâce à une méthode semi-automatique de reconstruction 3D. Les paramètres cliniques sont calculés automatiquement sur les modèles reconstruits. Les paramètres de l'ACD et de l'Offset sont calculés et évalués seulement en 2D. Les temps de reconstruction et du calcul des paramètres ne sont pas mentionnés.
404	459								
Offset (mm)	37.6			40.2					
ACD (°)	127°	125°							
Baudoin (2008)	Reconstruction 3D par radiographies Biplanes	23 membres inférieurs sains <i>in vivo</i> 20 – 55 ans	ACD	Moy ± 2ET		23 membres inférieurs sains <i>in vivo</i> (H et F) 20 – 55 ans	Etude de reproductibilité inter opérateurs : 1 opérateur x 3 mesures + 2 opérateurs x 1 mesure Calcul du coefficient de variation (CV%)	CV% (2RMS) ACD : 1% (1.8°) FNAL : 1.8% (2.2 mm) DiamètTF : 2.2% (1.4 mm)	Reconstruction semi-automatique 3D et calcul automatique des paramètres cliniques. Seulement les paramètres cliniques du fémur proximal ont été calculés et validés. Le temps de calcul est de 5 minutes en moyenne.
			FNAL (mm)	129.6° ± 5°					
			DiamètreTF (mm)	92.1 ± 16.6					
				42.1 ± 7.9					

Auteurs (année)	Modalité	Variabilité inter individuelle			Validation			Conclusions et remarques générales
		Population	Angles	Valeurs	Population	Méthode de validation	Résultats	
Dong (2006)	A partir de deux vues stéréoradiographiques C-arm	----	----	---	10 fémurs cadavériques	Comparaison des valeurs de paramètres cliniques issus de la méthode automatique de détection de primitives géométriques avec les mesures faites manuellement sur les deux radiographies.	Différences entre les deux mesures : (Moy ± 2ET) DiamètreTF : $1.5^\circ \pm 2.4^\circ$ AxeCol : $5.4^\circ \pm 8.2^\circ$	Un algorithme automatique a été développé permettant de modéliser les contours du fémur proximal à l'aide de primitives géométriques et de calculer les paramètres cliniques. La validation n'est testée que sur des pièces anatomiques isolées et centrées sur les radiographies. Les valeurs réelles des paramètres ne sont pas mentionnées. Le temps de calcul n'est pas rapporté.
Kolta (2005)	Reconstruction 3D à partir de DXA biplan	15 fémurs cadavériques proximaux sains (H et F)	ACD	Moy ± 2ET $126^\circ \pm 13.6^\circ$	15 fémurs cadavériques proximaux sains (H et F)	Etude de reproductibilité inter opérateurs : 1 opérateur x2 mesures + 2 opérateurs x 1 mesure Calcul du coefficient de variation (CV%)	ACD : CV% = 0.7% FNAL : CV% = 1.1% DiamètreTF : CV% = 1.4%	Reconstruction semi-automatique 3D-DXA du fémur proximal et calcul automatique des paramètres cliniques. Seulement les paramètres cliniques du fémur proximal ont été calculés et validés. Le temps de calcul est de 20 minutes en moyenne.
			FNAL (mm)	90.9 ± 15.6				
			DiamètreTF (mm)	42.7 ± 8				
Le Bras (2004)	Radiographies Biplanes (calibrées)	15 fémurs cadavériques proximaux sains (H et F)	ACD	$126.5^\circ \pm 14.4^\circ$	15 fémurs cadavériques proximaux sains (H et F)	Etude de reproductibilité inter opérateurs : 1 opérateur x 2 mesures + 1 opérateur x 1 mesure Calcul du coefficient de variation (CV%)	ACD : CV% = 0.7% FNAL : CV% = 0.3% DiamètreTF : CV% = 0.6%	Reconstruction semi-automatique 3D du fémur proximal et calcul automatique des paramètres cliniques. Seuls les paramètres cliques du fémur proximal ont été calculés et validés. Le temps de calcul est entre 15 et 20 minutes.
			FNAL (mm)	91.5 ± 13.2				
			DiamètreTF (mm)	42.7 ± 6.6				
Nodé-Langlois (2003)	Radiographies Biplanes (calibrées)	-----	-----	-----	16 membres inférieurs pathologiques <i>In vivo</i> 52-82 ans	Etude de reproductibilité inter opérateurs : 2 opérateurs x 3 mesures chacun Calcul de l'intervalle de confiance à 95% (IC95%)	HKS : IC95% = 0.8° AFTm : IC95% = 1° ATm : IC95% = 2.4° AFm : IC95% = 1.4° RFT : IC95% = 8.4°	Reconstruction semi-automatique 3D du membre inférieur complet et calcul automatique des paramètres cliniques. La majeure partie des paramètres cliniques de déviations axiales ont été calculés et évalués. Le temps de calcul est de 24 min par membre inférieur (Max : 39 minutes)

Auteurs (année)	Modalité	Variabilité inter individuelle			Validation			Conclusions et remarques générales
		Population	Angles	Valeurs	Population	Méthode de validation	Résultats	
Mahaisa -variya (2002)	Reconstruction 3D par CT-Scan	108 fémurs cadavériques (H et F) 22 – 83 ans Sains ??	ACD DiamètreTF	Moy ± 2ET 128° ± 12.2° 43.0 ± 7 mm	----	-----	-----	Reconstructions 3D et régionalisations réalisées avec les logiciels Mimics (Materialize) et Surfacar (Imageware Division). Calcul automatique d'indices cliniques (IC) 3D. Temps de calcul non précisé. Aucune validation sur le calcul des IC.
Kim_1 (2000)	Coupes 2D CT-Scan + Reconstruction 3D par CT-Scan + Mesure manuelle directe sur os	-----	-----	-----	20 fémurs secs (278 coupes CT par fémur)	A. La torsion fémorale a été mesurée directement sur tous les os secs (cette mesure a été prise pour référence) B. Les fémurs ont été scannés <u>en entier</u> et la mesure de la TF a été réalisée manuellement sur les coupes 2D. C. Tous les fémurs ont été reconstruits manuellement en 3D et la TF mesurée grâce à une méthode manuelle sur ces modèles 3D. La validation des reconstructions 3D manuelles et le calcul manuel de la TF se sont faits en comparant les méthodes B et C à la référence A.	Différence de mesure de la TF entre B et A : Moy ± 2ET 5.3° ± 4° Différence de mesure de la TF entre C et A : 0.45° ± 1°	Les reconstructions 3D ont été réalisées manuellement avec un logiciel spécifique. Le calcul de la torsion fémorale est réalisé grâce à un logiciel spécifique qui demande des manipulations complexes et est opérateur dépendant. Le temps nécessaire au calcul de la TF pour un fémur est de 15 minutes.
					74 patients 5-21 ans (40-50 coupes CT par fémur)	A. Les fémurs ont été scannés <u>partiellement (hanche, genou)</u> et la mesure de la TF a été réalisée manuellement sur les coupes 2D. B. Tous les fémurs ont été reconstruits manuellement en 3D (2 volumes 3D disponibles) et la TF mesurée grâce à une méthode manuelle sur ces modèles 3D. La comparaison de calcul de la TF entre les méthodes A et B a été réalisée.	Différence de mesure de la TF entre A et B : Moy ± 2ED 8.6° ± 15 °	

Auteurs (année)	Modalité	Variabilité inter individuelle			Validation			Conclusions et remarques générales
		Population	Angles	Valeurs	Population	Méthode de validation	Résultats	
Kim_2 (2000)	Coupes 2D CT + Reconstruction 3D par CT-Scan + Mesure manuelle directe sur os	21 fémurs secs (278 coupes CT par fémur)	TF (A)	Valeur de la torsion fémorale obtenue par les trois méthodes Moy \pm 2ET $16.4^\circ \pm 22^\circ$	21 fémurs secs (278 coupes CT par fémur)	A. La torsion fémorale a été mesurée directement sur tous les os secs (cette mesure a été prise pour référence). B. Les fémurs ont été scannés <u>en entier</u> et la mesure de la TF a été réalisée manuellement sur les coupes 2D. C. Tous les fémurs ont été reconstruits manuellement en 3D et la TF mesurée grâce à une méthode <u>automatique de calcul d'axes du fémur</u> sur ces modèles 3D. La validation des reconstructions 3D manuelles et le calcul automatique de la TF se sont faits en comparant les méthodes B et C à la référence A.	Différence de mesure de la TF entre B et A : Moy \pm 2ET $5.3^\circ \pm 4^\circ$ Différence de mesure de la TF entre C et A : $1.1^\circ \pm 2.2^\circ$	Les reconstructions 3D ont été réalisées manuellement avec un logiciel spécifique. Le calcul de la torsion fémorale est réalisé automatiquement. Au dire des auteurs, cette méthode est plus rapide et plus simple que la précédente. Le temps de calcul n'est pas rapporté. Néanmoins, cette méthode nécessite des coupes scanner du fémur au complet.
			TF (B)	$9^\circ \pm 22^\circ$				
			TF (C)	$16.5^\circ \pm 23^\circ$				

Méthodes de Reconstruction tridimensionnelles

Dans les chapitres précédents, il a été montré que le calcul de nombreux paramètres cliniques 2D à partir de radiographies conventionnelles était imprécis et peu reproductible. Nous avons aussi montré les limites du calcul des paramètres cliniques telles que la torsion fémorale (TF) et la torsion tibiale (TT) à partir des coupes 2D issues du scanner.

L'alternative proposée par plusieurs auteurs est le calcul de ces mêmes paramètres à partir de reconstructions tridimensionnelles issues du CT-Scan ou de la radiographie biplane.

Pour les deux dernières modalités, le calcul des paramètres cliniques nécessite une reconstruction 3D complète, rapide et précise des structures osseuses du fémur et du tibia.

Si les auteurs ont démontré la précision du calcul des paramètres cliniques à partir de reconstructions 3D issues de coupes sériées, il reste que les doses associées à ce type de reconstruction sont non négligeables et le temps de calcul – incluant la procédure de reconstruction et le calcul des paramètres cliniques - est lui aussi encore important. En raison de ces limites, l'utilisation de ces techniques en routine clinique reste très problématique.

Les reconstructions 3D issues de radiographies bipanes ont l'avantage d'utiliser un système d'imagerie peu irradiant, d'être précises et d'offrir un calcul automatique des indices cliniques 3D avec une précision relativement bonne. La limite de ces méthodes réside dans le temps, non négligeable, nécessaire afin de réaliser les reconstructions 3D.

C'est pour cela que dans ce chapitre, nous commencerons par une brève revue de littérature répertoriant les méthodes de reconstruction à partir de coupes sériées, pour passer directement aux méthodes relatives à la radiographie biplane. Nous décrirons les méthodes de reconstruction des structures osseuses en général et du membre inférieur en particulier.

1 Méthodes de reconstruction 3D à partir de coupes sériées

Les méthodes de reconstruction à partir de coupes sériées permettent, à partir des images 2D, d'obtenir une modélisation tridimensionnelle des structures anatomiques. La méthode de base nécessite des techniques manuelles, semi-automatiques et automatiques de segmentation permettant de délimiter les contours des structures d'intérêts sur chacune des coupes. A partir des contours numérisés sur chaque coupe, une opération de connexion des segmentations permet d'obtenir un maillage surfacique de l'objet. L'algorithme le plus courant permettant de réaliser cette opération est l'algorithme des « marching cubes » (Lorenson and Cline 1987).

Afin de faciliter l'étape de segmentation manuelle, cette dernière peut être remplacée par des techniques semi-automatiques, telle que « la méthode de propagation des contours » dans les coupes successives. L'opérateur numérise manuellement une ou plusieurs coupes de son choix ; à partir de cette première initialisation, des algorithmes de traitement d'images permettent alors de segmenter automatiquement les coupes adjacentes. Huang (Huang et al. 2006) a utilisé cette méthode pour la segmentation d'organes tels que le cœur et le foie.

Une autre méthode basée sur « la définition des volumes d'intérêt » consiste à identifier un volume d'intérêt réduit autour de la structure à segmenter. Des techniques de segmentations 3D par traitement d'image sont alors utilisées pour identifier les voxels appartenant à la région d'intérêt. Dieudonné (Dieudonné et al. 2007) a utilisé cette approche pour la segmentation des organes tels que les poumons et le foie.

Finalement, des méthodes s'appuyant sur des « modèles prédéfinis » ont été aussi développées. Klein (Klein et al. 2008) a utilisé ce type d'approche afin de segmenter automatiquement la prostate à partir de coupes IRM. L'auteur utilise une base de données de coupes IRM de 50 patients, segmentées au préalable. Ces modèles sont recalés sur les coupes IRM du patient à l'aide d'une mesure de similarité, puis fusionnés afin de segmenter la prostate du patient. La comparaison entre les segmentations automatiques et manuelles a montré que 75% des écarts étaient inférieurs à 1.5 mm.

Ces approches sont très intéressantes, mais uniquement lorsque les intensités des voxels de la structure à reconstruire présentent un contraste important dans la zone de recherche. Cependant, l'intervention de l'opérateur reste souvent requise comme pour la phase d'initialisation, de vérification/correction, etc. La proximité de plusieurs structures anatomiques présentant des voxels de mêmes intensités – par exemple le cotyle et la tête fémorale (Kang et al. 2003) - complique cette opération de segmentation semi-automatique.

Tableau 10 : Revue de bibliographie : quelques exemples de méthodes de reconstruction du fémur à partir de coupes CT-Scan

Auteurs (année)	Méthodes de reconstruction	Validation			Conclusion et remarques générales
		Population	Méthode de validation	Résultats	
Viceconti (1999)	Comparaison entre deux algorithmes de « Marching cubes » (segmentation 3D) SMC : Standard MC DMC : Discretized MC	1 fantôme de fémur (CT)	A. Reconstruction avec « Medform contours 2D segmentation method » (EMS_PP, Intragaph ISS, USA) prise comme référence. B. Reconstruction avec la méthode SMC C. Reconstruction avec la méthode DMC Les trois modèles ont été découpés en 20 coupes transversales le long du fémur. Les contours de chaque coupe et pour chacun des modèles 3D, B et C ont été comparés avec leurs homologues du modèle A en mesurant la distance entre les courbes.	SMC : Moy = 0.3 mm (Max : 0.9 mm) DMS : Moy = 0.3 mm (Max : 1.6 mm)	Modèles détaillés morpho-réaliste Validation <i>in vitro</i> Temps de manipulation non rapporté Modèles SMC : trop grand nombre de polygones → limite son utilisation en terme de ressources informatiques Modèles DMC : 70% moins de polygones que SMC. Mais sa performance est limitée au niveau des zones avec fortes courbures (condyles) et est performant seulement si l'espacement des coupes est égal à 1 mm
Westin (2000)	Filtrage d'images CT-Scan : Affin- Adaptive-Filtrng (AAF) (Rehaussement de contrastes ou restauration par élimination des bruits sans rendre les images floues) Segmentation : seuillage	Coupes CT-Scan isolées du fémur proximal <i>In vivo</i>	Comparaison de la méthode de filtrage d'image (AAF) avec des méthodes traditionnelles (cubic spline interpolation, Sinc interpolation)	Comparaisons visuelles sur images	Aucune reconstruction détaillée n'est rapportée
Testi (2001)	Détection automatique des contours : <i>Border-Tracing-method</i> (BTM)	1 fantôme de fémur (19 coupes CT)	A. Détection automatique des contours extrait avec 'BTM'. B. Détection manuelle des contours (avec stylet) C. Détection automatique des contours avec le logiciel NIH-Image (NIMH, USA) Mesure de paramètres morphologiques du fémur (dont diamètre de la tête fémorale 'DTF' et FNAL) à partir des contours détectés par les trois méthodes. Mesure de ces mêmes paramètres directement sur le fantôme avec un calliper Comparaison des mesures issues des trois méthodes avec celles mesurées directement sur le fantôme (calliper)	(moy ± 2ET) Diamètre de TF A vs E : 0.9 ± 2 mm B vs E : 1.4 ± 5 mm C vs E : 0.5 ± 1.8 mm FNAL A vs E : 1 ± 3 mm B vs E : 0.8 ± 2.2 mm C vs E : 0.6 ± 1.8 mm NB-Ces résultats sont approximatifs car ils ne sont représentés que graphiquement.	Pas de modèle morpho-réaliste détaillé. Temps de calcul non rapporté. Les auteurs notent que la région du grand trochanter est la plus critique en terme de détection automatique de contours.

Auteurs (année)	Méthodes de reconstruction	Validation			Conclusion et remarques générales
		Population	Méthode de validation	Résultats	
Looney (2002)	<p>Algorithme d'élimination d'artefacts dus à la présence de pièces métalliques (prothèses de hanche)</p> <p>Segmentation : <i>Region-based algorithm</i> :</p> <p>Délimitation des régions des corticales de celles du métal en se basant sur l'information de densité (extraction des régions avec des densités uniformes)</p> <p>Classification manuelle des régions : os/lésion/métal</p> <p>Chaque région est reconstruite séparément</p>	20 patients (hanches) <i>in vivo</i>	Mesures du volume des lésions	-----	<p>Modèles détaillés de la hanche (os sain), de la lésion (ostéolyse de l'acétabulum periprosthetic) et de la prothèse (métal)</p> <p>Pas d'évaluation de la précision de forme</p> <p>Méthodes de reconstruction (du volume final) non précisées.</p> <p>Temps de manipulation non précisé.</p>
Kang (2003)	<p>Méthode automatique de détection de contours basée sur 3 étapes :</p> <ul style="list-style-type: none"> ✓ <i>Region-Growing algorithm</i> ; ✓ <i>Closing of Boundary Discontinuities</i> ; ✓ <i>Boundary Adjustment</i>. 	9 fémurs proximaux (CT) <i>in vivo (CT)</i>	<p>Segmentation automatique de contours seulement au niveau du col fémoral avec une région délimitée par un cercle (5 cm de diamètre) pour éviter la superposition des contours (tête fémorale et cotyle)</p> <p>Etude de reproductibilité :</p> <p>Intra : 1 Op x 3 mesures</p> <p>Inter : 3 Ops x 1 mesure</p> <p>Comparaison des volumes reconstruits (spongieux, cortical et total)</p>	<p>CVrms ± SD [%] (CVrms = RMS des CV –coefficients de variation)</p> <p><u>Inter</u></p> <p>Volume Total : 0.27 ± 0.15 mm</p> <p>Volume Cortical : 1.71 ± 1.1 mm</p> <p>Volume Spongieux : 0.73 ± 0.43 mm</p> <p><u>Intra</u></p> <p>Volume Total : 0.29 ± 0.17 mm</p> <p>Volume Cortical : 1.54 ± 1.1 mm</p> <p>Volume Spongieux : 0.64 ± 0.37 mm</p>	<p>Méthode de comparaison entre les volumes non précisée.</p> <p>Validation <i>in vivo</i></p> <p>Temps de manipulation non précisé.</p> <p>Précision de forme calculée sur 3 fantômes de vertèbres (sur des paramètres géométriques : précision entre 1 à 2.5 voxels)</p>

2 Méthodes de reconstruction 3D à partir de la radiographie biplane

La stéréoradiographie, associée à des algorithmes de reconstruction 3D, peut être la meilleure alternative aux méthodes de reconstructions à partir de coupes sériées. Le principe de base est l'utilisation de deux radiographies orthogonales ou obliques, d'un environnement calibré – afin que les données géométriques et positionnelles de l'environnement (source et plan de projection) soient connues –, l'extraction manuelle ou automatique de l'information pertinente, recalage d'un modèle prédéfini (dit modèle générique ou morpho-réaliste généralement issu de reconstruction 3D à partir de coupes sériées) et, enfin, l'obtention d'un modèle tridimensionnel personnalisé.

2.1 Méthode basée sur la reconstruction 3D « SCP »

Les méthodes de modélisation 3D « SCP » s'appuient sur la reconstruction 3D de points anatomiques 2D « Stéréo-Correspondants », c'est-à-dire identifiés dans chacune des deux radiographies. Une fois les points repérés, leurs positions 3D dans l'espace sont calculées par l'intersection de 2 droites de contraintes épipolaires joignant les sources aux identifications 2D sur les plans images. En pratique, cette intersection idéale n'est pas réalisable à cause des erreurs induites lors de l'identification des points anatomiques sur les radiographies. L'intersection est donc considérée comme le milieu du segment joignant les 2 droites de contraintes. Cette méthode a été exploitée par Percy et Stokes (Percy 1985, Stokes et al. 1981) afin de reconstruire en 3D des vertèbres lombaires : 6 à 9 points SCP ont été identifiés puis reconstruits grâce à l'algorithme DLT (pour « Direct Linear Transformation ») (Abdel-Aziz and Karara 1971). Néanmoins, aucun modèle 3D détaillé n'a été validé.

Afin d'obtenir de modèles 3D plus détaillés, certains auteurs proposent de saisir davantage de points SCP dans chacune des radiographies (Aubin et al. 1997, Gauvin et al. 1998). Pour la reconstruction 3D du bassin, par exemple, Gauvin propose de saisir 19 points SCP. Les points 3D sont ensuite reconstruits par l'algorithme DLT. Ainsi, un modèle détaillé est obtenu et la validation sur 2 bassins secs isolés a montré un écart de $2ET = 4.8$ mm en comparaison avec des mesures directes.

Les modélisations simplifiées issues de ces approches restent limitées en terme de précision et de représentation tridimensionnelle des modèles (Tableau 11). L'introduction de modèles génériques et l'identification d'un plus grand nombre de repères SCP permettent, dans un contexte *in vitro*, de gagner en précision (Aubin et al. 1997). Néanmoins, les auteurs soulignent la difficulté à identifier certains repères anatomiques sur les deux radiographies.

2.2 Méthode basée sur la reconstruction 3D « NSCP »

Les méthodes basées uniquement sur les points SCP comportent des limites car peu de repères anatomiques sont facilement identifiables à la fois sur les deux radiographies. En revanche, de nombreux repères sont facilement identifiables sur l'une des deux radiographies uniquement. D'où l'idée d'augmenter le nombre de repères anatomiques et de proposer des méthodes « NSCP » pour « Non Stéréo-Corresponding Points ».

Dans un environnement calibré, la seule information disponible sur ces points est que leur position 3D est placée sur la droite joignant la source de rayons X à leur projection 2D dans le plan de l'image. Pour rajouter de l'information *a priori*, des auteurs (Veron 1997, Mitulescu et al. 2002, Mitulescu et al. 2001, Mitton et al. 2000) proposent d'introduire un modèle générique de la structure à

reconstruire, tout en s'assurant que la solution recherchée est relativement proche de ce dernier. En général, l'initialisation de l'objet générique est proposée à partir des points SCP numérisés. Disposant des contraintes imposées par les points NSCP et éventuellement de points SCP, une transformation élastique du modèle générique est alors appliquée, tout en minimisant l'énergie de déformation du maillage de ce dernier. Finalement, une déformation par Krigeage⁶ (Trochu 1993) est appliquée à l'ensemble du modèle générique.

Ces méthodes ont été évaluées *in vitro* sur des vertèbres isolées avec des écarts (2RMS) de 2.0 mm à 2.8 mm par rapport à des mesures directes (Mitulescu 2001, Veron 1997) et sur quatre bassins isolés avec des écarts de 3.8 mm comparés à des mesures directes (Laporte 2002, Mitulescu 2001). D'autre part, Mitulescu et al. (Mitulescu 2001) ont montré *in vitro* et à partir de 30 vertèbres lombaires isolées, que l'ajout de points NSCP permettait de réduire les écarts de forme par rapport à des mesures directes de 7.2 mm (6 points SCP) à 2.8 mm (6 points SCP + 19 points NSCP). Finalement, une étude réalisée par Mitulescu (Mitulescu et al. 2002) sur 58 vertèbres scoliotique *in vivo*, a montré que la méthode NSCP permettait de réduire les écarts de forme par rapport au CT-scan de 6.4 mm (6 points SCP) à 4.0 mm (6 points SCP + 19 points NSCP).

Néanmoins ces méthodes présentent un grand désavantage : le temps nécessaire à la numérisation de tous les points requis (12 points SCP + 58 points NSCP pour un bassin). De plus, l'étape d'initialisation des modèles génériques semble être l'étape clé qui conditionne la rapidité de la convergence des algorithmes de reconstruction.

2.3 Méthode basée sur la reconstruction 3D « NSCC »

Dans le cadre de la thèse de Laporte (Laporte 2002, Laporte et al. 2003), une méthode s'appuyant sur les mêmes principes de déformation d'un modèle générique, mais à partir de l'identification de contours non stéréo-correspondants, a été proposée. Cette méthode, dite NSCC (pour « Non Stéréo-Corresponding Contours ») (Figure 33) a été appliquée, dans un premier temps, au fémur distal et au tibia proximal. Contrairement à la méthode NSCP, les points de l'objet générique associés aux contours ne sont pas étiquetés. Cependant, le modèle générique est décomposé en « régions anatomiques » permettant de définir la localisation d'un point ou d'un triangle.

Les principales étapes de cette méthode sont les suivantes :

- Définition d'un objet générique surfacique décomposé en régions anatomiques,
- Identification manuelle, sur les clichés radiologiques, des contours 2D et de repères SCP et NSCP,
- Recalage de l'objet générique afin d'obtenir une solution initiale à partir des informations radiologiques (points et contours),
- Projection des contours tridimensionnels de l'objet générique 3D dans les plans 2D radiographiques,
- Association des contours rétro-projetés avec les contours radiologiques identifiés,

⁶ Le krigeage (Trochu, 1993) est un algorithme permettant de déformer un objet générique en considérant un ensemble de points connus dits de contrôles (NSCP et NSCP) et en appliquant des transformations géométriques aux autres points du maillage qui ne sont pas encore connus.

- Recalage élastique itératif : optimisation de la solution initiale à partir des associations précédentes,
- Déformation non-linéaire itérative par krigeage⁶ optimisé de l'objet 3D à partir des associations et obtention de la reconstruction tridimensionnelle personnalisée.

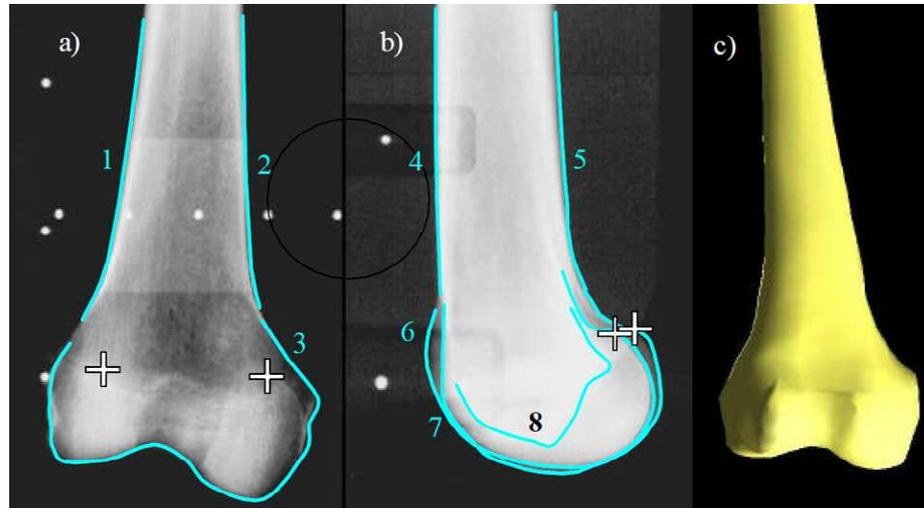


Figure 33 : Illustration des points NSCP, des contours NSCC identifiés dans les deux radiographies et le modèle morphoréaliste 3D (Laporte 2002)

La méthode a été évaluée en précision de forme (écarts points-surface = 2RMS) en comparaison avec des reconstructions 3D issues du CT-Scan à 2.8 mm (Max : 5.0 mm) pour le fémur *in vitro* (8 fémurs secs distaux) (Laporte 2002) et à 2.4 mm (Max : 7.0 mm) pour le fémur *in vivo* (4 fémurs distaux arthrosiques) (Bauer 2002) ; à 1.8 mm (Max : 4.8 mm) pour le tibia *in vitro* (7 tibias proximaux secs) (Laporte 2002) et à 3.8 mm (Max : 7.3 mm) pour le tibia *in vivo* (4 tibias proximaux arthrosiques) (Bauer 2002) ; à 2.0 mm (Max : 6.7 mm) pour le fémur proximal (15 fémurs proximaux secs non pathologiques) (Le Bras 2004) et finalement à 4.3 mm pour le bassin *in vitro* (3 bassins isolés) (Mitton et al. 2006).

Bien que très précise, cette méthode présente le grand désavantage de ne pas permettre un déploiement en routine clinique en raison du temps de reconstruction. Celui-ci a été évalué entre 15 et 20 minutes pour un fémur proximal (Le Bras et al. 2004) et à 35 minutes pour un membre inférieur complet (Nodé-Langlois 2003).

2.4 Méthodes basées sur des modèles déformables par analyse en composante principale

Mahfouz (Mahfouz et al. 2006) utilise une méthode de déformation de modèles définis par l'analyse en composantes principales d'une base de données de fémurs. La base de données en question constitue une base d'apprentissage dans laquelle chaque modèle de fémur est décrit par un ensemble de paramètres morphologiques et cliniques (l'axe fémoral anatomique, l'axe fémoral mécanique, etc.). A partir de cette base de données, un modèle moyen est construit et les modes de déformations principaux de la base autour de ce modèle moyen sont recherchés. Cette méthode permet de réduire considérablement les inconnues du système de déformation. Le modèle statistique déformable moyen est ensuite initialisé par recalage manuel rigide sur les deux radiographies. C'est à partir de ce premier positionnement qu'un algorithme de traitement d'image

est exécuté. Dans ce cas précis, des radiographies simulées sont générées et comparées aux radiographies réelles via un critère de similarité s'appuyant sur la corrélation croisée (corrélation de gradients). Finalement, un algorithme génétique est utilisé afin de rechercher le mode de déformation (recalage rigide et élastique) du modèle statistique permettant de maximiser la similarité entre les radiographies réelles et simulées.

La méthode a été évaluée seulement sur un fémur sec *in vitro* avec un écart point-surface moyen de $2RMS = 0.1$ mm par rapport à une reconstruction 3D CT-Scan du même fémur. Néanmoins, l'utilisation de cette méthode nécessite des modèles volumiques, car les modèles surfaciques ne permettent pas de générer des radiographies simulées. Mahfouz ne donne pas de détails quant au modèle de fémur utilisé. De plus, la base d'apprentissage doit être assez large pour être représentative des déformations potentielles. L'auteur ne donne ni le nombre de modèles ni de paramètres introduits dans cette base. Finalement, l'initialisation manuelle reste un souci de taille, car un recalage proche de la solution recherchée est une condition indispensable à la convergence des algorithmes.



Figure 34 : Positionnement manuel d'un modèle statistique déformable moyen sur une paire de radiographies simulées (Mahfouz 2006)

D'autres auteurs ont utilisé les méthodes de déformations de modèles déformables par analyse en composante principale pour la reconstruction de vertèbres et du rachis (Fleute 2001, Benameur et al 2003, Benameur et al 2005).

Fleute (Fleute 2001) propose une base de données de 30 vertèbres lombaires reconstruites à partir de coupes scanner. Un modèle moyen de vertèbre est donc défini ainsi que les dix modes principaux de déformation. Le modèle déformable est ensuite initialisé par recalage manuel rigide et ses contours sont rétro-projetés sur les deux radiographies. Par la suite, une segmentation manuelle des contours des vertèbres est effectuée sur les radiographies. Une correspondance entre les contours rétro-projetés et les contours extraits dans les images est mise en place à l'aide de l'algorithme « Iterative Closest Point » (Besl and McKay 1992). Cette technique permet d'associer chaque point du contour extrait du modèle au point le plus proche parmi les contours détectés dans l'image. Cette étape a pour but d'effectuer un recalage rigide afin d'optimiser le positionnement du modèle. Ensuite, un recalage élastique « Levenberg-Marquardt » est appliqué afin d'affiner la forme du modèle reconstruit. La précision de cette méthode a été évaluée sur une seule vertèbre L2 *in vitro* avec un écart point-surface par rapport à un modèle 3D CT-Scan évalué à $2RMS = 2.5$ mm.

Néanmoins, ici aussi l'étape d'initialisation manuelle reste un problème majeur. De plus, aucune validation *in vivo* n'est effectuée.

Benameur (Benameur et al. 2005) quant à lui introduit une base de données d'apprentissage de 30 vertèbres saines et 30 vertèbres scoliotiques numérisées à partir de mesures directes. Les vertèbres sont ensuite initialisées par recalage semi-automatique grâce à une approche hiérarchique. Ainsi, et afin d'obtenir une initialisation rigide du modèle générique d'une première vertèbre, on numérise 2 points SCP sur la seule vertèbre L5. Les algorithmes de recalage automatique sont alors lancés pour cette dernière, la position obtenue permet d'initialiser la vertèbre sus-jacente, qui est ensuite recalée à son tour par traitement d'image et ainsi de suite pour l'ensemble des vertèbres.

La méthode de recalage s'appuie sur la détection automatique des contours radiographiques à l'aide du filtre de Canny-Derichie (Derichie 1987). Les contours du modèle recalé sont retro-projetés sur les radiographies et une correspondance entre ces derniers et les contours extraits dans les images est effectuée permettant ainsi un recalage rigide suivi d'un recalage élastique à l'aide de l'algorithme de « Descente de gradient ». La précision de cette méthode a été évaluée sur 57 vertèbres *in vivo* avec un écart point-surface par rapport à un modèle 3D CT-Scan évalué à $2RMS = 3.8$ mm pour les vertèbres lombaires et 3.3 mm pour les vertèbres thoraciques. Néanmoins, l'évaluation de l'approche hiérarchique n'a été réalisée que sur des segments de vertèbres très courts (de deux à trois vertèbres), ce qui facilite grandement cette initialisation hiérarchique de proche en proche (Humbert 2008). Enfin, notons que les temps de calcul nécessaires aux algorithmes de recalage ne sont pas mentionnés.

De Momi (De Momi 2006) reprend les travaux de Fleute pour la reconstruction de la partie distale du fémur, à la différence que les radiographies ne sont pas calibrées spatialement, ce qui ajoute des paramètres pour la convergence des algorithmes, notamment au niveau du recalage des objets. L'avantage de cette méthode réside dans la segmentation des contours radiographiques qui est faite de façon automatique grâce au filtre de Canny (Canny 1986). Cependant, la base de données d'apprentissage ne comprend que 6 fémurs proximaux. La méthode a été uniquement évaluée sur un spécimen avec une précision proche de celle de Fleute (les auteurs ne mentionnent pas la valeur exacte) avec un temps de reconstruction non négligeable aux dires des auteurs eux-mêmes.

2.5 Autres méthodes de reconstruction du fémur et du tibia

2.5.1 Méthode de Messmer (2001)

La méthode de reconstruction du tibia proposée par Messmer (Messmer et al. 2001) s'appuie sur deux radiographies de face et de profil. D'abord, une base de données constituée de 80 radiographies biplanes de tibias cadavériques et de 80 modèles 3D CT-Scan qui leur sont associés est constituée. Ensuite, les contours radiographiques du tibia à reconstruire sont détectés. Une recherche est alors effectuée dans la base de données afin de sélectionner le tibia ayant les contours radiographiques les plus proches de ceux de l'objet à reconstruire. Pour finir, une déformation coupe scanner par coupe scanner est appliquée au modèle tridimensionnel issu de la base de données, en fonction des écarts entre les contours radiographiques de l'objet à reconstruire et les contours retro-projetés de l'objet issu de la base de données.

Une validation de la méthode a été réalisée *in vitro* en retirant un tibia de la base de données, puis en utilisant la méthode complète à partir de la base de données ainsi restreinte. Les erreurs moyennes sont de 2.4 mm au niveau des condyles tibiaux avec des maxima allant jusqu'à 4.5 mm.

Cette méthode a également été utilisée sur un cas clinique présentant une fracture du tibia. Néanmoins, aucune validation *in vivo* n'est proposée.

2.5.2 Méthode de Sato (2004)

Sato (Sato et al. 2004) a proposé une méthode de reconstruction 3D du membre inférieur (fémur et tibia) basée sur des techniques de recalage automatique en utilisant deux radiographies (une vue de face et une vue oblique orientée de 60° par rapport à la première). Le but est d'utiliser des modèles 3D personnalisés de membres inférieurs afin de déterminer l'alignement d'une prothèse après une arthroplastie du genou.

La première étape consiste à numériser sur les deux radiographies des formes géométriques 3D rétro-projetées. Ainsi, pour le fémur, trois sphères associées à la tête fémorale et aux deux condyles fémoraux sont numérisées. Pour le tibia, des axes relatifs aux plateaux tibiaux et à l'axe tibial mécanique sont saisis. De plus, une cinquantaine de points 3D sont numérisés sur les diaphyses fémorale et tibiale. Ces numérisations ont pour but de déterminer les repères liés au fémur et au tibia (Figure 35).

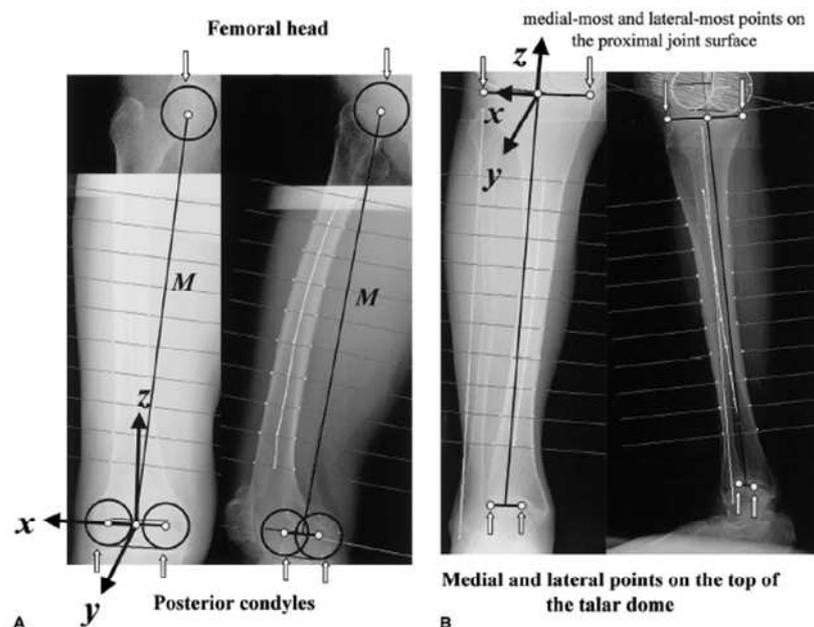


Figure 35 : Numérisation manuelle de primitives géométriques et calcul des repères liés au fémur et au tibia (Sato 2004)

Un modèle 3D d'un membre inférieur a été reconstruit à partir de coupes scanner d'un fémur et d'un tibia secs. Sur chaque coupe scanner, 50 points déterminant le pourtour osseux ont été positionnés. Des stéréoradiographies utilisant l'environnement précédemment décrit ont également été réalisées sur les deux os. Ainsi, les repères fémur et tibia des pièces dites de référence ont pu être calculés.

A partir de ces connaissances *a priori*, le modèle 3D est rétro-projeté sur les deux radiographies (Figure 36A). Les images projetées du modèle 3D sont recalées automatiquement puis déformées grâce à une transformation élastique de telle sorte que les éléments prédéfinis sur le modèle 3D se rapprochent au plus près des éléments précédemment déterminés sur les radiographies. Ainsi, une reconstruction personnalisée 3D du fémur et du tibia peut être finalisée (Figure 36B).

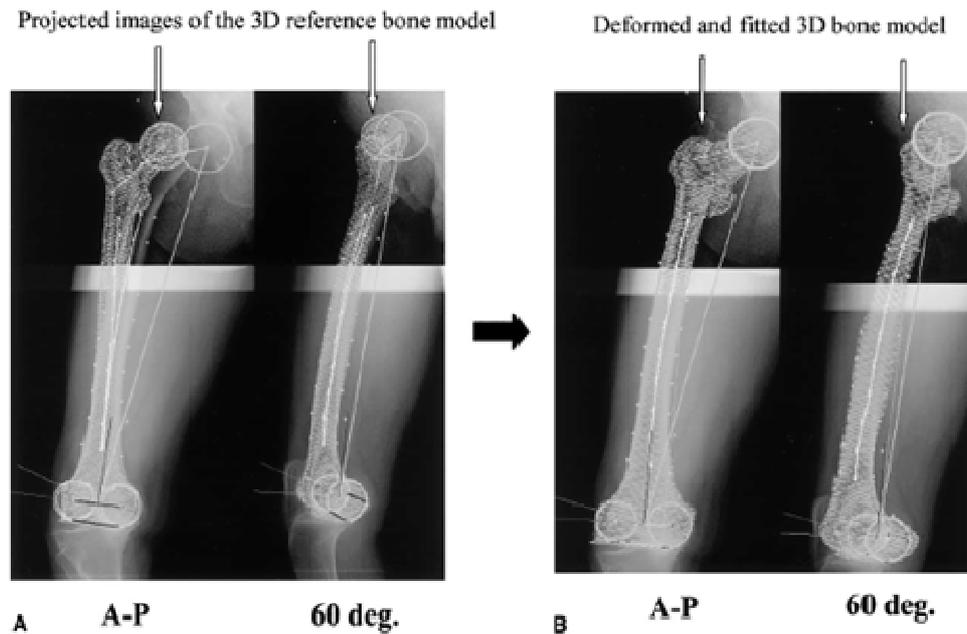


Figure 36 : Illustration des étapes de reconstruction d'après Sato (2004). A- Recalage et déformation d'un objet générique sur deux vues stéréoradiographiques. B- Modèle 3D reconstruit

Les auteurs suggèrent d'utiliser ces modèles afin de calculer les paramètres cliniques propres au fémur et au tibia tels que les torsions osseuses, les angles d'alignement axial et l'angle cervico-diaphysaire. Néanmoins, le calcul de ces paramètres n'est pas rapporté dans ces travaux. De plus, cette méthode de reconstruction 3D n'est pas évaluée par les auteurs, ni en terme de précision de forme, ni en terme de temps de reconstruction. Seul le positionnement de la prothèse de genou a été validé.

2.5.3 Méthode de Lee (2008)

La méthode de reconstruction 3D de fémur proposée par Lee, consiste à calculer une série de paramètres cliniques et morphologiques du fémur à partir de radiographies biplanes et à déformer un modèle générique volumique conformément aux paramètres calculés.

Pour cela, un modèle volumique d'un fémur est reconstruit à partir de coupes scanner. Cinq paramètres morphologiques, dont l'offset fémoral, l'angle cervico-diaphysaire, la longueur totale du fémur, la longueur de la diaphyse fémorale ainsi que la courbure de la partie proximale de la diaphyse fémorale, sont calculés automatiquement sur ce modèle.

La méthode de reconstruction à proprement dite nécessite deux radiographies face et profil d'un fémur. L'utilisateur est amené à numériser manuellement les épiphyses proximales et distales du fémur sur les deux radiographies. La diaphyse fémorale est détectée automatiquement à l'aide d'un algorithme de détection de contours basée sur le filtre de Canny (Canny 1986). A partir des gradients de l'image, ce filtre réalise une extraction des maxima locaux et un seuillage par hystérésis⁷ afin de détecter les contours significatifs connectés entre eux. Les bruits sont préalablement filtrés grâce à un filtre gaussien. Les parties distale et proximale du fémur sont numérisées manuellement.

⁷ Au lieu de prendre un seul seuil - ce qui peut amener à de faux contours ou à du bruit - le seuillage par hystérésis introduit deux seuils : un seuil haut et un seuil bas.

Grace à cette détection semi-automatique, cinq paramètres morphologiques sont calculés. En se basant sur ces paramètres et sur ceux associés au modèle générique, ce dernier est d'abord déformé grâce à une mise à l'échelle axiale et radiale. Les contours internes et externes du modèle volumique sont déformés par interpolation en accord avec ceux numérisés sur les radiographies.

Cette méthode a été évaluée sur seulement 2 fémurs sains *in vivo* en comparant les valeurs des paramètres calculés sur les modèles 3D reconstruits avec celles calculées à partir des contours radiologiques.

Néanmoins, cette méthode nécessite une intervention manuelle de l'opérateur conséquente. En effet, bien que les diaphyses soient détectées automatiquement, il reste à la charge de l'opérateur de numériser sur les deux vues les parties distales et proximales du fémur. La superposition des quatre condyles ou des deux têtes fémorales sur la vue de profil rend cette tâche difficile. Le positionnement exact du sujet n'est pas mentionné et les auteurs restent imprécis quant à la numérisation manuelle des contours en vue de profil. Finalement, la méthode n'a pas été évaluée en terme de précision de forme. Le temps de reconstruction n'est pas rapporté.

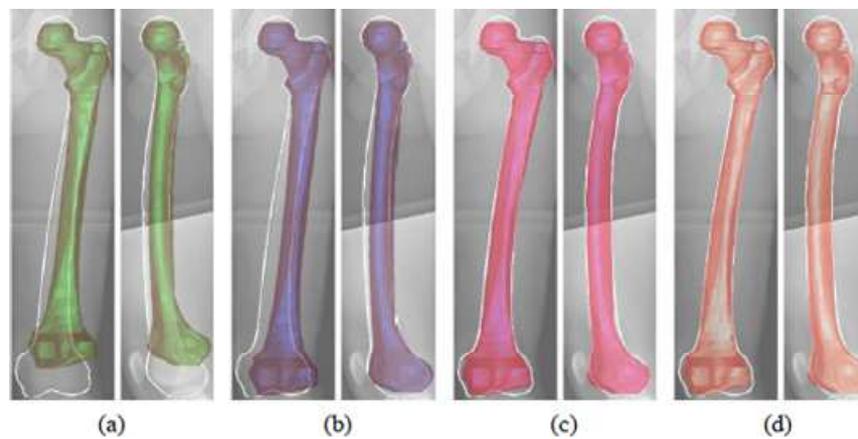


Figure 37 : Illustration des différentes étapes de reconstruction d'après Lee (2008). a- Solution initiale d'un modèle générique projeté sur deux radiographies (face et profil). b/c – Mise à l'échelle et déformation du modèle initial. d- Modèle 3D reconstruit

2.5.4 Méthode de Dong (2009) et Zheng (2007)

La méthode de reconstruction du fémur proximal proposée par Dong (Dong and Zheng 2009) et Zheng (Zheng and Dong 2007) s'appuie sur un modèle statistique défini par l'analyse en composantes principales. Ce dernier est initialisé par recalage automatique rigide sur les radiographies. Pour cela, les auteurs utilisent 4 images fluoroscopiques du fémur : deux au niveau du fémur proximal (incidences non précisées) et deux autres au niveau de la diaphyse fémorale proximale (incidences non spécifiées) (Figure 38A).

Afin de retrouver la déformation rigide initiale du modèle statistique, un modèle paramétré simplifié (MP) du fémur proximal a été constitué. Ce dernier est composé de trois formes géométriques : sphère pour la tête fémorale, cône tronqué pour le col fémoral et un cylindre pour la diaphyse proximale. Un algorithme basé sur un filtre Bayésien (Bayesian Network Algorithm) (Zheng 2007) a été développé afin de recalibrer automatiquement le modèle paramétré sur les radiographies et calculer un repère associé. Un deuxième repère est calculé sur le modèle statistique utilisant les mêmes composantes géométriques que celles du modèle paramétré. Ces deux repères sont ensuite pris en compte afin de recalibrer grâce à une transformation rigide le modèle statistique sur les radiographies (Figure 38B).

Les contours du modèle statistique sont ensuite retro-projetés sur seulement deux radiographies (deux incidences aux niveaux du fémur proximal). La détection des contours est effectuée automatiquement au voisinage des contours retro-projetés grâce à un algorithme statistique itératif (*Bayesian Network-based Shape Matching Algorithm*) qui est une combinaison entre une méthode de segmentation et un recalage non rigide (Figure 38C). Pour finir, un recalage non-rigide 2D/3D est appliqué (*Iterative Image-to-Model Correspondence-Establishing Algorithm*) afin de déformer le modèle statistique sur les contours détectés automatiquement.

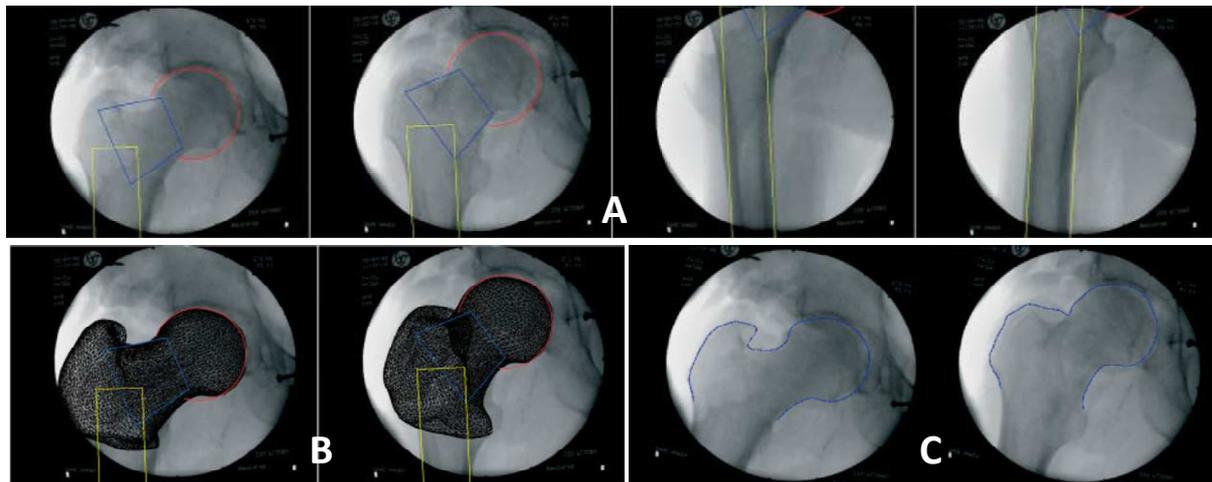


Figure 38 : Illustration de la méthode de reconstruction d'après (Dong 2009) et (Zheng 2007). A – Recalage automatique d'un modèle paramétré sur 4 radiographies. B – Recalage rigide automatique d'un modèle statistique sur deux radiographies. C – Détection automatique des contours radiologiques

La méthode de recalage automatique du modèle paramétré a été évaluée sur 10 fémurs secs (Zheng and Dong 2007). Pour cela, deux reconstructions ont été effectuées, l'une se basant sur un recalage manuel du MP et l'autre sur le recalage automatique décrit dans cet article. Une comparaison point-surface entre chaque reconstruction et un modèle de référence a été effectuée. Une erreur moyenne de 1.3 mm a été trouvée pour la méthode automatique, contre 1.2 mm pour la méthode manuelle. Les 2RMS, les erreurs maximums et le temps nécessaire au recalage automatique ne sont pas rapportés.

La méthode de reconstruction a été validée par Dong (Dong and Zheng 2009) sur 3 cas cliniques de fémurs proximaux. Ces derniers ont été d'abord reconstruits grâce aux contours détectés automatiquement, ensuite, grâce aux contours détectés manuellement. Une comparaison de formes entre les deux reconstructions a été réalisée. La moyenne des erreurs est évaluée à 1.1 mm avec des erreurs maximales (chiffre exacte non rapporté) situées probablement, d'après les auteurs, au niveau de la tête fémorale.

Une deuxième évaluation a été réalisée sur 5 fémurs proximaux secs *in vitro* reconstruits grâce à la méthode décrite précédemment. Une comparaison point-surface entre ces modèles et des modèles reconstruits à partir des coupes scanner montre un écart moyen de 1.6 mm avec un 2RMS de l'ordre de 4.4 mm (Cette valeur est approximative car les résultats ne sont rapportés que graphiquement). Pour conclure, l'approche proposée par Dong et Zheng est intéressante car elle est entièrement automatique au niveau du recalage de la solution initiale et au niveau de la détection des contours. Néanmoins, elle n'a été évaluée que sur le fémur proximal avec des erreurs au niveau de la tête fémorale dues à la superposition de cette dernière avec les cotyles. Cette limite peut être encore plus importante si la méthode de reconstruction est appliquée au niveau du genou, partie

anatomique très sensible aux superpositions osseuses, surtout dans le cas de genoux arthrosiques. Aussi, le temps de reconstruction et les erreurs maximales ne sont pas rapportés.

2.6 Méthodes de reconstruction 3D basées sur des modèles paramétriques

Ces méthodes de reconstruction 3D, comme leur nom l'indique, utilisent des modèles paramétrés simplifiés et des mécanismes d'estimation s'appuyant sur des méthodes basées sur des inférences statistiques utilisant des bases de données de l'objet à reconstruire (Pomero et al. 2004, Baudoin et al. 2008, Humbert et al. 2009). Le but est de définir une initialisation rapide et robuste d'un modèle pré-personnalisé proche de la solution recherchée. Par la suite, ce modèle pré-personnalisé peut être ajusté pour obtenir une reconstruction tridimensionnelle personnalisée.

Des descriptions paramétrées ont été proposées par différents auteurs et pour différentes structures osseuses. Ainsi, pour le fémur proximal, les descriptions paramétrées s'appuient sur 33 paramètres dimensionnels (Figure 39A), tandis que le modèle paramétré du bassin est représenté par les coordonnées de 42 points anatomiques 3D (Baudoin 2008). Pour les vertèbres, une représentation basée sur 8 dimensions caractéristiques du corps vertébral et sur les coordonnées de 21 points anatomiques a été proposée (Pomero et al. 2004) (Figure 39). Pour le rachis, Humbert (Humbert et al. 2009) propose 103 paramètres supplémentaires (longueur spinal du rachis, largeur et profondeur des vertèbres, abscisse curviligne de chacun des plateaux) (Figure 39C).

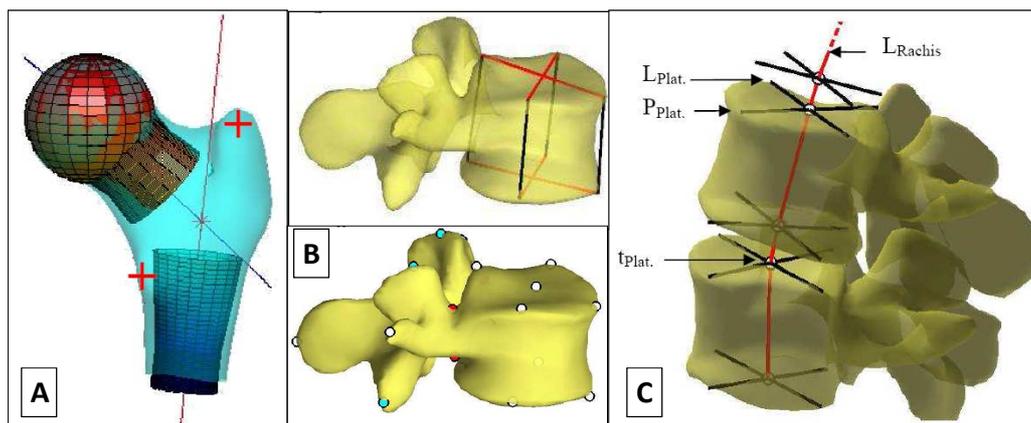


Figure 39 : Modèles paramétrés du fémur proximal (A) (Baudoin 2007), de la vertèbre (B) (Pomero 2004) et du rachis (C) (Humbert 2008)

En se basant sur ces modèles, l'opérateur est amené à saisir un sous-ensemble des paramètres descripteurs dans les clichés. Ainsi, pour le fémur proximal, l'opérateur modélise la tête fémorale par une sphère et numérise les contours de la diaphyse proximale dans chacune des deux vues (Baudoin et al. 2008). Pour le bassin, l'opérateur numérise deux sphères sur les cotyles ainsi que le plateau sacré afin de définir 5 paramètres dimensionnels (Baudoin 2008).

Pour la vertèbre, il numérise les 4 coins des corps vertébraux (Pomero et al. 2004). Pour le rachis, l'opérateur identifie dans les deux radiographies une courbe passant par les barycentres des corps vertébraux et numérise les dimensions des deux plateaux « limites » (plateaux supérieur de T1 et inférieur de L5) (Humbert 2008).

Finalement, à partir de ces quelques paramètres descripteurs saisis dans les radiographies, l'algorithme statistique cherche à estimer l'ensemble des paramètres décrivant les modèles. Certaines approches s'appuient sur des bases de données des modèles à reconstruire afin d'estimer,

par inférences statistiques, les paramètres du modèle. Par exemple, dans le cas des vertèbres (Pomero et al. 2004), une base de données de plus de 1600 vertèbres isolées, saines et scoliotiques, est prise en compte afin d'inférer les coordonnées des autres points 3D non identifiés sur les radiographies. Dans ce cas précis, il s'agit d'inférences transversales car les paramètres estimés et numérisés appartiennent au même objet. En plus d'inférences transversale, Humbert utilise une base de données de 175 rachis (91 asymptotiques, 47 avec scoliose modérée et 37 avec scoliose sévère) afin de proposer un modèle d'inférences statistiques longitudinales. Cette même technique d'estimation à partir d'inférences statistiques transversales comprenant une base de données de 60 fémurs proximaux sains a été utilisée au niveau du fémur proximal (Baudoin et al. 2008).

Pour toutes ces méthodes, des modélisations morpho-réalistes des objets à reconstruire sont utilisées en déformant – grâce au Krigeage par exemple - un objet générique afin d'obtenir un modèle pré-personnalisé. A partir de cette initialisation le modèle pré-personnalisé peut être ajusté - ajustement manuel de points de contrôles (Humbert et al. 2009, Pomero et al. 2004) ou à partir de l'identification manuelle des contours de l'objet et de l'algorithme NSCC (Baudoin et al. 2008) - afin d'obtenir une reconstruction 3D personnalisée.

L'évaluation des méthodes a été réalisée par les auteurs en rapportant la précision de formes des modèles reconstruits - en les comparant à des modèles de références reconstruits à partir de coupes scanner. Ainsi, pour les modèles pré-personnalisés de vertèbres, Pomero (Pomero et al. 2004) a montré sur 58 vertèbres scoliotiques *in vivo* une précision de 1.4 ± 3.6 mm (moy \pm 2RMS) avec un temps de reconstruction de 14 minutes. Humbert (2009), quant à lui, a évalué sa méthode sur 40 vertèbres thoraciques et lombaires *in vivo* avec une précision de 1.3 ± 3.6 mm pour le modèle pré-personnalisé (avec un temps moyen de reconstruction de 2 minutes et 30 secondes) et une précision de 1.0 ± 2.7 mm (avec un temps moyen de reconstruction de 10 minutes) pour un modèle personnalisé 3D.

En ce qui concerne le fémur proximal, l'étude réalisée par Baudoin (Baudoin et al. 2008) sur 15 fémurs proximaux secs *in vitro* montre une précision de 0.8 ± 2.2 mm (Max : 5.2 mm). Le temps de reconstruction avec cette nouvelle méthode a été évalué à environ 5 minutes en comparaison à 15-20 minutes avec les méthodes précédentes (Le Bras et al. 2004). Ceci démontre que l'initialisation proposée par ces méthodes basées sur des modèles paramétrés et des techniques d'estimation statistiques permettent de gagner en robustesse et d'améliorer la convergence des algorithmes. Néanmoins, et en ce qui concerne le membre inférieur, cette méthode n'a été évaluée que sur la partie proximale du fémur et nécessite encore une intervention manipulateur assez fastidieuse quant à la numérisation manuelle des contours radiographiques. Cette limite peut encore augmenter dans le cas de la reconstruction d'un membre inférieur complet.

2.7 Conclusion

En conclusion, les méthodes de reconstructions basées sur les algorithmes de NSCP (Veron 1997) et NSCC (Laporte et al. 2003), sont précises, néanmoins le temps de reconstruction de 35 minutes par membre inférieur reste un problème non négligeable.

Les méthodes basées sur les ACP et les techniques de traitement d'images (similarité ou segmentation des radiographies) (De Momi 2006, Fleute 2001, Mahfouz et al. 2006) demandent au préalable un recalage manuel des modèles statistiques, ce qui est un point négatif sachant que, plus le modèle initial est proche de la solution recherchée, plus les algorithmes de déformation convergent rapidement et de façon fiable. Par ailleurs, les auteurs ne mentionnent pas le temps

nécessaire aux reconstructions. De plus, seules des validations préliminaires *in vitro* ont été réalisées. Seul Benameur (Benameur et al. 2005) propose une méthode semi-automatique de recalage initial suivie d'une méthode de segmentation automatique. Néanmoins, la méthode de recalage semi-automatique basée sur une approche hiérarchique n'a été validée que sur des segments de vertèbres très courts (de deux à trois vertèbres) et les temps de calcul nécessaires aux algorithmes de recalage ne sont pas mentionnés.

Lee (Lee et al. 2008) et Sato (Sato et al. 2004) proposent des numérisations préalables (semi-automatique ou manuelle) afin de faciliter le positionnement initial d'un modèle 3D, ce qui paraît être une solution intéressante. Néanmoins, des numérisations manuelles non négligeables sont à considérer dans les deux cas. De plus, les deux auteurs ne valident pas la précision de forme des modèles reconstruits et le temps de reconstruction n'est pas rapporté.

La méthode de reconstruction proposée Dong (Dong and Zheng 2009) et Zheng (Zheng and Dong 2007), semble intéressante du point de vue de l'automatisation du recalage initial du modèle statistique et de la détection automatique des contours. Néanmoins, des erreurs de reconstruction semblent atteindre leur maximum au niveau des articulations. Ce problème est mentionné par les auteurs et risque d'être plus important sur des cas pathologiques et sur un membre inférieur complet. Notons que ni les erreurs maximales ni le temps nécessaires au recalage automatique et à la reconstruction ne sont mentionnés par les auteurs.

Les méthodes basées sur des modèles paramétrés et des techniques d'estimation statistiques permettent de gagner en robustesse et d'améliorer la convergence des algorithmes. En effet, cette méthode appliquée au fémur proximal (Baudoin et al. 2008) a montré une précision proche du millimètre en comparaison aux reconstructions issues du CT-Scan et le temps de reconstruction a été diminué considérablement (5 minutes). Néanmoins, cette méthode n'a été évaluée que sur la partie proximale du fémur et nécessite encore une intervention de l'opérateur assez fastidieuse quant à la numérisation manuelle des contours des structures osseuses sur les deux radiographies. Cette limite peut encore augmenter dans le cas de la reconstruction d'un membre inférieur complet.

Dans le cadre de cette thèse, nous adapterons les méthodes basées sur des modèles paramétrés et les techniques d'estimation statistiques afin de reconstruire l'ensemble du membre inférieur avec une bonne précision tout en réduisant le temps de reconstruction.

Tableau 11 : Revue bibliographiques : Synthèse des méthodes de reconstructions 3D à partir de radiographies bipanes

Auteurs (année)	Méthodes de reconstruction	Validation			Conclusion et remarques générales
		Population	Méthode de validation	Résultats	
Stokes (1981)	6 à 9 points SCP par vertèbres Reconstruction DLT	--	--	--	Modèles simplifiés Pas de modélisation 3D détaillée
Pearcy (1985)	6 à 9 points SCP par vertèbres Reconstruction DLT	Rachis lombaires de patients lombalgiques	Répétabilité de numérisation dans les radiographies de repères anatomiques	2RMS = 2.0 mm	Modèles simplifiés Pas de modélisation 3D détaillée
Aubin (1997)	Comparaison entre : 21 points SCP / vertèbres 6 points SCP / vertèbres Reconstruction DLT	1 rachis sain (17 vertèbres thoracique et lombaire) <i>In vitro</i>	Comparaison avec des mesures directes de 21 points anatomiques reconstruits	21 points SCP : écarts moyen (2ET) 2.1 mm (3.0 mm) 6 points SCP : écarts moyen (2ET) 2.6 mm (4.8 mm)	Modèle détaillé morpho-réaliste Validation <i>in vitro</i>
Gauvin (1998)	19 points SCP par bassin Reconstruction DLT	2 bassins <i>In vitro</i>	Ecart par rapport à des mesures directes	2 Ecart type : 4.8 mm	Modèle 3D détaillé Validation <i>in vitro</i>
Veron (1997) et Mitton (2000)	Numérisation de 21 à 28 points NSCP par vertèbre cervicale Modèle morpho-réaliste	18 vertèbres <i>In vitro</i>	Comparaison de la forme / mesures directes	Occiput : 5.4 mm Atlas : 2.4 mm Axis : 2.0 mm	Modélisation 3D détaillée Validation <i>in vitro</i>
Mitulescu et al. (2001)	Numérisation de 6 points SCP et 19 points NSCP par vertèbre thoracique ou lombaire. Modèle morpho-réaliste Comparaison entre : Méthode SCP (6 points) Méthode NSCP (6 + 19 points)	30 vertèbres lombaires Patients scoliotiques <i>In vitro</i>	Comparaison de la forme / mesures directes	2RMS Méthode SCP : 7.2 mm Méthode NSCP : 2.8 mm	Cette étude montre l'apport de la méthode NSCP <i>in vitro</i>
Messmer (2001)	Base de données de 80 radiographies bipanes et 80 modèles 3D CT-Scan associés à 80 tibias. Segmentation de contours radiologiques Déformation coupe scanner par coupe scanner d'un modèle 3D CT	80 tibias <i>In vitro</i>	Comparaison de la forme / Reconstruction 3D CT-scan	Erreur moy : 2.4 mm Max : 4.5 mm	Modèle 3D détaillé Validation selon la méthode Leave one out <i>in vitro</i>

Auteurs (année)	Méthodes de reconstruction	Validation			Conclusion et remarques générales
		Population	Méthode de validation	Résultats	
Fleute (2001)	Modes de déformation basée sur l'ACP Initialisation : recalage rigide manuel Segmentation manuelle Recalage rigide puis élastique	Evaluation sur une vertèbre L2 <i>in vitro</i>	Comparaison de la forme / Reconstruction 3D CT-scan	2RMS : 2.5 mm	Résultat très préliminaire. Temps de reconstruction non évalué
Mitulescu (2002)	Numérisation de 6 points SCP et 19 points NSCP par vertèbre thoracique ou lombaire Modèle morpho-réaliste Comparaison entre : Méthode SCP (6 points) et Méthode NSCP (6 + 19 points)	58 vertèbres scoliotiques thoraciques et lombaires <i>In vivo</i>	Comparaison de la forme / reconstruction 3D CT-scan	2RMS Méthode SCP : 6.4 mm Méthode NSCP : 4.0 mm	Cette étude montre l'apport de la méthode NSCP <i>in vivo</i> Patients scoliotiques
Mitulescu (2001) et Laporte (2002)	Numérisation au maximum de 12 points SCP et 58 points NSCP sur le bassin	4 bassins <i>In vitro</i>	Comparaison de la forme / mesures directes	2RMS : 3.8 mm	Modélisation 3D détaillée Validation <i>in vitro</i>
Laporte (2002)	Numérisation de 2 points SCP et de 3 à 7 contours NSCC (tibia proximal) Modèle morpho-réaliste	7 tibias proximaux <i>In vitro</i>	Comparaison de la forme / reconstruction 3D CT-scan	2RMS : 1.8 mm (Max : 4.8 mm)	Modélisation 3D détaillées Validation <i>in vitro</i>
Bauer (2002)	Numérisation de 2 points SCP et de 3 à 7 contours NSCC (tibia proximal et fémur proximal) Modèle morpho-réaliste	4 tibias proximaux et 4 fémurs distaux arthrosiques <i>In vivo</i>	Comparaison de la forme / reconstruction 3D CT-scan	Tibia 2RMS : 3.8 mm (Max : 7.3 mm) Fémur 2RMS : 2.4 mm (Max : 7.0 mm)	Modélisation 3D détaillées Validation <i>in vivo</i>
Laporte (2003 - 2002)	Numérisation de 2 points SCP et de 3 à 7 contours NSCC (fémur distal) Modèle morpho-réaliste	8 fémurs distaux <i>in vitro</i>	Comparaison de la forme / reconstruction 3D CT-scan	2RMS : 2,8 mm (Max : 5.0 mm)	Modélisation 3D détaillées Validation <i>in vitro</i>
Le Bras (2004)	Numérisation d'un point SCP et de 6 à 7 contours NSCC (fémur proximal) Modèle morpho-réaliste	15 fémurs proximaux <i>In vitro</i>	Comparaison de la forme / reconstruction 3D CT-scan	2RMS : 2.0 mm (Max : 6.7 mm)	Modélisation détaillées Validation <i>in vitro</i> Temps de reconstruction estimé entre 15 et 20 minutes
Pomero (2004)	Modèle paramétré de vertèbre (8 dimensions et coordonnées de 21 points 3D) Numérisation des 4 coins des corps vertébraux Inférences transversales modèle pré-personnalisé	58 vertèbres scoliotiques thoraciques et lombaires <i>In vivo</i>	Comparaison de la forme / reconstruction 3D CT-scan)	Modèle pré-personnalisé 2RMS : 3.6 mm Temps de reconstruction 14 min (20 min pour un modèle personnalisé)	Modèle paramétré personnalisé Evaluation <i>in vivo</i>

Auteurs (année)	Méthodes de reconstruction	Validation			Conclusion et remarques générales
		Population	Méthode de validation	Résultats	
Sato (2004)	Radios face/profil (60° l'une de l'autre) Segmentation manuelle de formes géométriques : 3 sphères pour les épiphyses fémorales + 2 axes pour les plateaux et diaphyse tibiale + 40 points le long des diaphyses (fémur et tibia) Recalage automatique Déformation rigide et élastique d'un modèle générique	---	---	---	Modèle 3D détaillé Pas de validation de précision de forme Temps de reconstruction non rapporté
Benamer (2005)	Modes de déformation basée sur l'ACP Initialisations hiérarchiques: Identification de 2 points SCP pour la vertèbre L5 -> Recalage du modèle -> Initialisation de la vertèbre sus-jacente, etc. Détection des contours : filtre de Canny-Deriche Recalage rigide puis élastique : descente de gradient	57 vertèbres scoliotiques thoraciques et lombaires <i>In vivo</i>	Comparaison de la forme / reconstruction 3D CT-scan	Ecart moyen (2RMS) Thoraciques : 1.7 mm (3.3 mm) Lombaires : 1.5 mm (3.8 mm)	Modélisation 3D détaillée Validation <i>in vivo</i> Évaluation de l'approche hiérarchique réalisée sur des segments de vertèbres très courts Temps de calcul non précisé
Mitton (2006)	Numérisation de 7 points SCP et 9 contours NSCC sur le bassin Modèle morpho-réaliste	3 bassins isolés	Comparaison de la forme / reconstruction 3D CT-scan	2RMS : 4.3 mm	Modélisation 3D détaillée Validation <i>in vitro</i>
Mahfouz (2006)	Modes de déformation par ACP Initialisations : recalage rigide manuel Similarité : corrélation des gradients Recalage rigide et élastique par algorithme génétique	Évaluation sur une vertèbre L5 et un fémur <i>In vitro</i>	Comparaison de la forme / reconstruction 3D CT-scan	2RMS Vertèbre lombaire : 0.3 mm Fémur : 0.1 mm	Validation très préliminaire. Temps de reconstruction non évalué
De Momi (2006)	Modes de déformation par ACP Initialisation : recalage rigide manuel Segmentation automatique (filtre de Canny) Recalage rigide et élastique	Évaluation préliminaire sur un fémur proximal	Comparaison de la forme / reconstruction 3D CT-scan	Similaire à Fleute (2001). Valeur exacte non rapportée.	Validation très préliminaire. Temps de reconstruction significatif mais non rapporté

Auteurs (année)	Méthodes de reconstruction	Validation			Conclusion et remarques générales
		Population	Méthode de validation	Résultats	
Baudoin (2007)	Modèle paramétré du fémur proximal (33 paramètres) Numérisation de la tête fémorale (sphère) + 4 contours Inférences transversales → modèle 3D pré-personnalisé Algorithme NSCC : → modèle 3D personnalisé	15 fémurs proximaux <i>In vitro</i>	Comparaison de la forme / reconstruction 3D CT-scan	2RMS : 2.2 mm (Max : 5.2 mm) Temps de reconstructions : environ 5 minutes	Modèle 3D paramétré Modèle 3D détaillé Inférences transversales Evaluation <i>in vitro</i>
Humbert (2008)	Modèle paramétré de vertèbre (8 dimensions et 21 points 3D) Modèle paramétré de rachis (103) Numérisation des 4 coins des corps vertébraux, de la courbe passant par le barycentre des corps vertébraux et les plateaux limites T1 et L5 dans chaque radiographie Inférences transversales et longitudinales → Modèle pré-personnalisé Ajustement manuel des contours rétroprojetés → modèle 3D personnalisé	40 vertèbres thoraciques et lombaires <i>In vivo</i>	Comparaison de la forme / reconstruction 3D CT-scan (écarts points surface)	Modèle pré-perso. 2RMS : 3.6 mm Temps de reconstruction : 2 min et 30 secondes. Modèle personnalisé 2RMS : 2.7 mm Temps de reconstruction : 10 min.	Modèle paramétré 3D personnalisé Evaluation <i>in vivo</i>
Lee (2008)	Segmentation semi-automatique de contours (manuelle + filtre de Canny) Calcul de 5 paramètres morphologiques et cliniques Recalage automatique Déformation rigide et élastique	—	—	—	Modèle 3D détaillé de fémur Pas de validation de la précision de forme Calcul d'indices cliniques Temps de reconstruction non rapporté
Dong (2009)	Modes de déformation basée sur l'ACP Initialisation : recalage rigide automatique Segmentation automatique Recalage non rigide 2D/3D	3 fémurs prox. <i>In vivo</i>	Comparaison avec une méthode manuelle de segmentation	Moyenne des erreurs : 1.1 mm	Temps de reconstruction et erreurs Max non rapportés. Validé seulement sur des fémurs proximaux. Incidences des deux radiographies non rapportée.
		5 fémurs prox secs <i>In vitro</i>	Comparaison avec des modèles 3D CT-scan (écarts points surface)	Moyenne des erreurs : 1.6 mm (2RMS : 4.4 mm ??)	

Synthèse et objectifs de la thèse

Les rappels d'anatomie présentés au début de ce travail de thèse ont permis d'introduire le contexte clinique de nos travaux de recherche. Ainsi, la connaissance précise de l'anatomie du membre inférieur, incluant le fémur et le tibia, ainsi que les anomalies angulaires associées suivant les trois plans anatomiques (frontal, sagittal et horizontal) ont une importance majeure dans la clinique routinière pour le diagnostic, les applications thérapeutiques, le suivi post-opératoire et/ou pour le planning chirurgical.

Outre l'examen clinique standard, le praticien a recours à l'imagerie médicale. La radiographie conventionnelle associée à la gonométrie est encore de nos jours la modalité d'imagerie par excellence pour la mesure des déviations axiales dans les plans frontal ou sagittal et les inégalités de longueur du membre inférieur. Néanmoins, le cliché radiologique ne représente qu'une projection de la zone anatomique étudiée sur un plan 2D et le résultat de cette projection est sensible au positionnement du patient lors de la prise de la radiographie. Les mesures gonométriques associées à ce type d'imagerie présentent plusieurs lacunes. D'abord, le calcul des axes anatomiques n'est pas standardisé et plusieurs définitions sont rapportées dans la littérature quant à leur positionnement sur le cliché. Le « repérage » de ces axes dépend des repères anatomiques choisis qui varient aussi d'un auteur à un autre. De plus, cette modalité ne permet pas d'évaluer les rotations et torsions dans le plan transversal.

Dans de rares cas, un examen par tomodensitométrie (CT-Scan) ou par résonance magnétique (IRM) peut être indiqué afin d'évaluer les troubles de torsions et de rotations des structures osseuses. Cependant, la plupart de ces systèmes d'imagerie proposent une acquisition en position couchée et non en charge, ce qui ne permet pas d'évaluer les phénomènes de compensation interarticulaire associés à la pathologie. De plus, les doses d'irradiation délivrées par un CT-Scan sont encore élevées ce qui limite la réalisation d'examens de manière fréquente. L'IRM peut être une alternative au CT-Scan, mais elle est très coûteuse et plus dédiée à l'étude des tissus mous.

Quant à l'utilisation de coupes axiales issues de la tomodensitométrie ou de l'IRM, le problème majeur relève de la définition et de la localisation des différentes coupes, repères anatomiques et axes précis et reproductibles permettant l'évaluation des torsions fémorales et tibiales et aucune standardisation n'ayant été clairement proposée. Dans la littérature, plusieurs intervalles de normalités pour les valeurs des torsions sont rapportés et ils varient d'un auteur à l'autre (Tableau 7, Tableau 8). En conséquence, la comparaison entre ces méthodes est problématique.

Ces imprécisions de mesures à partir de films radiologiques ou de coupes sériées ont évidemment un impact néfaste en clinique courante, tant au niveau de la pose de prothèse (genou et hanche) et de la tenue de l'implant dans le temps, qu'au niveau de la réussite des ostéotomies. En effet, de fausses mesures peuvent occasionner des complications post-opératoires fonctionnelles et esthétiques. Finalement, les mauvaises estimations des mesures peuvent engendrer des erreurs de réglage d'implants causant ainsi des luxations, des usures anormales, des douleurs après prothèse, etc.

Pour toutes ces raisons, plusieurs auteurs ont tenté d'exploiter les reconstructions 3D issues du CT-Scan afin d'évaluer les troubles de torsions. Les méthodes de calcul de ces paramètres cliniques sont précises mais leur déploiement en routine clinique n'est pas encore envisageable car appliquées *in vivo*, elles nécessitent une reconstruction 3D complète du membre inférieur. Pour cela, des coupes

axiales du membre inférieur complet doivent être disponibles, or ceci est rarement le cas en clinique. A ceci ce rajoute le temps nécessaire au processus complet de traitement des acquisitions qui peut se révéler très important.

Une dernière alternative est l'imagerie biplane en général et le Système EOS™ en particulier – système issu de la collaboration entre le *Laboratoire de Biomécanique* (LBM, ENSAM-CNRS, Paris, France), le *Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie* (LIO, ÉTS-CRCHUM, Montréal, Canada), l'hôpital *Saint-Vincent de Paul* (AP-HP, Paris, France), du Pr. G. Charpak et la société *Biospace Med* (Paris, France). Ce système donne la possibilité d'obtenir des clichés biplans du corps entier, en position debout et avec de basses doses d'irradiation. Des méthodes de reconstructions 3D du membre inférieur relatives à ce type d'imagerie ont été développées.

Ainsi, les méthodes de reconstructions basées sur les ACP et les techniques de traitement d'images (De Momi 2006, Fleute 2001, Mahfouz et al. 2006) sont intéressantes mais demandent au préalable un recalage manuel des modèles statistiques déformables, ce qui est un point négatif sachant que, plus le modèle initial est proche de la solution recherchée, plus les algorithmes de déformation convergent rapidement et de façon fiable. Par ailleurs, les auteurs ne mentionnent pas le temps nécessaire aux reconstructions et seules des validations préliminaires *in vitro* ont été réalisées. Finalement, aucun indice clinique n'a été calculé à partir de ces reconstructions. Benameur (Benameur et al. 2005) propose une méthode semi-automatique de recalage des modèles statistiques déformables, suivie d'une méthode de segmentation automatique. Néanmoins, la méthode de recalage semi-automatique basée sur une approche hiérarchique n'a été validée que sur des segments de vertèbres très courts et les temps de calcul nécessaires aux algorithmes de recalage ne sont pas mentionnés.

Lee (Lee et al. 2008) et Sato (Sato et al. 2004) proposent des numérisations préalables (semi-automatique ou manuelle) sur les radiographies afin de faciliter le positionnement initial d'un modèle 3D. Néanmoins, des numérisations manuelles non négligeables sont à considérer dans les deux cas. De plus, les deux auteurs ne valident pas la précision de forme des modèles reconstruits et le temps de reconstruction n'est pas rapporté.

La méthode de reconstruction proposée par Dong (Dong and Zheng 2009) et Zheng (Zheng and Dong 2007) utilisent des techniques de recalage automatique de modèles statistiques déformables et la détection automatique de contours. Néanmoins, les validations n'ont été effectuées que sur des fémurs proximaux *in vivo* et les erreurs de reconstruction semblent atteindre leurs maximums au niveau de l'articulation de la hanche. Aussi, aucun indice clinique n'a été validé, et le temps de reconstruction n'est pas mentionné par les auteurs.

Notre équipe de recherche, dirigée par le Pr. W. Skalli et le Pr. J. A. De Guise, a proposé dans un premier temps des méthodes de reconstructions 3D s'appuyant sur la saisie de quelques repères anatomiques (points et contours) (Laporte et al. 2003, Nodé-Langlois 2003, Le Bras et al. 2004,). Ces techniques ont été développées et validées avec des précisions proches du millimètre pour le fémur distal (Laporte et al. 2003), pour le fémur proximal (Le Bras et al. 2004) et le tibial proximal (Bauer 2002). Ces modèles ont permis de calculer la plupart des indices cliniques avec de très bonnes précisions. Néanmoins, le calcul du paramètre de la rotation fémoro-tibiale est encore imprécis (IC95% = 8.4°) et le temps de reconstruction est de l'ordre de 24 minutes par membre inférieur (Nodé-Langlois 2003) et 15-20 minutes pour le fémur proximal (Le Bras et al. 2004). Ces temps de manipulation restent trop contraignants pour envisager leur utilisation en routine clinique

Afin de gagner en robustesse et d'améliorer la convergence des algorithmes, notre équipe a donc proposé, dans un deuxième temps, de nouvelles méthodes de reconstructions basées sur des

modèles paramétrés et des techniques d'estimations statistiques (Pomero et al. 2004, Baudoin 2008, Humbert et al. 2009). En effet, ces méthodes appliquées au fémur proximal (Baudoin et al. 2008) ont montré une précision proche du millimètre en comparaison aux reconstructions issues du CT-Scan et le temps de reconstruction a été considérablement diminué (5 minutes). Néanmoins, cette méthode n'a été évaluée que sur la partie proximale du fémur et nécessite encore une intervention de l'opérateur assez fastidieuse quant à la numérisation manuelle des contours radiographiques.

L'objectif de cette thèse est donc d'apporter une contribution dans le domaine clinique pour une aide au diagnostic, le planning chirurgical et le suivi post-opératoire de patients présentant des pathologies du membre inférieur, en proposant des méthodes de reconstructions rapides et précises à partir de radiographies biplanes visant à calculer des indices cliniques 2D et 3D reproductibles.

Dans ce but, nous proposerons et évaluerons une méthode de reconstruction semi-automatique du membre inférieur s'appuyant sur des modèles paramétrés de fémurs et de tibias et des inférences statistiques. Cette méthode visera à une estimation très rapide d'un premier modèle dit « paramétré simplifié » du membre inférieur à partir duquel un groupe d'indices cliniques restreint, mais le plus utilisé en routine clinique, pourra être calculé.

Conscients que les temps de reconstruction importants rapportés par différents auteurs pour les méthodes de reconstruction antérieures ne sont pas seulement liés aux algorithmes utilisés mais dépendent aussi des difficultés rencontrées lors de la numérisation des contours radiologiques sur la vue de profil, nous allons exploiter, mettre en place et valider un protocole d'acquisition basé sur le décalage des membres inférieurs proposé par Nodé-Langlois (Nodé-Langlois 2003).

A la base du modèle « paramétré simplifié » que nous prendrons comme « premier estimé », nous calculerons une reconstruction 3D précise et personnalisée du membre inférieur en un temps relativement réduit. Finalement, et à partir de ce modèle précis, nous explorerons et validerons différents modes de calcul d'un éventail plus large d'indices cliniques (incluant les torsions et rotations) afin d'en déduire les plus robustes et pertinents qui pourraient être standardisés pour une utilisation en routine clinique.

Travail personnel

Ce travail de thèse se décompose en trois parties. Une première partie permettra de proposer une méthode de reconstruction 3D semi-automatique du fémur et du tibia en utilisant des modèles paramétrés simplifiés, des inférences statistiques et une technique de déformation dite « As-Rigid-As-Possible » basée sur l'approche MLS (pour Moving-Least-Squares ou Moindres carrées mobiles).

Cette méthode se décompose en deux parties : une méthode rapide et une méthode précise.

En deuxième lieu et en se basant sur les deux méthodes de reconstruction, nous proposerons différentes méthodes de calcul des indices cliniques utilisés en pratique clinique routinière que nous validerons afin de définir les plus reproductibles et les plus précises pour une utilisation clinique.

Finalement, et afin de valider les méthodes de reconstruction et de calcul des indices cliniques, nous introduirons et validerons un protocole spécifique de prise de radiographies biplanes, ce qui fera l'objet de la troisième partie de ce travail.

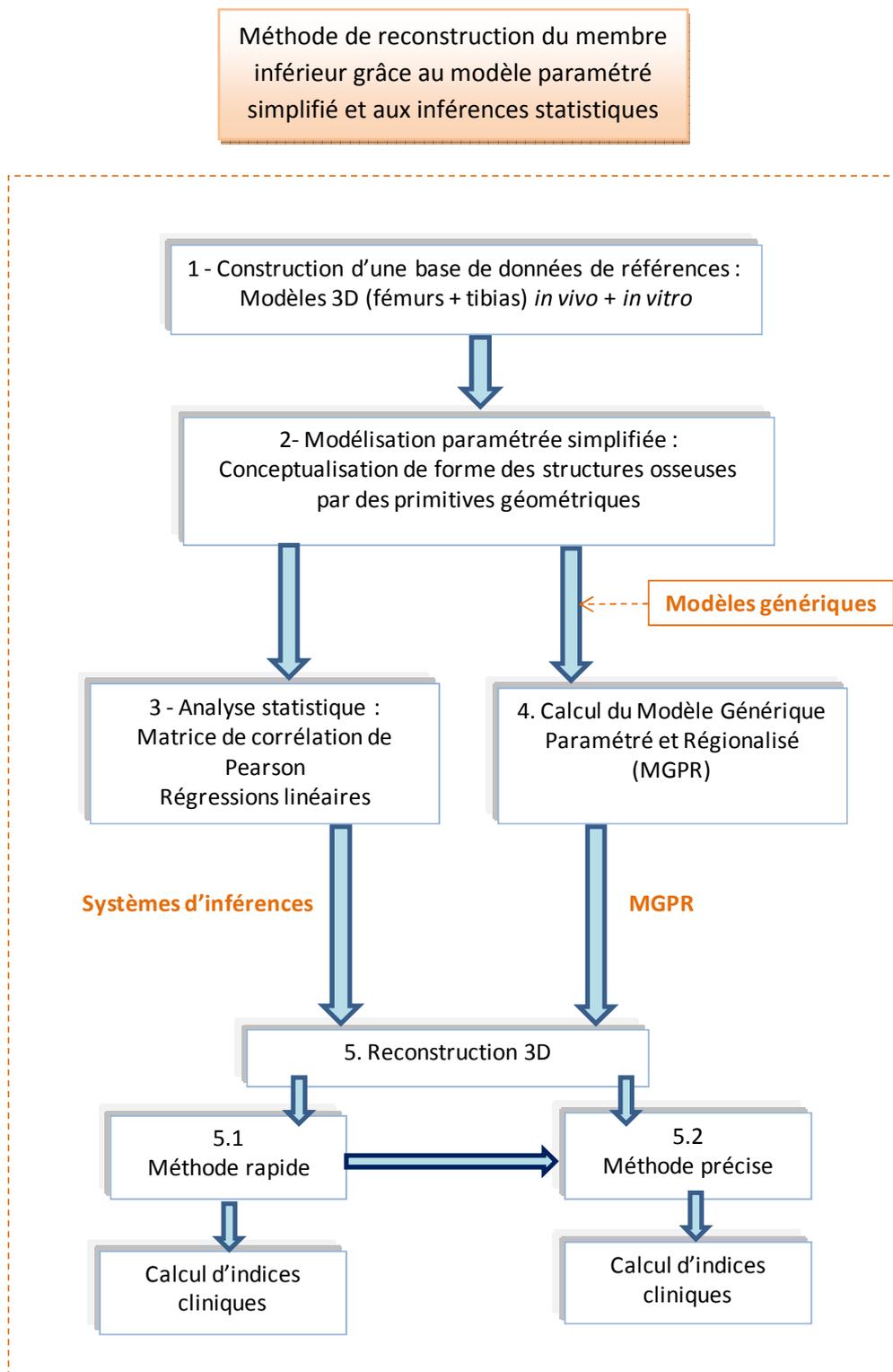
1 Reconstruction 3D du membre inférieur à partir de modèles paramétrés et d'inférences statistiques

1.1 Introduction

La méthode semi-automatique de reconstruction 3D du membre inférieur développée dans le cadre de ce travail de thèse s'appuie sur une modélisation paramétrée simplifiée du fémur et du tibia et sur des inférences statistiques. La constitution d'une base de données de références de structures osseuses, la conceptualisation de forme de ces dernières par des primitives géométriques - la définition d'un modèle paramétré simplifié du membre inférieur - et la constitution d'une base de données de descripteurs de formes associés aux primitives géométriques nous ont permis de mettre en place un modèle d'inférences statistiques. Ces inférences ont pour but d'estimer, à partir de la connaissance de certains descripteurs (prédicteurs), des paramètres inconnus du modèle. Nous décrivons le calcul et la mise en place de ce modèle d'inférences statistiques.

Nous proposerons deux méthodes de reconstruction du membre inférieur à partir de radiographies biplanes calibrées. Un premier niveau, reconstruction « rapide », permettra d'obtenir très rapidement une reconstruction qui a pour but de calculer un groupe d'indices cliniques restreint, mais le plus utilisé en routine clinique. Ensuite, et en se basant sur ce premier modèle, une reconstruction dite « intermédiaire », c'est-à-dire proche de la solution recherchée, sera calculée grâce à la déformation d'un modèle générique paramétré et régionalisé. Un ajustement fin, grâce à des techniques de déformations, de la solution intermédiaire permettra d'obtenir un dernier niveau de reconstruction plus précis – modèle ajusté. Ce modèle final sera utilisé afin de calculer un éventail plus large d'indices cliniques incluant les torsions et rotations.

La méthode de reconstruction globale est résumée dans le schéma suivant :



1.2 Constitution d'une base de données de structures osseuses

Afin d'établir les systèmes d'inférences statistiques, nous avons constitué deux bases de données. D'abord, une base de données de fémurs et de leurs tibias associés, produits de reconstructions réalisées à partir de radiographies biplanes *in vivo*. Elle permet de déduire des relations entre les

paramètres décrivant la forme du fémur et du tibia et d'établir les relations de formes entre ces deux structures osseuses.

En fin de thèse, nous avons également pu disposer d'une base de données de modèles de fémurs 3D uniquement, reconstruits à partir de coupes scanner sur des pièces cadavériques *in vitro*.

1.2.1 Base de données *in vivo*

Cette première base de données est constituée de fémurs et de tibias provenant de 26 sujets sains, ne présentant aucune pathologie connue du membre inférieur. Les caractéristiques de ces sujets sont détaillées dans le Tableau 12.

Ces sujets ont fait l'objet d'études dans le cadre de projets de thèses et de master antérieurs (Bertrand 2005, Südhoff 2007, Julia 2007). Tous ces sujets ont été radiographiés en utilisant le système de radiographies biplanes EOS™ du *Laboratoire de Biomécanique* (LBM, ENSAM-CNRS, Paris, France).

Les reconstructions tridimensionnelles de ces membres inférieurs ont été obtenues en utilisant la méthode de reconstruction NSCC proposée par Laporte (Laporte 2002) et décrite à la page 80 (section 2.3). Rappelons que cette méthode est basée sur la segmentation manuelle des contours radiologiques du fémur et du tibia et permet d'obtenir des modèles 3D avec de bonnes précisions.

Tableau 12 : Tableau récapitulatif des caractéristiques des sujets inclus dans l'étude

Sujets	Nombre			Age moyen : [Min-Max]
	Hommes	Femmes	Total	
Asymptotiques	22	4	26	24 : [22-31]

Par manque de visibilité en raison du positionnement du patient dans la cabine (image coupée) et de la forte superposition des membres inférieurs en vue de profil, seuls 45 membres inférieurs (26 droits et 19 gauches) ont pu être retenus et reconstruits.

Ces fémurs et tibias étant reconstruits grâce à une méthode antérieure, les modèles 3D issus de ces reconstructions ne permettaient pas d'avoir un fémur et un tibia complet mais 3 objets distincts (Figure 40) :

- Pour le fémur : un fémur proximal, un fémur distal et la diaphyse fémorale,
- Pour le tibia : un tibia proximal, un tibia distal et la diaphyse tibiale.

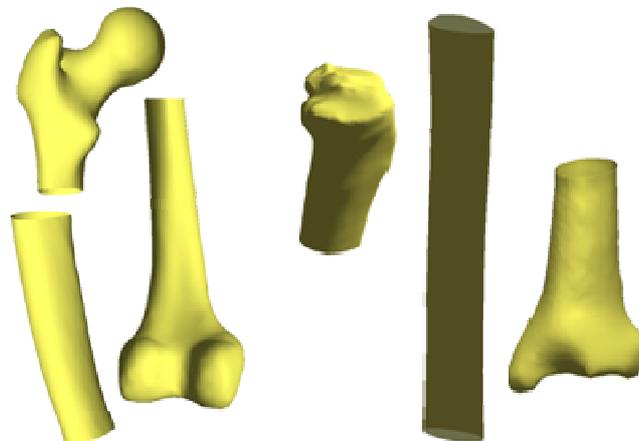


Figure 40 : Illustration des reconstructions issues de la méthode NSCC (Laporte 2002)

1.2.2 Base de données *in vitro*

La deuxième base de données est constituée de 16 fémurs complets (8 gauches et 8 droits) *in vitro*. Les spécimens provenaient du service du don du corps français. L'utilisation des spécimens a été acceptée par le comité d'éthique des Saints Pères après lecture du protocole présentant les conditions d'usage des corps. Des vérifications médicales de l'hépatite C, du HIV, du HTVL1 et 2 ainsi que des sérologies ont été effectuées afin d'assurer les conditions d'utilisation des sujets. Les spécimens sont des adultes (hommes entre 56 et 87 ans) ne présentant aucune pathologie du membre inférieur connue et ont fait l'objet d'études dans le cadre d'une collaboration entre le LAB (Laboratoire d'Accidentologie et de Biomécanique) et le LBM (Agin and Laporte 2009) dans le cadre du GDR CNRS Biomécanique des chocs. Tous ces sujets ont été scannés en utilisant le système de tomographie axiale CT-Scan de la marque SIEMENS à l'hôpital Cochin (Paris, France) et reconstruits grâce au logiciel de reconstruction Amira© (Computer Systems, USA).

1.3 Modélisation paramétrée simplifiée

A la première étape, nous avons défini, pour le fémur et le tibia, un modèle paramétré simplifié (MPS). Il s'agit du résultat de la conceptualisation de la « forme racine » du membre inférieur par des primitives géométriques. Les primitives géométriques sont les éléments de base du MPS. Il s'agit de point 3D, de sphères, de cylindres à sections elliptiques, de cônes et de segments.

1.3.1 Modèle paramétré simplifié du fémur

Pour chacun des modèles fémurs reconstruits d'après la méthode NSCC ou coupes scanner, un modèle paramétré simplifié a été calculé (Figure 41).

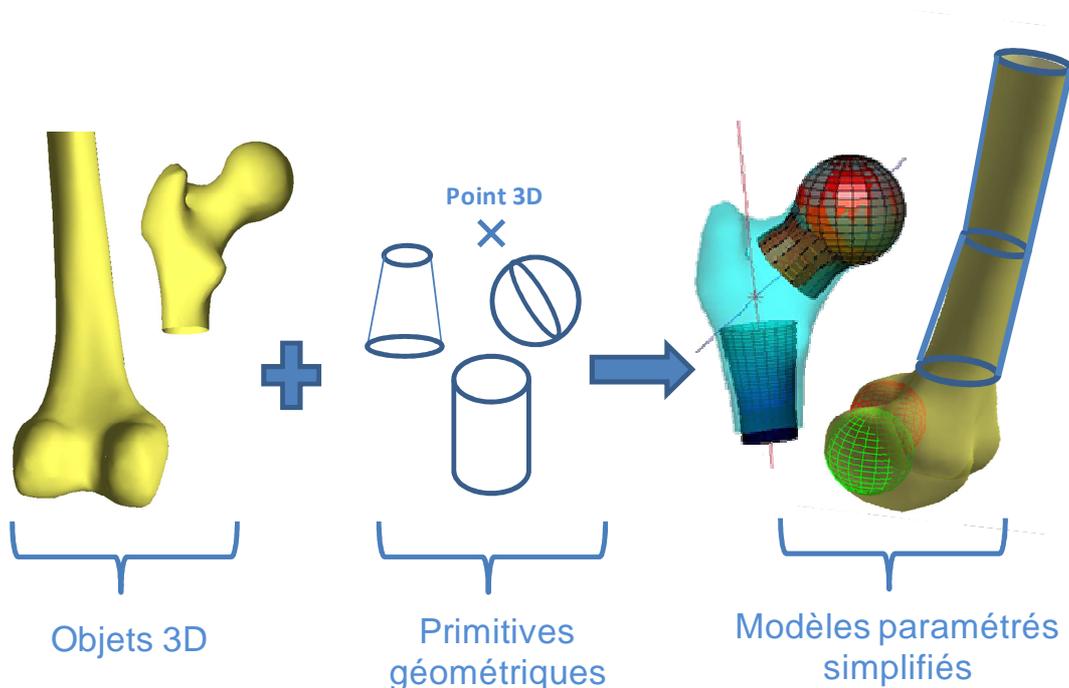


Figure 41 : Illustration de la modélisation paramétrée simplifiée du fémur

1.3.1.1 Le fémur proximal

Chaque modèle 3D a été d'abord régionalisé à l'aide du logiciel « ModelX⁸ » afin de délimiter les zones anatomiques les plus pertinentes dans le volume 3D.

La diaphyse proximale des modèles NSCC était très courte et pourtant nécessaire au calcul des différentes primitives géométriques, elle a été légèrement allongée par rapport à sa morphologie réelle englobant ainsi la région du petit trochanter.

La forme arrondie de la tête fémorale nous a naturellement conduit à la régionaliser de telle sorte qu'une sphère de moindres carrés puisse modéliser cette région.

Les régions du petit trochanter, du grand trochanter et du col fémoral ont aussi été délimitées (Figure 42).

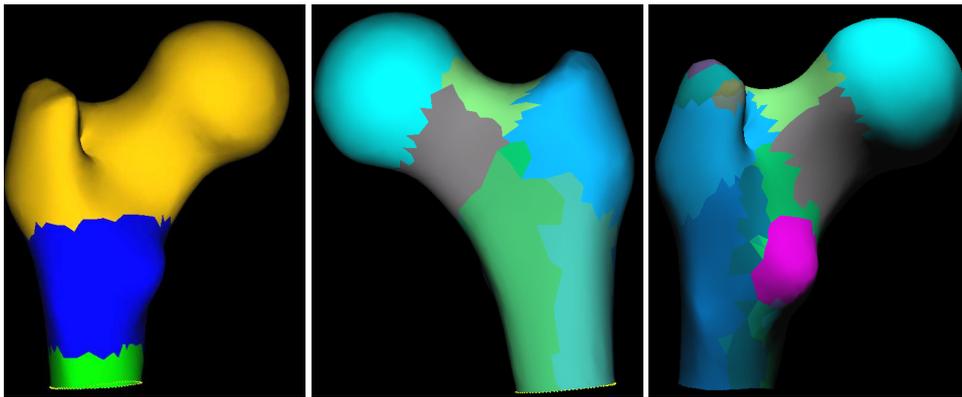


Figure 42 : Illustration de la régionalisation du fémur proximal

Finalement la modélisation paramétrée simplifiée du fémur proximal a été définie comme suit (Figure 43) :

- **Une sphère de moindres carrés** modélisant la tête fémorale.
- **Deux troncs de cônes** à sections elliptiques pour le col fémoral. Ce dernier ayant la forme d'un sablier composé de deux grandes ellipses à ses extrémités et d'une plus petite au milieu, les deux cônes sont donc liés par la section minimale du col fémoral. Les deux extrémités et la partie la plus étroite du col fémoral sont représentées par trois nuages de points équirépartis. Une ellipse de moindres carrés est calculée pour chaque nuage de points. Au total, trois ellipses - dont une commune aux deux cônes - sont définies.
- **Deux cylindres⁹** à sections elliptiques (diaphyse proximale supérieure et diaphyse proximale inférieure) pour la partie diaphysaire proximale. Chaque cylindre est composé de deux ellipses. Notons que ces deux cylindres peuvent fusionner pour n'en former qu'un seul. Considérant la forme non cylindrique de la partie proximale du fémur, nous avons choisi de la découper en deux parties.

⁸ ModelX est un logiciel de recherche interne aux laboratoires LBM/LIO. Il permet la régionalisation de volumes 3D, du recalage de deux volumes 3D, du calcul d'indices cliniques 3D à partir de volumes 3D, etc.

⁹ Il s'agit bel est bien de cylindres et non de troncs de cônes, comme pourraient le suggérer les différentes illustrations. Pour des raisons de clarté (Illustration des sections elliptiques des cylindres), ces formes géométriques ont été légèrement exagérées.

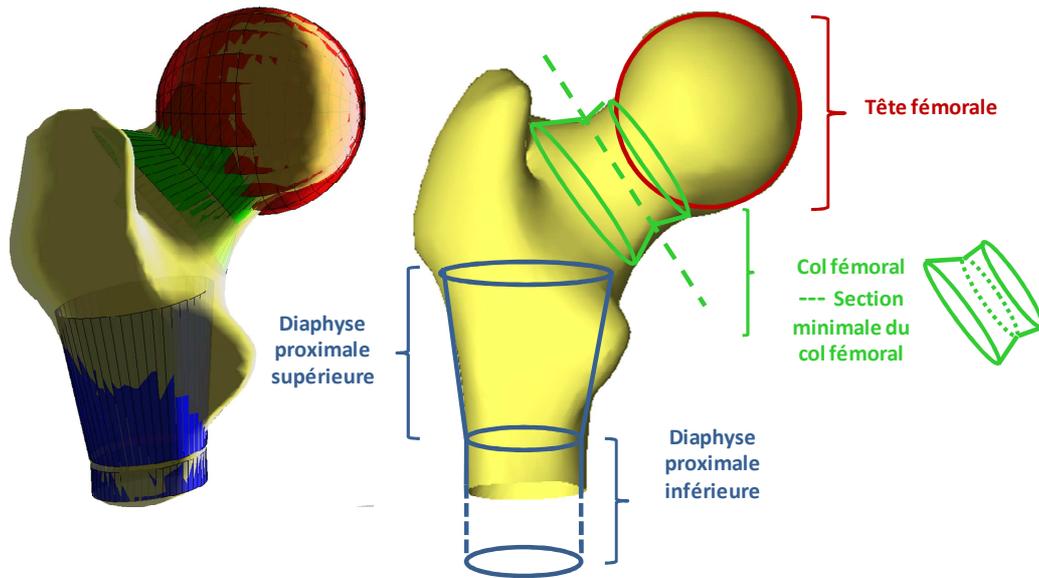


Figure 43 : Illustration de la modélisation paramétrée simplifiée du fémur proximal

- **L'angle cervico-diaphysaire** a été lui aussi introduit dans le modèle (Figure 44). C'est l'angle formé 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.
- **Trois points 3D :**
 - Les barycentres de régions prédéfinies ont été calculés, ce qui a permis de calculer les points 3D du **grand trochanter** et du **petit trochanter** (Figure 44).
 - Point « I » : Point d'intersection de l'axe du col fémoral avec l'axe de la diaphyse proximale. Puisque ces deux axes ne se croisent jamais, on calcule la distance minimale « *Dint* » entre ces deux droites dans l'espace. Le point de la droite « *Dint* » qui appartient à l'axe du col est défini comme étant le point « I » (Figure 44).

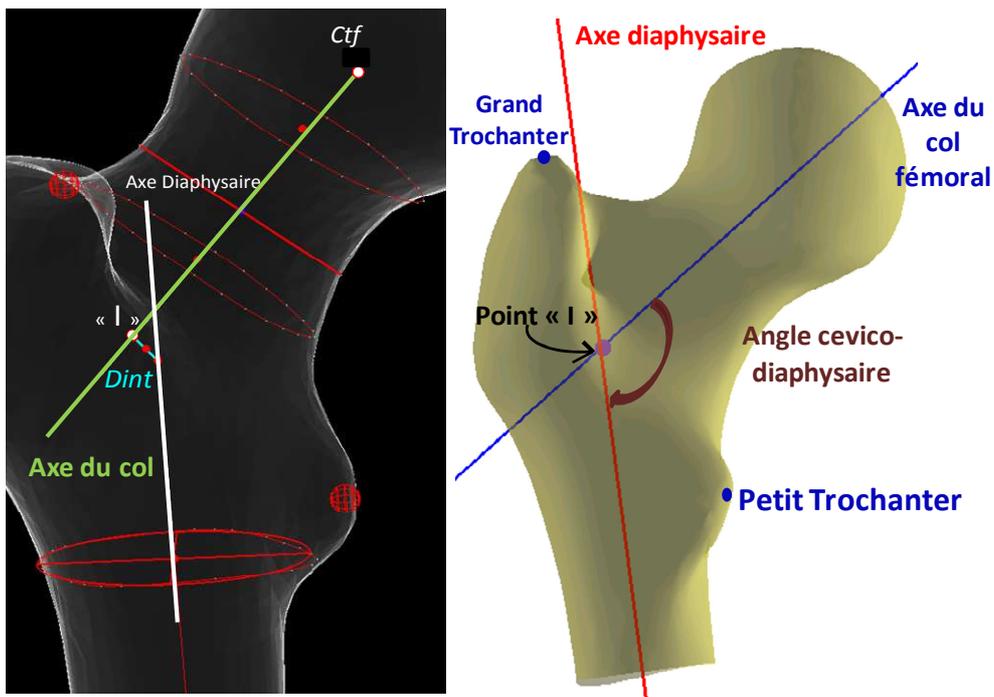


Figure 44 : Calcul des paramètres morphologiques du fémur proximal

Finalement, ce modèle paramétré simplifié permet de définir des paramètres descripteurs de formes, qui sont les éléments caractérisant les primitives géométriques. Il s'agit de coordonnées, d'orientations et de longueurs pour les axes, etc.

La base de données finale des paramètres descripteurs est donc composée (Figure 45) :

- Des coordonnées x, y et z , pour chaque point 3D,
- Des coordonnées x, y et z du centre (C_{tf}) et du rayon (R_{tf}) de la sphère,
- D'une distance (hauteur) liant le centre de l'ellipse supérieure au centre de l'ellipse inférieure, pour chaque cylindre à section elliptique et pour chaque tronc de cône,
- Des coordonnées x, y, z du centre, du grand axe et du petit axe, pour chaque ellipse.

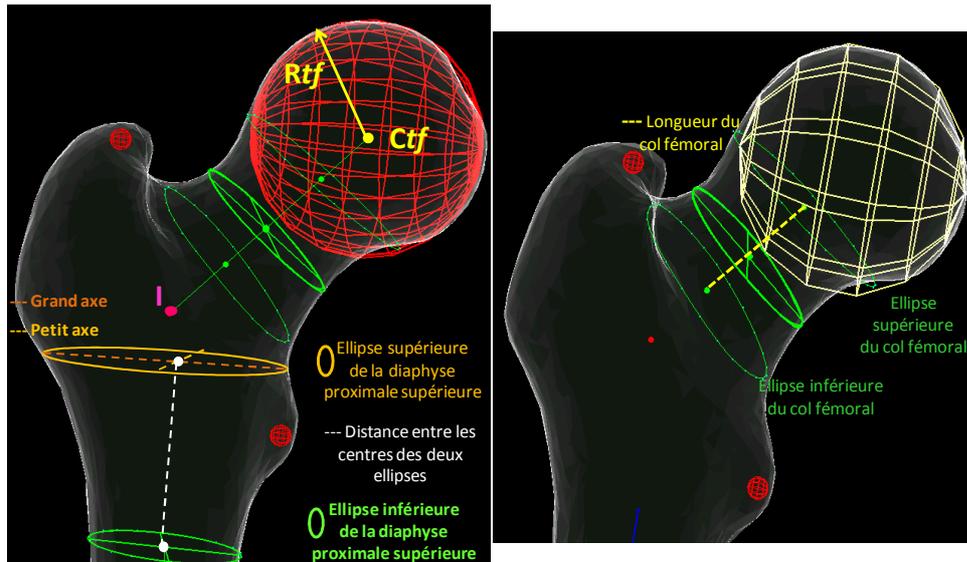


Figure 45 : Illustration de quelques descripteurs de formes pour le fémur proximal

- Neuf distances supplémentaires ont été calculées à partir de ces données :
 - Distance entre C_{ft} et le centre de l'ellipse supérieure du col fémoral,
 - Distance entre C_{ft} et le centre de l'ellipse de la section minimale du col fémoral,
 - Distance entre C_{ft} et le centre de l'ellipse inférieure du col fémoral,
 - Distance entre C_{ft} et le point « l » - longueur du col fémoral 1,
 - Distance entre le point « l » et le centre de l'ellipse supérieure de la diaphyse proximale supérieure,
 - Distance entre le point « l » et le centre de l'ellipse inférieure de l'ellipse proximale supérieure,
 - Distance entre le point « l » et le centre de l'ellipse inférieure de l'ellipse proximale inférieure,
 - Longueur de l'axe du col fémoral (FNAL) - définie à partir de l'intersection de l'axe d'inertie principal du col fémoral avec le modèle 3D, tel que défini par Le Bras (Le Bras et al. 2004),
 - Longueur du col fémoral 2, définie comme la distance entre le centre de l'ellipse supérieure et le centre de l'ellipse inférieure du col fémoral.

Au total, le fémur proximal comprend 62 paramètres descripteurs : les coordonnées (x,y,z) de 11 points 3D, 13 distances, un rayon, 7 grands axes, 7 petits axes et un angle.

1.3.1.2 Le fémur distal

Comme pour le fémur proximal, les modèles 3D ont été régionalisés à l'aide du logiciel « ModelX » en accord avec les zones d'intérêts anatomique de l'os.

Les deux condyles fémoraux (interne et externe) présentant une forme arrondie, ces derniers ont été régionalisés et délimités de sorte que deux sphères de moindres carrés puissent modéliser ces deux régions.

En ce qui concerne d'autres régions anatomiques, telles que les épicondyles et les bords antérieurs des condyles, des régions ont été prédéfinies (Figure 46).

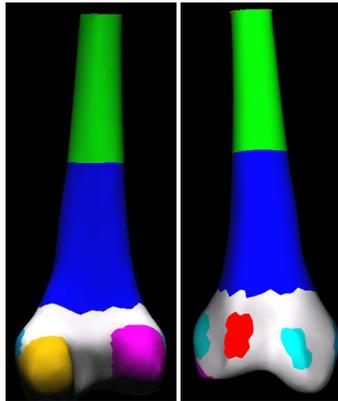


Figure 46 : Illustration de la régionalisation du fémur distal

La modélisation paramétrée simplifiée du fémur distal est réalisée comme suit :

- **Deux sphères** de moindres carrés modélisant les condyles, interne et externe, du fémur,
- **Deux cylindres** à sections elliptiques (diaphyse distale supérieure et diaphyse distale inférieure) pour la partie diaphysaire. Les deux extrémités de chaque cylindre sont représentées par deux nuages de points équirépartis. Une ellipse de moindres carrés est calculée pour chaque nuage de points.

Comme pour le fémur proximal, ces deux cylindres peuvent fusionner pour n'en former qu'un seul, comme c'est le cas pour la modélisation paramétrée d'un fémur entier.

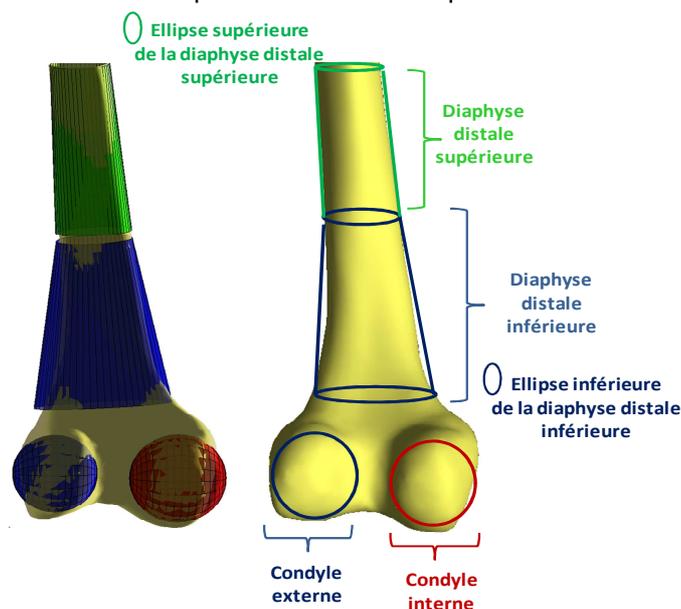


Figure 47 : Illustration de la modélisation paramétrée simplifiée du fémur distal

Ce modèle comprend aussi 4 points 3D représentés par les barycentres de régions prédéfinies (Figure 48) :

- Les épicondyles : interne et externe
- Les bords postérieurs : interne et externe

Cinq autres points 3D sont également calculés automatiquement d'après les travaux de Nodé-Langlois (2002) (Figure 48) :

- *Sommets des condyles fémoraux postérieurs* : Comme décrit précédemment, la tête fémorale et les deux condyles ont été modélisés par trois sphères. Ces trois objets sont calculés dans le repère fémur (Chapitre 1.3.1). On recherche un plan Π_1 , tel que Π_1 soit tangent à la sphère modélisant la tête fémorale ainsi qu'aux deux sphères condyliennes postérieures, les points de tangence étant considérés comme les sommets postérieurs des deux condyles.
- *Sommets des condyles fémoraux distaux* : Soit Π_2 un plan orthogonal au plan Π_1 . L'intersection de ce plan transversal avec la surface distale du fémur donne les deux points distaux des condyles fémoraux.
- *Sommet de la trochlée* : Soit un plan Π_3 perpendiculaire à Π_1 et Π_2 . L'intersection de ce plan sagittal avec la surface inter-condylienne donne une courbe présentant un maximum local défini comme étant le sommet de la trochlée.

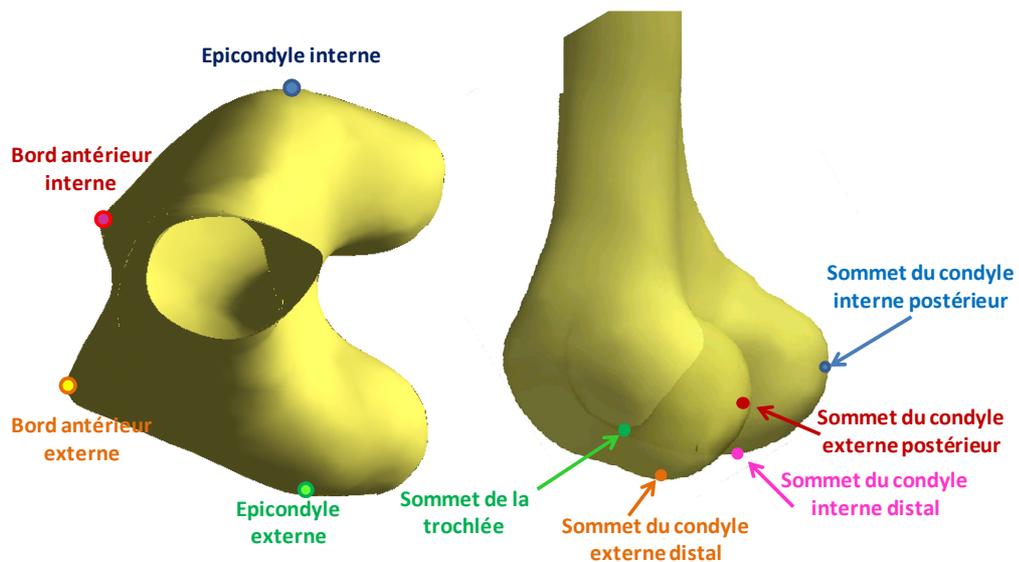


Figure 48 : Illustration des différents points 3D calculés sur la partie distale du fémur

Ce modèle paramétré simplifié permet de définir les paramètres descripteurs de formes suivants :

- Les coordonnées x, y et z, pour chaque points 3D,
- Les coordonnées x, y et z du centre et le rayon de chaque sphère,
- La distance (hauteur) liant le centre de l'ellipse supérieure au centre de l'ellipse inférieure, pour chaque cylindre à section elliptique,
- Les coordonnées x, y, z du centre, le grand axe et le petit axe, pour chaque ellipse,
- Des distances supplémentaires ont été calculées à partir de ces données et sont décrites en détail à l'Annexe 1.

Au total, le fémur distal comprend 79 paramètres descripteurs : les coordonnées (x,y,z) de 15 points 3D, 24 distances, 2 rayons, 4 grands axes et 4 petits axes.

1.3.1.3 La diaphyse fémorale

Une seule primitive géométrique a été retenue pour la diaphyse fémorale : une ellipse pour la section du milieu. Un nuage de points représentant le milieu de la diaphyse fémorale a été défini. Une ellipse de moindres carrés a été calculée sur ce dernier (Figure 49).

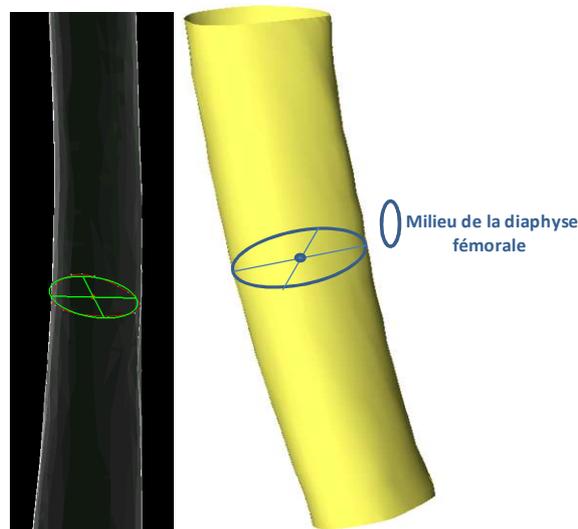


Figure 49 : Illustration de la modélisation paramétrée simplifiée de la diaphyse fémorale

La base de données pour ce modèle est donc composée de 5 paramètres descripteurs :

- Des coordonnées (x, y, z) du point 3D représentant le centre de l'ellipse,
- Un grand et un petit axe.

Trois paramètres supplémentaires relatifs aux trois modèles représentant un fémur complet ont été calculés :

- La longueur totale du fémur : distance entre le centre de la tête fémorale et le sommet de la trochlée,
- La longueur du fémur : distance entre le centre de la tête fémorale et le milieu des centres de sphères condyliennes,
- L'angle mécanique du fémur : cet angle est compris entre l'axe mécanique fémoral (liant le centre de la tête fémorale au sommet de la trochlée) et l'axe bicondylien distal (liant le sommet du condyle distal interne au sommet du condyle distal externe).

Cette même modélisation paramétrée et les mêmes descripteurs de formes ont aussi été calculés sur le modèle 3D du fémur complet. Cependant, la diaphyse n'a été représentée que par deux cylindres à sections elliptiques, l'une pour la partie proximale - où elle a été rallongée - et l'autre pour la partie distale. Nous avons jugé la régionalisation précédente inappropriée pour ce type de modèle.

1.3.2 Modèle paramétré du tibia

Pour chacun des modèles de tibias reconstruits d'après la méthode NSCC ou scanner, un modèle paramétré simplifié a été calculé (Figure 50).

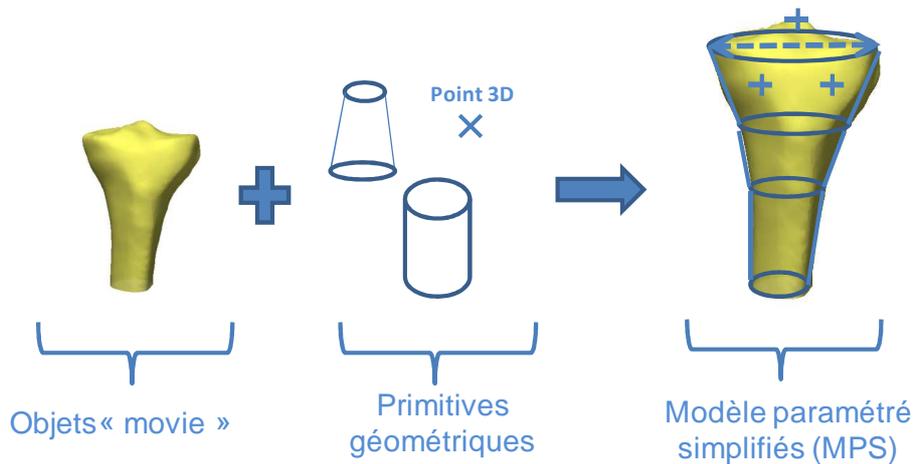


Figure 50 : Illustration de la modélisation paramétrée simplifiée du tibia

Comme pour le fémur, les différentes parties des modèles 3D de tibias ont été d'abord régionalisées et paramétrées grâce à des primitives géométriques, ce qui a permis de définir des paramètres descripteurs de formes. Au total, le tibia comprend 120 paramètres descripteurs. Les détails de la modélisation paramétrée du tibia sont décrits à l'Annexe 1.

1.4 Inférences statistiques

A partir des modèles paramétrés des fémurs et des tibias, l'objectif est d'utiliser les bases de données constituées de descripteurs de formes de ces objets afin de définir des modèles d'inférences statistiques. L'inférence statistique est basée sur le principe des régressions linéaires. Ces dernières sont utilisées pour estimer statistiquement des variables dites « dépendantes » à partir d'un ensemble d'autres variables dites « explicatives », appelées aussi « prédicteurs ».

Concrètement, connaissant une série de paramètres prédicteurs (i.e. saisis manuellement par l'opérateur sur les radiographies) on cherche à retrouver, de façon statistique, les paramètres du modèle qui sont encore inconnus.

Pour cela, on commence par une analyse des corrélations linéaires inter-paramètres grâce à la matrice de corrélation de Pearson. On définit ainsi les coefficients de corrélation et de détermination, pour enfin obtenir les fonctions de régressions linéaires qui vont permettre de réaliser ces inférences statistiques.

1.4.1 Régression linéaire : principe mathématique

Etant donné un échantillon aléatoire (X_i, Y_i) , $i = 1, \dots, n$, un modèle de régression simple suppose la relation affine entre X_i et Y_i telle que : $Y_i = \alpha X_i + \beta$, $i = 1, \dots, n$.

La régression linéaire consiste à déterminer une estimation des paramètres α et β et à quantifier la validité de cette relation grâce au coefficient de corrélation linéaire R .

La régression à k variables explicatives est appelée régression linéaire multiple, et est donnée par :

$$Y_i = \alpha + \beta X_{i1} + \gamma X_{i1} + \dots + \delta X_{ik}$$

Le calcul des coefficients de corrélations inter-paramètres peut se faire grâce à la matrice de corrélation de Pearson.

1.4.2 Matrice des corrélations de Pearson

La matrice des corrélations de Pearson est tout simplement la matrice des **coefficients de corrélation** calculés sur plusieurs variables prises deux à deux.

En général, il s'agit de coefficients de corrélation linéaires de Pearson. C'est donc aussi la **matrice des variances-covariances** de variables réduites. La matrice est évidemment symétrique et sa diagonale est constituée de « 1 », puisque la corrélation d'une variable avec elle-même est parfaite.

1.4.3 Coefficient de corrélation

Le coefficient de corrélation donne l'ampleur du lien entre deux variables quantitatives. Cette mesure peut donc démontrer l'existence d'un lien entre une variable indépendante et une variable dépendante. Le coefficient de corrélation (R) est la standardisation du coefficient de covariance (σ_{xy}). On standardise en divisant la covariance par l'écart-type de chacune des variables. Cela implique que l'erreur sur les données obéit à la distribution normale. On appelle aussi coefficient de corrélation *la corrélation de Pearson* qui est étroitement liée au coefficient de détermination.

1.4.4 Coefficient de détermination

Mathématiquement parlant, le coefficient de détermination R^2 vaut le carré du coefficient de corrélation. Sa valeur indique le pourcentage de variation expliquée par la relation entre les deux variables. Comme sa valeur est le carré d'un nombre variant de -1 à 1, le coefficient varie de 0 et 1. Ce coefficient à l'avantage d'être clair, de faciliter la compréhension, de permettre facilement les comparaisons et de donner une bonne estimation de la mesure des liens entre les variables.

1.4.5 Erreur standard d'estimée (ESE)

On cherchera aussi à estimer l'Erreur Standard d'Estimée (Standard Error of Estimate).

Cette statistique, qui représente l'écart-type des valeurs de la variable expliquée par rapport à la droite de régression (aussi appelé résidus), permet d'évaluer la précision de l'estimation du modèle étudié.

Soit Y_{est} la valeur estimée de Y pour une valeur X donnée. Cette valeur estimée peut être obtenue à partir de la droite de régression de Y par X , l'erreur standard d'estimé est donnée par :

$$ESE = \sqrt{\frac{\sum(Y - Y_{est})^2}{n}}$$

1.4.6 Evaluation et résultats

Grace à la modélisation paramétrée simplifiée de 45 fémurs et tibias *in vivo*, nous avons donc pu calculer 269 descripteurs de formes pour chaque membre inférieur (149 pour le fémur et 120 pour le tibia).

Ensuite, et afin de définir les inférences statistiques potentielles et les introduire dans la méthode de reconstruction, nous avons calculé la matrice de corrélation de Pearson de dimension 269 x 269. Nous avons exploité cette matrice afin de définir les coefficients de corrélation et de détermination. Nous avons décidé de ne retenir dans le cadre de notre étude que les corrélations avec $R^2 \geq 0.7$. Ce qui signifie que le pourcentage de variation expliquée par la relation entre deux variables devait être supérieur à 70%.

Analysant les résultats dans leur globalité, la matrice n'a montré que très peu de corrélations exploitables.

Au regard de la taille de la matrice de corrélation, il nous est difficile de fournir tous les résultats dans ce document. Néanmoins, le Tableau 13 résume quelques exemples de fonctions de régressions intéressantes retenues dans cette étude.

Tableau 13 : Exemples de fonctions de régressions, de coefficients de corrélations et de déterminations ainsi que des erreurs standards d'estimées associées (pour les reconstructions NSCC *in vivo*)

Variable dépendante (α)	Variable explicative : prédicteur (β)	Fonction de régression	Coeff. de corrélations (R)	Coeff. de détermination (R^2)	Erreur Standard Estimée (ESE)	Moyenne de la variable dépendante
Longueur du tibia	Longueur totale du fémur	$\alpha = 67.9 + 0.7 * \beta$	0.8	0.64	8.62	366.4 mm
Distance : centre tête fémorale – centre section minimale du col fémoral	Distance : centre tête fémorale – point « I »	$\alpha = -1.5 + 0.5 * \beta$	0.89	0.8	1.03	25.3 mm
Distance entre les centres des plateaux tibiaux	Distance entre les centres des condyles fémoraux	$\alpha = 4.8 + 0.8 * \beta$	0.86	0.74	1.22	46.2 mm
Cordonnée 'Y' du point 'grand trochanter'	Longueur du fémur	$\alpha = 18.7 + 0.9 * \beta$	0.99	0.98	2.53	424.6 mm
Cordonnée 'Y' du point 'petit trochanter'	Longueur du fémur	$\alpha = -30.9 + 0.9 * \beta$	0.98	0.97	3.09	368.5 mm
Distance entre les centres des plateaux tibiaux	Distance entre les deux épicondyles fémoraux	$\alpha = 11.9 + 0.4 * \beta$	0.83	0.69	1.32	46.2 mm

Suite à ces régressions, nous avons évalué la matrice de corrélations de Pearson pour les modèles paramétrés simplifiés des fémurs entiers *in vitro* (reconstructions issues du CT-Scan).

Cette dernière a montré des résultats plus concluants. En effet, de nouvelles corrélations inter-paramètres sont apparues. Le Tableau 14 résume quelques exemples.

Tableau 14 : Exemples de fonctions de régressions, de coefficients de corrélations et de déterminations ainsi que des erreurs standards d'estimées associées (pour les reconstructions CT-Scan *in vitro*)

Variable dépendante (α)	Variable explicative : prédicteur (β ou β_1, β_2)	Fonction de régression	Coeff. de corrélations (R)	Coeff. de détermination (R^2)	Erreur Standard Estimée (ESE)	Moyenne de la variable dépendante
Distance : centre tête fémorale (CTF) – point « I »	Rayon de la tête fémorale (RTF)	$\alpha = 7.7 + 1.7 * \beta$	0.83	0.7	2.4	47.2 mm
Distance : CTF – section minimale du col	CTF – point « I »	$\alpha = -6.3 + 0.5 * \beta$	0.8	0.66	1.68	22.5 mm
Rayon du condyle externe	RTF et longueur fémorale	$\alpha = -1.1E-02 + 0.4 * \beta_1 + 2.2E-02 * \beta_2$	0.90	0.82	0.5	18.8 mm
Rayon du condyle interne	RTF et longueur fémorale	$\alpha = -0.5 + 0.3 * \beta_1 + 2.7E-02 * \beta_2$	0.88	0.79	2.9	18.3 mm
Distance entre les centres des condyles fémoraux	RTF et la longueur fémorale	$\alpha = -0.8 + 1.01 * \beta_1 + 6.25E-02 * \beta_2$	0.84	0.71	1.9	51 mm
Coordonnée 'X' du point 'petit trochanter'	Angle cervico-diaphysaire	$\alpha = 131.7 - 1.1 * \beta$	0.93	0.87	--	--
Coordonnée 'X' du point 'grand trochanter'	Angle cervico-diaphysaire	$\alpha = -63.2 + 0.6 * \beta$	0.68	0.68	--	--

En raison d'un accès aux données scanner (*in vitro*) très tardif, celles-ci n'ont pu être utilisées dans la méthode actuelle de reconstruction. Seule l'inférence de la distance entre le « centre de la tête fémorale » et « le centre de la section minimale du col » a été intégrée. Néanmoins, ces résultats sont intéressants, car ils nous permettent de supposer qu'une base de données de modèles 3D issus de coupes scanner permettra de déterminer un éventail plus large d'inférences statistiques.

Notons aussi que le maillage des modèles 3D *in vivo* s'est avéré être « grossier » (grands polygones), induisant une régionalisation peu précise et la définition des limites entre deux régions quelque peu problématique (Figure 51).

Finalement, les modèles reconstruits *in vivo* sont représentés par 3 objets, rendant la modélisation paramétrée moins précise (ex : la diaphyse fémorale proximale étant très courte, le calcul de l'axe diaphysaire est moins précis).

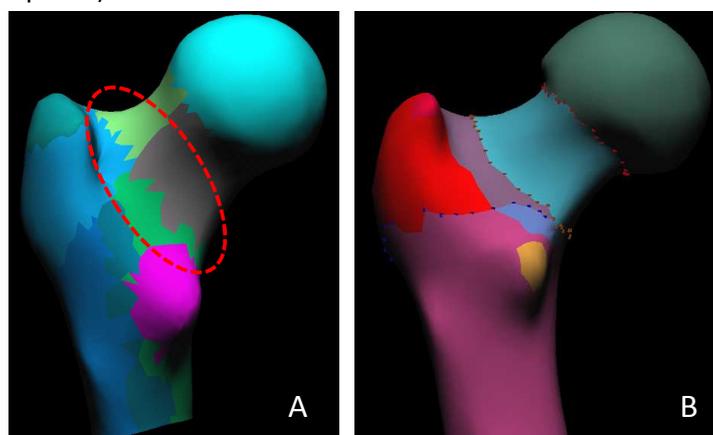


Figure 51 : Exemple de régionalisation de la partie proximale d'un fémur. A - Régionalisation d'un fémur proximal reconstruit grâce à la méthode NSCC. B - Régionalisation d'un fémur reconstruit à partir de coupes scanner

Connaissant les limites des modèles génériques (fémur et tibia) utilisés pour la méthode de reconstruction NSCC (modèles incomplets, maillage grossier, régionalisation peu précise), nous avons introduit de nouveaux modèles génériques : un fémur, un tibia et un péroné complets que nous appellerons « Modèle Générique Paramétré et Régionalisé » (MGPR).

1.5 Modèle Générique Paramétré et Régionalisé (MGPR)

Dans le cadre de cette thèse nous avons introduit de nouveaux modèles génériques : un fémur, un tibia et un péroné complets. Ces derniers ont été reconstruits à partir de coupes scanner millimétriques d'un sujet sain de sexe masculin à l'aide du logiciel SliceOmatic®.

Les informations relatives aux coupes scanners sont résumées dans le Tableau 15.

Tableau 15 : Informations relatives aux coupes scanner millimétriques

Régions anatomiques	Espace entre les coupes	Epaisseur des coupes
Diaphyse (fémur et tibia)	8 mm	1 mm
Extrémités (fémur et tibia)	1.5 mm	1 mm

Au final, nous disposons d'un modèle générique de fémur complet composé de 2372 sommets (4740 polygones) et d'un modèle de tibia complet composé de 2531 sommets (5058 polygones).

Les deux modèles génériques (fémur et tibia) ont été ensuite régionalisés grâce au logiciel de recherche ModelX et paramétrés en accord avec les méthodes décrites au paragraphe 1.3 (Figure 52).

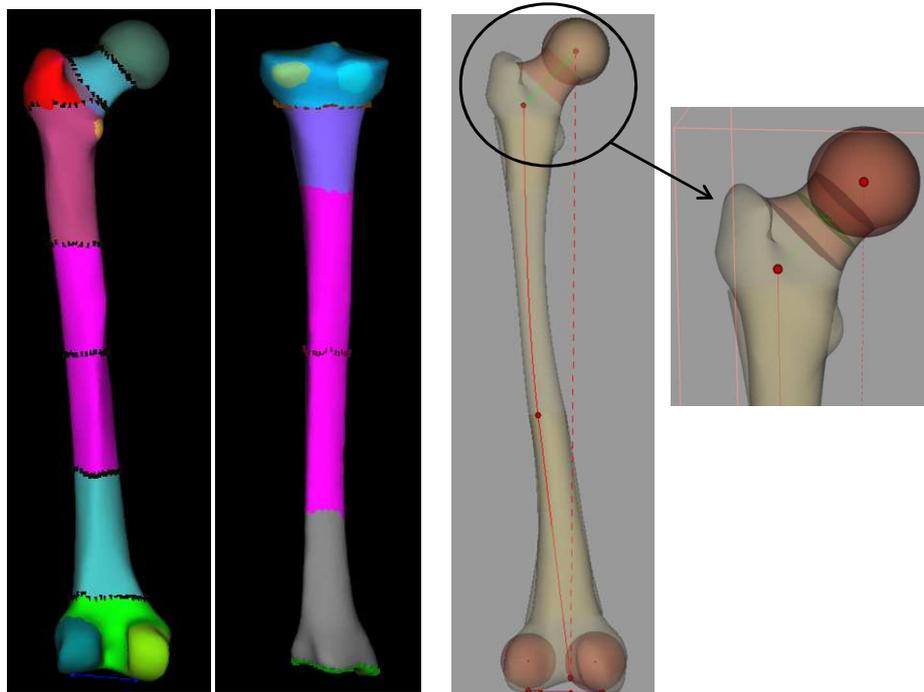


Figure 52 : Illustration de modèles génériques du fémur et du tibia régionalisés ainsi qu'un exemple d'un fémur paramétré

Pour finir, et pour le besoin de la méthode de reconstruction (qui sera décrite plus loin), nous avons utilisé les régions et les paramètres descripteurs de formes propres aux modèles génériques afin de calculer des points caractéristiques permettant une déformation globale, que nous appellerons « poignées de déformations ».

Les modèles génériques finaux comprennent donc les poignées de déformation suivantes :

- *Pour le fémur* (Figure 53) :
 - Un point 3D pour le centre de la tête fémorale et un pour le centre de la trochlée,
 - Un point 3D pour le grand trochanter et un pour le petit trochanter,
 - Deux points 3D pour les extrémités distales des condyles,
 - Deux points 3D pour les extrémités proximales des deux condyles,
 - Une spline cubique reliant trois points 3D de la diaphyse fémorale,
 - Un cercle localisé au niveau de la section minimale du col fémoral.

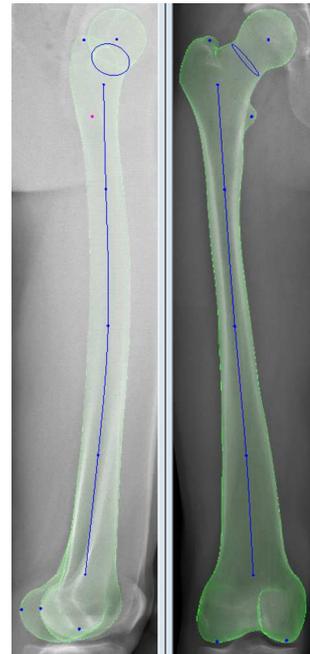


Figure 53 : Illustration des poignées de déformation du fémur

- *Pour le tibia* (Figure 54) :
 - Deux points 3D pour les centres des plateaux tibiaux visibles seulement en vue de face,
 - Deux points 3D pour les bords postérieurs extrêmes des plateaux tibiaux visibles seulement en vue de profil,
 - Un point 3D pour le centre des épines tibiales,
 - Un point 3D pour la malléole interne,
 - Une spline cubique reliant trois points 3D de la diaphyse tibiale.

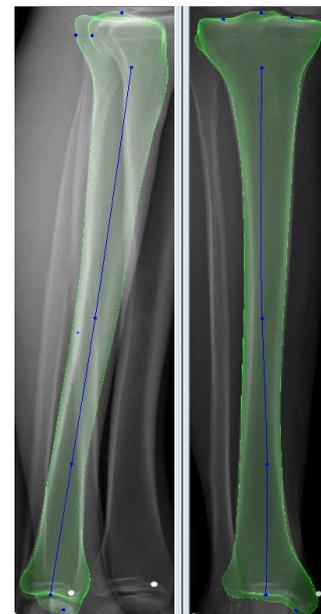


Figure 54 : Illustration des poignées de déformation du tibia

1.6 Reconstruction tridimensionnelle du membre inférieur

Une fois l'étude statistique complétée et les prédicteurs définis, des systèmes d'inférences ont pu être mis en place. Disposant d'un modèle générique paramétré et régionalisé, les différentes étapes de reconstructions peuvent commencer.

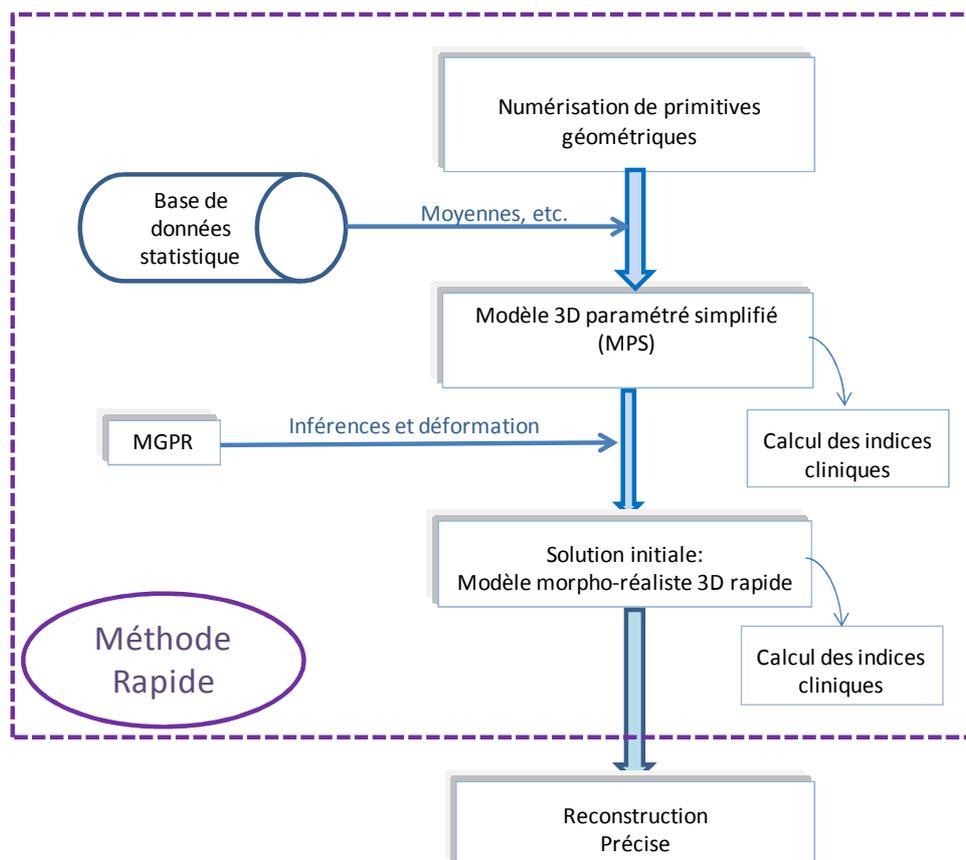
La méthode de reconstruction globale consiste à numériser une série de primitives géométriques sur les deux radiographies afin d'obtenir un modèle paramétré simplifié (MPS), estimer un jeu de paramètres descripteurs plus complet (grâce aux inférences statistiques), déformer (grâce aux inférences statistiques et aux algorithmes de déformation) le MGPR en accord avec le MPS pour obtenir un modèle morpho-réaliste 3D initial rapide, rétro-projeter ce dernier sur les deux radiographies et corriger manuellement cette solution à l'aide de poignées de déformation pour obtenir un modèle 3D intermédiaire. Une déformation fine peut être ensuite appliquée à ce dernier pour obtenir au final un modèle 3D ajusté.

Une première étape de reconstruction 3D dite « rapide » a été développée. Cette première étape comprend deux avantages : premièrement, elle permet de calculer de manière très rapide une série d'indices cliniques 2D/3D utilisés en pratique routinière. Deuxièmement, elle sert de base à la deuxième méthode de reconstruction dite « précise ».

1.6.1 Description détaillée de la méthode de reconstruction « rapide »

La méthode de reconstruction « rapide » permet de calculer, dans un premier temps, un modèle 3D paramétré simplifié (MPS) qui servira, dans un deuxième temps, au calcul d'un modèle initial morpho-réaliste 3D rapide.

Les étapes de la reconstruction « rapide » sont résumées dans le schéma suivant :



1.6.1.1 Calcul du modèle paramétré simplifié (MPS)

Cette étape consiste à numériser sur les deux radiographies les projections des principaux axes du membre inférieur (axes mécaniques et anatomiques) ainsi qu'une série de primitives géométriques nécessaires au calcul du repère fémoral, de l'axe du col fémoral et de l'angle cervico-diaphysaire.

En premier lieu, le rayon moyen de la tête fémorale est calculé à partir des données de la base de données : $RTF_{moy} = 24 \text{ mm}$. Une sphère avec un rayon RTF_{moy} est rétro-projetée sur les deux radiographies. L'opérateur ajuste ces deux projections (en face et en profil) aux contours de la tête fémorale de façon à obtenir une sphère de rayon RTF personnalisée (Figure 55).

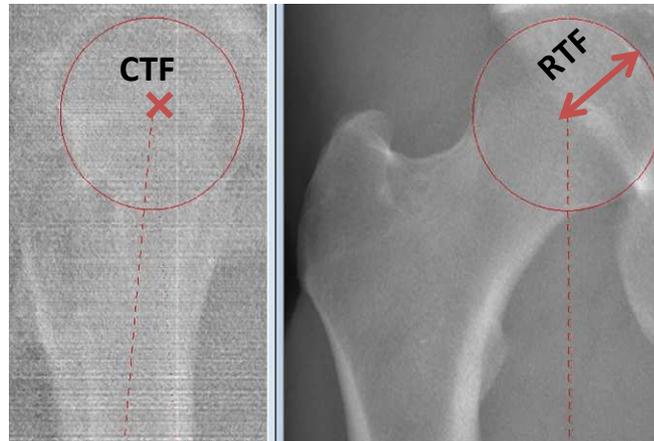


Figure 55 : Illustration de la projection d'une sphère modélisant la tête fémorale sur les deux radiographies

En deuxième lieu, l'opérateur numérise sur les deux vues les projections de l'axe fémoral mécanique 3D qui relie deux points 3D : centre de la tête fémorale (CTF) et centre de la trochlée fémorale (CT). Il numérise aussi les projections sur les deux vues de l'axe fémoral anatomique distal 3D qui relie le centre de la trochlée fémorale (CT) à un point sur la diaphyse (CD), qui se trouve à 1/3 environ de la longueur totale de la diaphyse.

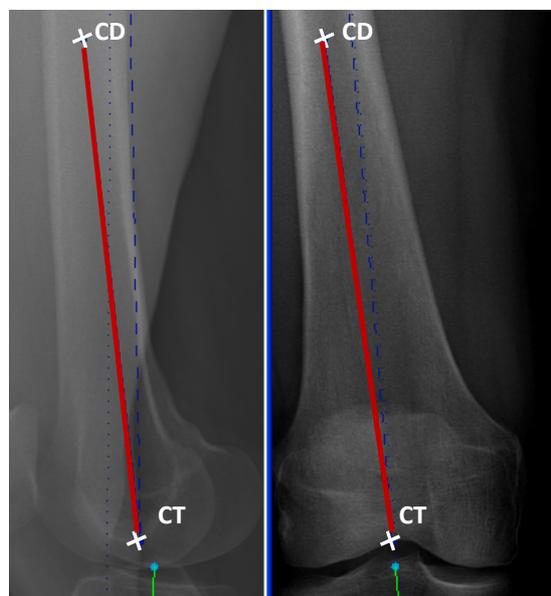


Figure 56 : Illustration du point CT (centre de la trochlée) et du point CD (point de la diaphyse) numérisés sur les deux radiographies

Finalement, l'opérateur numérise les projections de l'axe tibial anatomique/mécanique 3D qui relie le centre des épines tibiales (CE) au centre distal du pilon tibial (CP), ainsi que deux points sur les bords postérieurs des plateaux tibiaux (TI et TE).

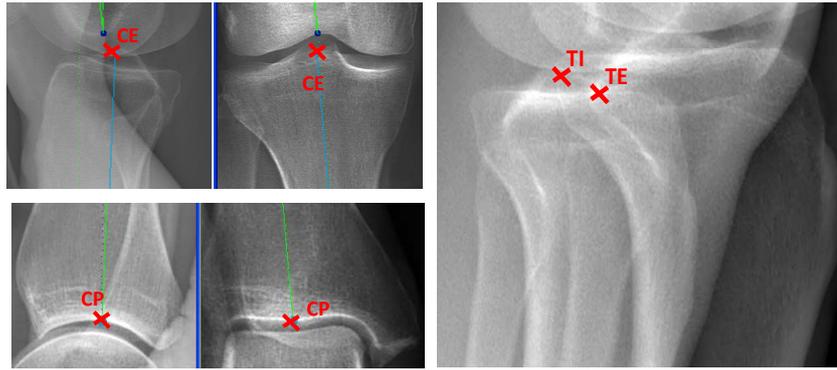


Figure 57 : Illustration du point CE (centre des épines), du point CP (centre du pilon tibial), et des points TE et TI (bords postérieurs interne et externe des plateaux tibiaux) numérisés sur les deux radiographies

Après cette première numérisation rapide, deux sphères sont estimées : l'une pour le condyle fémoral interne et l'autre pour l'externe. Les rayons de ces deux sphères sont calculés d'après les valeurs moyennes de la base de données et en fonction du rayon de la tête fémorale maintenant connue.

Une première estimation de la position des sphères sur les deux radiographies est proposée à l'utilisateur d'après les éléments de la base de données de descripteurs de formes (distance entre les centres des deux sphères, distance de leur centre par rapport à la trochlée, etc.).

L'opérateur est invité ensuite à ajuster plus finement cette première solution.

Le calcul des deux sphères condyliennes et de l'axe mécanique fémoral nous permet à cette étape de définir le repère fémoral (Figure 58) tel que décrit à la page 22 (section 1.3.1), qui coïncide avec le repère du genou. C'est ce même repère qui sera utilisé pour le calcul des paramètres cliniques dans le repère genou.

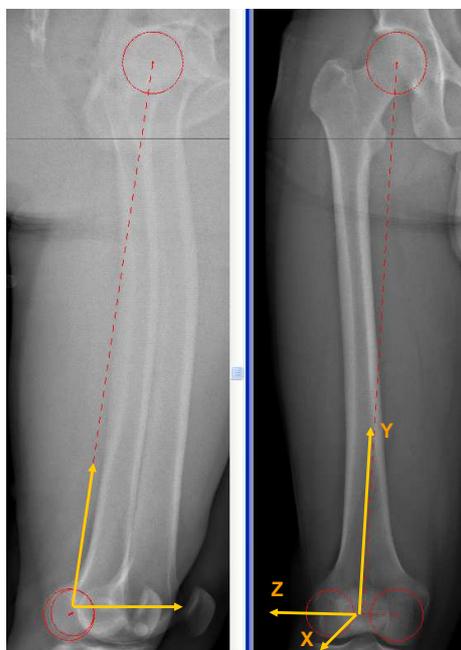


Figure 58 : Illustration du calcul du repère fémoral (repère genou/patient)

Ensuite, l'opérateur est invité à numériser deux points supplémentaires sur le col fémoral au niveau de la section minimale de ce dernier (C1 et C2) et seulement en vue de face. Cette numérisation a pour but de définir en vue de face le centre entre ces deux points (CC).

En liant le centre de la tête fémorale 3D « CTF » au point I_{3D} , on obtient l'axe du col fémoral 3D. Tous ces calculs nous ont donc permis de déduire, à partir de seulement quelques points, l'axe fémoral proximal 3D, l'axe du col fémoral 3D et l'angle cervico-diaphysaire compris entre ces deux axes.

Cette première reconstruction 3D du membre inférieur nous permet donc d'obtenir une structure simplifiée (MPS) composée 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 (Figure 61). Ce modèle sera utilisé pour le calcul des indices cliniques « standards ».

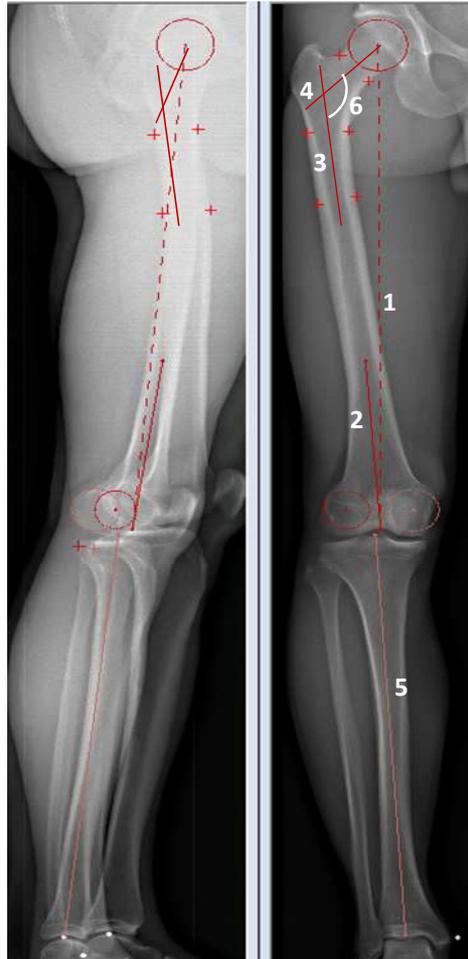


Figure 61 : Illustration du modèle 3D paramétré simplifié (MPS). (1) – Axe fémoral mécanique. (2) - Axe anatomique fémoral distal. (3) – Axe anatomique fémoral proximal. (4) – Axe du col fémoral. (5) - Axe mécanique/anatomique tibial. (6)- Angle cervico-diaphysaire « ACD »

1.6.1.2 Calcul du premier estimé du modèle 3D : Modèle initial rapide

Finalement, la reconstruction « rapide » se termine par l'utilisation de la géométrie et la position du MPS calculé précédemment, afin de déformer et de positionner le modèle générique paramétré et régionalisé (MGPR). En effet, connaissant maintenant, grâce au MPS, les rayons et positions exactes de la tête fémorale et des condyles fémoraux, les longueurs et les positions des diaphyses fémorale et tibiale, la position des plateaux tibiaux proximaux ainsi que l'angle cervico-diaphysaire, le MGPR peut être déformé en accord avec ces connaissances *a priori*. Nous savons que le MGPR est composé de poignées de déformations, celles-ci sont associées aux points 3D numérisés par l'opérateur.

L'association automatique de ces poignées de déformations aux points 3D numérisés implique non seulement le recalage du MGPR, mais aussi sa déformation pour obtenir au final une solution très proche du modèle recherché. La technique de déformation utilisée est dite « As-Aigid-As-Possible deformation » basée sur l'approche MLS (pour Moving-Least-Squares) (Cresson et al. 2008). Cette approche sera détaillée dans la section suivante.

Après que le MGPR ait été déformé en accord avec les primitives géométriques du MPS, il est rétro-projeté sur les deux radiographies. Cette étape consiste à visualiser sur les deux radiographies (face et profil) les contours de l'objet 3D. Pour cela, les contours sont extraits des modèles surfaciques puis projetés sur les deux radiographies. Le modèle 3D étant composé d'arêtes, l'algorithme proposé par (Laporte 2002) consiste à extraire les contours (silhouette de l'objet 3D) tangents aux rayons partant de la source vers les deux radiographies ce qui permet de visualiser le modèle initial 3D rapide (Figure 62).

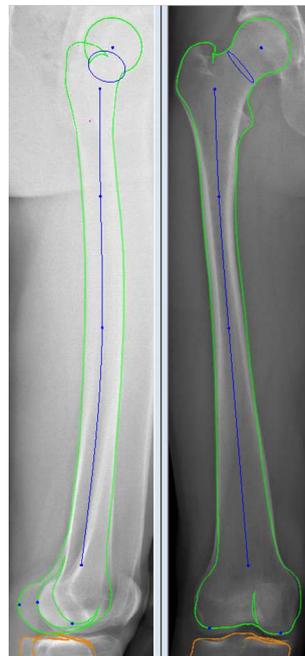


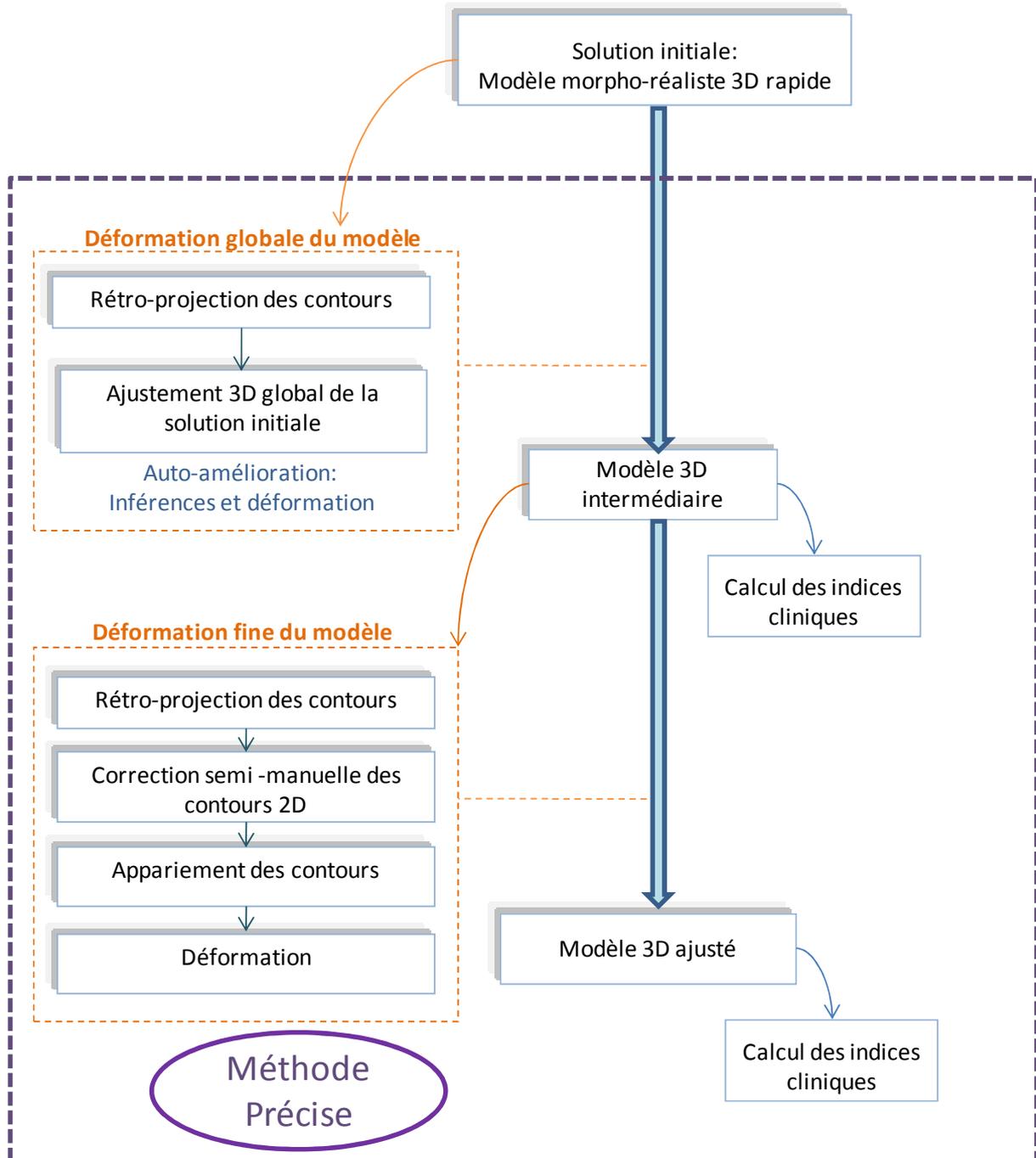
Figure 62 : Illustration de la solution initiale d'un modèle 3D de fémur rétro-projeté sur deux radiographies : modèle morpho-réaliste 3D rapide

Ce modèle 3D initial rapide peut par la suite être amélioré par des ajustements successifs grâce à des déformations globale et locale, qui permettront d'aboutir à un modèle 3D plus précis (modèle 3D ajusté). Ces ajustements sont à la base de la reconstruction dite « précise ».

1.6.2 Description détaillée de la méthode de reconstruction « précise »

Ayant obtenu, grâce à la méthode de reconstruction « rapide », un modèle 3D initial, ce dernier peut être - à cette étape de la reconstruction - ajusté plus finement grâce à deux modes de déformations : global et local. Ces ajustements ont pour but de générer un modèle 3D plus précis grâce auquel des indices cliniques 2D/3D plus reproductibles peuvent être calculés.

Les étapes de la reconstruction « précise » sont résumées dans le schéma suivant :



1.6.2.1 Ajustement global du modèle 3D initial rapide : Modèle 3D intermédiaire

Une fois le modèle initial 3D rapide rétro-projeté sur les deux radiographies, un ajustement semi-automatique est effectué. L'ajustement est manuel, car l'opérateur est amené à bouger les poignées de déformations incorporées dans le modèle 3D afin de faire correspondre, le mieux possible, les contours rétro-projetés aux contours radiologiques. Il est automatique, car à chaque mouvement de n'importe quelle poignée de déformation, le modèle s'auto-améliore grâce aux inférences statistiques et à la technique de déformation dite « As-Rigid-As-Possible déformation » basée sur l'approche MLS décrite plus bas. Il est à noter qu'à chaque mouvement d'une poignée quelconque, l'ensemble du maillage est recalculé en temps réel (Figure 63).

Quelques poignées (comme celles assimilées au centre de la tête fémorale et aux centres des condyles fémoraux) étant associées à un point 3D et à un rayon, l'opérateur peut donc les déplacer et changer leurs rayons. Le changement du rayon de la tête fémorale, par exemple, engendre une déformation non seulement sur le maillage de la tête fémorale, mais aussi sur l'ensemble du modèle 3D. D'autre part, si une déformation est appliquée sur des poignées associées à des prédicteurs (rayon de la tête fémorale par exemple), des fonctions de régressions vont permettre d'inférer l'ensemble des paramètres associés à ces derniers (les rayons des condyles fémoraux par exemple). Les centres des condyles fémoraux étant des poignées de déformation, le changement d'échelle des rayons de ces derniers, par inférence statistique, impliquera le repositionnement des poignées et la déformation de la géométrie du maillage par déformation MLS en accord avec les données de sortie de la fonction de régression. Au final, un modèle 3D intermédiaire est disponible (Figure 63C).

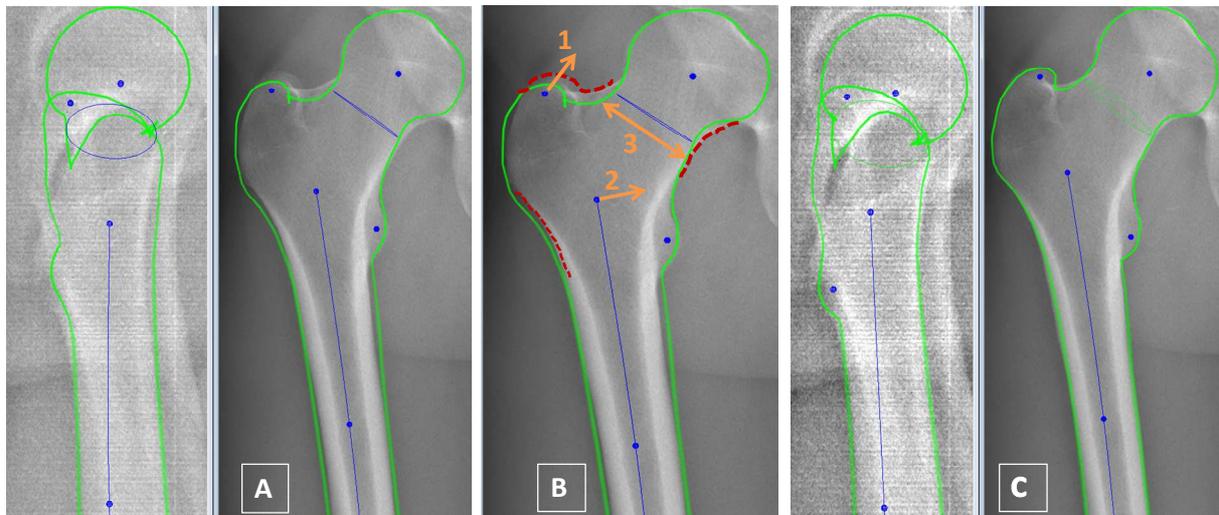


Figure 63 : Illustration de la méthode de déformation globale. (A) – Solution initiale rapide du modèle rétro-projeté. (B) – Correction des poignées MLS : une poignée au niveau du grand trochanter (1), au niveau de la diaphyse supérieure (2) et au niveau de la section minimale du col fémoral (3). En pointillés rouges : la solution recherchée. (C) – Modèle déformé : modèle intermédiaire

1.6.2.1.1 Approche MLS : Déformation par moindre carrés mobiles

Dans les techniques de reconstructions 3D, basées sur la déformation d'un objet 3D initial, le plus grand défi est de trouver la transformation optimale permettant de recalculer ce modèle générique tout en gardant la cohérence de sa géométrie initiale. Dans ce cas, on fera appel à différents modes de déformations utilisant des transformations, telles que la *transformation rigide*, où l'objet 3D subit

une translation et une rotation sans mise à l'échelle. Le problème de cette approche est que l'objet ne peut pas changer de forme et donc, ne peut qu'être recalé dans l'espace (recalage rigide). Un autre type de transformation connue est la *transformation affine non uniforme*, où l'objet 3D subit une rotation, une translation et une mise à l'échelle non uniforme. Cela signifie que la mise à l'échelle n'est pas la même selon les trois directions (x, y et z) de l'espace ce qui peut engendrer des problèmes de cisaillement de l'objet. Finalement, si l'objet 3D subit une rotation, une translation et une mise à l'échelle uniforme (la mise à l'échelle est la même selon les trois direction (x,y et z) de l'espace), on parlera de *transformation uniforme (Similarity)*.

Un mode de déformation original et connu sous le nom de « As-Rigid-As-Possible deformation », a été introduit par Alexa (Alexa et al. 2000). Le point fort de ce mode de déformation est sa capacité à minimiser les mises à l'échelle et les cisaillements locaux et donc à conserver le plus possible la forme initiale de l'objet.

Igarashi (Igarashi et al. 2005) utilise ce type de déformation afin de transformer des formes spécifiques dans l'image. L'image est alors « triangularisée » (composée d'arêtes et de sommets) et un système d'équations linéaires de dimension égale au nombre de sommets doit être résolu, introduisant ainsi un désavantage majeur en terme de temps de calcul. L'auteur rapporte qu'avec plus de 300 sommets par image, les calculs ralentissaient considérablement. Afin de réduire le temps de calcul, Schaefer (Schaefer et al. 2006) a proposé une méthode de déformation de l'image basée sur le MLS où le système d'équations est grandement réduit. En effet, le MLS est une formalisation du principe de déformation permettant de résoudre un système d'équations plus réduit appliqué à chaque point de l'image et non globalement à l'ensemble du maillage comme ce fut le cas pour Igarashi. En résolvant un système d'équations plus réduit, Schaefer a été capable de déformer des images composées de 10000 sommets en temps réel.

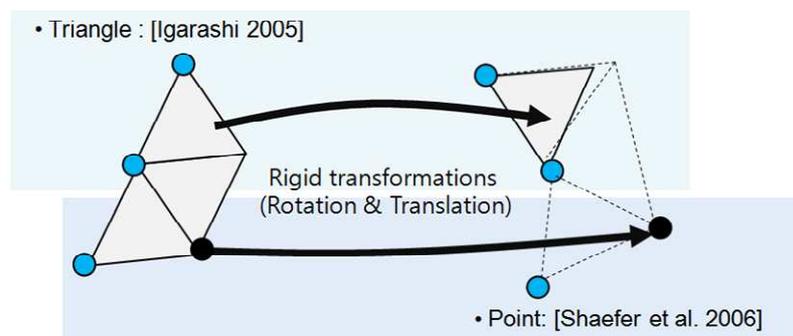


Figure 64 : Illustration de la méthode de déformation "As-Rigid-As-Possible" permettant de préserver la rigidité globale aussi loin que possible grâce à des transformations rigides locales (Jeong 2007)

Cette même technique a été récemment appliquée pour la déformation de maillage de modèles 3D par Cuno (Cuno et al. 2007).

Notre équipe (Cresson et al. 2009, Cresson et al. 2008) a adapté cette méthode de déformation afin de recalibrer les contours d'un modèle 3D avec les contours radiologiques de structures osseuses sur des radiographies biplanes. C'est cette méthode qui a été exploitée dans le cadre de cette thèse, elle permet de déformer le modèle initial en appliquant une transformation uniforme (réduisant ainsi les effets de cisaillement et les mises à l'échelle non uniformes) à chaque point de la surface du modèle à déformer grâce à une optimisation par moindres carrés mobiles.

Le point fort de cette méthode est la rapidité des déformations (sur environ 2500 points d'un maillage). De plus, elle demande une intervention simple et minimale de l'opérateur qui peut

contrôler, en temps réel, les déformations de l'objet en manipulant un nombre limité de poignées de déformations prédéfinies.

Principes mathématiques de la déformation par MLS :

Soient des points de contrôles $P = \{p_i \in R^3, i = 1, \dots, N\}$ associés aux poignées de déformation prédéfinies dans le modèle 3D initial. Soit $Q = \{q_i \in R^3, i = 1, \dots, N\}$ les points transformés correspondants.

Connaissant la correspondance entre les points $\{p_i\}$ et $\{q_i\}$, le principe général de la méthode est de définir la transformation de chaque sommet x du maillage. Pour cela, et en nous basant sur le principe des moindres carrés mobiles, il faut résoudre la transformation qui minimise la somme des résidus pondérés :

$$\operatorname{argmin}_{T_x} \sum_i w_i e_i^2 \quad (\text{Equation 1})$$

Où e_i sont les erreurs de positionnement, définies comme suit :

$$e_i^2 = \|q_i - T_x(p_i)\|^2 \quad (\text{Equation 2})$$

Et w_i sont les poids :

$$w_i = \frac{1}{d(p_i, x)^{2\alpha}} \quad (\text{Equation 3})$$

La fonction $d(p_i, x)$ mesure la distance euclidienne entre un point du maillage x et le point de contrôle p_i . Plus la distance est grande, plus la valeur du poids est moindre et donc, moins il existe d'influence de la poignée p_i sur le sommet x .

Le paramètre α contrôle le degré d'influence qu'a une poignée sur la déformation du sommet x .

Afin d'obtenir une déformation « as-rigid-as-possible », T_x est considérée comme étant une transformation uniforme : $p_i \rightarrow T_x(p_i) = cRp_i - t$. Cette dernière applique une rotation (R), une mise à l'échelle uniforme (c) et une translation (t) du vecteur p_i .

La fonction originale (Equation 1) peut être maintenant découpée en deux systèmes. Premièrement, il convient d'estimer la rotation \hat{R} et la mise à l'échelle uniforme \hat{c} en minimisant :

$$\operatorname{argmin}_{cR} \sum_i w_i \|\tilde{q}_i - \hat{c}\hat{R}(\tilde{p}_i)\|^2 \quad (\text{Equation 4})$$

Deuxièmement, il faut définir la translation optimale :

$$\hat{t} = \bar{q} - \hat{c}\hat{R}\bar{p} \quad (\text{Equation 5})$$

Ceci est possible si on superpose les barycentres pondérés \bar{p} et \bar{q} tels que :

$$\bar{p} = \frac{\sum_i w_i p_i}{\sum_i w_i} \quad (\text{Equation 6})$$

$$\bar{q} = \frac{\sum_i w_i q_i}{\sum_i w_i} \quad (\text{Equation 7})$$

$$\tilde{p}_i = p_i - \bar{p} \text{ et } \tilde{q}_i = q_i - \bar{q}$$

L'équation 4 est résolue grâce à un procédé de l'algèbre linéaire basé sur la décomposition en valeurs singulières en utilisant la méthode SVD (pour *Singular Value Decomposition*) décrite dans (Arun et al. 1987). Les transformations ainsi calculées peuvent être finalement appliquées à chaque point du maillage et le modèle peut être déformé.

1.6.2.2 Ajustement local du modèle 3D intermédiaire : Modèle 3D ajusté

1.6.2.2.1 Correction des contours

Le modèle générique déformé par MLS et inférences statistiques est donc recalé de manière réaliste sur les contours radiologiques. Le modèle 3D intermédiaire obtenu est suffisant pour calculer les indices cliniques 3D et 2D. Néanmoins, cette solution ne représente pas encore un modèle morpho-réaliste idéal. Des ajustements sont encore nécessaires, surtout au niveau des épicondyles, des condyles distaux et des grand et petit trochanters. Pour ce faire, le modèle 3D intermédiaire est encore une fois rétro-projeté sur les deux radiographies. Notons que ce modèle est régionalisé et que les contours rétro-projetés appartiennent à des régions connues.

La suite de l'étape de reconstruction est équivalente à celle proposée par (Laporte 2002) à la différence que :

- Les contours, pour l'ensemble du membre inférieur, ne sont plus numérisés manuellement,
- Le modèle générique déformable n'est pas un modèle « aveugle » de dimension quelconque et situé n'importe où dans l'espace. En effet, il représente un modèle personnalisé, proche de la solution recherchée (en terme de forme et de position) et recalé dans un voisinage très proche des contours radiologiques.

L'opérateur peut à cette étape ajuster les contours - aux endroits où ces derniers sont encore mal positionnés - aux contours radiologiques (Figure 65A). Pour cela, une méthode dite « MLS 2D » a été mise en place. La différence par rapport au MLS 3D réside dans le fait que les poignées sont des points 2D appartenant aux contours de régions spécifiques, ils ne sont pas prédéfinis et l'opérateur peut les rajouter au fur et à mesure du processus de correction. Quand l'opérateur déplace l'une de ces poignées, les autres points appartenant au même contour et à la même région se déforment par déformation MLS 2D et s'ajustent automatiquement aux contours radiologiques. L'opérateur doit donc corriger ces contours sur chaque vue séparément et pour chaque région (si besoin est). Globalement, pour les diaphyses (fémorale et tibiale), la tête fémorale, les condyles fémoraux, cette méthode fonctionne très bien. Pour des régions avec de fortes courbures abruptes (passage entre la base du col et le grand trochanter par exemple : en jaune dans la Figure 65A) l'opérateur doit procéder, dans de rares cas, à des ajustements points par points manuels.

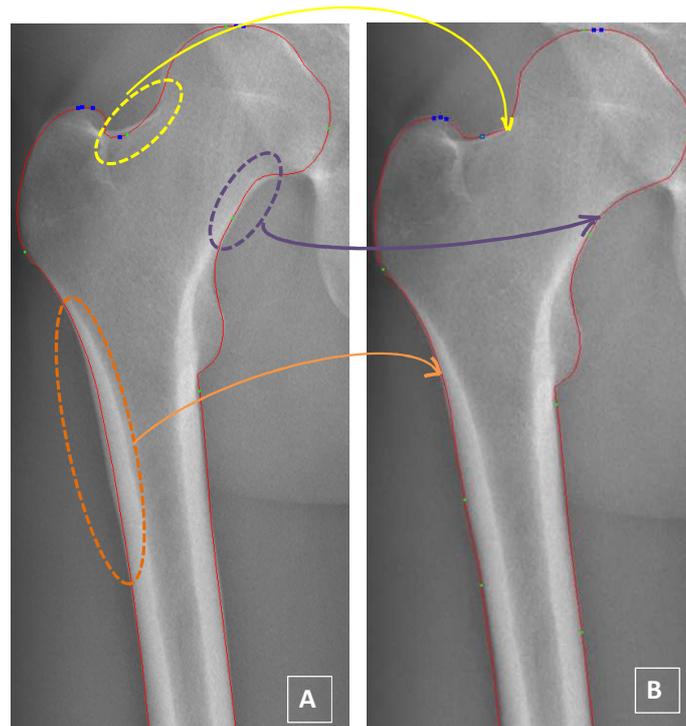


Figure 65 : Illustration de la méthode de correction des contours. (A) - Modèle intermédiaire. (B) - Image avec contours corrigés : Modèle ajusté

1.6.2.2.2 Mise en correspondance des contours

Une fois l'étape de correction finalisée, une correspondance entre les contours rétro-projetés du modèle déformé et les contours corrigés dans les images est mise en place à l'aide de l'algorithme «Context Shape Matching» (Belongie 2002). Cette technique permet d'associer chaque point du contour extrait du modèle à un point parmi les contours corrigés dans l'image. L'algorithme est détaillé dans l'Annexe 2.

1.6.2.2.3 Déformation finale : Modèle 3D ajusté

Une fois l'appariement entre les points des deux contours (région par région) réalisé, on applique une déformation non linéaire par krigeage optimisé (Trochu 1993) de l'objet 3D et on obtient un modèle tridimensionnel personnalisé et morphe-réaliste dit « ajusté » (Figure 66).

Cette dernière solution est la plus proche, en terme de précision de forme, de la solution recherchée. Ce modèle peut être utilisé afin de calculer tous les indices cliniques 2D/3D du membre inférieur.

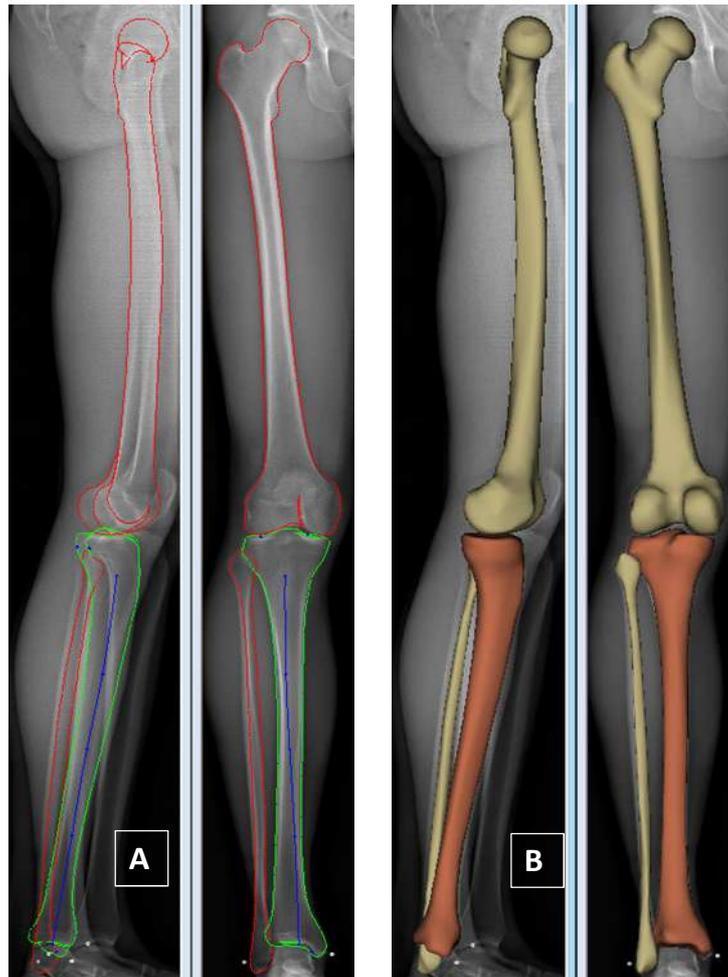


Figure 66 : Illustration de la reconstruction 3D personnalisée et morpho-réaliste finale (ajustée).
(A) - Affichage en mode contours. (B) - Affichage en mode surfacique

2 Calcul des indices cliniques

2.1 Calcul des indices cliniques à partir du modèle paramétré simplifié

La méthode de reconstruction 3D décrite au chapitre 1.6.1, permet de calculer une série d'indices cliniques 3D et 2D. Le modèle reconstruit est un modèle paramétré simplifié 3D composé de primitives géométriques personnalisées 3D (sphères, points et axes). Ces derniers peuvent être rétro-projetés dans les plans radiographiques, face et profil, ainsi que dans le repère genou (voir chapitre 1.3.1) ce qui permet d'obtenir des indices cliniques 2D.

Les indices cliniques calculés sont les mêmes que ceux décrits aux chapitres 1.3 et 1.4 et représentés dans la Figure 21.

Une fois les principaux axes définis (Figure 61), les indices cliniques suivants sont calculés :

- **L'angle HKS** : angle entre l'axe anatomique distal et mécanique du fémur,
- **L'angle HKA (AFTm)** : angle entre l'axe mécanique du fémur et l'axe mécanique du tibia,
- **L'angle cervico-diaphysaire (ACD)** : angle compris entre l'axe du col fémoral et l'axe anatomique proximal du fémur,
- **La longueur du fémur (Lf)** : longueur de son axe mécanique,
- **La longueur du tibia (Lt)** : longueur de son axe mécanique/anatomique,
- **La longueur totale du membre inférieur (Lmi)** : longueur de l'axe liant le centre de la tête fémorale au centre du pilon tibial,
- **Le diamètre de la tête fémorale (DTF)** : diamètre de la sphère numérisée par l'opérateur,
- **La longueur du col fémoral (Lcol)** : longueur de l'axe liant le centre de la tête fémorale au point « I » (point d'intersection du col fémoral avec l'axe fémoral anatomique proximal).

Le Tableau 16 illustre les différents indices cliniques calculés : soit en 3D, soit en projection face et profil dans les différents repères. Deux repères de projections ont été choisis : le repère du fémur et le repère machine. Ce dernier correspond au repère utilisé en routine clinique.

Tableau 16 : Tableau récapitulatif des différents indices cliniques calculés à partir du modèle 3D « rapide ».
IC- Indice clinique

Indices cliniques	IC 2D (radio face)	IC 2D (radio profil)	IC 3D	IC 2D (repère fémur face)	IC 2D (repère fémur profil)
<i>Angle HKS (°)</i>	X		X	X	
<i>Angle HKA (°)</i>	X	X	X	X	X
<i>ACD (°)</i>	X		X		
<i>Longueur axe fémoral (mm)</i>	X	X	X		
<i>Longueur axe tibial (mm)</i>	X	X	X		
<i>Longueur totale (mm)</i>	X	X	X		
<i>Diamètre tête fémorale (mm)</i>			X		
<i>Longueur du col fémoral</i>	X		X		

2.2 Calcul des indices cliniques à partir du modèle ajusté

Une fois la méthode de reconstruction dite « précise » décrite au chapitre 1.6.2 achevée, nous obtenons un modèle 3D du membre inférieur morpho-réaliste, précis, régionalisé et paramétré. Les régions, les paramètres descripteurs et les repères anatomiques de ces modèles sont connus (chapitre 1.3) et vont nous servir pour calculer les indices cliniques 3D et 2D du membre inférieur.

Nous allons commencer par détailler le calcul des principaux axes du membre inférieur et définir les plans de projections nécessaires au calcul des paramètres cliniques tels que les torsions et la rotation fémoro-tibiale. Nous finirons par décrire les différents indices cliniques.

2.2.1 Les principaux axes

Dans la littérature, plusieurs façons de calculer les principaux axes, en 2D ou en 3D, ont été rapportées (Section 1.2 : page 38 ; section 2.2 : page 51 ; section 3.3 : page 68). Néanmoins, nous n'avons pas pu tous les envisager et explorer dans le cadre de cette thèse en raison de leur diversité et nombre. Par conséquent, et suite aux discussions avec des cliniciens orthopédistes nous avons choisi d'étudier les plus pertinents.

Axe fémoral mécanique (Figure 67–1) : Compris entre le centre de la sphère (CFT) modélisant la tête fémorale et le barycentre de la région représentant la trochlée fémorale (CT).

Axes fémoraux anatomiques :

Trois axes ont été choisis d'après les définitions de (Gray et al. 2002) et (Nagamine et al. 2007) et décrits dans le Tableau 2.

- **Axe fémoral anatomique total** (Figure 67–2) : axe liant la trochlée fémorale (CT) au barycentre de la région représentant le grand trochanter (PG),
- **Axe fémoral anatomique distal** (Figure 67–3) : axe liant la trochlée fémorale (CT) au barycentre de la section se trouvant à 1/3 de la diaphyse fémorale (CD),
- **Axe fémoral anatomique proximal** (Figure 67–4) : axe liant les barycentres des deux ellipses modélisant la partie proximale du fémur (juste en bas du petit trochanter).

Axe tibial mécanique/anatomique (Figure 67–5) : axe liant le barycentre de la région représentant le centre du pilon tibial (CP) et le barycentre de la région représentant le centre des épines tibiales (CE).

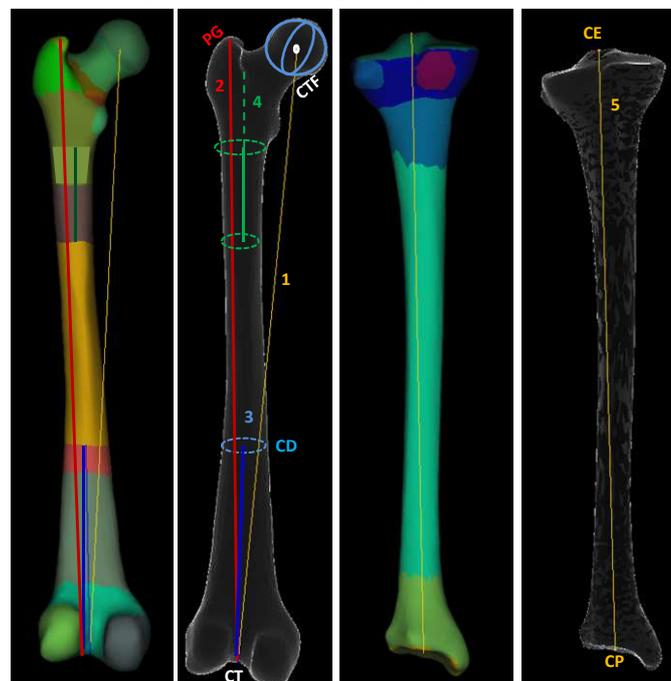


Figure 67 : Illustration des différents axes de références calculés à partir de l'enveloppe 3D du fémur et du tibia et les régions associées. (1) - Axe fémoral mécanique. (2) - Axe fémoral anatomique total. (3) - Axe fémoral anatomique distal. (4) – Axe fémoral anatomique proximal. (5) – Axe tibial mécanique/anatomique

Axes du col fémoral :

Quatre axes ont été définis :

1. Axe du col fémoral « section minimale » (Figure 68 I-a) : droite passant par le col du fémur, reliant le centre de la tête fémorale (CTF) au centroïde de la section minimale du col (*Cmini*).
2. Axe du col fémoral « section base » (Figure 68 I-b) : axe liant le centre de la tête fémorale « CTF » au centroïde de la section inférieure du col (la base du col fémoral) (*Cic*).
3. Axe du col fémoral « sections liées » (Figure 68 I-c) : le volume représentant le col fémoral a été « découpé » en sections équidistantes de 0.5 mm l'une de l'autre de long de l'axe « section minimale ». Les points de chaque section ont été équirépartis et leur barycentre a été calculé. Pour finir, une droite de moindres carrées joignant les barycentres de toutes ces sections a été calculée. Cette droite est une droite « liée », contrainte de passer par le centre de la tête fémorale (CFT).
4. Axe col fémoral « sections libres » : cet axe est calculé de la même façon que l'axe du col fémoral « sections liées », à la différence qu'il n'est pas contraint de passer par le centre de la tête fémorale.

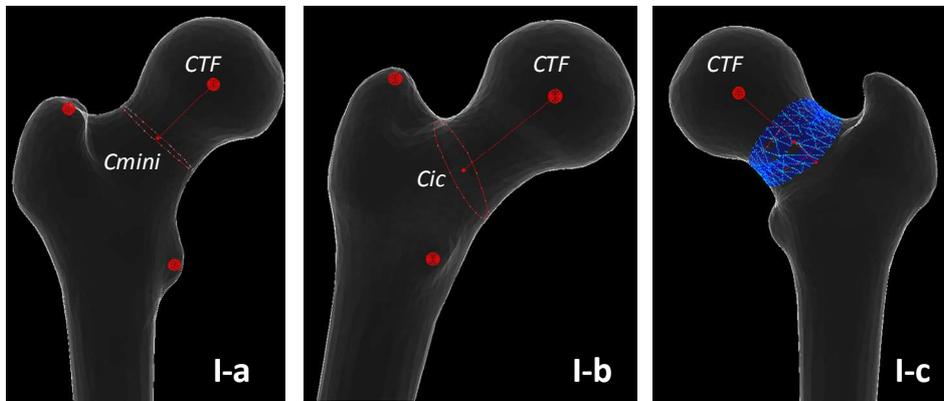


Figure 68 : Illustration des axes du col fémoral calculés à partir de l'enveloppe 3D du fémur. (I-a) – Axe du col « section minimale ». (I-b) – Axe du col « section base ». (I-c) – Axe du col « sections liées »

Axes bicondyliens fémoraux :

Deux axes ont été définis :

1. Axe bicondylien postérieur (Figure 69 II-a) : axe liant le sommet postérieur du condyle interne au sommet postérieur du condyle externe.
2. Axe bicondylien distal (Figure 69 II-b) : axe liant le sommet distal du condyle interne au sommet distal du condyle externe.

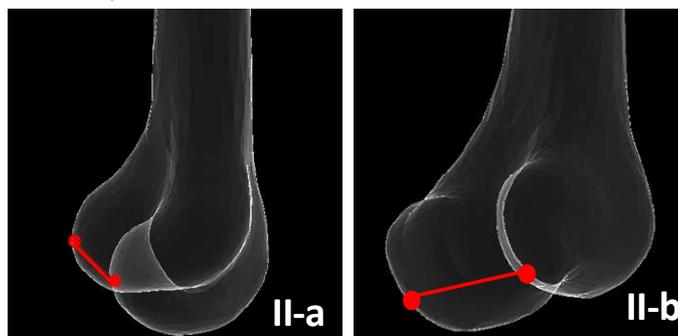


Figure 69 : Illustration des axes bicondyliens calculés à partir de l'enveloppe 3D du fémur. (II-a) – Axe bicondylien postérieur. (II-b) – Axe bicondylien distal

Axes des plateaux tibiaux :

Deux axes ont été sélectionnés :

1. Axe des plateaux tibiaux biglénoidien (Figure 70 III-a) : axe joignant les deux compartiments tibiaux (les barycentres des régions représentant les glènes tibiales interne et externe).
2. Axe des plateaux tibiaux postérieur (Figure 70 III-b) : axe liant les bords postérieurs des plateaux tibiaux.

Axes bi-malléolaires :

Deux axes ont été choisis :

1. Axe bi-malléolaire externe (Figure 70 IV-a) : axe passant par les extrémités les plus saillantes des malléoles interne (sur le tibia) et externe (sur le péroné).
2. Axe bi-malléolaire distal (Figure 70 IV-b) : axe passant par les extrémités les plus distales des malléoles interne (sur le tibia) et externe (sur le péroné).

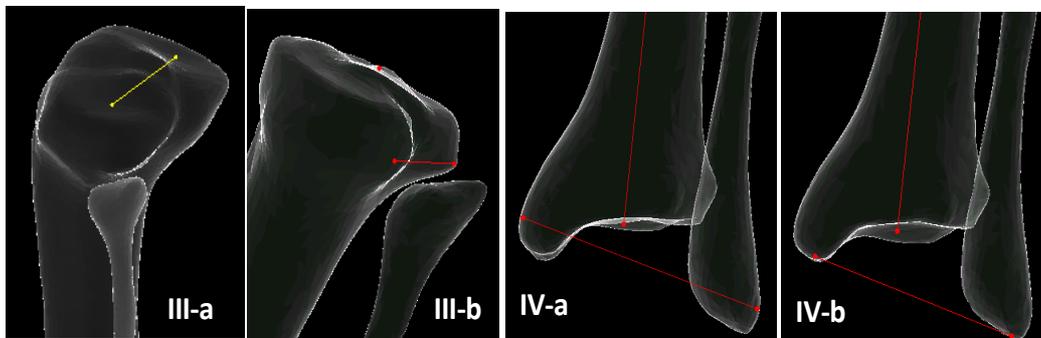


Figure 70 : Illustration des axes des plateaux tibiaux et des axes bi-malléolaires calculés à partir de l'enveloppe 3D du tibia. (III-a) – Axe des plateaux tibiaux biglénoidien. (III-b) – Axe des plateaux tibiaux postérieur. (IV-a) – Axe bi-malléolaire externe. (IV-b) – Axe bi-malléolaire distal

2.2.2 Les principaux angles 3D

Les angles calculés à partir des axes principaux de l'enveloppe 3D, du fémur et du tibia, sont des angles 3D. Les projections de ces angles dans le repère machine (en vue de face et de profil) et dans le repère genou/patient nous donnent les valeurs des angles en 2D. Sont donc calculés :

L'angle HKS : angle entre l'axe fémoral anatomique distal et l'axe fémoral mécanique,

L'angle HKA ou AFTm (angle fémoro-tibial mécanique) : angle entre l'axe fémoral mécanique et l'axe tibial mécanique/anatomique,

L'angle fémoral mécanique (AFm) : angle entre l'axe fémoral mécanique et l'axe bicondylien distal,

L'angle tibial mécanique (ATm) : angle entre l'axe des plateaux tibiaux (biglénoidien) et l'axe mécanique/anatomique tibial.

Les angles cervico-diaphysaires (ACD) (trois cas) :

- Cas I : angle entre l'axe du col fémoral « section minimale » et l'axe fémoral anatomique proximal,
- Cas II : angle entre l'axe du col fémoral « section base » et l'axe fémoral anatomique proximal,
- Cas III : angle entre l'axe du col fémoral « sections liées » et l'axe fémoral anatomique proximal.

Le Tableau 17 résume les différents angles calculés à partir d'un modèle 3D du membre inférieur (MI) soit en 3D, soit en projection face et profil dans les différents repères.

Tableau 17 : Tableau récapitulatif des différents angles calculés à partir du modèle 3D du MI

Les angles	Angle 2D (radio face)	Angle 2D (radio profil)	Angle 3D	Angle 2D (repère fémur face)	Angle 2D (repère fémur profil)
Angle HKS (°)	X		X	X	
Angle HKA (°)	X	X	X	X	X
Angle ATm (°)	X		X	X	
Angle Afm (°)	X		X	X	
ACD - Cas I (°)	X		X		
ACD - Cas II (°)	X		X		
ACD - Cas III (°)	X		X		

2.2.3 Les angles de torsions et de rotations

Torsion fémorale (TF) : C'est l'angle compris entre l'axe du col fémoral et l'axe bicondylien fémoral, tous deux projetés sur un plan orthogonal à la diaphyse fémorale.

Disposant de 3 axes représentant l'axe de la diaphyse fémorale, trois plans de projections ont été définis. Sachant qu'un plan est représenté par un point et une normale (pt, \vec{n}) , nous avons considéré un point unique pour les trois plans, à savoir, un point situé au centre de la droite liant le sommet distal du condyle interne au sommet distal du condyle externe (Pc).

Les trois plans sont donc les suivants (Figure 71) :

- Plan fémoral mécanique (Π_{FM}) : $(Pc, \overrightarrow{\text{axe fémoral mécanique}})$
- Plan fémoral anatomique total (Π_{FAnT}) : $(Pc, \overrightarrow{\text{axe fémoral anatomique total}})$
- Plan fémoral anatomique distal (Π_{FAnD}) : $(Pc, \overrightarrow{\text{axe fémoral anatomique distal}})$

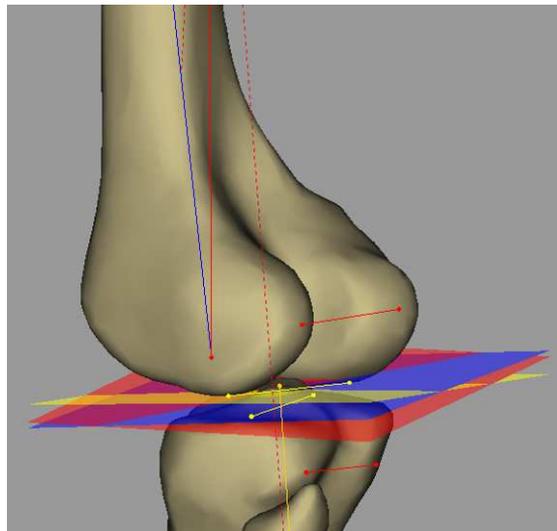


Figure 71 : Illustration des trois plans de projection pour le calcul des torsions fémorales.

En jaune : Π_{FM} . En rouge : Π_{FAnT} . En bleu : Π_{FAnD}

Pour finir, nous avons projeté les 4 axes du col fémoral et les deux axes bicondyliens fémoraux sur les 3 plans, ce qui nous a permis de définir 24 torsions fémorales différentes (4 axes du col x 2 axes bicondyliens x 3 plans)¹⁰.

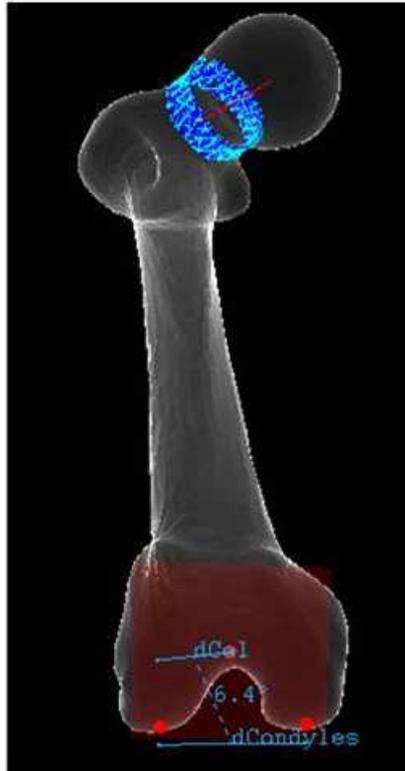


Figure 72 : Illustration d'un exemple de calcul d'une torsion fémorale avec projection de l'axe du col « sections liées » et de l'axe bicondylien distal sur le plan fémoral mécanique

Torsion tibiale (TT) : C'est l'angle compris entre l'axe des plateaux tibiaux et l'axe bi-malléolaire, tous deux projetés sur un plan orthogonal à la diaphyse tibiale.

Ne disposant que d'un seul axe représentant la diaphyse tibiale (axe mécanique/anatomique), un seul plan de projection a été calculé. Le plan tibial mécanique est défini par une normale \vec{n} = axe mécanique/anatomique tibial passant par le barycentre des plateaux tibiaux (origine du repère tibial 1.3.2).

Les deux axes des plateaux tibiaux et les deux axes bi-malléolaires sont ensuite projetés sur le plan tibial mécanique ce qui nous a permis de calculer 4 torsions tibiales différentes.

Rotation fémoro-tibiale (RFT) : C'est l'angle compris entre l'axe bicondylien fémoral et l'axe des plateaux tibiaux, projetés sur un plan orthogonal à l'axe du membre inférieur.

Comme nous l'avons mentionné précédemment, nous disposons de deux axes bicondyliens fémoraux et de deux axes de plateaux tibiaux. Nous avons choisi les combinaisons suivantes :

- Axe bicondylien postérieur/ Axe des plateaux tibiaux postérieur
- Axe bicondylien distal / Axe des plateaux tibiaux biglénoidien

¹⁰ L'axe bicondylien distal n'ayant été introduit que récemment, nous n'avons pu valider, dans ce mémoire de thèse, que les torsions fémorales calculées à partir de cet axe projeté sur le plan fémoral mécanique. Au total, seules 16 torsions fémorales ont pu être prises en compte.

Finalement, nous avons projeté tous ces axes sur les 3 plans associés aux axes principaux du fémur (Π_{FM} , Π_{FAnT} et Π_{FAnD}). Au total, nous disposons de 6 façons différentes de calculer la rotation fémoro-tibiale.

2.2.4 Les longueurs

Longueur du fémur (Lf) : longueur de l'axe fémoral mécanique,

Longueur du tibia (Lt) : longueur de l'axe tibial mécanique/anatomique,

Longueur totale du membre inférieur (Lmi) : longueur de l'axe liant le centre de la tête fémorale au centre du pilon tibial,

Longueur du col fémoral (Lcol) : longueur de l'axe liant le centre de la tête fémorale au point « I » (point d'intersection du col fémoral avec l'axe fémoral anatomique proximal).

A partir de ces 4 modalités de calcul de l'axe du col fémoral, nous avons choisi deux d'entre elles pour déterminer la longueur du col.

Le Tableau 18 résume les différentes longueurs, 2D et 3D, calculées à partir du modèle 3D du membre inférieur (MI).

Tableau 18 : Tableau récapitulatif des différentes longueurs calculées à partir du modèle 3D du MI. IC - Indice clinique

Indices cliniques	IC 2D (radio face)	IC 2D (radio profil)	IC 3D
<i>Longueur axe fémoral (mm)</i>	X	X	X
<i>Longueur axe tibial (mm)</i>	X	X	X
<i>Longueur totale (mm)</i>	X	X	X
<i>Longueur du col fémoral (section base) (mm)</i>	X		X
<i>Longueur du col fémoral (sections liées) (mm)</i>	X		X

2.2.5 Autres indices cliniques

Diamètre de la tête fémorale (RTF) : diamètre de la sphère modélisant la tête fémorale,

Offset fémoral : ce paramètre est défini comme étant la distance entre le centre de la tête fémorale et l'axe fémoral anatomique proximal en projection orthogonale (Pajarinen et al. 2004).

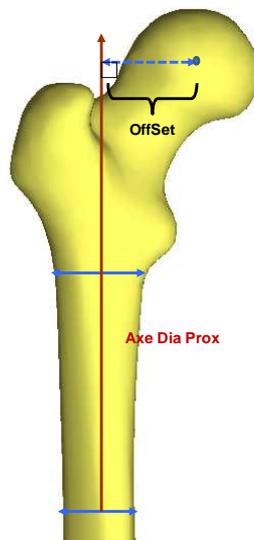


Figure 73 : Illustration du calcul de l'offset fémoral

Longueur de l'axe du col fémoral ou FNAL (pour Femoral-Neck-Axis-Length) : C'est une distance le long d'un axe traversant le centre de la tête fémorale, le fût du col fémoral et une partie de l'épiphyse fémorale proximale (Figure 22).

Tip of Greater Trochanter (TGT) : Ce paramètre est la distance séparant le centre de la tête fémorale du bord le plus extrême (plus haut) du grand trochanter : « x » dans la Figure 74 (Egglı et al. 1998).

Tip of Lesser Trochanter (TLT) : Ce paramètre est la distance séparant le centre de la tête fémorale du bord le plus extrême (le plus saillant médial) du petit trochanter : « y » dans la Figure 74 (Egglı et al. 1998).

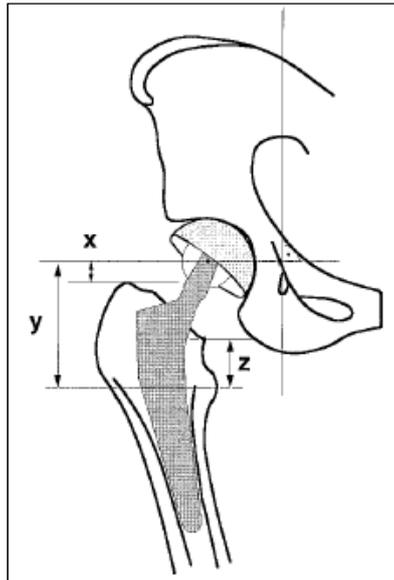


Figure 74 : Illustration du calcul du TGT et TLT d'après (Egglı et al. 1998)

Surface de la section minimale du col fémoral (SecMini) : La section minimale du col fémoral étant représentée par un nuage de points, un polygone a pu être calculé. La surface de ce dernier est le paramètre recherché.

Le 'Tableau 19' illustre les derniers indices cliniques calculés à partir de l'enveloppe 3D précise d'un membre inférieur.

Tableau 19 : Tableau récapitulatif des indices cliniques supplémentaires calculés à partir du modèle 3D du membre inférieur. IC - Indice clinique

Indices cliniques	IC 2D (radio face)	IC 2D (radio profil)	IC 3D
Diamètre de la tête fémorale (mm)			X
Offset fémoral (mm)	X		X
FNAL (mm)	X		X
TGT (mm)			X
TLT (mm)			X
Surface de la section minimale du col (mm ²)			X

3 Protocole d'acquisition

Dans les méthodes de reconstructions 3D actuelles, basées sur des radiographies biplanes (face et profil), l'un des problèmes majeur est la superposition des structures osseuses en vue de profil. Distinguer, par exemple, le plateau interne de l'externe sur un tibia relève du défi, même pour un opérateur averti. Ce problème est encore accentué dans le cas de genoux arthrosiques. Une solution a déjà été proposée dans la thèse de Nodé-Langlois (Nodé-Langlois 2003) : « Afin de dissocier sur le pangonogramme sagittal les condyles de chaque genou, les pieds du patient sont décalés selon l'axe antéro-postérieur. L'articulation métatarso-phalangienne du gros orteil du membre inférieur sain vient au contact de la voûte plantaire du pied opposé ».

Nous nous sommes donc inspirés de ce protocole, avec jambes décalées, afin de valider les méthodes de reconstructions et de calculs d'indices cliniques développées dans le cadre de cette thèse. Mais avant, nous nous sommes assurés que cette nouvelle position n'influe pas sur le calcul des indices cliniques relatifs au membre inférieur et au bassin. Pour cela, nous avons comparé les indices cliniques obtenus avec la position «standard» (jambes parallèles) avec ceux obtenus avec la position « jambes décalées ».

3.1.1 Population

Après avoir obtenu l'accord du comité d'éthique (Comité de Protection de la Personne "CPP 06036") et les consentements écrits de tous les sujets, 20 volontaires (15 hommes et 5 femmes, âge moyen : 35 ans [24 –60]) ont été inclus dans cette étude. Les volontaires étaient des sujets sains, ne présentant aucune pathologie reconnue du membre inférieur.

3.1.2 Les acquisitions radiographiques

Les acquisitions radiographiques ont été réalisées en utilisant le système de radiographies biplanes EOS™ installé au *Laboratoire de Biomécanique* (LBM, ENSAM-CNRS, Paris, France). Rappelons que ce système effectue une acquisition simultanée de deux radiographies, face et profil, du sujet en position debout avec de faibles doses d'irradiations (environ 800-1000 fois moins que le CT-Scan et 8 à 10 fois moins que la radiographie conventionnelle sur film (Dubousset et al. 2005, Kalifa et al. 1998)).

En clinique, pour un examen « tête aux pieds », une paire de radiographies calibrées est réalisée avec le patient en position standard d'acquisition dite « free standing position » (Faro et al. 2004). Ce dernier se place en position debout, les coudes fléchis et les mains au niveau des joues afin d'empêcher la projection (en vue de profil) des bras sur de le rachis thoracique. La tête est en position naturelle et le patient regarde droit devant lui (Figure 75A).

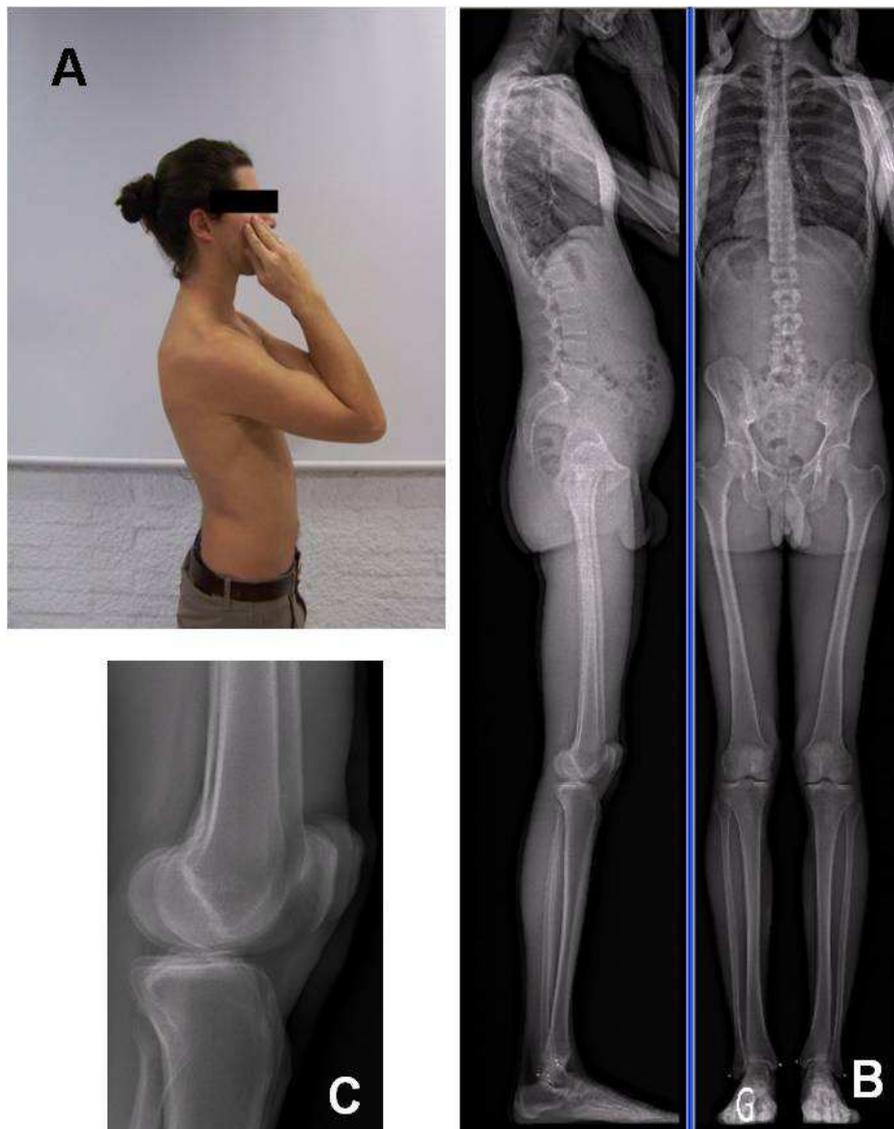


Figure 75 : A – Position «standard » d’acquisition. B – Une paire de radiographies face et profil prise avec le patient en position standard d’acquisition. C – Un détail de la radiographie montrant la superposition des condyles fémoraux et des plateaux tibiaux en vue de profil

Pour notre étude, et afin d’évaluer l’influence de la position avec jambes décalées sur le calcul des indices cliniques, deux acquisitions ont été effectuées. Chaque volontaire a d’abord été placé dans la cabine, debout avec les jambes parallèles (non décalées) et une paire de radiographies a été réalisée. Ensuite, et pour une meilleure visibilité des condyles fémoraux (Figure 76C), des plateaux tibiaux et des malléoles sur la radiographie sagittale, une deuxième acquisition a été réalisée où le sujet recule légèrement le pied gauche et avance le pied droit, indépendamment du fait que les membres soient sains ou pathologiques (Figure 76).



Figure 76 : A - Position « jambes décalées ». B – Une paire de radiographies face et profil prise avec le patient en position « jambes décalées ». C – Un détail de la radiographie montrant une meilleure visibilité des condyles fémoraux et des plateaux tibiaux

En effet, la base trapézoïdale du volume de prise de vue permet un décalage des pieds plus important si le pied gauche est posé en arrière du pied droit, ce qui facilite la distinction des malléoles de chacun des membres (Figure 77).

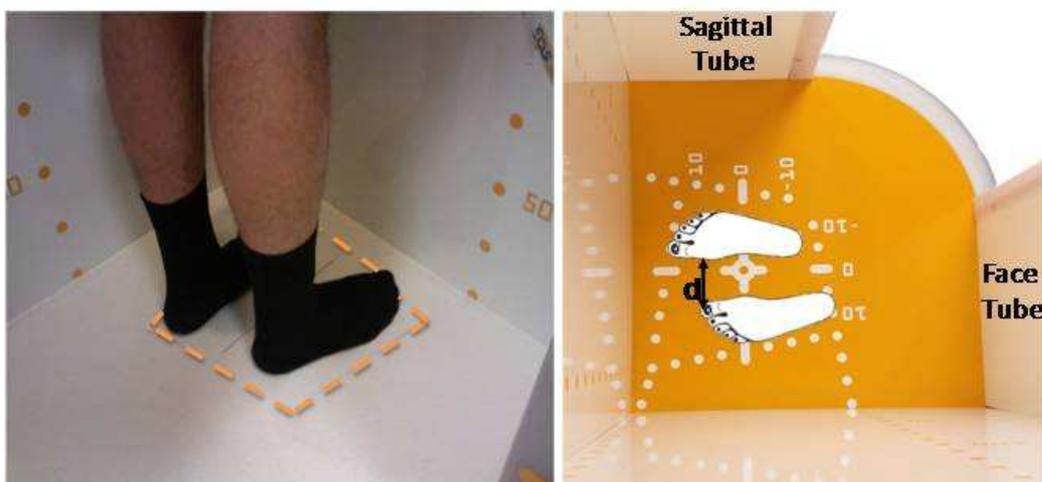


Figure 77 : Vue de haut du système d'acquisition EOS™ (Biospace Med) illustrant la position des jambes décalées. Les pointillés illustrent la base trapézoïdale du volume de prise de vue. 'd' – la distance entre l'articulation métatarso-phalangienne du gros orteil du pied gauche et la voute plantaire du pied droit

3.1.3 Calcul des indices cliniques du membre inférieur et du bassin

Afin de comparer les indices cliniques du membre inférieur, calculés à partir de deux protocoles radiographiques, nous avons utilisé les modèles paramétrés simplifiés (MPS) issus de la méthode de reconstruction « rapide ». Il est à noter que ce choix a été fait parce qu'il s'est avéré extrêmement difficile de procéder à la reconstruction 3D « précise » sur des radiographies du protocole d'acquisition « standard » en raison de la forte superposition des structures osseuses. Aussi, nous avons rajouté à cette étape la numérisation de l'axe bicondylien distal et l'axe des plateaux tibiaux – déduits automatiquement par inférence statistique - afin de pouvoir calculer, en plus de HKA, HKS et ACD, deux angles supplémentaires : l'angle tibial mécanique (ATm) et l'angle fémoral mécanique (AFm).

Etant donné qu'en routine clinique, l'utilisation de la radiographie conventionnelle implique le calcul d'un pangonogramme 2D et des indices cliniques 2D associés, nous n'avons considéré à cette étape de notre étude que les angles 2D projetés en vue de face (dans le repère radiologique) pour garder une cohérence avec les mesures cliniques.

De plus, nous avons calculé les indices cliniques du bassin et évalué l'influence du protocole « jambes décalées » sur ces derniers. Pour cela, nous avons utilisé la méthode de reconstruction « rapide » du bassin décrite par (Baudoin 2008).

Sur chaque radiographie, deux sphères représentant les acétabulums sont affichées. Les descripteurs (rayons et centres) qui leur sont associés sont estimés à partir de ceux des têtes fémorales numérisées par l'opérateur. Celui-ci doit par la suite les ajuster sur la géométrie du bassin. Pour finir, l'opérateur numérise une ligne représentant la pente sacrée (Figure 78).

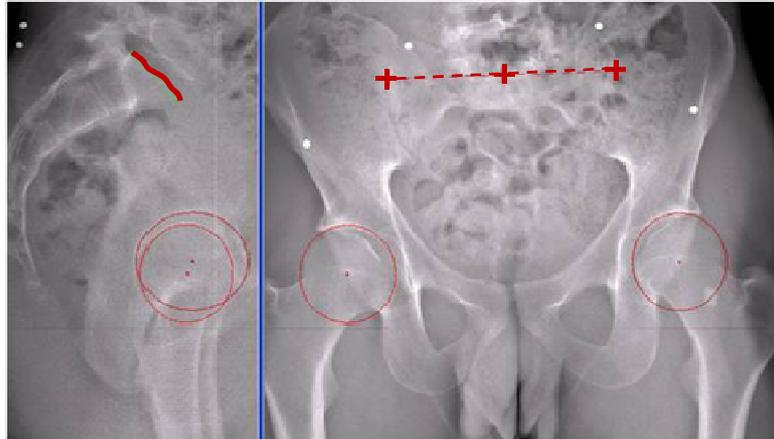


Figure 78 : Illustration des primitives géométriques utilisées pour le calcul des indices cliniques pelviens

A partir du centre du sacrum, de l'orientation de la pente sacrée et des acétabulums, une série d'indices cliniques pelviens décrits par Legaye (Legaye et al. 1998) et Baudoin (Baudoin 2008) sont calculés (Tableau 20, Figure 79).

Tableau 20 : Résumé des indices cliniques du bassin décrits par Legaye (1998) et Baudoin (2008)

Les angles	Définitions
Incidence pelvienne	Angle mesuré entre la perpendiculaire au plateau sacré passant par son milieu et la droite reliant ce point à l'axe reliant les centres des têtes fémorales
Pente sacrée	Angle mesuré entre le plateau supérieur du sacrum (S1) et l'horizontale
Version pelvienne	Angle mesuré entre la verticale et la droite joignant le milieu du plateau sacré à l'axe reliant les centres des têtes fémorales
Rotation pelvienne	Angle formé entre un plan frontal passant par les centres des deux acétabulums (plan anatomo-gravitaire) et le plan frontal du système d'acquisition
Bascule du bassin	Angle entre l'horizontale dans le plan anatomo-gravitaire et l'axe passant par les centres des deux acétabulums.

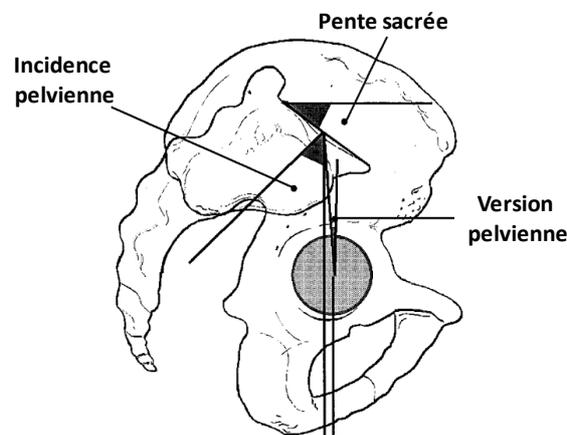


Figure 79 : Paramètres positionnels et morphologiques du bassin (Legaye 1998)

3.1.4 Evaluation du protocole

Pour les 40 paires de radiographies (20 paires par protocole d'acquisition), un seul opérateur a effectué les reconstructions 3D « rapides » du membre inférieur (MI) et du bassin. A partir de ces 40 reconstructions, tous les indices cliniques du membre inférieur et du bassin ont été calculés.

Au final :

- Pour chaque indice clinique du membre inférieur, nous disposons de 40 mesures (20 pour le MI gauche et 20 pour le MI droit) issues du protocole « standard » et de 40 mesures issues de celui avec jambes décalées.
- Pour chaque indice clinique du bassin, nous disposons de 20 mesures pour le protocole « standard » et 20 mesures pour celui avec jambes décalées.

La valeur moyenne des différences signées pour chaque indice clinique donne l'erreur systématique (biais) entre les deux mesures. Un test de Student (t-test) païré a été effectué afin d'évaluer s'il existait des différences significatives entre les deux mesures. Le test de Bland et Altman (Bland and Altman 1986), quant à lui, a permis de calculer les intervalles de confiance à 95% sur les différences entre les deux mesures (voir Annexe 3).

3.1.5 Résultats

Le test de Student pairé n'a fait apparaître que deux différences significatives (t-test : $p < 0.05$) entre les indices cliniques calculés avec le protocole « standard » et ceux calculés avec le protocole « jambes décalées ». La moyenne des différences signées est incluse entre 0.0° et 0.9° pour toutes les mesures, sauf pour la bascule du bassin (t-test : $p = 0.047$) et la rotation pelvienne (t-test : $p = 0.003$) où la moyenne des différences signées et les 2 écarts-types (2ET) sont respectivement de 1.4° (1.8°) et 1.4° (3.6°).

Tableau 21 : Résumé des moyennes et des écart-types (2ET) des différences entre les indices cliniques du membre inférieur et du bassin obtenus avec les deux protocoles d'acquisitions : « standard » et « jambes décalées ». N.S : Non significatif ($p > 0.05$). * : Significatif ($p < 0.05$)

Indices cliniques	Valeurs moyennes ($^\circ$)	2ET ($^\circ$)	Résultats du t-test
HKS	0.0	1.5	N.S
HKA (AFTm)	0.0	1.5	N.S
ATm	0.1	2.3	N.S
AFm	0.0	2.5	N.S
ACD	0.1	3.8	N.S
Incidence pelvienne	0.4	5.0	N.S
Pente sacrée	0.5	4.9	N.S
Version pelvienne	0.9	3.9	N.S
Bascule du bassin	1.4	1.8	*
Rotation pelvienne	1.4	3.6	*

3.1.6 Conclusions et discussions

3.1.6.1 Pour les mesures des indices cliniques du membre inférieur

Comme le montre le Tableau 21, les moyennes des différences signées entre les deux mesures et pour tous les indices cliniques du membre inférieur sont inférieures à 0.1° (t-test : $p > 0.08$). Ces résultats indiquent qu'il n'existe pas de biais significatifs entre les deux mesures. Les intervalles de confiance à 95% sur les différences entre les deux mesures sont compris entre 1.5° et 3.8° . Ces résultats signifient qu'il y a une influence très faible de la position « jambes décalées » sur le calcul des indices cliniques du membre inférieur.

La valeur des 2ET = 3.8° , pour l'angle cervico-diaphysaire (ACD), pourrait être due au biais occasionné par la projection de cet angle en vue de face. En effet, l'utilisation de la radiographie conventionnelle en routine clinique implique le calcul d'un pangonogramme 2D et d'indices cliniques 2D associés, nous n'avons considéré que les angles 2D projetés en vue de face.

Enfin, il faut souligner que dans la position « standard » d'acquisition, il a été très difficile d'accomplir la reconstruction 3D « précise » et d'évaluer les indices cliniques 3D. Ce problème peut être résolu, soit par l'utilisation d'un protocole « jambes décalées » – tel que proposé dans ce chapitre –, soit en introduisant un protocole alternatif avec une paire de radiographies obliques, en plus de la vue frontale utilisée en routine clinique. Ceci est possible en raison de la très faible dose d'irradiation du système EOS™ ; par conséquent, l'une ou l'autre des deux solutions pourrait être envisagée. Néanmoins, une étude similaire doit être effectuée sur des cas présentant des pathologies du membre inférieur afin de confirmer nos résultats et nos conclusions.

3.1.6.2 Pour les mesures des indices cliniques du bassin

Comme le montre le Tableau 21, les moyennes des différences signées entre les deux mesures sont inférieures à 1.5° , signifiant un biais significatif faible. La valeur des 2ET est quant à elle comprise entre 1.8° et 5.0° .

Toutefois, le t-test (test de Student) indique que la différence entre les deux méthodes est significative pour la bascule du bassin (t-test : $p = 0.047$) et la rotation pelvienne (t-test : $p = 0.003$) mais la valeur des 2ET ne dépasse pas les 3.6° .

Nous devons noter que les valeurs mentionnées ci-dessus intègrent à la fois les incertitudes de mesures, les différences dues au décalage des deux jambes et, simultanément, les variabilités de repositionnement du sujet dans le système EOS™ entre les deux mesures.

4 Validation de la méthode de reconstruction et de calcul des indices cliniques

4.1 Population

Considérant les résultats de l'étude réalisée au chapitre 3, il a été démontré que la position des jambes légèrement décalées l'une par rapport à l'autre n'a aucune influence sur le calcul des indices cliniques du membre inférieur et très peu d'influence sur le calcul des indices cliniques du bassin chez des sujets asymptomatiques. En conséquence, et pour le besoin des méthodes de calcul des indices cliniques du membre inférieur et des méthodes de reconstructions 3D développées dans le cadre de cette thèse, toutes les radiographies qui ont servi aux études de reproductibilités inter-opérateurs ont été réalisées suivant le protocole « jambes décalées ».

4.1.1 Sujets sains (*in vivo*)

Après avoir obtenu l'accord du comité d'éthique (Comité de Protection de la Personne "CPP 06036") et les consentements écrits de tous les sujets, 10 volontaires (9 hommes et 1 femme, âge moyen : 31 ans [24 –40]) ont été inclus dans cette étude. Les volontaires étaient des sujets jeunes et sains, ne présentant aucune pathologie reconnue du membre inférieur.

Tous ces sujets ont été radiographiés en utilisant le système de radiographies biplanes EOS™ installé au *Laboratoire de Biomécanique* (LBM, ENSAM-CNRS, Paris, France).

4.1.2 Sujets pathologiques (*in vivo*)

Les sujets pathologiques inclus dans cette études étaient au nombre de 10 (7 hommes et 3 femmes, âge moyen : 71 ans [62-84]). Ces sujets étaient des patients atteints de différentes pathologies du membre inférieur (gonarthrose, coxarthrose, etc.) pour lesquels un examen radiologique à été prescrit par un chirurgien orthopédiste dans un cadre clinique pour des besoins de diagnostics préopératoires (pose de prothèse de la hanche). Tous ces sujets ont été radiographiés en utilisant le système de radiographies biplanes EOS™ installé au centre hospitalier *de Debré* (Paris, France).

4.1.3 Os secs (*in vitro*)

Pour l'étude de précision de forme *in vitro*, 11 fémurs secs d'origine inconnue (le sexe et l'âge des sujets sont aussi inconnus) ont été pris en compte. Ces pièces ont été radiographiées à l'aide du système EOS™ (d'origines diverses) et scannés grâce à différents Scanners installés dans différents centres hospitaliers. Les coupes scanner de chaque fémur ont été utilisées afin d'obtenir des reconstructions 3D grâce au logiciel Amira© (Mercury Computer Systems, USA).

4.2 Evaluation de la méthode I : Etude de reproductibilité sur des sujets sains (*in vivo*)

4.2.1 Méthode de validation

Des reconstructions 3D « rapide » et « précise » des deux membres inférieurs (gauche et droit) ont été réalisées pour chaque paire de radiographies. Au total, 20 membres inférieurs ont été inclus dans cette étude.

Trois opérateurs ont participé à l'étude de reproductibilité. Chacun a reconstruit chaque membre inférieur deux fois. Au total, pour chaque indice clinique, 120 mesures étaient disponibles (3_Op x 2_mesures x 20_MI).

Rappelons que la méthode de reconstruction « rapide » passe par deux étapes :

- Numérisation de primitives géométriques : Modèle paramétré simplifié (MPS),
- Solution initiale : Modèle 3D initial rapide.

Et que la méthode de reconstruction « précise » passe par deux étapes :

- Déformation globale du modèle : Modèle 3D intermédiaire,
- Déformation locale (fine) du modèle : Modèle 3D ajusté.

A chaque étape, un modèle 3D et les indices cliniques (IC) associés ont été calculés. La moyenne de chaque indice clinique ainsi que l'intervalle de confiance à 95% (IC95%) étaient disponibles. L'IC95% permet d'évaluer la reproductibilité (la fidélité¹¹) des méthodes de calcul des indices cliniques d'après la méthode recommandée par Gluer (Gluer et al. 1995) et par la norme ISO 5725 (voir Annexe 4).

4.2.2 Résultats et discussions

4.2.2.1 Pour la méthode de reconstruction « rapide »

4.2.2.1.1 A partir des modèles paramétrés simplifiés (MPS)

Les résultats de l'étude de reproductibilité (IC95% et moyennes) pour le calcul des IC à partir des PMS issus de la reconstruction « rapide » sont rapportés dans les Tableau 22 et Tableau 23.

Tableau 22 : IC95% pour les indices cliniques calculés avec les MPS

Indices cliniques	IC 2D (radio face)	IC 2D (radio profil)	IC 3D	IC 2D (repère fémur face)	IC 2D (repère fémur profil)
HKS (°)	1,4		1,6	1,4	
HKA (°)	0,7	0,9	0,8	1,2	0,9
ACD (°)	4,9		4,7		
Longueur du col (mm)	3,6		3,5		
Longueur du fémur (mm)	2,5	2,5	2,5		
Longueur du tibia (mm)	2,2	2,3	2,3		
Longueur totale (mm)	1,6	1,6	1,6		
Diamètre tête fémorale (mm)			2,2		

¹¹ La reproductibilité (ou fidélité) est l'écart de l'accord entre les résultats. Une méthode est dite « fidèle » si les erreurs aléatoires sont de faible amplitude (Humbert 2009).

Tableau 23 : Moyennes des indices cliniques calculés avec les MPS

Indices cliniques	IC 2D (radio face)	IC 2D (radio profil)	IC 3D	IC 2D (repère fémur face)	IC 2D (repère fémur profil)
HKS (°)	3,8		5,4	4,6	
HKA (°)	177,8	174,9	174,2	177,6	175,1
ACD (°)	131,4		128,7		
Longueur du col (mm)	52,2		53,6		
Longueur du fémur (mm)	441,2	442,4	442,7		
Longueur du tibia (mm)	381,0	382,4	382,8		
Longueur totale (mm)	829,5	832,1	832,6		
Diamètre tête fémorale (mm)			47,2		

Discussion et conclusions partielles

Les résultats de cette étude montrent qu'il est possible de calculer, grâce à une saisie directe, des indices cliniques (IC) « standard » avec une bonne précision. En effet, les valeurs moyennes des IC 2D sont toutes proches de celles décrites dans la littérature (Tableau 3, Tableau 5 et Chapitre 1.4). Néanmoins, il est à noter que les valeurs des angles 2D calculés dans les repères fémur et radiologique, sont toujours sous- ou sur- évaluées par rapport aux valeurs 3D réelles. A titre d'exemple, l'ACD est surévalué de 2.7° en projection de face. Ceci peut s'expliquer par le biais occasionné lors de la rotation de la hanche. Ceci confirme l'influence du positionnement du sujet sur la précision de la mesure 2D réalisée.

L'étude de reproductibilité inter-opérateurs sur les IC angulaires 2D (indices généralement exploités en clinique) montre que les IC95% sont inférieurs à 1.5°. Pour l'HKA 2D par exemple, l'IC95% est compris entre 0.7° et 1.2° ce qui montre une meilleure reproductibilité que celle rapportée par Odenbring (Odenbring et al. 1993) (IC95% = 2°).

En ce qui concerne l'ACD 2D, l'IC95% est égal à 4.9°, valeur encore élevée mais meilleure que celle rapportée par Nelitz (Nelitz et al. 1999) (IC95% = 17.1°). Le résultat de notre étude peut s'expliquer par la numérisation des 4 points 2D en vue de profil (pour le calcul de l'axe diaphysaire proximal 2D) qui est encore imprécise et variable d'un opérateur à l'autre.

Les IC95% pour les IC angulaires 3D sont $\leq 1.6^\circ$ sauf pour l'ACD (IC95% = 4.7°). Il n'existe, à notre connaissance, aucune étude de reproductibilité sur le calcul d'indices cliniques 3D obtenus à partir de modèles simplifiés. Les comparaisons n'ont donc pas pu être réalisées.

Pour finir, tous les IC95% pour le calcul des longueurs du membre inférieur sont ≤ 2.5 mm, égal à 2.2 mm pour le diamètre de la tête fémorale et autour de 3.5 mm pour la longueur du col fémoral. Toutes ces valeurs sont cliniquement acceptables.

4.2.2.1.2 Pour l'étape « solution initiale » : Modèles 3D initiaux rapides

Indices cliniques gonométriques

Les résultats de l'étude de reproductibilité, IC95% et moyennes, sont rapportés dans les Tableau 24 et Tableau 25.

Tableau 24 : IC95% pour les indices cliniques gonométriques calculés à partir de modèles 3D initiaux rapides

Indices cliniques	IC 2D (radio face)	IC 2D (radio profil)	IC 3D	IC 2D (repère fémur face)	IC 2D (repère fémur profil)
HKS (°)	0,9		1,1	1,1	
HKA (°)	0,7	0,8	0,7	1,0	0,9
AFm (°)	2,9		2,7	2,7	
ATm (°)	3,7		3,6	3,9	
ACD (Section Mini) (°)	3,8		3,7		
ACD (section base) (°)	3,8		3,7		
ACD (Sections liées) (°)	3,8		3,7		
Longueur du col (section base) (mm)	2,4		2,4		
Longueur du col (sections liées) (mm)	2,5		2,4		
TGT (mm)			2,8		
TLT (mm)			2,0		
Surface de la section minimale du Col (mm ²)			82,3		
Longueur FNAL (mm)	2,9		2,7		
Offset fémoral (mm)	2,8		2,6		
Diamètre tête fémorale (mm)			1,6		
Longueur fémur (mm)	2,5	2,4	2,4		
Longueur tibia (mm)	2,2	2,3	2,3		
Longueur totale (mm)	1,6	1,6	1,6		

Tableau 25 : Moyennes des indices cliniques gonométriques calculés à partir de modèles 3D initiaux rapides

Indices cliniques	IC 2D (radio face)	IC 2D (radio profil)	IC 3D	IC 2D (repère fémur face)	IC 2D (repère fémur profil)
HKS (°)	4,1		6,1	5,0	
HKA (°)	177,8	174,9	174,2	177,5	175,1
AFm (°)	91,6		92,4	92,4	
ATm (°)	88,6		88,0	88,5	
ACD (Section Mini) (°)	130,7		128,9		
ACD (section base) (°)	131,0		129,3		
ACD (Sections liées) (°)	131,1		129,3		
Longueur du col (section base) (mm)	52,7		53,8		
Longueur du col (sections liées) (mm)	52,7		53,8		
TGT (mm)			4,7		
TLT (mm)			60,5		
Surface de la section minimale du Col (mm ²)			819,7		
Longueur FNAL (mm)	98,9		100,8		
Offset fémoral (mm)	39,6		42,5		
Diamètre tête fémorale (mm)			47,3		
Longueur fémur (mm)	442,0	443,1	443,3		
Longueur tibia (mm)	381,0	382,4	382,8		
Longueur totale (mm)	829,5	832,1	832,6		

Discussion et conclusions partielles

L'étude de reproductibilité réalisée à partir de modèles 3D initiaux montre que les moyennes des valeurs 2D/3D de l'AKS, l'HKA, l'ACD, des longueurs du membre inférieur ainsi que du diamètre de la tête fémorale sont très proches de celles obtenues grâce au modèle 3D paramétrés simplifié (MPS). Ceci indique que la solution 3D initiale est relativement bien positionnée. Elle reste néanmoins insuffisante pour calculer les indices cliniques 3D avec une grande précision comme le montrent les IC95% qui varient entre 0.7° et 3.7° pour les valeurs angulaires, entre 1.6 mm et 2.4 mm pour les valeurs des longueurs du membre inférieur, et sont inférieurs à 3 mm pour les autres paramètres. Néanmoins, ces modèles sont proches de la solution recherchée en terme de morpho-réalisme et position et peuvent être utilisés avec fiabilité pour la suite de la méthode de reconstruction.

Les torsions fémorales

Les résultats de l'étude de reproductibilité, IC95% et moyennes, sont rapportés dans les Tableau 26 et Tableau 27.

Tableau 26 : IC95% pour les torsions fémorales calculées à partir de modèles 3D initiaux rapides

Les plans de projection	Les axes bicondyliens	Les axes du col fémoral	IC 95%
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien postrérieur	Section base	6,1
		Sections liées	6,1
		Sections libres	6,1
		Section minimale	6,1
Plan fémoral anatomique total	Axe bicondylien postérieur	Section base	6,2
		Sections liées	6,1
		Sections libres	6,2
		Section minimale	6,1
Plan fémoral anatomique distal	Axe bicondylien postérieur	Section base	6,0
		Sections liées	6,0
		Sections libres	6,0
		Section minimale	6,1
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien distal	Section base	6,6
		Sections liées	6,5
		Sections libres	6,5
		Section minimale	6,5

Tableau 27 : Moyennes des torsions fémorales calculées à partir de modèles 3D initiaux rapides

Les plans de projection	Les axes bicondyliens	Les axes du col fémoral	Moyennes (°)
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien postrérieur	Section base	12,5
		Sections liées	10,4
		Sections libres	16,3
		Section minimale	11,6
Plan fémoral anatomique total	Axe bicondylien postérieur	Section base	14,8
		Sections liées	12,9
		Sections libres	18,2
		Section minimale	14,0
Plan fémoral anatomique distal	Axe bicondylien postérieur	Section base	8,4
		Sections liées	6,5
		Sections libres	11,9
		Section minimale	7,6
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien distal	Section base	10,7
		Sections liées	8,6
		Sections libres	14,5
		Section minimale	9,8

Discussion et conclusions partielles

L'avantage majeur de cette étape est la possibilité de calculer les torsions fémorales (TF) qui n'étaient pas accessibles à partir du modèle MPS 3D.

Le modèle 3D n'étant qu'une solution initiale, les résultats de l'étude de reproductibilité obtenus ne sont pas exploitables. Néanmoins, les IC95% pour le calcul des torsions fémorales sont tous inférieurs à 6.7°, ce qui équivaut au résultat de reproductibilité du calcul de la TF à partir de coupes IRM obtenu par Schneider (Schneider et al. 1997) (IC95% = 6.2°). Ce résultats indique que le positionnement manuel des 3 sphères et le calcul de l'angle ACD à l'étape de la reconstruction « rapide » ont été relativement reproductibles, mais qu'un ajustement plus fin du col fémoral est encore souhaitable. Finalement, les moyennes des valeurs de cet indice varient entre 6.5° et 18.2°, ce qui reste dans les marges de valeurs rapportées dans la littérature (Tableau 7).

Les rotations fémoro-tibiales

Les résultats de l'étude de reproductibilité, IC95% et moyennes, sont rapportés dans les Tableau 28 et Tableau 29.

Tableau 28 : IC95% pour les rotations fémoro-tibiales calculées à partir de modèles 3D initiaux rapides

Les plans de projection	Les axes bicondyliens	Les axes des plateaux tibiaux	IC 95%
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien distal	Biglénœidien	4,5
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	4,1
Plan fémoral anatomique distal	Axe bicondylien distal	Biglénœidien	4,5
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	4,7
Plan fémoral anatomique total	Axe bicondylien distal	Biglénœidien	4,5
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	4,1

Tableau 29 : Moyennes des rotations fémoro-tibiales calculées à partir de modèles 3D initiaux rapides

Les plans de projection	Les axes bicondyliens	Les axes des plateaux tibiaux	Moyennes (°)
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien distal	Biglénœidien	5,9
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	5,7
Plan fémoral anatomique distal	Axe bicondylien distal	Biglénœidien	5,8
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	5,5
Plan fémoral anatomique total	Axe bicondylien distal	Biglénœidien	5,9
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	5,7

Discussion et conclusions partielles

Grace à cette étape, la rotation fémoro-tibiale a pu être calculée. Les valeurs moyennes de cet indice varient très peu, entre 5.5° et 5.9°. Les IC95% ne sont pas encore exploitables mais sont inférieurs à 5°. Ceci indique que le positionnement des primitives géométriques telles que les 2 sphères pour les condyles fémoraux et les deux points pour les plateaux tibiaux postérieurs à l'étape de la reconstruction « rapide », a été assez reproductible entre les 3 opérateurs et suffisant pour obtenir une solution initiale exploitable pour la suite de l'étape de reconstruction.

Les torsions tibiales

Les résultats de l'étude de reproductibilité, IC95% et moyennes, sont rapportés dans les Tableau 30 et Tableau 31.

Tableau 30 : IC95% pour les torsions tibiales calculées à partir de modèles 3D initiaux rapides

Le plan de projection	Les axes des plateaux tibiaux	Les axes bi-malléolaires	IC 95%
Plan tibial mécanique/ anatomique	Biglénodien	Externe	5,1
		Distal	5,0
	Postérieur	Externe	5,5
		Distal	5,4

Tableau 31 : Moyennes des torsions tibiales calculées à partir de modèles 3D initiaux rapides

Le plan de projection	Les axes des plateaux tibiaux	Les axes bi-malléolaires	Moyennes (°)
Plan tibial mécanique/ anatomique	Biglénodien	Externe	31,9
		Distal	34,2
	Postérieur	Externe	36,5
		Distal	38,8

Discussion et conclusions partielles

Comme pour les TF et RFT, l'un des avantages de cette étape est la possibilité de calculer les torsions tibiales (TT). Les valeurs moyennes de cet indice varient entre 31.9° et 38.8°, ce qui reste dans les intervalles de normalité décrits dans la littérature (Tableau 8). Les IC95% ne sont pas encore exploitables à ce stade de la reconstruction et varient entre 5.0° et 5.5°, résultats proches de ceux rapportés par Schneider (Schneider et al. 1997) lorsqu'appliqué aux coupes IRM (IC95% = 5.4°). Puisque le calcul et le positionnement de la solution initiale 3D dépendent du modèle simplifié et donc de la numérisation manuelle des primitives géométriques à l'étape de la reconstruction « rapide », ces résultats indiquent que le positionnement des deux points sur les plateaux tibiaux postérieurs par les 3 opérateurs a été relativement reproductible.

4.2.2.2 Pour la méthode de reconstruction « précise »

4.2.2.2.1 Pour l'étape de la « Déformation globale » : Modèles 3D intermédiaires

Indices cliniques gonométriques

Les résultats de l'étude de reproductibilité, IC95% et moyennes, sont rapportés dans Tableau 32 et Tableau 33.

Tableau 32 : IC95% pour les indices cliniques gonométriques calculés à partir de modèles 3D intermédiaires

Indices cliniques	IC 2D (radio face)	IC 2D (radio profil)	IC 3D	IC 2D (repère fémur face)	IC 2D (repère fémur profil)
HKS (°)	0,6		0,8	0,7	
HKA (°)	0,4	0,8	0,7	0,5	0,7
AFm (°)	1,4		1,3	1,3	
ATm (°)	2,7		2,6	2,7	
ACD (Section Mini) (°)	3,0		3,0		
ACD (section base) (°)	2,7		2,7		
ACD (Sections liées) (°)	3,1		3,1		
Longueur du col (section base) (mm)	1,8		1,8		
Longueur du col (sections liées) (mm)	1,9		1,9		
TGT (mm)			2,0		
TLT (mm)			3,0		
Surface de la section minimale du Col (mm ²)			82,1		
Longueur FNAL (mm)	2,0		2,0		
Offset fémoral (mm)	2,2		2,2		
Diamètre tête fémorale (mm)			1,4		
Longueur fémur (mm)	1,9	1,8	1,8		
Longueur tibia (mm)	2,2	2,3	2,3		
Longueur totale (mm)	1,6	1,6	1,6		

Tableau 33 : Moyennes des indices cliniques gonométriques calculés à partir de modèles 3D intermédiaires

Indices cliniques	IC 2D (radio face)	IC 2D (radio profil)	IC 3D	IC 2D (repère fémur face)	IC 2D (repère fémur profil)
HKS (°)	3,8		5,6	4,7	
HKA (°)	177,6	174,8	174,1	177,4	175,1
AFm (°)	90,4		91,3	91,3	
ATm (°)	89,5		89,0	89,6	
ACD (Section Mini) (°)	128,8		127,1		
ACD (section base) (°)	128,7		126,9		
ACD (Sections liées) (°)	128,7		127,1		
Longueur du col (section base) (mm)	52,7		53,8		
Longueur du col (sections liées) (mm)	52,5		53,6		
TGT (mm)			2,2		
TLT (mm)			60,4		
Surface de la section minimale du Col (mm ²)			824,5		
Longueur FNAL (mm)	98,0		100,1		
Offset fémoral (mm)	40,9		43,5		
Diamètre tête fémorale (mm)			47,1		
Longueur fémur (mm)	442,2	443,4	443,6		
Longueur tibia (mm)	381,0	382,4	382,8		
Longueur totale (mm)	829,5	832,1	832,6		

Discussion et conclusions partielles

L'étude de reproductibilité réalisée à partir des modèles 3D intermédiaires montre que les IC95% pour les paramètres angulaires 3D (HKA, HKS, AFm et ATm) varient entre 0.7° et 2.6° avec une amélioration pour le calcul de l'AFm et l'ATm par rapport à la solution initiale. Ces résultats se rapprochent de ceux obtenus par Nodé-Langlois (Nodé-Langlois 2003).

En ce qui concerne l'ACD 3D, les IC95% varient entre 2.7° et 3.1°, indiquant que l'axe du col fémoral calculé avec une droite passant entre le centre de la tête fémorale et le centre de la base du col est légèrement plus reproductible (IC95% = 2.7°) que les autres et légèrement moins fidèle que celui calculé par Beaudoin (Beaudoin 2008) (IC95% = 1.8°).

Pour les ACD 2D, les IC95% sont les mêmes que pour les ACD 3D et meilleurs que ceux obtenus par Broughton (Broughton et al. 1989) (IC95% = 12.6°) et Nelitz (Nelitz et al. 1999) (IC95% = 17.1°).

Pour la longueur FNAL 3D et le diamètre de la tête fémorale 3D, nos résultats montrent des valeurs moyennes et des reproductibilités identiques à celles obtenus par Beaudoin (Beaudoin 2008) (Tableau 9).

Les IC95% pour les longueurs 3D du membre inférieur varient entre 1.6 mm et 1.8 mm avec une amélioration pour le calcul de la longueur fémorale (IC95% = 1.8 mm) par rapport à la solution initiale (IC95% = 2.4 mm). Les moyennes de ces longueurs se situent dans les intervalles de normalités décrits dans la littérature (Tableau 3).

Pour les IC 2D angulaires, les IC95% varient entre 0.4° et 2.7°. Pour l'HKA 2D, l'IC95% est inférieur à 1° ce qui offre une meilleure reproductibilité que celle rapportée par Odenbring (Odenbring et al. 1993) (IC95% = 2°).

Nous remarquons aussi que la valeur moyenne de l'angle HKS 2D en projection de face (radio) est sous-évaluée de 2° par rapport à sa valeur réelle 3D. Aussi, la valeur moyenne de l'angle HKA 2D en projection de face est surévaluée de 3.5° par rapport à sa valeur réelle en 3D, tandis que sa valeur en projection de profil est identique à celle en 3D. Ceci peut s'expliquer par les effets de flessum du membre inférieur. Deltour (Deltour et al. 2005), par exemple, identifie la cause d'erreur créée par un flessum. En effet, pour une gonométrie calculée de face, un flessum radiographié en rotation externe du membre inférieur induira un varus, tandis que la rotation interne réalisera un valgus. Ceci nous montre l'avantage du calcul de cet angle en 3D.

Pour finir, les valeurs moyennes des IC 2D/3D sont très proches de celles décrites par les différents auteurs (Tableau 3, Tableau 5, Tableau 9 et Chapitre 1.4).

Les torsions fémorales

Les résultats de l'étude de reproductibilité, IC95% et moyennes, sont rapportés dans les Tableau 34 et Tableau 35.

Tableau 34 : IC95% pour les torsions fémorales calculées à partir de modèles 3D intermédiaires

Les plans de projection	Les axes bicondyliens	Les axes du col fémoral	IC 95%
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien postérieur	Section base	3,9
		Sections liées	3,8
		Sections libres	4,6
		Section minimale	3,8
Plan fémoral anatomique total	Axe bicondylien postérieur	Section base	3,9
		Sections liées	3,9
		Sections libres	4,4
		Section minimale	3,8
Plan fémoral anatomique distal	Axe bicondylien postérieur	Section base	3,8
		Sections liées	3,8
		Sections libres	4,7
		Section minimale	3,8
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien distal	Section base	4,5
		Sections liées	4,4
		Sections libres	5,1
		Section minimale	4,4

Tableau 35 : Moyennes des torsions fémorales calculées à partir de modèles 3D intermédiaires

Les plans de projection	Les axes bicondyliens	Les axes du col fémoral	Moyennes (°)
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien postérieur	Section base	12,7
		Sections liées	10,7
		Sections libres	15,5
		Section minimale	11,9
Plan fémoral anatomique total	Axe bicondylien postérieur	Section base	14,6
		Sections liées	12,8
		Sections libres	17,2
		Section minimale	13,9
Plan fémoral anatomique distal	Axe bicondylien postérieur	Section base	9,3
		Sections liées	7,4
		Sections libres	12,0
		Section minimale	8,6
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien distal	Section base	11,3
		Sections liées	9,3
		Sections libres	14,1
		Section minimale	10,5

Discussion et conclusions partielles

Les résultats de l'étude de reproductibilité pour le calcul des torsions fémorales (TF) nous permettent de faire ressortir trois points importants. Tous d'abord les TF calculées avec l'axe bicondylien distal (indépendamment de l'axe du col fémoral choisi) sont les torsions les moins reproductibles ($4.3^\circ < IC95\% < 5.2^\circ$).

Ensuite, il apparaît que les plans de projection ne semblent pas influencer sur la reproductibilité du calcul des TF obtenues à partir de l'axe bicondylien postérieur. En effet, pour chaque plan de projection, les IC95% varient entre 3.8° et 4.7° et leurs valeurs sont toujours les plus élevées pour les TF utilisant l'axe du col fémoral calculé à partir des sections du col ne passant pas par le centre de la tête fémorale. Les autres trois axes du col fémoral semblent être au même niveau de reproductibilité (IC95% = 3.8°). Finalement, les valeurs moyennes des différentes TF nous indiquent une autre information. Il semblerait, d'après les résultats obtenus, que la projection des 3 axes du col (en excluant l'axe le moins reproductible) et l'axe bicondylien postérieur (en excluant l'axe bicondylien distal) sur le plan fémoral anatomique distal sous-évalue les valeurs des TF, tandis que la projection de ces mêmes axes sur le plan anatomique total les surévalue. Finalement, les valeurs des TF calculées à partir des projections des 4 axes sur le plan fémoral mécanique semblent être les moyennes entre les TF projetées sur les deux autres plans. Ne connaissant pas les valeurs exactes des TF, nous proposons de garder le plan fémoral mécanique comme plan de projection et l'axe bicondylien postérieur comme l'axe des condyles fémoraux. Pour ce qui est de l'axe du col fémoral, les 3 axes semblent possibles.

Les rotations fémoro-tibiales

Les résultats, IC95% et moyennes, sont rapportés dans les Tableau 36 et Tableau 37.

Tableau 36 : IC95% pour les rotations fémoro-tibiales calculées à partir de modèles 3D intermédiaires

Les plans de projection	Les axes bicondyliens	Les axes des plateaux tibiaux	IC 95%
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien distal	Biglénœdien	4,3
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	3,2
Plan fémoral anatomique distal	Axe bicondylien distal	Biglénœdien	4,4
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	3,3
Plan fémoral anatomique total	Axe bicondylien distal	Biglénœdien	4,3
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	3,2

Tableau 37 : Moyennes des rotations fémoro-tibiales calculées à partir de modèles 3D intermédiaires

Les plans de projection	Les axes bicondyliens	Les axes des plateaux tibiaux	Moyennes (°)
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien distal	Biglénœdien	7,1
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	5,9
Plan fémoral anatomique distal	Axe bicondylien distal	Biglénœdien	7,1
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	5,9
Plan fémoral anatomique total	Axe bicondylien distal	Biglénœdien	7,2
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	5,9

Discussion et conclusions partielles

Les résultats de l'étude de reproductibilité montrent que les RFT calculées à partir de l'axe bicondylien postérieur et l'axe des plateaux tibiaux postérieur sont les plus reproductibles, indépendamment des plans de projection. Les IC95% sont de l'ordre de 3.2° pour ces deux axes en comparaison avec des IC95% = 4.3° pour les deux autres (axe bicondylien distal et axe des plateaux tibiaux biglénoidien). Aussi, dans les deux cas, nos résultats montrent une meilleure reproductibilité que celle obtenue par Nodé-Langlois (Nodé-Langlois 2003) (IC95% = 8.4°).

Les valeurs moyennes calculées pour les deux axes les plus reproductibles sont sous-évaluées (5.9°) en comparaison avec celles calculées avec les deux autres (7.2°). Néanmoins, nos résultats restent proches de ceux rapportées par Lerat (Lerat et al. 1982) qui estime cet angle à 3° en moyenne pour un adulte sain.

Ne connaissant pas les valeurs réelles des RFT de nos reconstructions, nous proposons de choisir, comme pour le calcul de la TF, le plan mécanique fémoral comme plan de projection, l'axe des plateaux tibiaux postérieur et l'axe bicondylien postérieur.

Les torsions tibiales

Les résultats de l'étude de reproductibilité, IC95% et moyennes, sont rapportés dans les Tableau 38 et Tableau 39.

Tableau 38 : IC95% pour torsions tibiales calculées à partir de modèles 3D intermédiaires

Le plan de projection	Les axes des plateaux tibiaux	Les axes bi-malléolaires	IC 95%
Plan tibial mécanique/ anatomique	Biglénoidien	Externe	5,3
		Distal	4,9
	Postérieur	Externe	5,7
		Distal	5,2

Tableau 39 : Moyennes des torsions tibiales calculées à partir de modèles 3D intermédiaires

Le plan de projection	Les axes des plateaux tibiaux	Les axes bi-malléolaires	Moyennes (°)
Plan tibial mécanique/ anatomique	Biglénoidien	Externe	26,0
		Distal	27,9
	Postérieur	Externe	32,5
		Distal	34,4

Discussion et conclusions partielles

Les résultats de l'étude de reproductibilité montrent que la TT la moins reproductible est celle calculée avec l'axe bi-malléolaire externe (IC95% = 5.7°). Toutes les autres valeurs sont quasiment identiques et le choix de l'axe des plateaux tibiaux n'est pas évident. En nous basant sur le choix fait lors du calcul de la RFT, et pour garder une cohérence avec nos conclusions précédentes, nous proposons d'utiliser l'axe des plateaux tibiaux postérieur. Notre choix semble plus judicieux que le choix de l'axe des plateaux tibiaux biglénoidien. En effet, dans le cas de genoux arthrosiques, les glènes tibiales sont généralement les plus touchées par les dégénérescences osseuses et leur

reconstruction 3D risque d'être plus compliquée. Pour ce qui est de l'axe bi-malléolaire, l'axe distal semble être le plus reproductible. En choisissant ces deux axes, l'IC95% est donc de l'ordre de 5.2°.

4.2.2.2 Pour l'étape de la « Déformation locale » : Modèles 3D ajustés

La déformation locale (fine) n'a été appliquée que sur le fémur. Ceci est dû à la difficulté de retoucher « finement » les plateaux tibiaux en vue de profil. Nous avons donc décidé d'évaluer cette étape de reconstruction uniquement sur les fémurs. Les indices cliniques relatifs aux tibias ne sont donc pas disponibles.

Indices cliniques gonométriques

Les résultats de l'étude de reproductibilité, IC95% et moyennes, sont rapportés dans les Tableau 40 et Tableau 41.

Tableau 40 : IC95% pour les indices cliniques gonométriques calculés à partir de modèles 3D ajustés

Indices cliniques	IC 2D (radio face)	IC 2D (radio profil)	IC 3D	IC 2D (repère fémur face)	IC 2D (repère fémur profil)
HKS (°)	0,3		0,6	0,4	
HKA (°)	0,4	0,8	0,7	0,5	0,8
AFm (°)	1,4		1,3	1,3	
ACD (Section Mini) (°)	1,9		1,9		
ACD (section base) (°)	1,9		1,9		
ACD (Sections liées) (°)	2,1		2,0		
Longueur du col (section base) (mm)	1,5		1,5		
Longueur du col (sections liées) (mm)	1,6		1,6		
TGT (mm)			1,8		
TLT (mm)			3,4		
Surface de la section minimale du Col (mm ²)			70,0		
Longueur FNAL (mm)	1,6		1,5		
Offset fémoral (mm)	1,3		1,4		
Diamètre tête fémorale (mm)			1,2		
Longueur fémur (mm)	1,2	1,2	1,3		
Longueur totale (mm)	1,6	1,6	1,6		

Tableau 41 : Moyennes des indices cliniques gonométriques calculés à partir de modèles 3D ajustés

Indices cliniques	IC 2D (radio face)	IC 2D (radio profil)	IC 3D	IC 2D (repère fémur face)	IC 2D (repère fémur profil)
HKS (°)	3,7		5,3	4,5	
HKA (°)	177,7	174,8	174,1	177,3	175,1
AFm (°)	90,3		91,2	91,1	
ACD (Section Mini) (°)	129,7		128,0		
ACD (section base) (°)	129,4		127,6		
ACD (Sections liées) (°)	129,5		127,9		
Longueur du col (section base) (mm)	52,2		53,3		
Longueur du col (sections liées) (mm)	52,2		53,3		
TGT (mm)			2,1		
TLT (mm)			60,4		
Surface de la section minimale du Col (mm ²)			813,2		
Longueur FNAL (mm)	97,8		99,8		
Offset fémoral (mm)	40,2		42,7		
Diamètre tête fémorale (mm)			46,0		
Longueur fémur (mm)	442,5	443,6	443,8		
Longueur totale (mm)	829,5	832,1	832,6		

Discussion et conclusions partielles

L'étude de reproductibilité réalisée à partir de modèles 3D ajustés montre que les IC95% pour les paramètres angulaires 3D (HKA, HKS, AFm) varient entre 0.6° et 1.3°. Ces résultats sont proches de ceux obtenus avec les modèles intermédiaires.

Les reproductibilités de calcul des ACD 2D/3D sont quant à elles améliorées avec des IC95% de l'ordre de 2°, ce qui indique que les trois axes sont au même niveau de reproductibilité. Ces résultats sont similaires à la valeur rapportée par Baudoin (Baudoin 2008) (IC95% = 1.8°).

Les IC95% pour les longueurs 2D/3D du membre inférieur varient entre 1.2 mm et 1.6 mm avec une amélioration pour le calcul de la longueur fémorale.

Pour les IC 2D angulaires, les IC95% varient entre 0.3° et 1.4° et sont similaires aux résultats obtenus avec les modèles intermédiaires.

Finalement, les IC95% pour tous les autres paramètres ont été légèrement améliorés par rapport à la méthode de déformation globale et sont inférieurs à 2 mm (excepté pour TLT, IC95% = 3.4 mm).

Globalement, les résultats de l'étude de reproductibilité sur les modèles ajustés montrent des résultats similaires à ceux obtenus avec les modèles intermédiaires. Une amélioration du calcul de l'angle cervico-diaphysaire est toutefois à retenir.

Finalement, les comparaisons avec la littérature montrent des résultats similaires (ACD 3D, FNAL 3D, diamètre de la tête fémorale 3D (Baudoin 2008)) ou meilleurs (ACD 2D (Broughton et al. 1989, Nelitz et al. 1999)).

Les torsions fémorales

Les résultats de l'étude de reproductibilité, IC95% et moyennes, sont rapportés dans les Tableau 42 et Tableau 43.

Tableau 42 : IC95% pour les torsions fémorales calculées à partir de modèles 3D ajustés

Les plans de projection	Les axes bicondyliens	Les axes du col fémoral	IC 95%
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien postérieur	Section base	4,1
		Sections liées	3,9
		Sections libres	5,4
		Section minimale	4,1
Plan fémoral anatomique total	Axe bicondylien postérieur	Section base	4,0
		Sections liées	3,9
		Sections libres	5,1
		Section minimale	4,0
Plan fémoral anatomique distal	Axe bicondylien postérieur	Section base	4,1
		Sections liées	3,9
		Sections libres	5,3
		Section minimale	4,0
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien distal	Section base	5,7
		Sections liées	5,6
		Sections libres	6,8
		Section minimale	5,7

Tableau 43 : Moyennes des torsions fémorales calculées à partir de modèles 3D ajustés

Les plans de projection	Les axes bicondyliens	Les axes du col fémoral	Moyennes (°)
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien postérieur	Section base	13,2
		Sections liées	11,1
		Sections libres	15,7
		Section minimale	12,2
Plan fémoral anatomique total	Axe bicondylien postérieur	Section base	15,1
		Sections liées	13,2
		Sections libres	17,3
		Section minimale	14,2
Plan fémoral anatomique distal	Axe bicondylien postérieur	Section base	9,9
		Sections liées	8,0
		Sections libres	12,5
		Section minimale	9,0
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien distal	Section base	11,8
		Sections liées	9,7
		Sections libres	14,3
		Section minimale	10,8

Discussion et conclusions partielles

Les résultats de l'étude de reproductibilité pour le calcul des TF à partir de modèles ajustés sont similaires à ceux obtenus avec les modèles intermédiaires. Les remarques faites précédemment sont applicables à cette étude dans leur globalité. A savoir :

- L'axe bicondylien distal est le moins reproductible ($5.7^\circ < IC95\% < 6.8^\circ$),
- L'axe du col fémoral calculé à partir des sections du col ne passant pas par le centre de la tête fémorale est le moins reproductible ($5.1^\circ < IC95\% < 5.4^\circ$).

Aussi, et comme pour la déformation globale, les valeurs moyennes des TF calculées à partir des projections des 4 axes (en excluant les 2 axes les moins reproductibles) sur le plan fémoral mécanique semblent être les moyennes entre les TF projetées sur les deux autres plans.

Finalement, cette étude montre que l'axe du col fémoral calculé à partir des sections du col et passant par le centre de la tête fémorale (sections liées) est le plus reproductible ($IC95\% = 3.9^\circ$) indépendamment du plan de projection.

A la base de ces résultats, nous proposons de garder le plan fémoral mécanique comme plan de projection, l'axe bicondylien postérieur et l'axe du col fémoral (sections liées) pour le calcul de la TF.

Les rotations fémoro-tibiales

Les résultats de l'étude de reproductibilité, IC95% et moyennes, sont rapportés dans les Tableau 44 et Tableau 45.

Tableau 44 : IC95% pour les rotations fémoro-tibiales calculées à partir de modèles 3D ajustés

Les plans de projection	Les axes bicondyliens	Les axes des plateaux tibiaux	IC 95%
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien distal	Biglénœdien	5,5
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	3,2
Plan fémoral anatomique distal	Axe bicondylien distal	Biglénœdien	5,6
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	3,3
Plan fémoral anatomique total	Axe bicondylien distal	Biglénœdien	5,5
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	3,2

Tableau 45 : Moyennes des rotations fémoro-tibiales calculées à partir de modèles 3D ajustés

Les plans de projection	Les axes bicondyliens	Les axes des plateaux tibiaux	Moyennes (°)
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien distal	Biglénœdien	7,5
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	6,0
Plan fémoral anatomique distal	Axe bicondylien distal	Biglénœdien	7,5
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	6,1
Plan fémoral anatomique total	Axe bicondylien distal	Biglénœdien	7,6
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	6,0

Discussion et conclusions partielles

Les résultats de cette étude sont similaires aux résultats obtenus pour le calcul des RFT à partir de modèles intermédiaires. En effet, les RFT calculées à partir de l'axe bicondylien postérieur et l'axe des plateaux tibiaux postérieur sont les plus reproductibles indépendamment des plans de projection, les IC95% sont de l'ordre de 3.2°.

Finalement, nous proposons de choisir, comme pour l'étude avec la déformation globale, le plan mécanique fémoral comme plan de projection, l'axe des plateaux tibiaux postérieur et l'axe bicondylien postérieur pour le calcul de la RFT.

4.2.3 Temps de reconstruction

Les temps nécessaires à la reconstruction de **deux** membres inférieurs par paire de radiographies ont été évalués pour les différentes étapes de la reconstruction.

- Pour la méthode « rapide » :
 - Modèle paramétré simplifié + modèle initial 3D rapide : moyenne 2.5 min (Max : 3 min).
- Pour la méthode « précise » :
 - Modèle intermédiaire : moyenne 3.5 min (Max : 6 min).
 - Modèle ajusté : moyenne 3.5 min (Max : 5 min).
- Temps global (du modèle paramétré simplifié au modèle ajusté) : moyenne 9.5 min (Max : 13 min). Soit un temps global de 5 min en moyenne par membre inférieur.

4.2.4 Conclusion générale et recommandations

Nous avons réalisé une étude de reproductibilité sur 10 paires de radiographies de sujets sains, en position debout et « jambes décalées ». Trois opérateurs ont effectué 2 fois chacun une reconstruction « rapide » et une reconstruction « précise ». Lors de la reconstruction « rapide » un modèle paramétré simplifié (MPS) et un modèle initial 3D rapide ont été calculés pour chaque paire de radiographies, tandis que pour la méthode « précise », deux modèles étaient disponibles (modèle intermédiaire et modèle ajusté). Pour chaque modèle, une série d'indices cliniques a été obtenue. La moyenne de chaque indice clinique ainsi que l'intervalle de confiance à 95% (IC95%) ont été calculés. Premièrement, cette étude a montré qu'il était possible, grâce à la méthode « rapide », d'obtenir en moins de 3 minutes par paire de radiographies (pour les **deux** membres inférieurs), un modèle paramétré simplifié 3D. Ce dernier est suffisant pour calculer avec une bonne précision les indices cliniques gonométriques (2D et 3D) les plus utilisés actuellement en routine clinique ($IC95\% \leq 1.6^\circ$). Exception faite pour l'ACD 2D/3D ($IC95\% = 4.9^\circ/4.7^\circ$), ces résultats peuvent s'expliquer par la numérisation encore imprécise et variable, d'un opérateur à l'autre, des 4 points 2D en vue de profil due à la faible visibilité des deux diaphyses superposées sur cette vue.

Les IC95% pour les longueurs du membre inférieur sont ≤ 2.5 mm, égaux à 2.2 mm pour le diamètre de la tête fémorale et autour de 3.5 mm pour la longueur du col fémoral.

Toutes ces valeurs sont cliniquement acceptables et les valeurs moyennes des indices cliniques calculés sont similaires à celles rapportées dans la littérature (Tableau 3, Tableau 5 et Chapitre 1.4). Deuxièmement, et grâce à la méthode de reconstruction « précise » il a été montré qu'il était désormais possible de calculer pour les **deux** membres inférieurs et en moins de 10 minutes en moyenne, des modèles 3D ajusté ainsi que les paramètres de torsions et de rotation. Ce temps est nettement inférieur à celui rapporté par Nodé-Langlois (Nodé-Langlois 2003) qui a évalué le temps de reconstruction à 24 minutes (Max : 39 min) par membre inférieur.

Il a aussi été montré que le calcul du MPS était reproductible et suffisant pour obtenir une solution initiale 3D rapide du membre inférieur proche de la solution recherchée en terme de morpho-réalisme et de position sur les deux radiographies. Cette solution n'est pas encore suffisante pour calculer les indices cliniques 3D avec une grande précision. Néanmoins, il peut être utilisé avec fiabilité pour la suite de la méthode de reconstruction.

Ensuite, il a été montré que les IC95% pour le calcul des indices cliniques obtenus grâce aux modèles intermédiaires étaient similaires à ceux déterminés à partir des modèles ajustés. La seule amélioration a été observée au niveau du calcul de l'ACD pour les modèles ajustés

(IC95% = 2° au lieu de 3°). Les IC95% pour les deux modèles sont inférieurs à 2.6° pour les IC 3D gonométriques, inférieurs à 2.5 mm pour les longueurs du membre inférieur et inférieurs à 3.5 mm pour les autres longueurs 3D (FNAL, OffSet, TGT, TLT, etc.).

En ce qui concerne les torsions tibiale et fémorale et la rotation fémoro-tibiale, les valeurs moyennes sont identiques pour les deux modèles.

Cette étude nous a permis finalement de proposer une standardisation quant au choix des axes et du plan de projection pour le calcul des paramètres de torsions et de rotation. Les axes retenus sont ceux qui permettent de calculer ces indices cliniques avec de meilleures précisions.

Nous proposons donc de considérer la TF comme l'angle compris entre l'axe bicondylien postérieur et l'axe du col fémoral passant par les sections du col et le centre de la tête fémorale, tous deux projetés sur le plan fémoral mécanique (IC95% = 3.9° ; moyenne = 11.1°). Aussi, nous conseillons de calculer la TT comme l'angle compris entre l'axe des plateaux tibiaux postérieur et l'axe bi-malléolaire distal, tous deux projetés sur le plan tibial mécanique/anatomique (IC95% = 5.2° ; moyenne = 34.4°). Finalement, pour la RTF, nous suggérons de considérer cet indice comme l'angle compris entre l'axe des plateaux tibiaux postérieur et l'axe bicondylien postérieur, tous deux projetés sur le plan mécanique fémoral (IC95% = 3.2° ; moyenne = 6°). Les valeurs moyennes de ces indices cliniques obtenus pour des sujets sains, coïncident avec ceux rapportés dans la littérature : TF = 15° en moyenne (Catonné et al. 2006, Gray et al. 2002) ; TT = 34° en moyenne (Lerat et al. 1982) ; RTF = 3° en moyenne (Lerat et al. 1982).

Notons que le choix de ces axes est judicieux, car ces derniers ne sont pas liés aux parties anatomiques du membre inférieur les plus susceptibles d'être touchées par des dégénérescences osseuses causées par la gonarthrose par exemple (au niveau des glènes tibiales et des bords distaux des condyles).

En ce qui concerne le calcul de l'ACD, tous les axes du col fémoral semblent reproductibles sauf celui calculé à partir des sections du col et ne passant pas par le centre de la tête fémorale. De ce fait, les trois autres axes peuvent être utilisés, autant pour le calcul de l'ACD que pour la TF.

Sachant que l'utilisation du modèle ajusté n'améliore que très peu la précisions du calcul des indices cliniques, nous pouvons suggérer de calculer ces derniers uniquement grâce au modèle intermédiaire. Cette solution permettrait de diminuer encore le temps de reconstruction (à environ 7 minutes par paire de radiographies) sans altérer la précision du calcul des indices cliniques.

Pour conclure, nous devons préciser que très peu d'études de reproductibilité de calcul des IC 3D à partir de reconstructions 3D, incluant les torsions et rotation, ont été décrites dans la littérature. C'est pour cette raison que seules les comparaisons avec les résultats obtenus par les membres de notre équipe lors de travaux antérieurs ont pu être réalisées. La plupart des auteurs (Dong et al. 200, Kim_1 et al. 2000, Kim_2 et al. 2000, Lee et al. 2008, Mahaisavariya et al. 2002, Subburaj et al. 2009) comparent leurs résultats avec des mesures directes ou manuelles réalisées directement sur des radiographies ou les coupes scanner (Tableau 9). De plus, aucun des auteurs ne rapporte le temps de calcul, sauf Kim (Kim_1 et al. 2000) qui évalue à 15 minutes le temps nécessaire à l'obtention de la torsion fémorale à partir de modèles 3D issus du CT-Scan. Néanmoins, cette durée reste importante, d'autant plus que le temps de reconstruction des modèle 3D est inconnu et n'est pas inclus dans cette information.

Finalement, lors de notre étude de reproductibilité inter-opérateurs, 2 sur 20 condyles fémoraux ont été inversés par deux opérateurs et 4 plateaux tibiaux par un seul opérateur. L'inversion des plateaux tibiaux et des condyles fémoraux a pour effet de surévaluer les IC95% de la TF, TT et RTF de 5°. Des travaux de recherches futurs introduisant des critères de plausibilité, d'informations *a priori* et de

modèles génériques volumiques dans le système de reconstruction permettraient d'estimer de façon fiable ces régions anatomiques et pourraient aider à éviter les erreurs d'inversement des condyles fémoraux et des plateaux tibiaux. Pour le moment et pour de rares cas, où la vue de profil est encore ambiguë, une radiographie supplémentaire avec vue oblique pourrait être une alternative. Ceci est possible car les doses d'irradiation administrées par le système biplan sont inférieures à celle d'une radiographie conventionnelle.

4.3 Evaluation de la méthode II : Etude de reproductibilité sur des sujets pathologiques (*in vivo*)

4.3.1 Méthode de validation

Des reconstructions 3D « rapide » et « précise » des membres inférieurs pathologiques (soit gauche, soit droit, soit les deux) ont été réalisées pour chaque paire de radiographies. Disposant de 10 radiographies biplanes, seuls 15 membres inférieurs ont pu être reconstruits.

Deux opérateurs ont participé à l'étude de reproductibilité. Ces derniers ont reconstruit chaque membre inférieur une fois. Au total, pour chaque indice clinique, 30 mesures étaient disponibles (2_Op x 1_mesure x 15_MI).

A chaque étape, un modèle 3D et des indices cliniques associés ont été calculés. La moyenne de chaque indice clinique ainsi que l'intervalle de confiance à 95% (IC95%) ont été obtenus (tel que décrit à la page 144, section 4.2).

L'étude de reproductibilité précédente ayant démontré que le modèle 3D initial rapide était très proche de la solution recherchée, et que les indices cliniques calculés à cette étape n'étaient pas encore exploitables, nous avons choisi de ne pas analyser ce niveau de reconstruction dans ce chapitre.

Aussi, l'étude précédente a montré de très faibles variations entre les résultats obtenus avec les modèles intermédiaires et ceux obtenus avec les modèles ajustés. En conséquence, nous avons fait le choix de restreindre l'analyse que sur les résultats obtenus grâce au modèle ajustés (final) tout en gardant en mémoire que l'étape de la déformation fine n'a pas été appliquée au tibia.

En nous basant sur les résultats obtenus lors de l'étude précédente, nous avons choisi de ne rapporter que les TF et RFT projetées sur le plan fémoral mécanique.

Ceci étant, les résultats relatifs aux fémurs sont ceux calculés à l'étape de la « déformation locale (fine) », tandis que les résultats relatifs aux tibias, seront ceux calculés à l'étape de la « déformation globale ».

Toutefois, les résultats de l'étude de reproductibilité inter-opérateurs effectuée sur les trois modèles 3D sont disponibles dans leur globalité à l'Annexe 5.

Pour finir, il est à noter qu'à part l'étude réalisée par Nodé-Langlois (Nodé-Langlois 2003), il n'existe à notre connaissance aucune étude de reproductibilité sur le calcul des indices cliniques 3D pour des sujets pathologiques. Par conséquent, la comparaison de nos résultats avec la littérature n'a pas pu être réalisée.

4.3.2 Résultats et discussions

4.3.2.1 Pour la méthode de reconstruction « rapide »

4.3.2.1.1 A partir des modèles paramétrés simplifiés (MPS)

Les résultats de l'étude de reproductibilité (IC95% et moyennes) pour le calcul des IC à partir des modèles paramétrés simplifiés issus de la reconstruction « rapide » sont rapportés dans les Tableau 46 et Tableau 47.

Tableau 46 : IC95% pour les indices cliniques calculés avec les MPS

Indices cliniques	IC 2D (radio face)	IC 2D (radio profil)	IC 3D	IC 2D (repère fémur face)	IC 2D (repère fémur profil)
HKS (°)	1,0		1,0	1,1	
HKA (°)	0,7	1,3	1,1	1,0	1,1
ACD (°)	4,6		8,3		
Longueur du col (mm)	3,1		3,1		
Longueur du fémur (mm)	2,5	2,3	2,3		
Longueur du tibia (mm)	2,4	2,3	2,4		
Longueur totale (mm)	2,4	2,2	2,2		
Diamètre tête fémorale (mm)			3,1		

Tableau 47 : Moyennes des indices cliniques calculés avec les MPS

Indices cliniques	IC 2D (radio face)	IC 2D (radio profil)	IC 3D	IC 2D (repère fémur face)	IC 2D (repère fémur profil)
HKS (°)	5,9		7,3	5,7	
HKA (°)	174,5	172,1	169,9	174,7	172,3
ACD (°)	129,1		120,0		
Longueur du col (mm)	45,1		47,7		
Longueur du fémur (mm)	407,4	411,8	412,2		
Longueur du tibia (mm)	355,7	357,6	359,2		
Longueur totale (mm)	768,5	774,0	774,6		
Diamètre tête fémorale (mm)			44,6		

Discussion et conclusions partielles

L'étude de reproductibilité inter-opérateurs sur les IC angulaires 2D/3D montre que les IC95% sont inférieurs à 1.4°. Pour l'HKA 2D par exemple, l'IC95% est de 0.7° (en projection frontale) ce qui montre une meilleure reproductibilité que celle rapportée par Odenbring (Odenbring et al. 1993) (IC95% = 2°).

Aussi, nous constatons que les valeurs des angles HKA et ACD 2D calculées dans le repère radiologique de face, sont largement surévaluées par rapport aux valeurs 3D réelles (de 4.5° pour l'HKA et de 9° pour l'ACD). Ceci confirme l'influence du positionnement du sujet sur la précision de la mesure 2D réalisée.

En ce qui concerne les ACD 2D/3D, les IC95% sont de 4.9° et 8.3°, valeurs encore plus élevées que celles rapportées par l'étude sur les sujets sains. Ce résultat suggérerait qu'il est encore plus difficile de numériser les 4 points 2D en vue de profil et les 2 points sur le col fémoral pour des cas pathologiques.

Il n'existe, à notre connaissance, aucune étude de reproductibilité sur le calcul d'indices cliniques 3D obtenus à partir de modèles simplifiés et réalisée sur des sujets pathologiques. Les comparaisons n'ont donc pas pu être réalisées.

Pour finir, tous les IC95% pour le calcul des longueurs du membre inférieur sont ≤ 2.5 mm, égaux à 3.1 mm pour le diamètre de la tête fémorale et égal à 3.1 mm pour la longueur du col fémoral. A part les résultats obtenus pour l'ACD, tous les autres IC sont du même niveau de reproductibilité que ceux observés pour l'étude sur les sujets sains.

4.3.2.2 Pour la méthode de reconstruction « précise »

4.3.2.2.1 Pour l'étape de la « Déformation fine » : Modèles 3D ajustés pour les fémurs et « Déformation globale » : Modèles 3D intermédiaires pour les tibias

Indices cliniques goniométriques

Les résultats de l'étude de reproductibilité pour les indices cliniques goniométriques, IC95% et moyennes sur des sujets pathologiques, sont rapportés dans les Tableau 48 et Tableau 49.

Tableau 48 : IC95% pour les indices cliniques goniométriques calculés à partir de modèles 3D intermédiaires et ajustés

Indices cliniques	IC 2D (radio face)	IC 2D (radio profil)	IC 3D	IC 2D (repère fémur face)	IC 2D (repère fémur profil)
HKS (°)	0,4		0,5	0,4	
HKA (°)	0,5	0,9	0,7	0,5	0,9
AFm (°)	1,6		1,4	1,5	
ATm (°)	2,8		2,6	3,0	
ACD (Section Mini) (°)	3,6		3,7		
ACD (section base) (°)	3,5		3,8		
ACD (Sections liées) (°)	3,0		3,4		
Longueur du col (section base) (mm)	2,5		2,5		
Longueur du col (sections liées) (mm)	2,1		2,1		
TGT (mm)			2,5		
TLT (mm)			3,7		
Surface de la section minimale du Col (mm ²)			110,0		
Longueur FNAL (mm)	2,7		2,5		
Offset fémoral (mm)	2,1		2,1		
Diamètre tête fémorale (mm)			1,1		
Longueur fémur (mm)	1,6	1,7	1,7		
Longueur tibia (mm)	2,4	2,3	2,4		
Longueur totale (mm)	2,4	2,2	2,2		

Tableau 49 : Moyennes des indices cliniques goniométriques calculés à partir de modèles 3D intermédiaires et ajustés

Indices cliniques	IC 2D (radio face)	IC 2D (radio profil)	IC 3D	IC 2D (repère fémur face)	IC 2D (repère fémur profil)
HKS (°)	5,7		7,0	5,5	
HKA (°)	174,4	171,6	169,5	174,4	171,8
AFm (°)	91,6		92,1	92,1	
ATm (°)	87,1		87,0	86,8	
ACD (Section Mini) (°)	130,4		125,6		
ACD (section base) (°)	129,4		125,5		
ACD (Sections liées) (°)	129,5		125,2		
Longueur du col (section base) (mm)	49,6		50,7		
Longueur du col (sections liées) (mm)	49,2		50,2		
TGT (mm)			2,1		
TLT (mm)			59,7		
Surface de la section minimale du Col (mm ²)			750,5		
Longueur FNAL (mm)	92,6		94,7		
Offset fémoral (mm)	35,9		41,7		
Diamètre tête fémorale (mm)			43,9		
Longueur fémur (mm)	409,1	413,7	414,1		
Longueur tibia (mm)	355,7	357,6	359,2		
Longueur totale (mm)	768,5	774,0	774,6		

Discussion et conclusions partielles

L'étude de reproductibilité réalisée à partir de modèles 3D ajustés de sujets pathologiques montre que les IC95% pour les paramètres angulaires 3D HKS, HKA et AFm sont respectivement égaux à 0.5°,

0.7° et 1.4°. Ces résultats sont similaires à ceux obtenus par Nodé-Langlois (Nodé-Langlois 2003) (IC95% : 0.8°, 1° et 1.4°) et par notre étude de reproductibilité sur des sujets sains.

Pour ce qui est de l'ATm 3D, l'IC95% est égal à 2.6° ; cette valeur indique qu'il est encore difficile d'ajuster de façon reproductible les plateaux tibiaux en vue de profil. Néanmoins, ce résultat est équivalent à celui obtenu avec l'étude sur les sujets sains et similaire à celui de Nodé-Langlois (Nodé-Langlois 2003) (IC95% = 2.4°).

Pour le calcul des ACD 2D/3D, les IC95% varient entre 3.0° et 3.8°. La reproductibilité du calcul de cet indice clinique sur des sujets pathologiques est légèrement moins bonne que celle pour les sujets sains. Néanmoins, l'axe du col fémoral (sections liées) semble le plus reproductible (IC95% = 3.4° pour l'ACD 3D).

Pour les longueurs du membre inférieur 2D/3D, les IC95% sont inférieurs à 2.5 mm. Ces résultats restent dans les limites acceptables de la clinique.

Pour les IC 2D angulaires, les IC95% sont inférieurs à 3° avec toujours un maximum pour l'ATm.

Finalement, les IC95% pour tous les autres paramètres sont inférieurs à 3 mm (excepté pour TLT, IC95% = 3.7 mm).

Globalement, la reproductibilité pour le calcul des indices cliniques gonométriques sur des sujets pathologiques est similaire à celle pour les sujets sains avec une moins bonne reproductibilité pour le calcul de l'ACD. Ceci peut s'expliquer par la difficulté d'ajuster de façon fidèle le col fémoral en vue de profil, difficulté accentuée dans le cas de sujets présentant des pathologies du membre inférieur.

Les torsions fémorales

Les résultats de l'étude de reproductibilité, IC 95% et moyennes, sont rapportés dans les Tableau 50 et Tableau 51.

Tableau 50 : IC95% pour les torsions fémorales calculées à partir de modèles 3D ajustés

Le plan de projection	Les axes bicondyliens	Les axes du col fémoral	IC 95%
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien postérieur	Section base	5,0
		Sections liées	4,5
		Sections libres	5,9
		Section minimale	5,0
	Axe bicondylien distal	Section base	6,0
		Sections liées	5,6
		Sections libres	8,2
		Section minimale	6,1

Tableau 51 : Les moyennes des torsions fémorales calculées à partir de modèles 3D ajustés

Le plan de projection	Les axes bicondyliens	Les axes du col fémoral	Moyennes (°)
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien postérieur	Section base	10,4
		Sections liées	7,9
		Sections libres	14,7
		Section minimale	8,9
	Axe bicondylien distal	Section base	10,8
		Sections liées	8,2
		Sections libres	15,0
		Section minimale	9,3

Discussion et conclusions partielles

Les résultats de l'étude de reproductibilité pour le calcul des TF à partir de modèles ajustés et sur des sujets pathologiques montre que l'axe bicondylien distal est le moins reproductible, indépendamment de l'axe du col fémoral choisi ($6.0^\circ \leq IC95\% \leq 8.2^\circ$). Au contraire, la torsion fémorale calculée à partir de l'axe du col (sections liées) et l'axe bicondylien postérieur projetés sur le plan fémoral mécanique est la plus reproductible ($IC95\% = 4.5^\circ$).

Même si cet indice est légèrement moins reproductible dans cette étude, ce résultat confirme les observations faites lors de l'étude sur les sujets sains.

Les rotations fémoro-tibiales

Les résultats de l'étude de reproductibilité, IC 95% et moyennes, sont rapportés dans les Tableau 52 et Tableau 53.

Tableau 52 : IC95% pour les rotations fémoro-tibiales calculées à partir de modèles 3D ajustés

Le plan de projection	Les axes bicondyliens	Les axes des plateaux tibiaux	IC 95%
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien distal	Biglénœidien	4,6
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	5,0

Tableau 53 : Les moyennes des rotations fémoro-tibiales calculées à partir de modèles 3D ajustés

Le plan de projection	Les axes bicondyliens	Les axes des plateaux tibiaux	Moyennes (°)
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien distal	Biglénœidien	4,4
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	5,6

Discussion et conclusions partielles

Les résultats de cette étude montrent que le calcul de la RFT à partir de l'axe bicondylien postérieur et l'axe des plateaux tibiaux postérieur est légèrement moins reproductible que celui calculé avec l'axe bicondylien distal et l'axe des plateaux tibiaux biglénœidien ($IC95\% = 5.0^\circ$ et 4.6° respectivement). Néanmoins, ces deux résultats sont meilleurs que ceux rapportés par Nodé-Langlois (Nodé-Langlois 2003) ($IC95\% = 8.4^\circ$).

Ce résultat contredit celui observé lors de l'étude de reproductibilité sur les sujets sains. Néanmoins, étant donné que les valeurs des deux $IC95\%$ sont très proches et que le choix de l'axe des plateaux tibiaux postérieur semble plus judicieux en raison de sa robustesse comme évoqué précédemment, nous suggérons d'utiliser la combinaison des deux axes retenus lors de l'étude sur les sujets sains. Ce choix pourrait être confirmé grâce à une étude avec un éventail de sujets pathologiques plus important.

Les torsions tibiales

Les résultats de l'étude de reproductibilité, IC 95% et moyennes, sont rapportés dans les Tableau 54 et Tableau 55.

Tableau 54 : IC95% pour les torsions tibiales calculées à partir de modèles 3D intermédiaires

Le plan de projection	Les axes des plateaux tibiaux	Les axes bi-malléolaires	IC 95%
Plan tibial mécanique/ anatomique	Biglénœidien	Externe	5,2
		Distal	5,5
	Postérieur	Externe	5,8
		Distal	6,0

Tableau 55 : Les moyennes des torsions tibiales calculées à partir de modèles 3D intermédiaires

Le plan de projection	Les axes des plateaux tibiaux	Les axes bi-malléolaires	Moyennes (°)
Plan tibial mécanique/ anatomique	Biglénœidien	Externe	23,4
		Distal	25,4
	Postérieur	Externe	29,2
		Distal	31,2

Discussion et conclusions partielles

L'étude de reproductibilité sur le calcul des TT sur des sujets pathologiques montre que les IC95% varient entre 5.2° et 6.0°. La TT qui était la plus reproductible lors de l'étude effectuée sur les sujets sains semble être la moins reproductible pour les sujets pathologiques (IC95% = 6.0°). La TT la plus fidèle est celle calculée avec l'axe de plateaux tibiaux biglénœidien et l'axe bi-malléolaire externe (IC95% = 5.2°). A ce stade, il nous est difficile de tirer des conclusions définitives. Une étude sur un échantillon plus large de sujets pathologiques avec plus d'opérateurs pourrait nous aider à confirmer notre premier choix, à savoir que la TT calculée avec l'axe des plateaux tibiaux postérieur serait la plus robuste.

4.3.3 Temps de reconstruction

Les temps nécessaires à la reconstruction d'un membre inférieur par paire de radiographies ont été évalués seulement pour un seul opérateur et pour les différentes étapes de la reconstruction.

- Pour la méthode « rapide » :
 - Modèle paramétré simplifié + modèle initial 3D rapide : moyenne 1 min (Max : 1 min).
- Pour la méthode « précise » :
 - Modèle intermédiaire : moyenne 2 min (Max : 2.5 min).
 - Modèle ajusté : moyenne 2 min (Max : 2.5 min).
- Temps global (du modèle paramétré simplifié au modèle ajusté) : moyenne 5 min (Max : 6 min).

4.3.4 Conclusion générale

Nous avons réalisé une étude de reproductibilité sur 10 paires de radiographies de sujets pathologiques, en position debout et « jambes décalées ». Deux opérateurs ont effectué une fois chacun une reconstruction « rapide » et une reconstruction « précise. Lors de la reconstruction « rapide » un modèle paramétré simplifié (MPS) et un modèle initial 3D rapide ont été calculés pour chaque paire de radiographies, tandis que pour la méthode « précise », deux modèles étaient disponibles (modèle intermédiaire et modèle ajusté). Pour chaque modèle une série d'indices

cliniques a été obtenu. La moyenne de chaque indice clinique ainsi que l'intervalle de confiance à 95% (IC95%) ont été calculés.

En nous basant sur les résultats et les conclusions de l'étude sur les sujets sains, nous avons décidé de n'analyser que les résultats obtenus grâce au modèle ajusté (final) tout en gardant en mémoire que l'étape de la déformation fine n'a pas été appliquée au tibia.

Aussi, nous avons choisi de rapporter seulement les TF et RFT projetées sur le plan fémoral mécanique.

Finalement, les résultats relatifs aux fémurs sont ceux calculés à l'étape de la « déformation fine », tandis que les résultats relatifs aux tibias sont ceux calculés à l'étape de la « déformation globale ».

Comme nous l'avons déjà mentionné, à notre connaissance la seule étude de reproductibilité pour le calcul d'IC 3D sur des sujets pathologiques disponible dans la littérature est celle réalisée par Nodé-Langlois (Nodé-Langlois 2003). Par conséquent, une comparaison avec la littérature n'a pas pu être réalisée.

Cette étude montre qu'il était possible, grâce à la méthode « rapide », d'obtenir en une minute un modèle paramétré simplifié 3D. Ce dernier est suffisant pour calculer avec une bonne précision les indices cliniques gonométriques (2D et 3D) les plus utilisés aujourd'hui en routine clinique (IC95% < 1.5°), exception faite pour l'ACD 2D/3D (IC95% = 4.6°/8.3°). Ces résultats peuvent s'expliquer par la numérisation encore imprécise et variable, d'un opérateur à l'autre, des 10 points 2D en vue de profil due à la faible visibilité des deux diaphyses superposées et du col fémoral. Cette numérisation semble encore plus compliquée dans le cas de sujets pathologiques.

Les IC95% pour les longueurs du membre inférieur sont ≤ 2.5 mm, égaux à 3.1 mm pour le diamètre de la tête fémorale et égal à 3.1 mm pour la longueur du col fémoral.

Cependant, toutes ces valeurs sont cliniquement acceptables.

Ensuite, et grâce à la méthode de reconstruction « précise », il a été montré qu'il était désormais possible de calculer pour des sujets pathologiques en 5 minutes environ des modèles 3D personnalisés ainsi que les paramètres de torsions et de rotation. Cette durée est nettement inférieure à celle rapportée par Nodé-Langlois (Nodé-Langlois 2003) qui a évalué le temps de reconstruction à 24 minutes (Max : 39 min) par membre inférieur.

Par ailleurs, les indices cliniques gonométriques 3D calculés grâce aux modèles ajustés sont reproductibles ($0.7^\circ < \text{IC95\%} < 2.6^\circ$) et similaires à ceux obtenus à partir de notre étude de reproductibilité sur des sujets sains.

La reproductibilité du calcul des ACD 3D sur des sujets pathologiques est légèrement moins bonne que celle observée sur les sujets sains. Néanmoins, l'axe du col fémoral (sections liées) semble le plus reproductible (IC95% = 3.4°).

Les IC95% sont inférieurs à 2.5 mm pour les longueurs du membre inférieur et inférieurs à 3.7 mm pour les autres paramètres 3D (FNAL, Offset, TGT, TLT, etc.). Ces résultats restent dans les limites acceptables de la clinique et similaires aux résultats observés pour les sujets sains.

Globalement, la reproductibilité pour le calcul des indices cliniques gonométriques sur des sujets pathologiques est similaire à celle observée pour les sujets sains avec des résultats moins performants pour le calcul de l'ACD. Ceci peut s'expliquer par la difficulté d'ajuster de façon fidèle le col fémoral en vue de profil, difficulté accentuée dans le cas de sujets présentant des pathologies au niveau de la hanche.

En ce qui concerne la torsion fémorale et la rotation fémoro-tibiale, les mêmes conclusions faites lors de l'étude sur les sujets sains peuvent être appliquées aux sujets pathologiques. Nous pouvons donc proposer une standardisation quant au choix des axes et du plan de projection pour le calcul de ces

deux indices. Les axes retenus sont ceux qui permettent de calculer ces IC avec de meilleures précisions. Nous proposons de considérer la TF comme l'angle compris entre l'axe bicondylien postérieur et l'axe du col fémoral passant par les sections du col et le centre de la tête fémorale, tous deux projetés sur le plan fémoral mécanique (IC95% = 4.5°). Aussi, pour la RFT, nous suggérons de considérer cet indice comme l'angle compris entre l'axe des plateaux tibiaux postérieur et l'axe bicondylien postérieur, tous deux projetés sur le plan mécanique fémoral (IC95% = 5°).

Ces résultats offrent de moins bonnes reproductibilités que celles observées pour l'étude sur des sujets sains. La raison nous semble évidente : il est toujours plus difficile de reconstruire des modèles 3D sur des cas cliniques que sur des volontaires dont premièrement, la position pendant la prise des radiographies a été dument contrôlée et deuxièmement, dont les structures osseuses ne présentaient aucune dégénérescence (coxarthroses, gonarthroses, etc.).

Concernant la torsion tibiale, les IC95% variaient entre 5.2° et 6.0°. La TT qui était la plus reproductible lors de l'étude effectuée sur les sujets sains - calculée avec l'axe de plateaux tibiaux postérieur et l'axe bi-malléolaire distal – semble être la moins reproductible pour les sujets pathologiques (IC95% = 6.0°). Il nous est donc difficile de tirer des conclusions définitives. Pour le moment, nous suggérons de conserver les deux axes choisis lors de l'étude sur les sujets sains ; une étude sur un échantillon plus large de sujets pathologiques avec davantage d'opérateurs pourrait nous aider à confirmer ce choix.

Pour l'ACD, l'axe du col fémoral calculé à partir des sections du col et passant par le centre de la tête fémorale semble être le plus reproductible dans le cas de sujets pathologiques. Ceci confirme le choix déjà fait pour le calcul de la TF.

4.4 Evaluation de la méthode III : Etude de précision de forme et de calcul des indices cliniques 3D « *in vitro* »

4.4.1 Méthodes de validation

A partir des radiographies biplanes, un seul opérateur a effectué une seule fois des reconstructions 3D « rapides » et « précises » de chacun des 11 fémurs secs. Pour chaque fémur, trois modèles ont donc été calculés : un modèle 3D initial rapide, un modèle intermédiaire et un modèle ajusté. Une série d'indices cliniques 3D a été calculée sur les modèles ajustés uniquement.

A partir des coupes scanner, un seul opérateur a reconstruit une seule fois les 11 fémurs secs à l'aide du logiciel de reconstruction Amira® (Mercury Computer Systems, USA). Tous ces modèles 3D ont été ensuite régionalisés et paramétrés, de telle sorte que tous les indices cliniques 3D ont aussi pu être calculés sur ces volumes.

Pour finir, les reconstructions obtenues à partir du CT-scan ont été comparées à celles obtenues à partir des radiographies biplanes de deux façons différentes :

- Comparaison de forme,
- Comparaison des indices cliniques 3D.

4.4.1.1 Comparaison de forme (Précision de forme)

La précision de forme a été évaluée en comparant les reconstructions issues du CT-Scan avec les trois modèles obtenus à partir des radiographies biplanes (modèle initial rapide, modèle intermédiaire et modèle ajusté).

Les modèles n'étant pas situés dans le même environnement radiographique, chaque fémur reconstruit à partir du CT-scan a été recalé, avec le logiciel de recherche IdefX¹², sur son homologue reconstruit à partir de la radiographie bipiane. La méthode de recalage permet de superposer deux modèles 3D grâce à des translations et rotations tout en minimisant les distances points-surface au sens des moindres carrés (Laporte 2002). Après recalage, les distances points-surface entre les modèles ont été calculées. La moyenne de ces distances points-surface en valeur absolue μ (distances moyennes que l'on observe entre une reconstruction CT-scan et une reconstruction issue de radiographies biplanes), les 2RMS (intervalle de confiance à 95% sur la précision de forme en comparaison au CT-scan) et la valeur maximum des écarts « Max » ont été calculés sur les 2500 points représentant la surface de chaque modèle reconstruit à partir des radiographies biplanes.

4.4.1.2 Comparaison des indices cliniques 3D

Lors des deux études de reproductibilité (*in vivo*), nous avons proposé une standardisation quant au calcul des IC 3D du fémur, notamment pour la TF et l'ACD. Dans cette étude, seuls ces indices cliniques « standards » ont été évalués.

Pour commencer, nous avons calculé cette série d'indices cliniques sur chacun des trois modèles reconstruits à partir des radiographies biplanes. Ensuite, ces mêmes indices cliniques ont été calculés sur les reconstructions issues du CT-Scan. Finalement, les différences signées entre les valeurs des IC (bipiane versus CT-Scan) ont été calculées et évaluées.

¹² IdefX est un logiciel de recherche propre aux laboratoires (LIO et LBM). Les algorithmes, les méthodes de reconstruction et de calcul des indices cliniques décrits dans ce mémoire de thèse ont été implémentés et testés grâce à ce logiciel.

La valeur moyenne des différences signées pour chaque indice clinique donne l'erreur systématique entre les deux mesures. L'écart type σ des différences signées permet d'estimer la fidélité de la méthode ($2\sigma = \text{IC95\%}$ sur la fidélité). Finalement, la précision du calcul de chaque indice clinique (justesse et fidélité) en comparaison au CT-scan peut être estimée par l'intervalle donné par $\mu \pm 2\sigma$.

4.4.2 Résultats

4.4.2.1 Comparaison de forme (Précision de forme)

Les résultats de la comparaison points-surface (μ , 2RMS, Max) entre chacun des trois modèles issus de la reconstruction à partir des radiographies biplanes, avec leur homologue reconstruit à partir des CT-Scan sont présentés dans le Tableau 56, les Figure 80 et Figure 81.

Tableau 56 : Précision de forme : distances points-surface entre les modèles CT-scan et les reconstructions à partir de la radiographie biplane

Comapraison des modèles reconstruits à partir du CT-Scan et :	Moyenne (mm)	2RMS (mm)	Max (mm)
1) Les modèles initiaux rapides	1,6	4,2	10,0
2) Les modèles intermédiaires	1,2	2,9	8,4
3) Les modèles ajustés	1,0	2,4	6,6

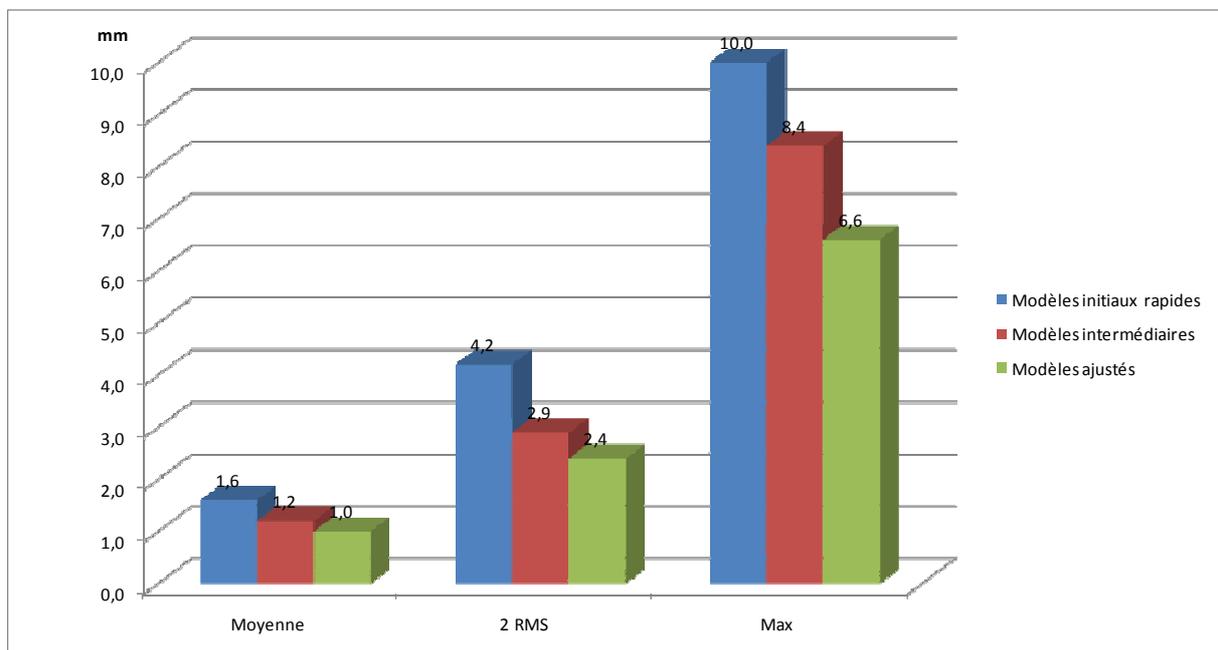


Figure 80 : Illustration graphique des écarts points-surface (moyennes, 2RMS, Max) entre les trois modèles reconstruits à partir des radiographies biplanes et celles issues du CT-Scan

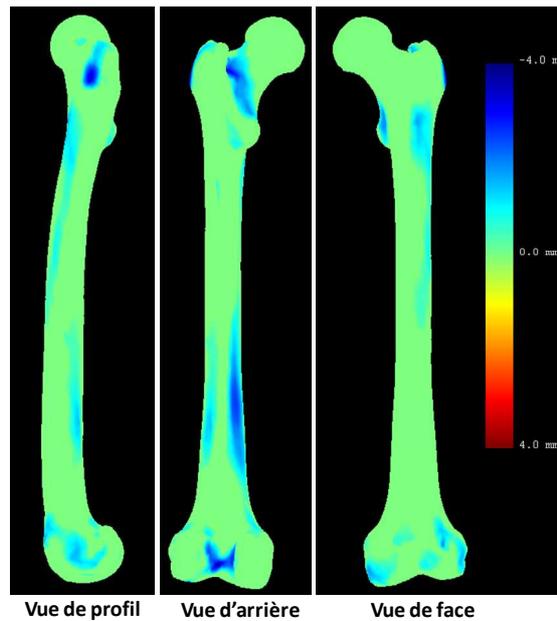


Figure 81 : Illustration des écarts points-surface pour un fémur gauche

4.4.2.2 Comparaison des indices cliniques 3D

Les résultats ($\mu \pm 2\sigma$) pour chacune de méthodes de reconstruction sont rapportés dans le Tableau 57 et la Figure 82.

Tableau 57 : Résumé des moyennes et des écart-types (2σ) des différences entre les indices cliniques obtenus à partir des trois reconstructions issues des radiographies biplanes et ceux calculés à partir des reconstructions CT-Scan

Indices cliniques 3D	CT-Scan/Modèles initiaux rapides		CT-Scan/Modèles intermédiaires		CT-Scan/Modèles ajustés	
	μ (signées)	2σ	μ (signées)	2σ	μ (signées)	2σ
Longueur fémorale (mm)	0,8	4,1	0,3	3,8	0,4	3,1
Diamètre de la tête fémorale (mm)	0,8	2,9	1,1	2,8	1,2	2,4
Offset fémoral (mm)	-2,3	4,6	-2,7	2,8	-3,0	3,2
Longueur FNAL (mm)	2,0	7,5	0,6	3,7	0,6	2,4
TGT (mm)	-1,0	9,6	-1,1	2,8	-1,0	3,1
TLT (mm)	1,8	13,2	-1,8	3,4	-1,8	2,7
AFm (°)	0,6	3,6	-0,4	2,2	-0,6	1,3
HKS (°)	0,2	2,8	0,3	1,4	-0,1	1,5
ACD (°)	2,0	8,2	0,0	2,7	0,4	2,2
TF (°)	-3,8	11,2	-1,1	3,2	-0,2	3,2

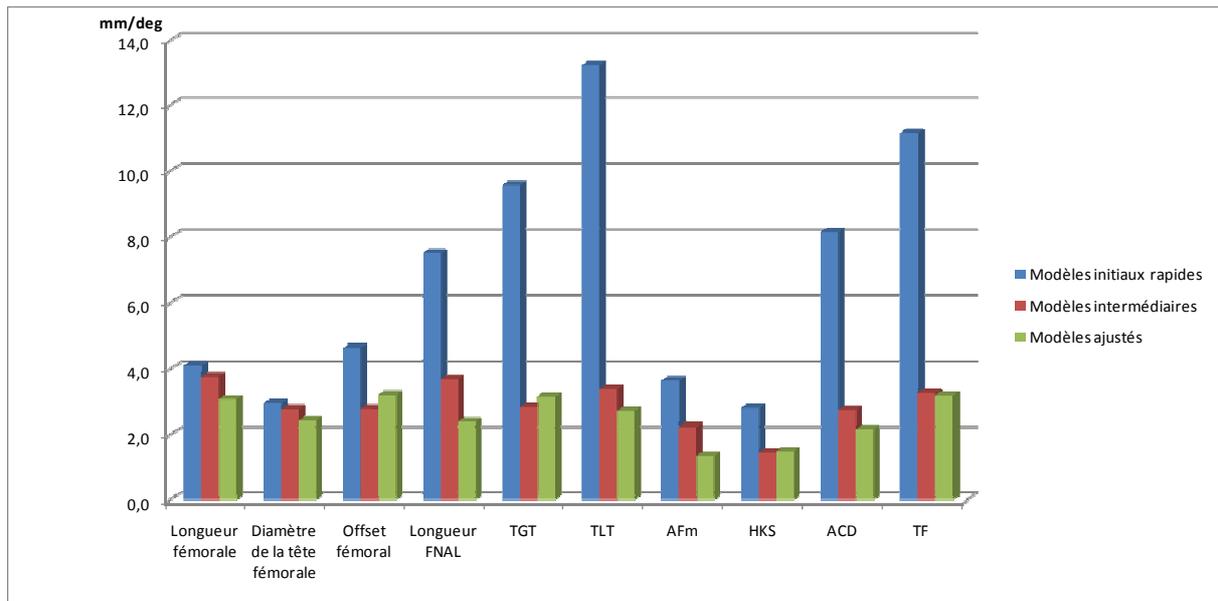


Figure 82 : Illustration graphique des 2σ (des différences signées) pour les indices cliniques calculés à partir des trois reconstructions issues des radiographies biplanes et ceux calculés à partir des reconstructions CT-Scan

4.4.3 Discussions et conclusions

Nous avons réalisé une étude de précision de forme et de comparaison d'indices cliniques pour les 3 modèles issus des reconstructions « rapide » et « précise » à partir de radiographies biplanes sur 11 fémur secs *in vitro*. Comme pour les études de précision antérieures (Laporte 2002, Laporte et al. 2003, Le Bras 2004, Mahfouz et al. 2006, Baudoin 2007), nous avons comparé nos résultats à des modèles 3D CT-scan que nous avons pris comme référence.

Pour ce qui est de la précision de forme (Tableau 56 ; Figure 80), les reconstructions montrent une précision pour les modèles initiaux rapides de 1.6 mm en moyenne, avec un intervalle de confiance à 95% de 4.2 mm et un maximum de 10 mm. Les modèles intermédiaires permettent d'améliorer la précision de forme et de passer à 1.2 mm en moyenne avec un intervalle de confiance à 95% de 2.9 mm et un maximum de 8.4 mm. Finalement, les modèles ajustés améliorent encore la précision avec des résultats finaux de 1.0 mm en moyenne, un intervalle de confiance à 95% de 2.4 mm et un maximum de 6.6 mm. Ces résultats montrent que pour obtenir un modèle de fémur morfo-réaliste précis, toutes les étapes de la reconstruction sont nécessaires. En comparant notre étude avec les données de la littérature, nous remarquons que nos résultats sont similaires à ceux obtenus par Laporte (Laporte et al. 2003) (Moy : 1 mm ; 2RMS : 2.8 ; Max : 5 mm) pour le fémur distal et Baudoin (Baudoin et al. 2008) (Moy : 0.8 mm ; 2RMS : 2.2 ; Max : 5.2 mm) pour le fémur proximal ; il sont légèrement meilleurs que ceux obtenus par Dong (Dong and Zheng 2009) (Moy : 1.6 mm ; 2RMS : 4.4 ; Max : non rapporté) pour le fémur proximal (Tableau 11), et pour un temps de reconstruction considérablement réduit. En effet, la méthode de reconstruction complète requiert 5 minutes en moyenne pour un membre inférieur (environ 2.5 minutes pour un fémur complet), contre 24 minutes pour un membre inférieur (Nodé-Langlois 2003) et 5 minutes pour un fémur proximal (Baudoin et al. 2008). Il est à noter qu'il nous a été difficile de comparer les temps de reconstruction de notre étude avec ceux de la littérature, car peu d'auteurs fournissent cette information.

Pour ce qui est de la comparaison des indices cliniques (IC) (Tableau 57 ; Figure 82) :

- *Pour les modèles initiaux rapides* : On constate une bonne précision quant au calcul des indices cliniques tel que l'HKS ($0.2^\circ \pm 2.8^\circ$), l'AFm ($0.6^\circ \pm 3.6^\circ$) et le diamètre de la tête fémorale (0.8 ± 2.9 mm). Ceci montre que les modèles initiaux représentent des solutions très proches des modèles de référence en terme de morpho-réalisme. Néanmoins, les moins bonnes précisions quant au calcul de la TF ($-3.8^\circ \pm 11.2^\circ$) et de l'ACD ($2^\circ \pm 8.2^\circ$), montrent que des ajustements sont encore nécessaires notamment pour l'orientation du col fémoral et des condyles fémoraux. Ces conclusions confirment celles établies lors des deux études de reproductibilité inter-opérateurs.
- *Pour les modèles intermédiaires* : Les résultats de cette partie de l'étude montrent une amélioration de la précision du calcul des indices cliniques dans leur globalité. Pour les paramètres angulaires, les moyennes des différences signées se situent au alentour de zéro (entre -1.1° et 0.3°) ce qui montre un faible biais systématique entre les deux mesures (Biplan/CT-Scan). Les valeurs des 2 écarts-type (2σ) sont quant à elles inférieures à 3.5° pour tous les indices cliniques angulaires. Ainsi, des IC tel que la TF et l'ACD sont obtenus, à cette étape de la reconstruction, avec de très bonnes précisions ($-1.1^\circ \pm 3.2^\circ$ et $0.0^\circ \pm 2.7^\circ$ respectivement) en comparaison avec les valeurs de références issues du CT-Scan. Pour ce qui est des paramètres de la longueur fémorale, des distances et du diamètre de la tête fémorale, les moyennes des différences signées se situent entre -1.1° et 1.1° sauf pour l'Offset fémoral (-2.7 mm) et le TLT (-1.8 mm). Toutefois ces mesures restent faibles et les valeurs des 2σ ne dépassent pas les 3.8 mm. Ces résultats montrent globalement une très bonne précision du calcul des indices cliniques du fémur à partir des modèles intermédiaires issus des radiographies biplanes.
- *Pour les modèles ajustés* : Les résultats obtenus à cette étape de l'étude sont similaires à ceux constatés pour le cas des modèles intermédiaires. Pour les paramètres angulaires, les moyennes des différences signées se situent entre -0.6° et 0.4° ce qui montre un biais quasi nul. Les valeurs des 2 écarts-type (2σ) sont inférieures à 3.5° avec une légère amélioration pour l'AFm ($2\sigma = 1.3^\circ$ contre $2\sigma = 2.2^\circ$ avec les modèles précédents). Les TF et l'ACD restent invariants avec des précisions de $-0.2^\circ \pm 3.2^\circ$ et $0.4^\circ \pm 2.2^\circ$ respectivement. Pour les paramètres restants, les précisions n'ont pas été beaucoup améliorées sauf celle relative à la longueur du col fémoral FNAL ($2\sigma = 2.4$ mm contre $2\sigma = 3.7$ mm). Il reste à noter une très légère dégradation du calcul de l'Offset fémoral ($2\sigma = 2.8$ mm contre $2\sigma = 3.2$ mm) et du TGT ($2\sigma = 2.8$ mm contre $2\sigma = 3.1$ mm), néanmoins elle reste inférieure au millimètre. Comme pour les mesures précédentes, les moyennes des différences signées restent faibles et les valeurs des 2σ ne dépassent pas les 3.2 mm. Finalement, ces résultats montrent une très bonne précision du calcul des indices cliniques du fémur à partir des modèles ajustés issus des radiographies biplanes.

Pour conclure, les résultats de l'étude de précision et du calcul des indices cliniques confirment les conclusions faites lors des études de reproductivité inter-opérateurs, à savoir que les modèles intermédiaires sont suffisants pour le calcul des indices cliniques avec de très bonnes précisions. Ce dernier point est important car, le temps de reconstruction d'un modèle intermédiaires d'un

membre inférieur pathologique étant de l'ordre de 3 minutes en moyenne, cette solution est tout à fait envisageable pour son application en clinique routinière.

Néanmoins, pour un modèle morpho-réaliste plus précis en terme de forme, le calcul d'un modèle ajusté est recommandé. Ceci nous indique aussi que les maximums des écarts points-surface observés lors de l'étude de la précision de forme, ne se situent pas sur les zones anatomiques influant le calcul des indices cliniques.

Cette bonne précision de calcul des modèles 3D de fémurs et des indices cliniques associés à cette structure osseuse, nous permet de suggérer l'utilisation des méthodes de reconstructions (précise et rapide) et les techniques de calcul d'indices cliniques en routine clinique avec une bonne fiabilité. Ces méthodes permettraient d'éviter d'une part les biais de projections occasionnés par l'utilisation de radiographies conventionnelles et d'autre part, les imprécisions de calcul des torsions et rotations à partir du CT-Scan ou de l'IRM dues au choix visuel et manipulateur-dépendant de la « meilleure » coupe sensée représenter l'un des axes de référence, remplaçant ainsi les méthodes manuelles de numérisations des axes de références et des repères anatomiques.

Conclusion générale et perspectives

L'objectif de cette thèse était d'adapter les méthodes de reconstruction 3D basées sur des modèles paramétrés et des techniques d'estimation statistiques pour la modélisation du membre inférieur et le calcul d'indices cliniques, en particulier en présence de déformations structurales.

Cette thèse a débuté par des rappels de l'anatomie du membre inférieur et des anomalies angulaires associées dans les trois plans anatomiques, montrant ainsi l'importance accordée à ces connaissances pour le diagnostic, les applications thérapeutiques, le suivi post-opératoire et/ou pour le planning chirurgical. Puis nous avons présenté une revue de littérature portant sur les différents moyens d'imagerie médicale permettant l'évaluation des pathologies associées au membre inférieur. Ainsi, nous avons pu définir les limites du CT-scan et de l'IRM afin d'introduire l'intérêt de la radiographie biplane. D'autres revues de la littérature sur les méthodes de calcul des indices cliniques 2D et 3D et sur les différentes techniques de reconstruction 3D du membre inférieur à partir de radiographies biplanes ont aussi été présentées afin de nous permettre de définir les limites de l'existant et les objectifs de notre projet de recherche.

Dans le cadre de nos travaux de thèse nous avons proposé et évalué une méthode de reconstruction semi-automatique du membre inférieur s'appuyant sur des modèles paramétrés de fémurs et de tibias. Cette méthode nous a permis une estimation très rapide d'un premier modèle paramétré simplifié (MPS) à partir duquel un groupe d'indices cliniques restreint, mais le plus utilisé en routine clinique, a pu être calculé. Afin de valider cette méthode de reconstruction nous avons réalisé deux études de reproductibilité inter-opérateurs en position debout et « jambes décalées », l'une sur des sujets sains et l'autre sur des sujets présentant des pathologies du membre inférieur. Ces études ont montré qu'il était possible, grâce à la méthode « rapide », d'obtenir en 1 minute environ (pour un membre inférieur) un modèle paramétré simplifié 3D. Ce dernier est suffisant pour calculer avec une bonne précision les indices cliniques gonométriques (2D et 3D) les plus utilisés actuellement en routine clinique ($IC95\% \leq 1.6^\circ$), exception faite pour l'ACD 2D/3D ($IC95\% = 4.9^\circ/4.7^\circ$ pour les sujets sains et $IC95\% = 4.6^\circ/8.3^\circ$ pour les sujets pathologiques). Les $IC95\%$ pour les longueurs et le diamètre de la tête fémorale sont ≤ 3.5 mm pour les deux études.

En utilisant la méthode de reconstruction « rapide » et les MPS, nous avons évalué un protocole spécifique de prise de radiographies biplanes. Ce dernier s'appuie sur la position de jambes décalées dûment contrôlée. L'étude de comparaison entre les indices cliniques (du membre inférieur et du bassin) calculés avec les jambes parallèles et ceux calculés avec les jambes décalées a montré que les moyennes des différences signées entre les deux mesures et pour tous les indices cliniques du membre inférieur étaient inférieures à 0.1° (t-test : $p > 0.08$). Ces résultats indiquent qu'il n'y a pas de biais significatifs entre les deux mesures. Les $IC95\%$ sur les différences entre les deux mesures étaient compris entre 1.5° et 3.8° . Ces résultats signifient qu'il y a une influence très faible de la position « jambes décalées » sur le calcul des indices cliniques du membre inférieur sur des sujets asymptomatiques. En ce qui concerne les indices cliniques du bassin, les moyennes des différences signées entre les deux mesures sont inférieures à 1.5° , indiquant un biais significatif faible. La valeur des 2ET est quant à elle comprise entre 1.8° et 5.0° . Toutefois, le t-test indique que la différence entre les deux méthodes est significative pour la bascule du bassin (t-test : $p = 0.047$) et la rotation pelvienne (t-test : $p = 0.003$) mais la valeur des 2ET ne dépasse pas les 3.6° . Les valeurs mentionnées ci-dessus intègrent à la fois les incertitudes de mesures, les différences dues au décalage des deux

jambes et, en même temps, les variabilités de repositionnement du sujet dans le système EOS™ entre les deux mesures.

Ce protocole peut donc être utilisé en routine clinique facilitant ainsi les étapes de la reconstruction.

Ce premier modèle paramétré simplifié nous a servi de premier estimé pour le calcul de reconstructions 3D rapide (initiale), intermédiaire et ajustée (précise et morpho-réaliste) du membre inférieur en un temps relativement réduit. En effet, les deux études de reproductibilités (sur les sujets sains et pathologiques) ont montré qu'il était désormais possible de calculer en 5 minutes un modèle 3D ajusté d'un membre inférieur ainsi que les paramètres de torsions et de rotation.

Les indices cliniques (pour les sujets sains) calculés grâce aux modèles intermédiaires étaient du même niveau de reproductibilité que ceux calculés à partir des modèles ajustés.

Les IC95% pour les deux études étaient inférieurs à 2.6° pour les indices cliniques 3D gonométriques. Si la reproductibilité de calcul de l'ACD 3D pour les sujets sains était bonne (IC95% = 2°), elle l'était légèrement moins pour les sujets pathologiques (IC95% = 3.4°). En ce qui concerne les torsions tibiale et fémorale et la rotation fémoro-tibiale, les valeurs moyennes étaient identiques pour les deux modèles (intermédiaires et ajustés pour les sujets sains) et se situaient dans les intervalles de normalités rapportés dans la littérature. Ces deux études nous ont aussi permis de proposer une standardisation quant au choix des axes et du plan de projection pour le calcul des paramètres de torsions et de rotation avec de bonnes précisions pour les sujets sains (IC95% TF = 3.9°, IC95% TT = 5.2°, IC95% RFT = 3.2°). Appliquée à des sujets présentant des pathologies du membre inférieur, l'étude de reproductibilité a montré une moins bonne fidélité (IC95% TF = 4.5°, IC95% TT = 6.0°, IC95% RTF = 5.0°).

Finalement, une étude de précision de forme a été réalisée en comparant les modèles : initiaux rapides, intermédiaires et ajustés de fémurs secs avec des reconstructions 3D issues du CT-Scan. Les reconstructions montrent une précision pour les modèles initiaux rapides de 1.6 mm en moyenne, suggérant une bonne estimation de la solution initiale. Les modèles intermédiaires permettent d'améliorer la précision de forme et de passer à 1.2 mm en moyenne. Finalement, les modèles ajustés améliorent encore la précision avec des résultats finaux de 1.0 mm en moyenne, un intervalle de confiance à 95% de 2.4 mm et un maximum de 6.6 mm.

Aussi, nous avons comparé les indices cliniques calculés sur les modèles intermédiaires et ajustés avec ceux obtenus avec les modèles CT-Scan. Les résultats montrent une très bonne précision du calcul des indices cliniques du fémur à partir des modèles ajustés issus des radiographies biplanes, leurs précisions étaient similaires à celles calculées avec les modèles intermédiaires. Ainsi, pour les paramètres angulaires, les moyennes des différences signées se situaient entre -0.6° et 0.4° ce qui montre un biais quasi nul. Les valeurs des 2 écarts-type (2ET) étaient inférieures à 3.5°. Les TF et l'ACD ont montré des précisions de $-0.2° \pm 3.2°$ et $0.4° \pm 2.2°$ respectivement.

Avec une technique de reconstruction du membre inférieur rapide, précise et pensée pour une utilisation en routine clinique, cette méthode ouvre des perspectives intéressantes, notamment pour le diagnostic et le suivi post-opératoire des pathologies axiales du membre inférieur suivant les trois axes anatomiques. Cette méthode de reconstruction et de calcul des indices cliniques est d'ores et déjà intégrée dans le logiciel SterEos© et utilisée dans plusieurs hôpitaux tels que le CHU de Bordeaux, le CHU de Marseille (La Timone), l'Hôpital Debré (Paris), l'Hôpital universitaire de Pecs (Hongrie), l'Hôpital SickKids (Toronto, Canada) et la clinique privée de Nollet (Paris). Aussi, elle est en cours de déploiement à l'Hôpital Sainte-Justine (Montréal, Canada), au CHU de Brest, à l'Hôpital Jeanne De Flandre (Lille), à l'institut Rossetti (Nice) et à l'Hôpital Femme-Mère-Enfant (Lyon). Le protocole d'acquisition suggéré est validé dans le cadre de cette thèse et aussi introduit en routine

clinique, permettant de faciliter l'interprétation des clichés radiologiques et les étapes de reconstruction sans altérer la précision du calcul des indices cliniques.

Aussi, ce travail de thèse, dans le cadre des travaux collaboratifs réalisés par le *Laboratoire de Biomécanique* (Paris) dirigé par le Pr. W. Skalli et le *Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie* (Montréal) dirigé par le Pr. J. A. De Guise, a permis d'apporter une contribution importante en ce qui concerne les méthodes de reconstruction 3D rapides et précises du membre inférieur et le calcul des indices cliniques 2D/3D (incluant les torsions et rotation) à partir de radiographies biplanes. Ces techniques de reconstruction et de calcul d'indices cliniques pourront servir à la planification des ostéotomies et des chirurgies pour la pose de prothèse (hanches et genoux). Ils permettraient aussi d'éviter d'une part les biais de projections occasionnés par l'utilisation de radiographies conventionnelles et d'autre part, les imprécisions de calcul des torsions et rotations à partir du CT-Scan et pourront se substituer l'IRM, afin de permettre au chirurgien de visualiser les déformations tridimensionnelles afin de planifier l'action thérapeutique, particulièrement chez l'enfant.

Toutefois, des améliorations peuvent être encore suggérées afin d'augmenter la précision des modèles 3D et réduire encore le temps de reconstruction. En effet, nos résultats ne prennent pas en compte les techniques de traitement d'images en cours de développement, de validation et d'adaptation qui serviront à améliorer et à automatiser la partie de la reconstruction basée sur la déformation fine des modèles 3D. Néanmoins, les ajustements manuels actuellement utilisés pour la « déformation globale » des modèles, sont réalisables aujourd'hui en un temps raisonnable et peuvent apporter des données d'apprentissage à large échelle qui seront utilisées pour la phase de traitement d'image. Aussi, l'ajout d'inférences statistiques à partir de bases de données CT-Scan permettrait une déformation et un recalage plus précis de la solution initiale du modèle générique paramétré et régionalisé (MGPR) facilitant ainsi l'étape de la déformation globale en réduisant encore le temps de manipulation.

Publications et communications

Publication à revues internationales avec comité de lecture

Chaibi Y, Cresson T, Aubert B, Hausselle J, Neyret P, Hauger O, De Guise JA, Skalli W.

"Fast 3D Reconstruction of the Lower Limb Using a Parametric Model and Statistical Inferences and Clinical Measurements Calculation from Biplanar X-rays"

Soumis à Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering (CMBBE)

Lebailly F, Venancio L, Clairemidi A, Aubert B, Guérard S, Chaibi Y, Fontaine C, Skalli W.

"Semi-automated stereoradiographic upper limb 3D reconstructions using a combined parametric and statistical model : a preliminary study"

Soumis à Clinical Biomechanics

Communication à congrès scientifiques internationaux avec comité de lecture et actes

Chaibi Y, Cresson T, Humbert L, De Guise JA, Skalli W.

"Fast 3D Reconstruction of the Lower Limb Using a Parametric and Statistical Model and Clinical Parameters Calculation from Biplanar X-rays"

CAOS - Computer Assisted Orthopaedic Surgery. 2009 (Boston, États-Unis)

Chaibi Y, Cresson T, Humbert L, De Guise JA, Skalli W.

"Fast 3D Reconstruction from Biplanar X-rays of the Lower Limb Using a Parametric and Statistical Model : Accuracy Evaluation"

ISB - International Society of Biomechanics. 2009 (Cape Town, Afrique du Sud)

Chaibi Y, De Guise JA, Cresson T, Nizard R, Skalli W. 2010.

"Femoral and Tibial Torsions Evaluation from a Fast 3D Reconstruction Method Using Biplanar X-rays"

CAOS - Computer Assisted Orthopaedic Surgery. 2010 (Paris, FR) - Accepté à l'oral

Cresson T, Godbout B, Branchaud D, Chav R, Chaibi Y, Aubert B, Skalli W, De Guise JA.

"Performing fast 3D reconstruction of the knee from biplanar X-ray images through moving least squares deformation for surgical planning"

CARS - Conference of the International Society of Computer Aided Surgery. 2009 Berlin (Allemagne).

Bibliographie

- Abdel-Aziz YI, Karara HM. 1971. Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates. in American society of photogrammetry symposium on close-range photogrammetry. Falls Church, Virginia.
- Agin A, Laporte S. 2009. Contribution à la modélisation du corps humain à partir d'imagerie médicale [Master Thesis]. [Paris (FR)]: Laboratoire de biomécanique. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers
- Ahlback S. 1968. Osteonecrosis of the knee-radiographic observations. *Acta Radiol.Suppl*:36-36b.
- Alexa M, Cohen D, Levin D. 2000. Asrigid-as-possible shape interpolation. in Proceedings of ACM SIGGRAPH. New York, USA.
- Arun KS, Huang TS, Blostein SD. 1987. Least-squares fitting of two 3-D point sets. *IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence*. 9(5):698-700.
- Aubin CE, Dansereau J, Parent F, Labelle H, de Guise JA. 1997. Morphometric evaluations of personalised 3D reconstructions and geometric models of the human spine. *Med Biol Eng Comput*. 35(6):611-618.
- Bargren JH, Blaha JD, Freeman MA. 1983. Alignment in total knee arthroplasty. Correlated biomechanical and clinical observations. *Clin Orthop Relat Res*. (173):178-183.
- Baudoin A. 2008. Analyse en pré et post opératoire de l'articulation de la hanche à l'aide de reconstructions 3D de radiographies biplanaires basse dose [Ph.D thesis]. [Paris (FR)]: Laboratoire de Biomécanique. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers
- Baudoin A, Skalli W, de Guise JA, Mitton D. 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.
- Bauer T. 2002. Reconstruction tridimensionnelle de l'articulation du genou par stéréoradiographie: De l'apprentissage in vitro à l'application clinique dans le cas de la gonarthrose [Master Thesis]. [Paris (FR)]: Laboratoire de biomécanique. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers.
- Belongie S, Malik J, Puzicha J. 2002. Shape Matching and Object Recognition Using Shape Contexts. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell*. 24(4):509-522.
- Benameur S, Mignotte M, Labelle H, De Guise JA. 2005. A hierarchical statistical modeling approach for the unsupervised 3-D biplanar reconstruction of the scoliotic spine. *IEEE Trans Biomed Eng*. 52(12):2041-2057.
- Bergot C, Bousson V, Meunier A, Laval-Jeantet M, Laredo JD. 2002. Hip fracture risk and proximal femur geometry from DXA scans. *Osteoporos Int*. 13(7):542-550.
- Bertrand S. 2005. Modélisation géométrique 3D in vivo du tronc humain à partir de l'imageur basse dose EOS [Ph.D thesis]. [Paris (FR)]: Laboratoire de Biomécanique. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers.
- Besier TF, Sturnieks DL, Alderson JA, Lloyd DG. 2003. Repeatability of gait data using a functional hip joint centre and a mean helical knee axis. *J Biomech*. 36(8):1159-1168.
- Besl PJ, McKay ND. 1992. A Method for Registration of 3-D Shapes. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*. 14(2):239-256.
- Billing L. 1954. Roentgen examination of the proximal femur end in children and adolescents; a standardized technique also suitable for determination of the collum-, anteversion-, and epiphyseal angles; a study of slipped epiphysis and coxa plana. *Acta Radiol Suppl*. 110:1-80.
- Bland JM, Altman DG. 1986. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*. 1(8476):307-310.
- Broughton NS, Brougham DI, Cole WG, Menelaus MB. 1989. Reliability of radiological measurements in the assessment of the child's hip. *J Bone Joint Surg Br*. 71(1):6-8.

- Burr DB, Cook LT, Martin NL, Asher M. 1981. Measurement accuracy of proximal femoral geometry using biplanar radiography. *J Pediatr Orthop.* 1(2):171-179.
- Canny J. 1986. A Computational Approach to Edge Detection. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence.* 8(6):679-698.
- Cappozzo A, Catani F, Leardini A, Benedetti MG, Croce UD. 1996. Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 11(2):90-100.
- Catonné Y, Sari-Ali E, Nogier A. 2006. Déviations axiales des membres inférieurs - Du normal au pathologique. *Sauramps Médical, Montpellier.* 221p.
- Cheng XG, Nicholson PH, Boonen S, Brys P, Lowet G, Nijs J, Dequeker J. 1997. Effects of anteversion on femoral bone mineral density and geometry measured by dual energy X-ray absorptiometry: a cadaver study. *Bone.* 21(1):113-117.
- Clementz BG. 1989. Assessment of tibial torsion and rotational deformity with a new fluoroscopic technique. *Clin Orthop Relat Res.* (245):199-209.
- Cooke TD, Scudamore RA, Bryant JT, Sorbie C, Siu D, Fisher B. 1991. A quantitative approach to radiography of the lower limb. Principles and applications. *J Bone Joint Surg Br.* 73(5):715-720.
- Coventry MB, Ilstrup DM, Wallrichs SL. 1993. Proximal tibial osteotomy. A critical long-term study of eighty-seven cases. *J Bone Joint Surg Am.* 75(2):196-201.
- Cresson T, Godbout B, Branchaud D, Chav R, Gravel P, De Guise JA. 2008. Surface reconstruction from planar x-ray images using moving least squares. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2008:3967-3970.
- Cresson T, Godbout B, Branchaud D, Chav R, Chaibi Y, Aubert B, Skalli W, De Guise JA. 2009. Performing fast 3D reconstruction of the knee from biplanar X-ray images through moving least squares deformation for surgical planning. in 13th Annual Conference of the International Society of Computer Aided Surgery – CARS. Berlin (Germany).
- Cuno A, Esperana C, Oliveira A, Cavalcanti PR, *3D as-rigid-as-possible deformations using MLS*, in *Proceedings of the 27th Computer Graphics International Conference.* 2007: City. p. 115-122.
- Deriche R. 1987. Using Canny's criteria to derive a recursively implemented optimal edge detector. *International Journal of Computer Vision.* 1(2):167-187.
- Deschênes S, Charron G, Beaudoin G, Labelle H, Dubois J, Miron MC, Parent S. 2010. Diagnostic imaging of spinal deformities: Reducing patients radiation dose with a new slot-scanning x-ray imager. *Spine (In press).*
- De Momi E. 2006. 3D Shape Iterative Reconstruction Method Based on Statistical Models. in *Proceedings of the 6th annual meeting of CAOS-International.* Montreal, Canada.
- Della Croce U, Leardini A, Chiari L, Cappozzo A. 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.
- Deltour F, Ceccaldi JP, Delin C, Folinais D, Radier C, Thelen P. 2005. Prothèse unicompartimentale du genou: bilan radiographique préopératoire. *Cahiers d'enseignement de la SOFCOT.*
- Depuis PV. 1954. La torsion tibiale - sa mesure, son interet clinique, radiologique et chirurgical. *Masson et Cie, Paris.*
- Dieudonne A, Zhang P, Vannoorenberghe P, Gardin I. 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, Zheng G, Nolte L. 2006. Fully automatic estimation of geometrical parameters of proximal femur from calibrated X-ray images through particle filtering. in *Proceedings of the 6th annual meeting of CAOS-International.* Montreal, Canada.
- Dong X, Zheng G. 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.
- Dubousset J, Charpak G, Dorion I, Skalli W, Lavaste F, Deguise J, Kalifa G, Ferey S. 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.
- Duparc F, Thomine JM, Simonet J, Biga N. 1992. Torsions osseuses fémorales et tibiales associées à la gonarthrose fémoro-tibiale interne L'index de cumul des torsions. *Revue de chirurgie orthopédique.* (78):430-437.
- Duparc J, Massare C. 1967. Mesures radiologiques des déviations angulaires du genou sur le plan frontal. *Ann Radiol.* (10):9-10.
- Eckhoff DG, Bach JM, Spitzer VM, Reinig KD, Bagur MM, Baldini TH, Flannery NPM . 2005. Three-Dimensional Mechanics, Kinematics, and Morphology of the Knee Viewed in Virtual Reality. *J Bone Joint Surg Am.* 87:71-80.
- Eggl S, Pisan M, Muller ME. 1998. The value of preoperative planning for total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 80(3):382-390.
- Elfman H. 1945. Torsion of the lower extremity. *Am J Phys Arthropol.* (33):255-265.
- Faro FD, Marks MC, Pawelek J, Newton PO. 2004. Evaluation of a functional position for lateral radiograph acquisition in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976).* 29(20):2284-2289.
- Faugouin A. <http://www.faugouin.com/jambecourte.pdf>. 2003 [cited December 2009].
- Faulkner KG, Cummings SR, Black D, Palermo L, Gluer CC, Genant HK. 1993. Simple measurement of femoral geometry predicts hip fracture: the study of osteoporotic fractures. *J Bone Miner Res.* 8(10):1211-1217.
- Febvre B, Duvauferrier A, Ramée A. 1998. *Reperes et mesures en tomodensitométrie et IRM.* Sauramps Medical.
- Feydy A, Ferey S, Merzoug V, Guerini H, Chevrot A, Dubousset J, Kalifa G, Drape J-L. 2008. *IMAGERIE DE LA SCOLIOSE. PLACE DU SYSTÈME EOS.* in Société d'imagerie musculo-squelettique. Congrès Thématique de Juin. Paris (Fr): Sauramps médical.
- Fleute M. 2001. *Shape Reconstruction for Computer Assisted Surgery based on Non-Rigid Registration of Statistical Models with Intra-Operative Point Data and X-ray Images* [Ph.D thesis]. [Grenoble (FR)]: Université Joseph Fourier.
- Floyd AS. 1988. Is the measurement of angles on radiographs accurate? Brief report. *J Bone Joint Surg Br.* 70(3):486-487.
- Gauvin C, Dansereau J, Petit Y, De Guise JA, Labelle H. 1998. [Customized 3D radiographic reconstruction of the human pelvis]. *Ann Chir.* 52(8):744-751.
- Gluer CC, Blake G, Lu Y, Blunt BA, Jergas M, Genant HK. 1995. Accurate assessment of precision errors: how to measure the reproducibility of bone densitometry techniques. *Osteoporos Int.* 5(4):262-270.
- Goleski P, Warkentine B, Lo D, Gyuricza C, Kendoff D, Pearle AD. 2008. Reliability of navigated lower limb alignment in high tibial osteotomies. *Am J Sports Med.* 36(11):2179-2186.
- Gray A, Meyer FM, Leyvraz PF. 2002. Anomalies morphologiques des membres inférieurs dans la gonarthrose. *Médecine et hygiène. Revue Médicale Suisse.* 60:2374-2379.
- Henriksson L. 1980. Measurement of femoral neck anteversion and inclination. A radiographic study in children. *Acta Orthop Scand Suppl.* 186:1-59.
- Hernandez RJ, Tachdjian MO, Poznanski AK, Dias LS. 1981. CT determination of femoral torsion. *AJR Am J Roentgenol.* 137(1):97-101.
- Hernigou P, Medevielle D, Debeyre J, Goutallier D. 1987. Proximal tibial osteotomy for osteoarthritis with varus deformity. A ten to thirteen-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am.* 69(3):332-354.
- Herold HZ, Marcovich C. 1976. Tibial torsion in untreated congenital clubfoot. *Acta Orthop Scand.* 47(1):112-117.
- Hoiseth A, Reikeras O, Fonstelién E. 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.

- Hood RW, Vanni M, Insall JN. 1981. The correction of knee alignment in 225 consecutive total condylar knee replacements. *Clin Orthop Relat Res.* (160):94-105.
- Huang TC, Zhang G, Guerrero T, Starkschall G, Lin KP, Forster K. 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.
- Humbert L. 2008. Contribution à l'automatisation du traitement des radiographies du système ostéoarticulaire pour la modélisation géométrique et l'analyse clinique. [Ph.D thesis]. [Paris (FR)]: Laboratoire de Biomécanique. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers
- Humbert L, De Guise JA, Aubert B, Godbout B, Skalli W. 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.
- Hutter CG, Jr., Scott W. 1949. Tibial torsion. *J Bone Joint Surg Am.* 31A(3):511-518.
- Igarashi T, Moscovich T, Hughes JF. 2005. Asrigid-as-possible shape manipulation. *ACM Trans. Graph.* 24(3):1134-1141.
- Jakob RP, Haertel M, Stussi E. 1980. Tibial torsion calculated by computerised tomography and compared to other methods of measurement. *J Bone Joint Surg Br.* 62-B(2):238-242.
- Jend HH, Heller M, Dallek M, Schoettle H. 1981. Measurement of tibial torsion by computer tomography. *Acta Radiol Diagn (Stockh).* 22(3A):271-276.
- Jeong SH, Kim CH. 2007. Nearly-Rigid Deformation by Linear Optimization. *Proceedings of ACM SIGGRAPH.*
- Jiang CC, Insall JN. 1989. Effect of rotation on the axial alignment of the femur. Pitfalls in the use of femoral intramedullary guides in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* (248):50-56.
- Jonker R, Volgenant A. 1987. A shortest augmenting path algorithm for dense and sparse linear assignment problems. *Computing.* 38(4):325 - 340.
- Julia M. 2007. Etude des relations entre les torsions intra-osseuses et rotations intra-articulaires des membres inférieurs et les paramètres sagittaux pelviens et rachidiens [Master Thesis]. [Paris (FR)]: Laboratoire de biomécanique. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers.
- Kalifa G, Charpak Y, Maccia C, Fery-Lemonnier E, Bloch J, Boussard JM, Attal M, Dubousset J, Adamsbaum C. 1998. Evaluation of a new low-dose digital x-ray device: first dosimetric and clinical results in children. *Pediatr Radiol.* 28(7):557-561.
- Kamina P. 2009. Anatomie clinique -Tome 3. Maloine, Paris. 342p.
- Kang Y, Engelke K, Kalender WA. 2003. A new accurate and precise 3-D segmentation method for skeletal structures in volumetric CT data. *IEEE Trans Med Imaging.* 22(5):586-598.
- Kawakami H, Sugano N, Yonenobu K, Yoshikawa H, Ochi T, Hattori A, Suzuki N. 2004. Effects of rotation on measurement of lower limb alignment for knee osteotomy. *J Orthop Res.* 22(6):1248-1253.
- Kay RM, Jaki KA, Skaggs DL. 2000. The effect of femoral rotation on the projected femoral neck-shaft angle. *J Pediatr Orthop.* 20(6):736-739.
- Kim_1 JS, Park TS, Park SB, Kim JS, Kim IY, Kim SI. 2000. Measurement of femoral neck anteversion in 3D. Part 1: 3D imaging method. *Med Biol Eng Comput.* 38(6):603-609.
- Kim_2 JS, Park TS, Park SB, Kim JS, Kim IY, Kim SI. 2000. Measurement of femoral neck anteversion in 3D. Part 2: 3D modelling method. *Med Biol Eng Comput.* 38(6):610-616.
- Kingsley PC, Olmsted KL. 1948. A study to determine the angle of anteversion of the neck of the femur. *J Bone Joint Surg Am.* 30A(3):745-751.
- Klein S, van der Heide UA, Lips IM, van Vulpen M, Staring M, Pluim JP. 2008. Automatic segmentation of the prostate in 3D MR images by atlas matching using localized mutual information. *Med Phys.* 35(4):1407-1417.
- Kolta S, Le Bras A, Mitton D, Bousson V, de Guise JA, Fechtenbaum J, Laredo JD, Roux C, Skalli W. 2005. Three-dimensional X-ray absorptiometry (3D-XA): a method for reconstruction of human bones using a dual X-ray absorptiometry device. *Osteoporos Int.* 16(8):969-976.

- Krackow KA, Pepe CL, Galloway EJ. 1990. A mathematical analysis of the effect of flexion and rotation on apparent varus/valgus alignment at the knee. *Orthopedics*. 13(8):861-868.
- Kristiansen LP, Gunderson RB, Steen H, Reikeras O. 2001. The normal development of tibial torsion. *Skeletal Radiol*. 30(9):519-522.
- Kukla C, Gaebler C, Pichl RW, Prokesch R, Heinze G, Heinz T. 2002. Predictive geometric factors in a standardized model of femoral neck fracture. Experimental study of cadaveric human femurs. *Injury*. 33(5):427-433.
- Laasonen EM, Jokio P, Lindholm TS. 1984. Tibial torsion measured by computed tomography. *Acta Radiol Diagn (Stockh)*. 25(4):325-329.
- Laporte S. 2002. Reconstruction 3D du squelette humain pour la biomécanique par radiographie biplane à dose minimale d'irradiation [Paris]: Laboratoire de Biomécanique. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers
- Laporte S, Skalli W, de Guise JA, Lavaste F, Mitton D. 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.
- Le Bras A. 2004. Exploration des potentialités du système EOS™ pour la caractérisation mécanique des structures osseuses: application à l'extrémité supérieure du fémur [Ph.D thesis]. [Paris (FR)]: Laboratoire de Biomécanique. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers
- Le Bras A, Laporte S, Bousson V, Mitton D, De Guise JA, Laredo JD, Skalli W. 2004. 3D reconstruction of the proximal femur with low-dose digital stereoradiography. *Comput Aided Surg*. 9(3):51-57.
- Le Damany P. 1909. La torsion du tibia normale, pathologique, expérimentale. *J Anat Physiol*. (45):598-615.
- Lee MK, Lee SH, Kim A, Youn I, Lee TS, Hur N, Choi K. 2008. The Study of Femoral 3D Reconstruction Process Based on Anatomical Parameters Using a Numerical Method. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*. 3(3):443-451.
- Legaye J, Duval-Beaupere G, Hecquet J, Marty C. 1998. Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *Eur Spine J*. 7(2):99-103.
- Lerat JL, Moyen B, Bochu M. 1982. [Clinical examination of bone axes in the adult. Tomodensitometry]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 68(1):37-43.
- Leroy-Malherbe DV. 2002. Déficiences motrices et situation de handicap. APF, Paris.
- Levigne C. 1991. Intérêt de l'axe épiphysaire dans l'arthrose. Analyse du groupe témoin. in *Communication aux «7e Journées Lyonnaises de Chirurgie du Genou: Les Gonarthroses»*. Lyon (Fr).
- Looney RJ, Boyd A, Totterman S, Seo GS, Tamez-Pena J, Campbell D, Novotny L, Olcott C, Martell J, Hayes FA, O'Keefe RJ, Schwarz EM. 2002. Volumetric computerized tomography as a measurement of periprosthetic acetabular osteolysis and its correlation with wear. *Arthritis Res*. 4(1):59-63.
- Lorensen WE, Cline HE. 1987. Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm. *SIGGRAPH Computer Graphics*. 21(4):163-169.
- Mahaisavariya B, Sitthiseripratip K, Tongdee T, Bohez EL, Vander Sloten J, Oris P. 2002. Morphological study of the proximal femur: a new method of geometrical assessment using 3-dimensional reverse engineering. *Med Eng Phys*. 24(9):617-622.
- Mahboubi S, Horstmann H. 1986. Femoral torsion: CT measurement. *Radiology*. 160(3):843-844.
- Mahfouz M, Badawi A, Abdel Fatah E, Kuhn M, Merkl B. 2006. Reconstruction of 3D Patient-Specific Bone Models From Biplanar X-ray Images Utilizing Morphometric Measurements. in *The 2006 World Congress in Computer Science Computer Engineering and Applied Computing*. Las Vegas, Nevada.
- Marin F. 2000. Contribution biomécanique à l'étude de l'articulation fémoro-tibiale pendant la marche in vivo. [Ph.D thesis]. [Paris (Fr)]: Laboratoire de Biomécanique. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

- Messmer P, Long G, Suhm N, Regazzoni P, Jacob AL. 2001. Volumetric model determination of the tibia based on 2D radiographs using a 2D/3D database. *Comput Aided Surg.* 6(4):183-194.
- Meyer CER. 2007. MSc Dissertation [Master thesis]. [UK]: University of Teesside
- Michelotti J, Clark J. 1999. Femoral neck length and hip fracture risk. *J Bone Miner Res.* 14(10):1714-1720.
- Miller F, Merlo M, Liang Y, Kupcha P, Jamison J, Harcke HT. 1993. Femoral version and neck shaft angle. *J Pediatr Orthop.* 13(3):382-388.
- Mitton D, Landry C, Veron S, Skalli W, Lavaste F, De Guise JA. 2000. 3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes. *Med Biol Eng Comput.* 38(2):133-139.
- Mitton D, Deschenes S, Laporte S, Godbout B, Bertrand S, de Guise JA, Skalli W. 2006. 3D reconstruction of the pelvis from bi-planar radiography. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 9(1):1-5.
- Mitulescu A. 2001. Contribution à la reconstruction tridimensionnelle du rachis et du bassin à partir de la stéréoradiographie conventionnelle et basse dose (Charpack) [Ph.D thesis]. [Paris (FR)]: Laboratoire de Biomécanique. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers
- Mitulescu A, Semaan I, De Guise JA, Leborgne P, Adamsbaum C, Skalli W. 2001. Validation of the non-stereo corresponding points stereoradiographic 3D reconstruction technique. *Med Biol Eng Comput.* 39(2):152-158.
- Mitulescu A, De Guise JA, Dubousset J, Labelle H, Adamsbaum C, Skalli W. 2002. Validation of the NSCP technique on scoliotic vertebrae. *Stud Health Technol Inform.* 88:167-171.
- Mitulescu A, Laporte S, Boulay C, De Guise JA, Skalli W. 2002. 3D reconstruction of the pelvis using the NSCP technique. *Stud Health Technol Inform.* 88:177-181.
- Moreland JR, Bassett LW, Hanker GJ. 1987. Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J Bone Joint Surg Am.* 69(5):745-749.
- Moreland JR. 1988. Mechanisms of failure in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* (226):49-64.
- Morin Doody M, Lonstein JE, Stovall M, Hacker DG, Luckyanov N, Land CE. 2000. Breast cancer mortality after diagnostic radiography: findings from the U.S. Scoliosis Cohort Study. *Spine.* 25(16):2052-2063.
- 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 SB, Simon SR, Kijewski PK, Wilkinson RH, Griscom NT. 1987. Femoral anteversion. *J Bone Joint Surg Am.* 69(8):1169-1176.
- Nagamine R, Inoue S, Miura H, Matsuda S, Iwamoto Y. 2007. Femoral shaft bowing influences the correction angle for high tibial osteotomy. *J Orthop Sci.* 12(3):214-218.
- Nelitz M, Guenther KP, Gunkel S, Puhl W. 1999. Reliability of radiological measurements in the assessment of hip dysplasia in adults. *Br J Radiol.* 72(856):331-334.
- Nishizawa K, Mori S, Ohno M, Yanagawa N, Yoshida T, Akahane K, Iwai K, Wada S. 2008. Patient dose estimation for multi-detector-row CT examinations. *Radiat Prot Dosimetry.* 128(1):98-105.
- Nodé-Langlois L. 2003. Analyses tridimensionnelles des déviations angulaires des axes du membre inférieur, en pré per et postopératoire [Paris]: Laboratoire de Biomécanique. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers
- Odenbring S, Berggren AM, Peil L. 1993. Roentgenographic assessment of the hip-knee-ankle axis in medial gonarthrosis. A study of reproducibility. *Clin Orthop Relat Res.* (289):195-196.
- Oswald MH, Jakob RP, Schneider E, Hoogewoud HM. 1993. Radiological analysis of normal axial alignment of femur and tibia in view of total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 8(4):419-426.
- Pajarinen J, Lindahl J, Savolainen V, Michelsson O, Hirvensalo E. 2004. Femoral shaft medialisation and neck-shaft angle in unstable pertrochanteric femoral fractures. *Int Orthop.* 28(6):347-353.
- Pearcy MJ. 1985. Stereo radiography of lumbar spine motion. *Acta Orthop Scand Suppl.* 212:1-45.

- Penneçot GF. 2002. *Infirmité motrice d'origine cérébrale*, in Manuel national d'orthopédie pédiatrique. MEDitions.
- Peterson HA, Klassen RA, McLeod RA, Hoffman AD. 1981. The use of computerised tomography in dislocation of the hip and femoral neck anteversion in children. *J Bone Joint Surg Br.* 63-B(2):198-208.
- Phillips HO, Greene WB, Guilford WB, Mittelstaedt CA, Gaisie G, Vincent LM, Durell C. 1985. Measurement of femoral torsion: comparison of standard roentgenographic techniques with ultrasound. *J Pediatr Orthop.* 5(5):546-549.
- Pomero V, Mitton D, Laporte S, de Guise JA, Skalli W. 2004. Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 19(3):240-247.
- Pouget G. 2006. Latéralisation et angle cervical dans les P.T.H: étude et conséquences. in Société orthopédique de l'Ouest SOO. Réunion annuelle No38. Saint-Malo (Fr).
- Pouletaut P, Claude I, Winzenrieth R, Ho Ba Tho MC, Sebag G. 2005. Automated analysis of MR image of hip: geometrical evaluation of the Legg-Calve-Perthes disease. *Med Eng Phys.* 27(5):415-424.
- Reikeras O, Hoiseth A, Reigstad A. 1985. Femoral anteversion measured by the Dunlap/Rippstein and Norman methods. *Acta Radiol Diagn (Stockh).* 26(3):303-305.
- Reikeras O, Hoiseth A. 1989. Torsion of the leg determined by computed tomography. *Acta Orthop Scand.* 60(3):330-333.
- Rubin PJ, Leyvraz PF, Aubaniac JM, Argenson JN, Esteve P, de Roguin B. 1992. The morphology of the proximal femur. A three-dimensional radiographic analysis. *J Bone Joint Surg Br.* 74(1):28-32.
- Ruwe PA, Gage JR, Ozonoff MB, DeLuca PA. 1992. Clinical determination of femoral anteversion. A comparison with established techniques. *J Bone Joint Surg Am.* 74(6):820-830.
- Sanfridsson J, Ryd L, Eklund K, Kouvaras Y, Jonsson K. 1996. Angular configuration of the knee. Comparison of conventional measurements and the QUESTOR Precision Radiography system. *Acta Radiol.* 37(5):633-638.
- Sariali E, Goutallier D, Allain J, Radier C, Vandriessche S. 2008. Reproducibility of whole lower limb X-rays made in supine position after total knee replacement: comparison with reproducibility of whole lower limb X-rays of normal knees. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 94(6):527-532.
- Sato T, Koga Y, Omori G. 2004. Three-dimensional lower extremity alignment assessment system: application to evaluation of component position after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 19(5):620-628.
- Sayli U, Bolukbasi S, Atik OS, Gundogdu S. 1994. Determination of tibial torsion by computed tomography. *J Foot Ankle Surg.* 33(2):144-147.
- Schaefer S, McPhail T, Warren J. 2006. Image Deformation Using Moving Least Squares. *Proceedings of ACM Transactions on Graphics.* 25(3):533 - 540.
- Schneider B, Laubenberger J, Jemlich S, Groene K, Weber HM, Langer M. 1997. Measurement of femoral antetorsion and tibial torsion by magnetic resonance imaging. *Br J Radiol.* 70(834):575-579.
- Seber S, Hazer B, Kose N, Gokturk E, Gunal I, Turgut A. 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.
- Siu D, Cooke TD, Broekhoven LD, Lam M, Fisher B, Saunders G, Challis TW. 1991. A standardized technique for lower limb radiography. Practice, applications, and error analysis. *Invest Radiol.* 26(1):71-77.
- Song HR, Choonia AT, Hong SJ, Lee SH, Suh SW, Cha IH, Park JT. 2006. Rotational profile of the lower extremity in achondroplasia: computed tomographic examination of 25 patients. *Skeletal Radiol.* 35(12):929-934.

- Staheli LT, Engel GM. 1972. Tibial torsion: a method of assessment and a survey of normal children. *Clin Orthop Relat Res.* 86:183-186.
- Steffen RT, Foguet PR, Krikler SJ, Gundle R, Beard DJ, Murray DW. 2009. Femoral neck fractures after hip resurfacing. *J Arthroplasty.* 24(4):614-619.
- Stokes IA, Wilder DG, Frymoyer JW, Pope MH. 1981. 1980 Volvo award in clinical sciences. Assessment of patients with low-back pain by biplanar radiographic measurement of intervertebral motion. *Spine (Phila Pa 1976).* 6(3):233-240.
- Strecker W, Keppler P, Gebhard F, Kinzl L. 1997. Length and torsion of the lower limb. *J Bone Joint Surg Br.* 79(6):1019-1023.
- Stuberg W, Temme J, Kaplan P, Clarke A, Fuchs R. 1991. Measurement of tibial torsion and thigh-foot angle using goniometry and computed tomography. *Clin Orthop Relat Res.* (272):208-212.
- Subburaj K, Ravi B, Agarwal M. 2009. Computer-aided methods for assessing lower limb deformities in orthopaedic surgery planning. *Comput Med Imaging Graph.*
- Südhoff I. 2007. Modélisation géométrique et mécanique personnalisée de l'appareil locomoteur. [Ph.D thesis]. [Paris (FR)]: Laboratoire de Biomécanique. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers
- Sugano N, Noble PC, Kamaric E. 1998. A comparison of alternative methods of measuring femoral anteversion. *J Comput Assist Tomogr.* 22(4):610-614.
- Swanson KE, Stocks GW, Warren PD, Hazel MR, Janssen HF. 2000. Does axial limb rotation affect the alignment measurements in deformed limbs? *Clin Orthop Relat Res.* (371):246-252.
- Testi D, Zannoni C, Cappello A, Viceconti M. 2001. Border-tracing algorithm implementation for the femoral geometry reconstruction. *Comput Methods Programs Biomed.* 65(3):175-182.
- Tew M, Waugh W. 1985. Tibiofemoral alignment and the results of knee replacement. *J Bone Joint Surg Br.* 67(4):551-556.
- Tian TP, Chen Y, Leow WK, Hsu W, Howe TS, A. PM. 2003. Computing neck-shaft angle of femur for X-ray fracture detection. in *computer analysis of images and patterns: CAIP.*
- Tomczak RJ, Guenther KP, Rieber A, Mergo P, Ros PR, Brambs HJ. 1997. MR imaging measurement of the femoral antetorsional angle as a new technique: comparison with CT in children and adults. *AJR Am J Roentgenol.* 168(3):791-794.
- Trochu F. 1993. A contouring program based on dual kriging interpolation. *Eng. Comput.* 9:160-177.
- Turner MS, Smillie IS. 1981. The effect of tibial torsion of the pathology of the knee. *J Bone Joint Surg Br.* 63-B(3):396-398.
- Veron S. 1997. Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle par éléments finis du rachis cervical supérieur [Ph.D thesis]. [Paris (FR)]: Laboratoire de Biomécanique. Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers.
- Viceconti M, Zannoni C, Testi D, Cappello A. 1999. CT data sets surface extraction for biomechanical modeling of long bones. *Comput Methods Programs Biomed.* 59(3):159-166
- Villers P, Cartier P. 1978. Procédé de mensuration radiologique pour la mise en place des prothèses partielles du genou. *Ann Radiol.* (21):545-546.
- Wangermez J, Labarbe P. 1975. [Measurement of tibiofibular torsion with profile radiography. Relation to the shape of the plantar arch]. *Bull Assoc Anat (Nancy).* 59(167):1013-1017.
- Web : Anat. <http://www.anatomie-humaine.com/-Membre-inferieur-.html>. [cited December 2009].
- Web : Coxa. <http://en.academic.ru>. [cited December 2009].
- Web : Flessum. <http://www.natomshop.com>. [cited December 2009].
- Web:Genou. <http://prothese.genou.perso.cegetel.net>. [cited December 2009].
- Web : Larousse. <http://www.encyclopedielarousse.net>. [cited February 2010].
- Web : Osteo. <http://www.cours-medecine.info/anatomie/accueil.html>. [cited December 2009].
- Web : RX. <http://membres.lycos.fr/jsnwinoc/radiofct.htm>. [cited December 2009].
- Web:Vallee.http://podologie.org.free.fr/rubrique_pedicuriepodologie/articles_pro/Inegalite.pdf. [cited January 2010].
- Web : Varus. <http://moveaddicts.files.wordpress.com>. [cited December 2009].
- Web : Vulgaris. <http://www.vulgaris-medical.com>. [cited December 2009].

- Weiner DS, Cook AJ, Hoyt WA, Jr., Oravec CE. 1978. Computed tomography in the measurement of femoral anteversion. *Orthopedics*. 1(4):299-306.
- Westin CF, Richolt J, Moharir V, Kikinis R. 2000. Affine adaptive filtering of CT data. *Med Image Anal*. 4(2):161-177.
- Widjaja PM, Ermers JW, Sijbrandij S, Damsma H, Klinkhamer AC. 1985. Technique of torsion measurement of the lower extremity using computed tomography. *J Comput Assist Tomogr*. 9(3):466-470.
- Wright JG, Treble N, Feinstein AR. 1991. Measurement of lower limb alignment using long radiographs. *J Bone Joint Surg Br*. 73(5):721-723.
- Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, Whittle M, D'Lima DD, Cristofolini L, Witte H, Schmid O, Stokes I. 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.
- Wu G, van der Helm FC, Veeger HE, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, Nagels J, Karduna AR, McQuade K, Wang X, Werner FW, Buchholz B. 2005. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech*. 38(5):981-992.
- Yagi T, Sasaki T. 1986. Tibial torsion in patients with medial-type osteoarthritic knee. *Clin Orthop Relat Res*. (213):177-182.
- Yagi T. 1994. Tibial torsion in patients with medial-type osteoarthrotic knees. *Clin Orthop Relat Res*. (302):52-56.
- Yoshioka Y, Siu D, Cooke TD. 1987. The anatomy and functional axes of the femur. *J Bone Joint Surg Am*. 69(6):873-880.
- Yoshioka Y, Siu DW, Scudamore RA, Cooke TD. 1989. Tibial anatomy and functional axes. *J Orthop Res*. 7(1):132-137.
- Zheng G, Dong X. 2007. *Automatic Reconstruction of a Patient-Specific Surface Model of a Proximal Femur from Calibrated X-Ray Images Via Bayesian Filters*, in *Advanced Intelligent Computing Theories and Applications. With Aspects of Theoretical and Methodological Issues*, S.B. Heidelberg, Editor: Berlin.

Index des figures

Figure 1 : Illustration des axes, plans et directions anatomiques (Südhoff 2007)	17
Figure 2 : Ceinture du membre inférieur ou bassin osseux (Web:Anat).....	18
Figure 3 : Constitution de l'os coxal (Web:Anat).....	18
Figure 4 : Constitution du fémur - Face postérieure (Web:Anat)	19
Figure 5 : Constitution du tibia et de la fibula - Face ventrale (Web:Anat)	20
Figure 6 : Constitution du genou et de la patella (Web:Genou)	21
Figure 7 : Repère fémoral.....	22
Figure 8 : Repère tibial	22
Figure 9 : Déviations axiales frontales du membre inférieur (Web:Varus).....	24
Figure 10 : Déformations de la partie proximale du fémur (Web:Coxa).....	25
Figure 11 : Déviations axiales sagittales du membre inférieur (Web:Flessum)	26
Figure 12 : Exemple d'un film radiologique des membres inférieurs avec prothèses	29
Figure 13: A - Exemple d'une coupe CT-Scan axiale des épiphyses inférieures de fémurs. B - Exemples de coupes (IRM) frontale, sagittal et axiale d'un membre inférieur.....	30
Figure 14 : Le système EOS™ biplan à détecteurs gazeux (Biospace Med). (A) - Principe de l'imageur EOS™ vue de dessus. (B) - Exemple de radiographies face et profil de deux membres inférieurs.....	32
Figure 15 : Rachis entier de profil chez une patiente de 26 ans. Comparaison entre une image radiographique classique (dose de 1.67 mGy) et une image EOS (dose de 0.19 mGy) d'après (Feydy et al. 2008).....	33
Figure 16 : Références anatomiques (Moreland 1987). (a) - Le centre de la tête fémorale. (b) - Schéma présentant les différents centres de la cheville.....	37
Figure 17: Références anatomiques du genou. (Moreland 1987). (A) - Cinq méthodes de détermination du centre genou. (B) – Repères anatomiques de référence servant à définir les axes anatomique et mécanique du membre inférieur	38
Figure 18 : Différentes méthodes de calcul de l'axe du col fémoral. (A) - d'après (Yoshioka et al. 1987). (B) - d'après (Rubin et al. 1992). (C) d'après (Tian et al. 2003)	39
Figure 19 : (A) - Un exemple de pangonogramme des membres inférieurs (cliché long 120 x 40 cm). (B) - Gonométrie d'un membre inférieur : (1) Axe mécanique fémoral. (2) Axe mécanique tibial. (3) Axe bicondylien distal du fémur. (4) Axe des fonds de plateaux. (5) Axe anatomique fémoral. (6) Axe du col fémoral	39
Figure 20 : Repères permettant la mesure de longueur des différents segments du membre inférieur	41
Figure 21 : Tracé des principaux angles de déviation axiale dans le plan frontal	43
Figure 22 : Tracé des axes et de l'angle cervico-diaphysaire dans le plan frontal (Pajarinen 2004).....	46
Figure 23 : Illustration représentant des différentes coupes CT-Scan choisies pour mesurer les torsions tibiale et fémorale d'après (Jakob 1980).....	51
Figure 24 : A – La projection du col fémoral d'un fémur droit dans un plan transversal. B – Une section transversale au niveau du col fémoral. La ligne B-A au niveau de cette section peut être considérée comme l'axe du col fémoral seulement si ce dernier fait un angle de 90° avec l'axe diaphysaire fémoral (Murphy 1987)	52

Figure 25 : Illustration résumant les différentes étapes (coupes et axes) pour le calcul de la torsion fémorale d'après Murphy (1987). a - Définition de la localisation de la tête fémorale. b – Définition de la localisation de la section à la base du col fémoral. c – Définition de la section pour le calcul de l'axe bicondylien distal. d - Superposition des coupes et calcul de l'angle de la torsion fémorale « ϕ »	53
Figure 26 : Illustration des différentes coupes (à gauche) et axes pour le calcul de l'axe du col fémoral (à droite) (Sugano 1998).....	54
Figure 27 : Illustration des différentes méthodes de calcul de l'axe bicondylien distal du fémur d'après Murphy (1987).....	56
Figure 28 : Illustration du choix des coupes et des axes pour le calcul de la torsion tibiale d'après Jakob (1980). (1) – Axe tibial proximal. (8) – Axe tibial distal	60
Figure 29 : Illustration du choix des coupes et des axes pour le calcul de la torsion tibiale d'après Duparc (1992). A- Axe tibial proximal. B- Axe tibial distal.....	61
Figure 30 : A- Illustration du choix des coupes et des axes pour le calcul de la torsion tibiale d'après Febvre (1998). B- Axe tibial proximal. C- Axe tibial distal	61
Figure 31 : Illustration des différentes méthodes de calcul de l'axe du col fémoral. A - Méthode de Le Bras (2004). B - Méthode de Subburaj (2009). C - Méthode de Sugano (1998)	68
Figure 32 : Illustration des différentes méthodes de calcul de l'axe bicondylien distal. A - Méthode de Kim (Kim_2 2000). B - Méthode de Subburaj (Subburaj 2009)	69
Figure 33 : Illustration des points NSCP, des contours NSCC identifiés dans les deux radiographies et le modèle morphoréaliste 3D (Laporte 2002).....	81
Figure 34 : Positionnement manuel d'un modèle statistique déformable moyen sur une paire de radiographies simulées (Mahfouz 2006).....	82
Figure 35 : Numérisation manuelle de primitives géométriques et calcul des repères liés au fémur et au tibia (Sato 2004)	84
Figure 36 : Illustration des étapes de reconstruction d'après Sato (2004). A- Recalage et déformation d'un objet générique sur deux vues stéréoradiographiques. B- Modèle 3D reconstruit	85
Figure 37 : Illustration des différentes étapes de reconstruction d'après Lee (2008). a- Solution initiale d'un modèle générique projeté sur deux radiographies (face et profil). b/c – Mise à l'échelle et déformation du modèle initial. d- Modèle 3D reconstruit.....	86
Figure 38 : Illustration de la méthode de reconstruction d'après (Dong 2009) et (Zheng 2007). A – Recalage automatique d'un modèle paramétré sur 4 radiographies. B – Recalage rigide automatique d'un modèle statistique sur deux radiographies. C – Détection automatique des contours radiologiques.....	87
Figure 39 : Modèles paramétrés du fémur proximal (A) (Baudoin 2007), de la vertèbre (B) (Pomero 2004) et du rachis (C) (Humbert 2008)	88
Figure 40 : Illustration des reconstructions issues de la méthode NSCC (Laporte 2002)	101
Figure 41 : Illustration de la modélisation paramétrée simplifiée du fémur	102
Figure 42 : Illustration de la régionalisation du fémur proximal.....	103
Figure 43 : Illustration de la modélisation paramétrée simplifiée du fémur proximal	104
Figure 44 : Calcul des paramètres morphologiques du fémur proximal.....	104
Figure 45 : Illustration de quelques descripteurs de formes pour le fémur proximal	105
Figure 46 : Illustration de la régionalisation du fémur distal	106
Figure 47 : Illustration de la modélisation paramétrée simplifiée du fémur distal.....	106
Figure 48 : Illustration des différents points 3D calculés sur la partie distale du fémur	107

Figure 49 : Illustration de la modélisation paramétrée simplifiée de la diaphyse fémorale	108
Figure 50 : Illustration de la modélisation paramétrée simplifiée du tibia	109
Figure 51 : Exemple de régionalisation de la partie proximale d'un fémur. A - Régionalisation d'un fémur proximal reconstruit grâce à la méthode NSCC. B - Régionalisation d'un fémur reconstruit à partir de coupes scanner.....	112
Figure 52 : Illustration de modèles génériques du fémur et du tibia régionalisés ainsi qu'un exemple d'un fémur paramétré.....	113
Figure 53 : Illustration des poignées de déformation du fémur	114
Figure 54 : Illustration des poignées de déformation du tibia.....	114
Figure 55 : Illustration de la projection d'une sphère modélisant la tête fémorale sur les deux radiographies.....	116
Figure 56 : Illustration du point CT (centre de la trochlée) et du point CD (point de la diaphyse) numérisés sur les deux radiographies.....	116
Figure 57 : Illustration du point CE (centre des épines), du point CP (centre du pilon tibial), et des points TE et TI (bords postérieurs interne et externe des plateaux tibiaux) numérisés sur les deux radiographies.....	117
Figure 58 : Illustration du calcul du repère fémoral (repère genou/patient)	117
Figure 59 : Illustration du calcul de l'axe du col fémoral (Axe_Col)	118
Figure 60 : Illustration de la méthode de calcul de l'axe diaphysaire 3D ainsi que le point I3D	118
Figure 61 : Illustration du modèle 3D paramétré simplifié (MPS). (1) – Axe fémoral mécanique. (2) - Axe anatomique fémoral distal. (3) – Axe anatomique fémoral proximal. (4) – Axe du col fémoral. (5) - Axe mécanique/anatomique tibial. (6)- Angle cervico-diaphysaire « ACD ».....	119
Figure 62 : Illustration de la solution initiale d'un modèle 3D de fémur rétro-projeté sur deux radiographies : modèle morpho-réaliste 3D rapide.....	120
Figure 63 : Illustration de la méthode de déformation globale. (A) – Solution initiale rapide du modèle rétro-projeté. (B) – Correction des poignées MLS : une poignée au niveau du grand trochanter (1), au niveau de la diaphyse supérieure (2) et au niveau de la section minimale du col fémoral (3). En pointillés rouges : la solution recherchée. (C) – Modèle déformé : modèle intermédiaire	122
Figure 64 : Illustration de la méthode de déformation "As-Rigid-As-Possible" permettant de préserver la rigidité globale aussi loin que possible grâce à des transformations rigides locales (Jeong 2007). 123	123
Figure 65 : Illustration de la méthode de correction des contours. (A) - Modèle intermédiaire. (B) - Image avec contours corrigés : Modèle ajusté	126
Figure 66 : Illustration de la reconstruction 3D personnalisée et morpho-réaliste finale (ajustée). (A) - Affichage en mode contours. (B) - Affichage en mode surfacique	127
Figure 67 : Illustration des différents axes de références calculés à partir de l'enveloppe 3D du fémur et du tibia et les régions associées. (1) - Axe fémoral mécanique. (2) - Axe fémoral anatomique total. (3) - Axe fémoral anatomique distal. (4) – Axe fémoral anatomique proximal. (5) – Axe tibial mécanique/anatomique.....	129
Figure 68 : Illustration des axes du col fémoral calculés à partir de l'enveloppe 3D du fémur. (I-a) – Axe du col « section minimale ». (I-b) – Axe du col « section base ». (I-c) – Axe du col « sections liées »	130
Figure 69 : Illustration des axes bicondyliens calculés à partir de l'enveloppe 3D du fémur. (II-a) – Axe bicondylien postérieur. (II-b) – Axe bicondylien distal.....	130

Figure 70 : Illustration des axes des plateaux tibiaux et des axes bi-malléolaires calculés à partir de l'enveloppe 3D du tibia. (III-a) – Axe des plateaux tibiaux biglénodien. (III-b) – Axe des plateaux tibiaux postérieur. (IV-a) – Axe bi-malléolaire externe. (IV-b) – Axe bi-malléolaire distal	131
Figure 71 : Illustration des trois plans de projection pour le calcul des torsions fémorales.	132
Figure 72 : Illustration d'un exemple de calcul d'une torsion fémorale avec projection de l'axe du col « sections liées » et de l'axe bicondylien distal sur le plan fémoral mécanique.....	133
Figure 73 : Illustration du calcul de l'offset fémoral	134
Figure 74 : Illustration du calcul du TGT et TLT d'après (Eggl et al. 1998)	135
Figure 75 : A – Position «standard » d'acquisition. B – Une paire de radiographies face et profil prise avec le patient en position standard d'acquisition. C – Un détail de la radiographie montrant la superposition des condyles fémoraux et des plateaux tibiaux en vue de profil.....	137
Figure 76 : A - Position « jambes décalées ». B – Une paire de radiographies face et profil prise avec le patient en position « jambes décalées ». C – Un détail de la radiographie montrant une meilleure visibilité des condyles fémoraux et des plateaux tibiaux.....	138
Figure 77 : Vue de haut du système d'acquisition EOS™ (Biospace Med) illustrant la position des jambes décalées. Les pointillés illustrent la base trapézoïdale du volume de prise de vue. 'd' – la distance entre l'articulation métatarso-phalangienne du gros orteil du pied gauche et la voute plantaire du pied droit	138
Figure 78 : Illustration des primitives géométriques utilisées pour le calcul des indices cliniques pelviens	139
Figure 79 : Paramètres positionnels et morphologiques du bassin (Legaye 1998)	140
Figure 80 : Illustration graphique des écarts points-surface (moyennes, 2RMS, Max) entre les trois modèles reconstruits à partir des radiographies biplanes et celles issues du CT-Scan	170
Figure 81 : Illustration des écarts points-surface pour un fémur gauche	171
Figure 82 : Illustration graphique des 2σ (des différences signées) pour les indices cliniques calculés à partir des trois reconstructions issues des radiographies biplanes et ceux calculés à partir des reconstructions CT-Scan.....	172
Figure 83 : Illustration de la modélisation paramétrée simplifiée du tibia proximal	201
Figure 84 : Illustration des différents points 3D calculés sur la partie proximale du tibia.....	202
Figure 85 : Illustration de quelques descripteurs de formes pour le tibia proximal.....	202
Figure 86 : Illustration de la modélisation paramétrée simplifiée du tibia distal	203
Figure 87 : Illustration des différents points 3D calculés sur la partie distale du tibia	203
Figure 88 : Illustration de quelques descripteurs de formes pour le tibia distal	204
Figure 89 : Calcul de l'histogramme polaire pour un point pi	205
Figure 90 : Illustration de la méthode du contexte de forme de Belongie (2002). (a) et (b) - Deux contours à apparier. (c) - Diagramme représentant l'histogramme log-polaire avec 5 <i>bins</i> pour le $logr$ et 12 <i>bins</i> pour θ . (d), (e) et (f) – Exemples de contextes de formes associés aux points bleu, vert et rouge respectivement. Notons que les contextes de formes 'd' et 'e' sont très similaires, ce qui équivaut aux positions similaires des points bleu et vert. (g) - Correspondances retrouvées grâce au χ^2 test.....	207

Index des tableaux

Tableau 1 : Résultats de l'étude comparative. Dose de pénétration cutanée moyenne (Deschênes et al. 2010).....	34
Tableau 2 : Tableau résumant les différentes méthodes de calcul de l'axe anatomique fémoral rapportées dans la littérature	40
Tableau 3 : Revue bibliographique - Les longueurs du membre inférieur	42
Tableau 4 : Tableau récapitulatif des études de reproductibilités pour le calcul de l'angle fémoro-tibial mécanique (AFTm). ET : Ecart-type. Moy : Moyenne. ICC : Intraclass Correlation Coefficient ...	44
Tableau 5 : Revue bibliographique - Les indices cliniques du fémur proximal	48
Tableau 6 : Récapitulatif des résultats de l'étude de Sugano (1998).....	54
Tableau 7 : Revue bibliographique – La torsion fémorale	57
Tableau 8 : Revue bibliographique – La torsion tibiale	63
Tableau 9 : Revue bibliographique – Calcul des paramètres cliniques 3D à partir de reconstruction 3D du membre inférieur. H- Homme, F- Femme.....	70
Tableau 10 : Revue de bibliographie: quelques exemples de méthodes de reconstruction du fémur à partir de coupes CT-Scan.....	77
Tableau 11 : Revue bibliographiques : Synthèse des méthodes de reconstructions 3D à partir de radiographies biplanes	91
Tableau 12: Tableau récapitulatif des caractéristiques des sujets inclus dans l'étude.....	101
Tableau 13 : Exemples de fonctions de régressions, de coefficients de corrélations et de déterminations ainsi que des erreurs standards d'estimées associées (pour les reconstructions NSCC <i>in vivo</i>)	111
Tableau 14 : Exemples de fonctions de régressions, de coefficients de corrélations et de déterminations ainsi que des erreurs standards d'estimées associées (pour les reconstructions CT-Scan <i>in vitro</i>).....	112
Tableau 15 : Informations relatives aux coupes scanner millimétriques.....	113
Tableau 16 : Tableau récapitulatif des différents indices cliniques calculés à partir du modèle 3D « rapide ». IC- Indice clinique	128
Tableau 17 : Tableau récapitulatif des différents angles calculés à partir du modèle 3D du MI.....	132
Tableau 18 : Tableau récapitulatif des différentes longueurs calculées à partir du modèle 3D du MI. IC - Indice clinique	134
Tableau 19 : Tableau récapitulatif des indices cliniques supplémentaires calculés à partir du modèle 3D du membre inférieur. IC - Indice clinique	135
Tableau 20 : Résumé des indices cliniques du bassin décrits par Legaye (1998) et Baudoin (2008). 140	
Tableau 21 : Résumé des moyennes et des écart-types (2ET) des différences entre les indices cliniques du membre inférieur et du bassin obtenus avec les deux protocoles d'acquisitions : « standard » et « jambes décalées ». N.S: Non significatif ($p > 0.05$). * : Significatif ($p > 0.05$)	141
Tableau 22 : IC95% pour les indices cliniques calculés avec les MPS	144
Tableau 23 : Moyennes des indices cliniques calculés avec les MPS.....	145
Tableau 24 : IC95% pour les indices cliniques gonométriques calculés à partir de modèles 3D initiaux rapides.....	146

Tableau 25 : Moyennes des indices cliniques gonométriques calculés à partir de modèles 3D initiaux rapides.....	146
Tableau 26 : IC95% pour les torsions fémorales calculées à partir de modèles 3D initiaux rapides..	147
Tableau 27 : Moyennes des torsions fémorales calculées à partir de modèles 3D initiaux rapides..	147
Tableau 28 : IC95% pour les rotations fémoro-tibiales calculées à partir de modèles 3D initiaux rapides.....	148
Tableau 29 : Moyennes des rotations fémoro-tibiales calculées à partir de modèles 3D initiaux rapides.....	148
Tableau 30 : IC95% pour les torsions tibiales calculées à partir de modèles 3D initiaux rapides.....	149
Tableau 31 : Moyennes des torsions tibiales calculées à partir de modèles 3D initiaux rapides.....	149
Tableau 32 : IC95% pour les indices cliniques gonométriques calculés à partir de modèles 3D intermédiaires.....	150
Tableau 33 : Moyennes des indices cliniques gonométriques calculés à partir de modèles 3D intermédiaires.....	150
Tableau 34 : IC95% pour les torsions fémorales calculées à partir de modèles 3D intermédiaires...	152
Tableau 35 : Moyennes des torsions fémorales calculées à partir de modèles 3D intermédiaires....	152
Tableau 36 : IC95% pour les rotations fémoro-tibiales calculées à partir de modèles 3D intermédiaires.....	153
Tableau 37 : Moyennes des rotations fémoro-tibiales calculées à partir de modèles 3D intermédiaires.....	153
Tableau 38 : IC95% pour torsions tibiales calculées à partir de modèles 3D intermédiaires.....	154
Tableau 39 : Moyennes des torsions tibiales calculées à partir de modèles 3D intermédiaires.....	154
Tableau 40 : IC95% pour les indices cliniques gonométriques calculés à partir de modèles 3D ajustés.....	155
Tableau 41 : Moyennes des indices cliniques gonométriques calculés à partir de modèles 3D ajustés.....	155
Tableau 42 : IC95% pour les torsions fémorales calculées à partir de modèles 3D ajustés.....	156
Tableau 43 : Moyennes des torsions fémorales calculées à partir de modèles 3D ajustés.....	157
Tableau 44 : IC95% pour les rotations fémoro-tibiales calculées à partir de modèles 3D ajustés.....	158
Tableau 45 : Moyennes des rotations fémoro-tibiales calculées à partir de modèles 3D ajustés.....	158
Tableau 46 : IC95% pour les indices cliniques calculés avec les MPS.....	162
Tableau 47 : Moyennes des indices cliniques calculés avec les MPS.....	162
Tableau 48 : IC95% pour les indices cliniques gonométriques calculés à partir de modèles 3D intermédiaires et ajustés.....	163
Tableau 49 : Moyennes des indices cliniques gonométriques calculés à partir de modèles 3D intermédiaires et ajustés.....	163
Tableau 50 : IC95% pour les torsions fémorales calculées à partir de modèles 3D ajustés.....	164
Tableau 51 : Les moyennes des torsions fémorales calculées à partir de modèles 3D ajustés.....	164
Tableau 52 : IC95% pour les rotations fémoro-tibiales calculées à partir de modèles 3D ajustés.....	165
Tableau 53 : Les moyennes des rotations fémoro-tibiales calculées à partir de modèles 3D ajustés.....	165
Tableau 54 : IC95% pour les torsions tibiales calculées à partir de modèles 3D intermédiaires.....	166
Tableau 55 : Les moyennes des torsions tibiales calculées à partir de modèles 3D intermédiaires..	166
Tableau 56 : Précision de forme : distances points-surface entre les modèles CT-scan et les reconstructions à partir de la radiographie biplane.....	170

Tableau 57 : Résumé des moyennes et des écart-types (2σ) des différences entre les indices cliniques obtenus à partir des trois reconstructions issues des radiographies biplanes et ceux calculés à partir des reconstructions CT-Scan	171
Tableau 58 : IC95% pour les indices cliniques gonométriques calculés à partir de modèles 3D initiaux rapides.....	209
Tableau 59 : Moyennes des indices cliniques gonométriques calculés à partir de modèles 3D initiaux rapides.....	209
Tableau 60 : IC95% pour les torsions fémorales calculées à partir de modèles 3D initiaux rapides..	210
Tableau 61 : Moyennes des torsions fémorales calculées à partir de modèles 3D initiaux rapides ..	210
Tableau 62 : IC95% pour les rotations fémoro-tibiales calculées à partir de modèles 3D initiaux rapides.....	210
Tableau 63 : Moyennes des rotations fémoro-tibiales calculées à partir de modèles 3D initiaux rapides.....	211
Tableau 64 : IC95% pour les torsions tibiales calculées à partir de modèles 3D initiaux rapides.....	211
Tableau 65 : Moyennes des torsions tibiales calculées à partir de modèles 3D initiaux rapides.....	211
Tableau 66 : IC95% pour les indices cliniques gonométriques calculés à partir de modèles 3D intermédiaires	212
Tableau 67 : Moyennes des indices cliniques gonométriques calculés à partir de modèles intermédiaires	212
Tableau 68 : IC95% pour les torsions fémorales calculées à partir de modèles 3D intermédiaires ...	213
Tableau 69 : Moyennes des torsions fémorales calculées à partir de modèles 3D intermédiaires....	213
Tableau 70 : IC95% pour les rotations fémoro-tibiales calculées à partir de modèles 3D intermédiaires	214
Tableau 71 : Moyennes des rotations fémoro-tibiales calculées à partir de modèles 3D intermédiaires	214
Tableau 72 : IC95% pour les torsions tibiales calculées à partir de modèles 3D intermédiaires.....	215
Tableau 73 : Moyennes des torsions tibiales calculées à partir de modèles 3D intermédiaires	215
Tableau 74 : IC95% pour les indices cliniques gonométriques calculés à partir de modèles 3D ajustés	215
Tableau 75 : Moyennes des indices cliniques gonométriques calculés à partir de modèles 3D ajustés	216
Tableau 76: IC95% pour les torsions fémorales calculées à partir de modèles 3D ajustés	216
Tableau 77 : Moyennes des torsions fémorales calculées à partir de modèles 3D ajustés.....	216
Tableau 78 : IC95% pour les rotations fémoro-tibiales calculées à partir de modèles 3D ajustés	217
Tableau 79 : Moyennes des rotations fémoro-tibiales calculées à partir de modèles 3D ajustés.....	217

ANNEXES

Annexe 1

1 Modélisation paramétrée simplifiée (MPS) - Suite

1.1 Modèle paramétré du fémur

1.1.1 *Le fémur distal*

Distances supplémentaires :

- Distance entre les deux épicondyles (interne et externe),
- Distance entre les centres des deux sphères condyliennes,
- Distance entre les deux sommets des condyles postérieurs (interne et externe),
- Distance entre les deux sommets des condyles distaux (interne et externe),
- Distance entre les deux bords antérieurs (interne et externe),
- Distance entre le bord antérieur interne et le sommet postérieur interne,
- Distance entre le bord antérieur externe et le sommet postérieur externe,
- Distance entre le sommet de la trochlée et le bord antérieur interne,
- Distance entre le sommet de la trochlée et le bord antérieur externe,
- Distance entre le sommet de la trochlée et le bord postérieur interne,
- Distance entre le sommet de la trochlée et le bord postérieur externe,
- Distance entre le sommet de la trochlée et le centre de la sphère condylienne interne,
- Distance entre le sommet de la trochlée et le centre de la sphère condylienne externe,
- Distance entre l'épicondyle interne et le centre de la sphère condylienne interne,
- Distance entre l'épicondyle externe et le centre de la sphère condylienne externe,
- Distance entre l'épicondyle interne et le bord postérieur interne,
- Distance entre l'épicondyle externe et le bord postérieur externe,
- Distance entre l'épicondyle interne et le bord antérieur interne,
- Distance entre l'épicondyle externe et le bord antérieur externe,
- Distance entre le sommet de la trochlée et le centre de l'ellipse inférieure du cylindre inférieur,
- Distance entre le sommet de la trochlée et le centre de l'ellipse supérieure du cylindre inférieur,
- Distance entre le sommet de la trochlée et le centre de l'ellipse supérieure du cylindre supérieur.

1.2 Modèle paramétré du tibia

1.2.1 *Le tibia proximal*

Le modèle a été d'abord régionalisé et paramétré grâce à des primitives géométriques. Etant donné la forme très particulière de la diaphyse tibiale proximale (non-uniforme sur toute la longueur) cette dernière a été régionalisée sur différentes sections :

- **Deux cylindres⁹** à sections elliptiques (diaphyse proximale supérieure et diaphyse proximale inférieure) pour la partie diaphysaire, chaque cylindre étant composé de deux ellipses,
- **Un tronc de cône renversé** à sections elliptiques (pour la partie la plus proximale englobant l'épiphyse proximale du tibia), les bases de ce cône étant également représentées par des ellipses (Figure 83),

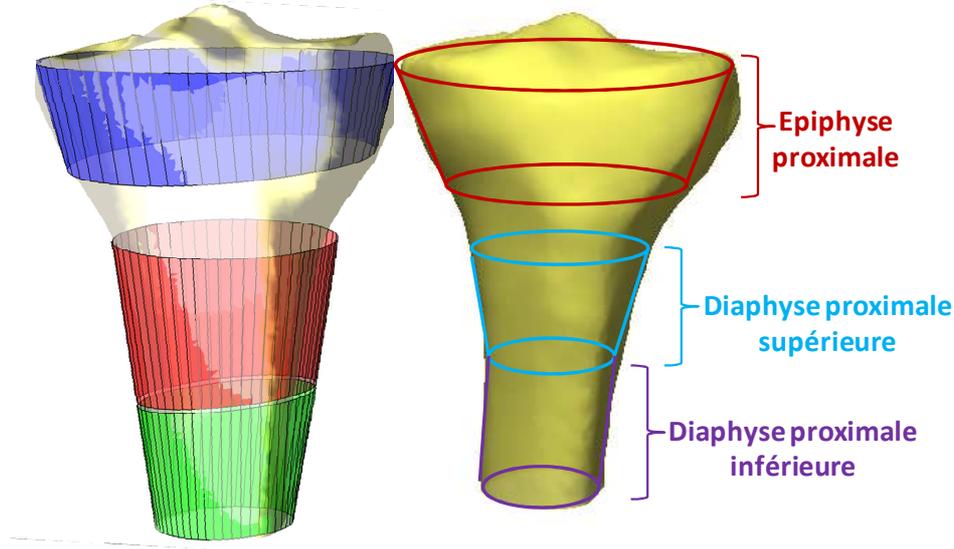


Figure 83 : Illustration de la modélisation paramétrée simplifiée du tibia proximal

- **Des points 3D** : des barycentres de régions ont été calculés à partir de régions prédéfinies ce qui a permis de déterminer 11 points 3D (Figure 84) :
 - Epines interne et externe,
 - Origine du repère - Origine (Barycentre des plateaux tibiaux),
 - Bords postérieurs, interne et externe, de l'épiphyse proximale (BordPost-Int, BordPost-Ext) définis comme étant les points les plus proches du plan passant par les régions des bords postérieurs des plateaux tibiaux,
 - Centre de la glène tibiale interne (centre du plateau interne) – CentrePlat-Int,
 - Centre de la glène externe (centre du plateau externe) – CentrePlat-Ext,
 - Bords antérieur (Bord-Ant) et postérieur (Bord-Post) de la surface articulaire du tibia le long de l'axe « X » du repère tibial (Figure 8),
 - Bords médial (Bord-Med) et latéral (Bord-Lat) de la surface articulaire du tibia le long de l'axe « Z » du repère tibial (Figure 8).

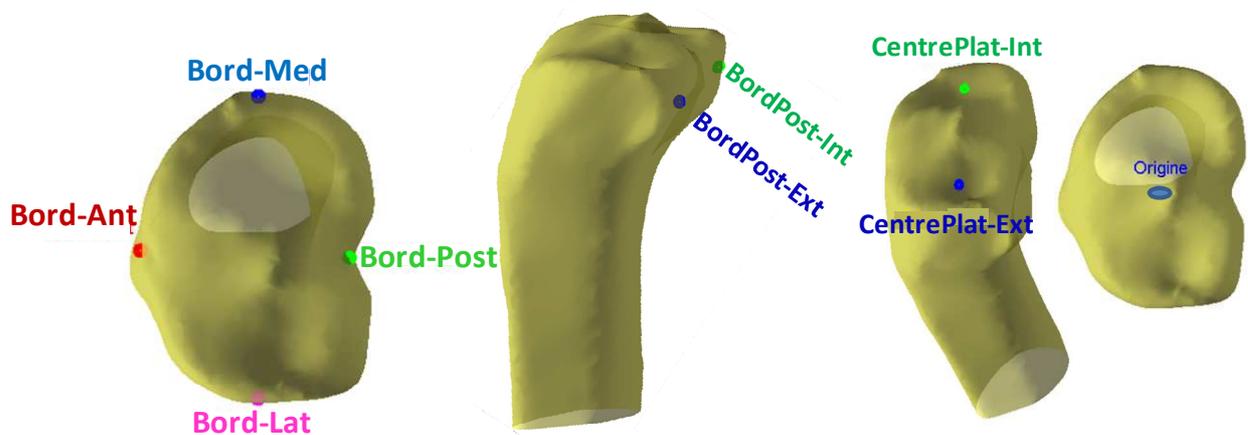


Figure 84 : Illustration des différents points 3D calculés sur la partie proximale du tibia

Comme pour le fémur, ce modèle paramétré simplifié permet de définir les descripteurs de formes suivants :

- Les coordonnées x , y et z pour chaque point 3D ;
- Une distance (hauteur) liant le centre de l'ellipse supérieure au centre de l'ellipse inférieure, pour chaque cylindre à section elliptique et pour le tronc de cône ;
- Les coordonnées x , y , et z du centre, le grand axe et le petit axe, pour chaque ellipse ;
- Des distances supplémentaires calculées à partir de ces données (Figure 85) :
 - Distance entre les centres des glènes tibiales (entre les centres des plateaux),
 - Distance entre les bords postérieurs de l'épiphyse tibiale proximale,
 - Distance entre le bord postérieur et le bord antérieur de la surface articulaire,
 - Distance entre le bord latéral et le bord médial de la surface articulaire,
 - Distance entre l'origine et le centre de l'ellipse inférieure du cylindre supérieur,
 - Distance entre l'origine et le centre de l'ellipse inférieure du cylindre inférieur.

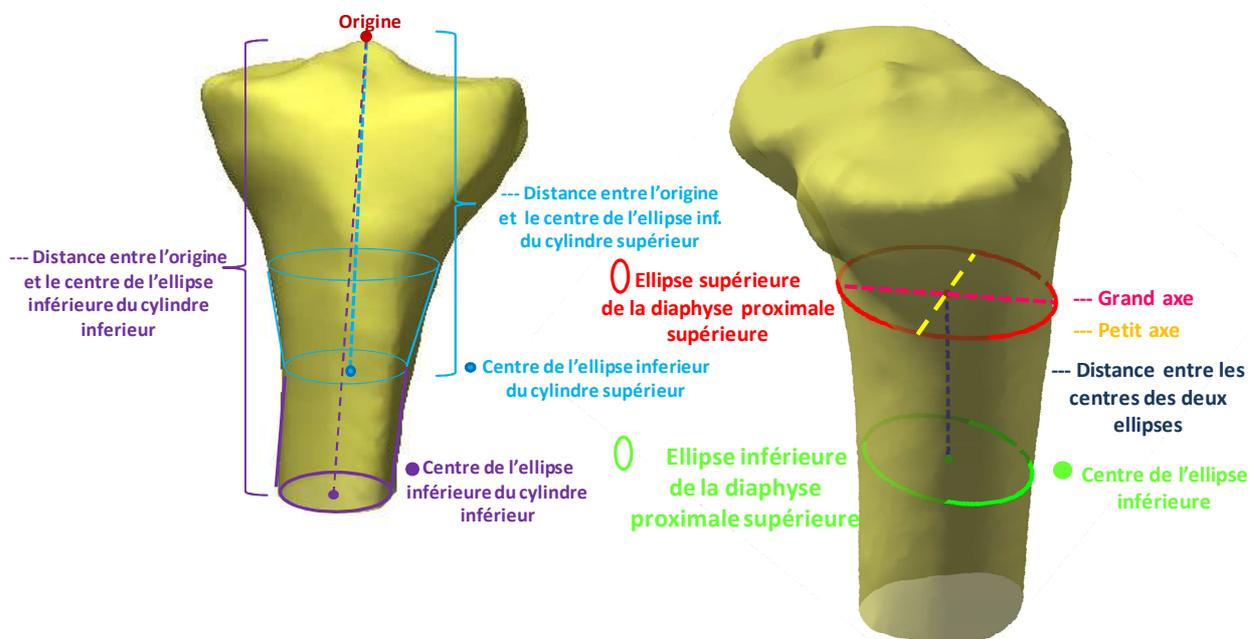


Figure 85 : Illustration de quelques descripteurs de formes pour le tibia proximal

Au total, le tibia proximal comprend 72 paramètres descripteurs : les coordonnées (x,y,z) de 17 points 3D, 9 distances, 6 grands axes et 6 petits axes.

1.2.2 Pour le tibia distal

Comme pour le tibia proximal et en raison de la forme très particulière de la diaphyse tibiale distale et la forme de l'épiphyse distale, ce modèle a été régionalisé en deux différentes sections représentées par **un cylindre** à sections elliptiques (pour la partie diaphysaire) et **un tronc de cône** à sections elliptiques (pour l'épiphyse distale) (Figure 86).

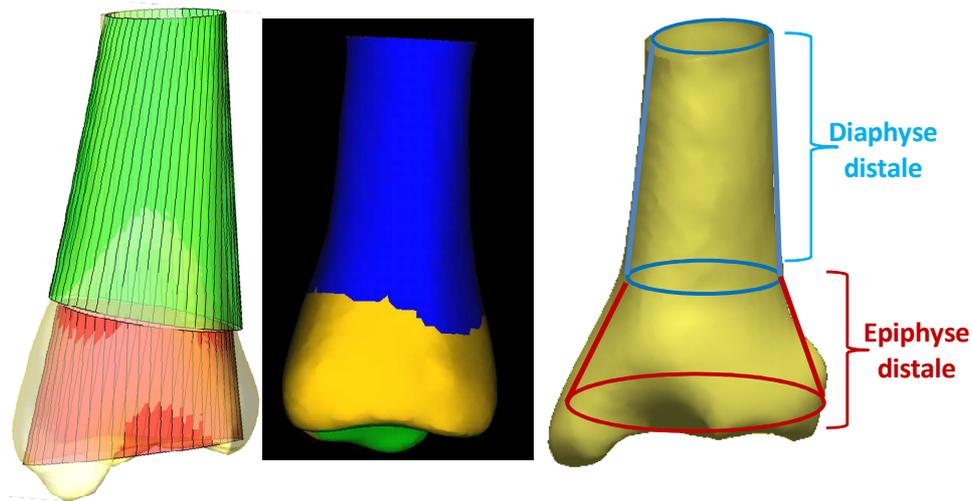


Figure 86 : Illustration de la modélisation paramétrée simplifiée du tibia distal

Ce modèle comprend aussi 5 points 3D. Les barycentres de ces derniers ont été calculés à partir de régions pré-définies (Figure 87) :

- Le milieu du pilon tibial (Milieu pilon),
- Un point extrême antérieur de la facette articulaire tibio-fibulaire distale (Extreme-Ant),
- Un point extrême postérieur de la facette articulaire tibio-fibulaire distale (Extreme-Post),
- Un point distal de la surface postérieure de la malléole interne (Mal-Int-Post),
- Un point distal de la surface antérieure de la malléole interne (Mal-Int-Ant).

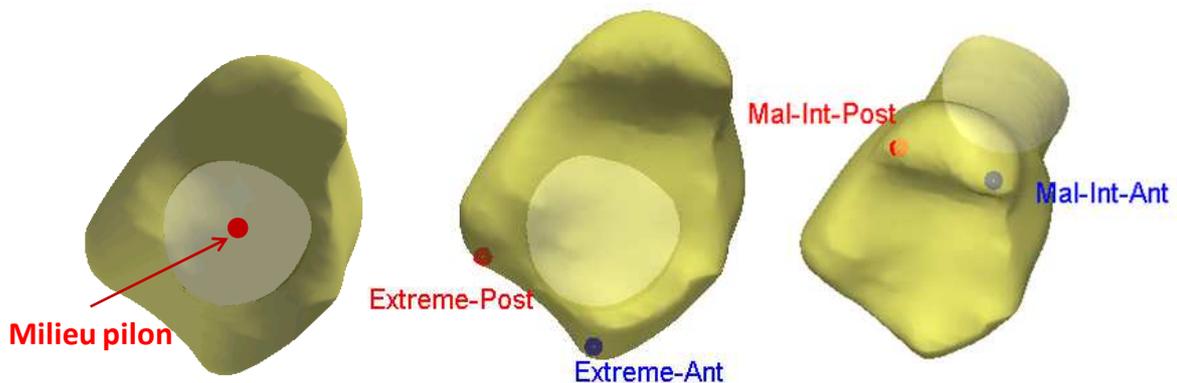


Figure 87 : Illustration des différents points 3D calculés sur la partie distale du tibia

Ce modèle paramétré simplifié permet de définir des paramètres descripteurs de formes.

La base de données finale est donc composée (Figure 88) :

- Pour chaque point 3D : de coordonnées x , y et z ;
- Pour le cylindre à section elliptique et le tronc de cône : d'une distance (hauteur) liant le centre de l'ellipse supérieure au centre de l'ellipse inférieure ;
- Pour chaque ellipse : de coordonnées x , y , z du centre, du grand axe et du petit axe ;
- De distances supplémentaires calculées à partir de ces données :
 - Distance entre l'origine et le centre de l'ellipse inférieure du cylindre supérieur,
 - Distance entre l'origine et le centre de l'ellipse inférieure du tronc de cône inférieur,
 - Distance entre Extreme-Ant et Mal-Int-Ant,
 - Distance entre Extreme-Post et Mal-Int-Post.

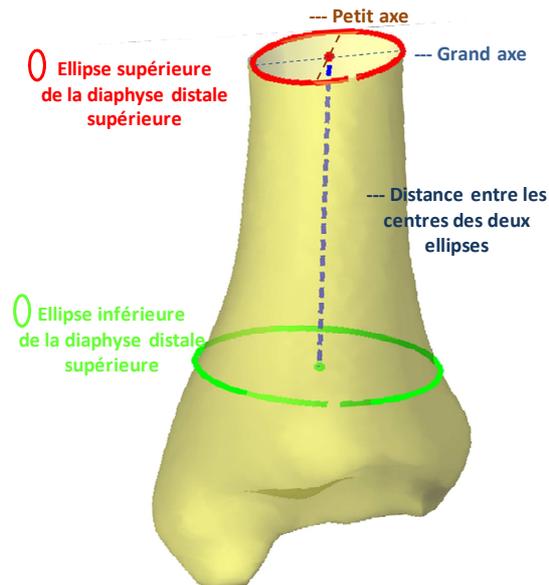


Figure 88 : Illustration de quelques descripteurs de formes pour le tibia distal

Au total, le tibia distal comprend 41 paramètres descripteurs : les coordonnées (x,y,z) de 9 points 3D, 6 distances, 4 grands axes et 4 petits axes.

1.2.3 Pour la diaphyse

Une seule primitive géométrique a été retenue pour la diaphyse tibiale : un cercle pour la section du milieu de la diaphyse.

Ceci a permis de définir les quatre descripteurs de formes suivants :

- Les coordonnées (x,y,z) du centre du cercle,
- Le rayon du cercle.

Trois paramètres supplémentaires relatifs aux trois modèles représentant un tibia complet ont été calculés :

- La longueur totale du tibia : correspondant à l'axe « Y » du repère tibial (Figure 8),
- L'angle tibial mécanique : angle formé entre l'axe des plateaux tibiaux et l'axe « Y »,
- La distance entre l'origine et le centre du cercle du milieu de la diaphyse.

Annexe 2

Définition de l'algorithme du «Context Shape Matching» (Belongie 2002)

La méthode d'association proposée par Belongie (Belongie et al. 2002) est basée sur les descripteurs de formes nommés « Shape Context » (ou contextes de formes).

Le *contexte de forme* d'un point p_i appartenant à un contour C_i est déterminé par la distribution des autres points de ce contour dans la région au voisinage de p_i . Sa représentation se fait par un histogramme de coordonnées relatives de points du contour par rapport au point de référence p_i dans un système de coordonnées log-polaire.

Chercher la correspondance des points entre deux contours (C_i et C_j), est alors équivalent à trouver pour chaque point p_i , sur un contour C_i , le point p_j sur l'autre contour C_j qui a un *contexte de forme* similaire. Cette comparaison se fait selon une technique de comparaison de deux histogrammes. L'un des avantages de l'utilisation des histogrammes consiste à fournir une grande quantité de mesures robustes pour la comparaison, l'identification ou l'indexation des objets.

Principes mathématiques de la méthode « Context Shape Matching »

Soit un contour représenté par l'ensemble de points échantillonnés :

$$C = \{p_1, p_2, \dots, p_n\}, p_i \in R^2$$

n est le nombre de points du contour. Pour un point p_i , les coordonnées relatives des $n - 1$ autres points sont déterminées. Les coordonnées relatives sont les coordonnées du point q dans un système de coordonnées log-polaire utilisant p_i comme origine :

$$q = (\log(r_q), \theta_q), \forall q \neq p_i \wedge q \in C$$

Où r_q est la distance entre q et p_i . θ_q est l'angle entre le vecteur $\overrightarrow{p_i q}$ et l'axe horizontal.

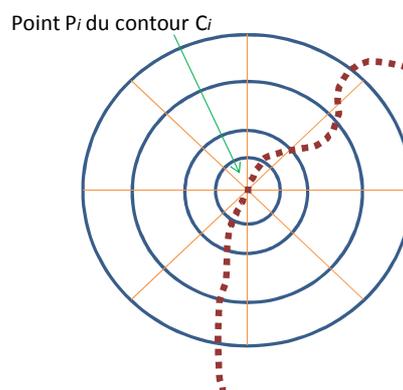


Figure 89 : Calcul de l'histogramme polaire pour un point p_i

Pour un point p_i , le *contexte de forme* correspondant h_i , est donné en utilisant les coordonnées relatives des autres $n - 1$ points :

$$h_i(k) = \# \{q \neq p_i : (q - p_i) \in \text{bin}(k)\}$$

Où $h_i(k)$ est le nombre de points du contour appartenant à la $k^{\text{ème}}$ classe de l'histogramme et $\text{bin}(k)$ dénote un secteur dans le plan log-polaire.

Cependant, le *contexte de forme* décrit ci-dessus n'est pas invariant à la rotation et au changement d'échelle. Pour obtenir l'invariance au changement d'échelle, les distances radiales sont normalisées par la distance moyenne d des n^2 paires de points du contour. Belongie a également proposé d'utiliser le vecteur tangent associé à chaque point au lieu de l'axe absolu horizontal pour que le *contexte de forme* soit aussi invariant à la rotation.

Ayant obtenu pour chaque point son histogramme propre, la mise en correspondance entre deux contours distincts consiste à trouver pour chaque point p_i dans un contour, le point q_i qui a la signature la plus proche.

Étant donné que les *contextes de formes* sont des distributions représentées par des histogrammes, la comparaison entre deux histogrammes peut se faire grâce au χ^2 test.

Soit $C_{ij}(p_i, q_j)$, le niveau de ressemblance (le coût d'appariement) entre deux points et défini comme suit :

$$C_{ij} = C_{ij}(p_i, q_j) = \frac{1}{2} \sum_1^k \frac{[h_i(k) - h_j(k)]^2}{h_i(k) + h_j(k)}$$

k symbolise le nombre total de *bins*, $h_i(k)$ et $h_{ij}(k)$ dénotent respectivement les histogrammes normalisés des points p_i et q_j .

Le test χ^2 nous donne la possibilité de comparer deux distributions individuelles. Il est ensuite nécessaire d'appliquer une procédure permettant de mettre en correspondance deux ensembles de points « one-to-one » (la correspondance doit être unique).

Ayant obtenu la matrice de coût C_{ij} pour toutes les paires de points des deux contours à apparier, il faut maintenant minimiser la fonction de coût total H définie par :

$$H(\pi) = \sum_i C(p_i, q_{\pi(i)})$$

Ceci se fait en recherchant le vecteur de permutation π entre les indices i et j des points grâce à une méthode, dite « Hongroise », développée par Jonker (Jonker and Volgenant 1987) qui propose une solution algorithmique efficace qui reçoit en entrée une matrice carrée de type C_{ij} et fournit en sortie le vecteur de permutation $\pi(i)$ qui minimise l'équation H .

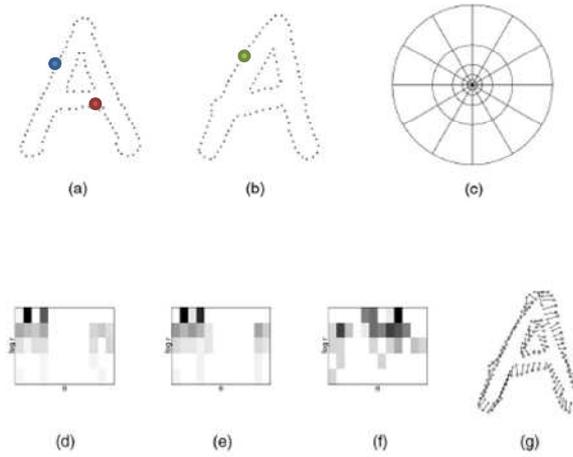


Figure 90 : Illustration de la méthode du contexte de forme de Belongie (2002). (a) et (b) - Deux contours à appairer. (c) - Diagramme représentant l'histogramme log-polaire avec 5 *bins* pour le $\log r$, et 12 *bins* pour θ . (d), (e) et (f) – Exemples de contextes de formes associés aux points bleu, vert et rouge respectivement. Notons que les contextes de formes 'd' et 'e' sont très similaires, ce qui équivaut aux positions similaires des points bleu et vert. (g) - Correspondances retrouvées grâce au χ^2 test

Annexe 3

Estimation de l'accord entre deux mesures différentes pour le même paramètre

L'accord entre deux mesures effectuées sur le même paramètre mais avec deux méthodes différentes est évalué à partir de la méthode décrite par Bland et Altman (Bland et al. 1986).

On calcule pour chaque échantillon les différences entre les paires de mesures et on évalue l'écart type (SD_{diff}) de toutes ces différences.

Un intervalle de confiance à 95% (IC95%) est donné par $2SD (\pm 1.96 * SD_{diff})$. Cet estimateur permet de prédire que 95% des différences entre deux mesures sera inférieure ou égale à la valeur du $2SD$.

Annexe 4

Estimation de la fidélité à partir d'une étude de Reproductibilité

La fidélité est calculée à partir du « Root Mean Square of Standard Deviation » (RMS_{SD}) correspondant à la moyenne RMS (« Root Mean Square ») des écarts types (« Standard Deviation ») SD_i :

$$RMS_{SD} = \sqrt{\sum_{i=1}^m \frac{SD_i^2}{m}}$$

ou

$$SD_i = \sqrt{\sum_{j=1}^n \frac{(x_{ij} - \bar{x}_i)^2}{n-1}}$$

Où m est le nombre d'échantillons, n est le nombre de mesures répétées par échantillon i , x_{ij} et la $j^{\text{ème}}$ mesure pour l'échantillon i et \bar{x}_i est la moyenne de tous les x_{ij} pour l'échantillon i .

Cette approche permet d'estimer un intervalle de confiance à 95% (IC95%) sur la fidélité donné par $\pm 1.96 RMS_{SD}$.

Cette méthode d'évaluation est détaillée par Gluer et al. (Gluer et al. 1995) et utilisée afin d'évaluer la reproductibilité inter- et intra-opérateurs (Humbert et al. 2009).

La norme ISO 5725-2 (AFNOR 1994) recommande également l'utilisation de cette approche.

Annexe 5

Détails des résultats (moyennes et IC95%) obtenus pour l'étude de reproductibilité inter-opérateurs sur des patients présentant des pathologies du membre inférieur *in vivo*.

2 Pour la méthode de reconstruction « rapide »

2.1 Pour l'étape « solution initiale » : Modèles 3D initiaux rapides

Indices cliniques gonométriques

Tableau 58 : IC95% pour les indices cliniques gonométriques calculés à partir de modèles 3D initiaux rapides

Indices cliniques	IC 2D (radio face)	IC 2D (radio profil)	IC 3D	IC 2D (repère fémur face)	IC 2D (repère fémur profil)
HKS (°)	1,1		1,0	1,0	
HKA (°)	0,7	1,3	1,1	0,9	1,2
AFm (°)	3,8		3,8	3,8	
ATm (°)	3,4		4,4	4,4	
ACD (Section Mini) (°)	4,2		5,9		
ACD (section base) (°)	4,2		5,9		
ACD (Sections liées) (°)	4,2		5,9		
Longueur du col (section base) (mm)	3,0		2,9		
Longueur du col (sections liées) (mm)	3,1		3,0		
TGT (mm)			2,5		
TLT (mm)			2,3		
Surface de la section minimale du Col (mm ²)			71,7		
Longueur FNAL (mm)	2,9		2,7		
Offset fémoral (mm)	2,8		3,2		
Diamètre tête fémorale (mm)			2,0		
Longueur fémur (mm)	2,0	1,9	1,9		
Longueur tibia (mm)	2,4	2,3	2,4		
Longueur totale (mm)	2,4	2,2	2,2		

Tableau 59 : Moyennes des indices cliniques gonométriques calculés à partir de modèles 3D initiaux rapides

Indices cliniques	IC 2D (radio face)	IC 2D (radio profil)	IC 3D	IC 2D (repère fémur face)	IC 2D (repère fémur profil)
HKS (°)	5,9		7,2	5,7	
HKA (°)	174,5	172,0	169,9	174,5	172,2
AFm (°)	90,9		91,4	91,4	
ATm (°)	87,0		86,8	86,8	
ACD (Section Mini) (°)	126,8		121,2		
ACD (section base) (°)	126,7		121,8		
ACD (Sections liées) (°)	127,0		121,8		
Longueur du col (section base) (mm)	47,3		48,9		
Longueur du col (sections liées) (mm)	47,6		48,9		
TGT (mm)			0,6		
TLT (mm)			53,7		
Surface de la section minimale du Col (mm ²)			738,3		
Longueur FNAL (mm)	88,7		91,6		
Offset fémoral (mm)	36,3		42,2		
Diamètre tête fémorale (mm)			44,4		
Longueur fémur (mm)	408,6	413,1	413,5		
Longueur tibia (mm)	355,1	357,0	358,6		
Longueur totale (mm)	768,5	774,0	774,6		

*Les torsions fémorales***Tableau 60 : IC95% pour les torsions fémorales calculées à partir de modèles 3D initiaux rapides**

Les plans de projection	Les axes bicondyliens	Les axes du col fémoral	IC 95%
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien postérieur	Section base	7,5
		Sections liées	7,8
		Sections libres	7,5
		Section minimale	7,8
Plan fémoral anatomique total	Axe bicondylien postérieur	Section base	7,5
		Sections liées	7,7
		Sections libres	7,5
		Section minimale	7,7
Plan fémoral anatomique distal	Axe bicondylien postérieur	Section base	7,9
		Sections liées	8,1
		Sections libres	7,9
		Section minimale	8,1
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien distal	Section base	8,5
		Sections liées	8,8
		Sections libres	8,6
		Section minimale	8,8

Tableau 61 : Moyennes des torsions fémorales calculées à partir de modèles 3D initiaux rapides

Les plans de projection	Les axes bicondyliens	Les axes du col fémoral	Moyennes (°)
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien postérieur	Section base	12,2
		Sections liées	10,1
		Sections libres	15,3
		Section minimale	11,2
Plan fémoral anatomique total	Axe bicondylien postérieur	Section base	14,0
		Sections liées	12,1
		Sections libres	16,8
		Section minimale	13,2
Plan fémoral anatomique distal	Axe bicondylien postérieur	Section base	8,1
		Sections liées	6,1
		Sections libres	11,1
		Section minimale	7,2
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien distal	Section base	12,3
		Sections liées	10,2
		Sections libres	15,4
		Section minimale	11,3

*Les rotations fémoro-tibiales***Tableau 62 : IC95% pour les rotations fémoro-tibiales calculées à partir de modèles 3D initiaux rapides**

Les plans de projection	Les axes bicondyliens	Les axes des plateaux tibiaux	IC 95%
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien distal	Biglénoidien	6,6
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	10,8
Plan fémoral anatomique distal	Axe bicondylien distal	Biglénoidien	6,9
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	11,1
Plan fémoral anatomique total	Axe bicondylien distal	Biglénoidien	6,4
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	10,6

Tableau 63 : Moyennes des rotations fémoro-tibiales calculées à partir de modèles 3D initiaux rapides

Les plans de projection	Les axes bicondyliens	Les axes des plateaux tibiaux	Moyennes (°)
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien distal	Biglénœdien	4,9
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	6,8
Plan fémoral anatomique distal	Axe bicondylien distal	Biglénœdien	5,0
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	7,0
Plan fémoral anatomique total	Axe bicondylien distal	Biglénœdien	4,8
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	6,6

*Les torsions tibiales***Tableau 64 : IC95% pour les torsions tibiales calculées à partir de modèles 3D initiaux rapides**

Le plan de projection	Les axes des plateaux tibiaux	Les axes bi-malléolaires	IC 95%
Plan tibial mécanique/ anatomique	Biglénœdien	Externe	1,5
		Distal	1,5
	Postérieur	Externe	3,6
		Distal	3,6

Tableau 65 : Moyennes des torsions tibiales calculées à partir de modèles 3D initiaux rapides

Le plan de projection	Les axes des plateaux tibiaux	Les axes bi-malléolaires	Moyennes (°)
Plan tibial mécanique/ anatomique	Biglénœdien	Externe	33,1
		Distal	35,4
	Postérieur	Externe	38,2
		Distal	40,4

3 Pour la méthode de reconstruction « précise »

3.1 Pour l'étape de la « Déformation globale » : Modèles 3D intermédiaires

Indices cliniques gonométriques

Tableau 66 : IC95% pour les indices cliniques gonométriques calculés à partir de modèles 3D intermédiaires

Indices cliniques	IC 2D (radio face)	IC 2D (radio profil)	IC 3D	IC 2D (repère fémur face)	IC 2D (repère fémur profil)
HKS (°)	0,5		0,5	0,4	
HKA (°)	0,5	1,0	0,9	0,5	0,9
AFm (°)	1,2		1,2	1,1	
ATm (°)	2,8		2,6	3,0	
ACD (Section Mini) (°)	3,6		3,8		
ACD (section base) (°)	3,4		3,5		
ACD (Sections liées) (°)	3,8		4,0		
Longueur du col (section base) (mm)	2,3		2,3		
Longueur du col (sections liées) (mm)	2,4		2,4		
TGT (mm)			2,7		
TLT (mm)			2,8		
Surface de la section minimale du Col (mm ²)			88,3		
Longueur FNAL (mm)	3,0		2,8		
Offset fémoral (mm)	2,8		3,3		
Diamètre tête fémorale (mm)			1,7		
Longueur fémur (mm)	1,4	1,4	1,4		
Longueur tibia (mm)	2,4	2,3	2,4		
Longueur totale (mm)	2,4	2,2	2,2		

Tableau 67 : Moyennes des indices cliniques gonométriques calculés à partir de modèles intermédiaires

Indices cliniques	IC 2D (radio face)	IC 2D (radio profil)	IC 3D	IC 2D (repère fémur face)	IC 2D (repère fémur profil)
HKS (°)	5,9		7,2	5,7	
HKA (°)	174,3	171,6	169,5	174,5	171,8
AFm (°)	91,6		92,0	92,0	
ATm (°)	87,1		87,0	86,8	
ACD (Section Mini) (°)	128,5		124,0		
ACD (section base) (°)	129,0		124,2		
ACD (Sections liées) (°)	128,2		124,0		
Longueur du col (section base) (mm)	50,2		51,4		
Longueur du col (sections liées) (mm)	50,0		51,0		
TGT (mm)			1,9		
TLT (mm)			60,0		
Surface de la section minimale du Col (mm ²)			756,4		
Longueur FNAL (mm)	92,2		94,4		
Offset fémoral (mm)	37,3		42,9		
Diamètre tête fémorale (mm)			44,9		
Longueur fémur (mm)	409,1	413,7	414,1		
Longueur tibia (mm)	355,7	357,6	359,2		
Longueur totale (mm)	768,5	774,0	774,6		

*Les torsions fémorales***Tableau 68 : IC95% pour les torsions fémorales calculées à partir de modèles 3D intermédiaires**

Les plans de projection	Les axes bicondyliens	Les axes du col fémoral	IC 95%
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien postérieur	Section base	4,8
		Sections liées	4,9
		Sections libres	5,5
		Section minimale	5,0
Plan fémoral anatomique total	Axe bicondylien postérieur	Section base	4,8
		Sections liées	4,8
		Sections libres	5,4
		Section minimale	4,9
Plan fémoral anatomique distal	Axe bicondylien postérieur	Section base	4,6
		Sections liées	4,6
		Sections libres	5,2
		Section minimale	4,8
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien distal	Section base	4,2
		Sections liées	4,3
		Sections libres	4,8
		Section minimale	4,5

Tableau 69 : Moyennes des torsions fémorales calculées à partir de modèles 3D intermédiaires

Les plans de projection	Les axes bicondyliens	Les axes du col fémoral	Moyennes (°)
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien postérieur	Section base	10,9
		Sections liées	8,7
		Sections libres	13,7
		Section minimale	10,1
Plan fémoral anatomique total	Axe bicondylien postérieur	Section base	12,7
		Sections liées	10,7
		Sections libres	15,2
		Section minimale	11,9
Plan fémoral anatomique distal	Axe bicondylien postérieur	Section base	6,6
		Sections liées	4,6
		Sections libres	9,3
		Section minimale	5,9
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien distal	Section base	11,6
		Sections liées	9,4
		Sections libres	14,4
		Section minimale	10,8

*Les rotations fémoro-tibiales***Tableau 70 : IC95% pour les rotations fémoro-tibiales calculées à partir de modèles 3D intermédiaires**

Les plans de projection	Les axes bicondyliens	Les axes des plateaux tibiaux	IC 95%
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien distal	Biglénœdien	4,4
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	5,8
Plan fémoral anatomique distal	Axe bicondylien distal	Biglénœdien	4,6
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	5,9
Plan fémoral anatomique total	Axe bicondylien distal	Biglénœdien	4,4
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	5,9

Tableau 71 : Moyennes des rotations fémoro-tibiales calculées à partir de modèles 3D intermédiaires

Les plans de projection	Les axes bicondyliens	Les axes des plateaux tibiaux	Moyennes (°)
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien distal	Biglénœdien	4,9
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	5,4
Plan fémoral anatomique distal	Axe bicondylien distal	Biglénœdien	4,8
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	5,6
Plan fémoral anatomique total	Axe bicondylien distal	Biglénœdien	5,0
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	5,4

Les torsions tibiales

Tableau 72 : IC95% pour les torsions tibiales calculées à partir de modèles 3D intermédiaires

Le plan de projection	Les axes des plateaux tibiaux	Les axes bi-malléolaires	IC 95%
Plan tibial mécanique/ anatomique	Biglénodien	Externe	5,2
		Distal	5,5
	Postérieur	Externe	5,8
		Distal	6,0

Tableau 73 : Moyennes des torsions tibiales calculées à partir de modèles 3D intermédiaires

Le plan de projection	Les axes des plateaux tibiaux	Les axes bi-malléolaires	Moyennes (°)
Plan tibial mécanique/ anatomique	Biglénodien	Externe	23,4
		Distal	25,4
	Postérieur	Externe	29,2
		Distal	31,2

3.2 Pour l'étape de la « Déformation fine » : Modèles 3D ajustés

La déformation fine n'a été appliquée que sur le fémur. Ceci est dû à la difficulté de retoucher « finement » les plateaux tibiaux en vue de profil. Nous avons donc décidé d'évaluer cette étape de reconstruction seulement sur les fémurs. Les indices cliniques relatifs aux tibias ne sont donc pas disponibles.

Indices cliniques gonométriques

Tableau 74 : IC95% pour les indices cliniques gonométriques calculés à partir de modèles 3D ajustés

Indices cliniques	IC 2D (radio face)	IC 2D (radio profil)	IC 3D	IC 2D (repère fémur face)	IC 2D (repère fémur profil)
HKS (°)	0,4		0,5	0,4	
HKA (°)	0,5	0,9	0,7	0,5	0,9
AFm (°)	1,6		1,4	1,5	
ACD (Section Mini) (°)	3,6		3,7		
ACD (section base) (°)	3,5		3,8		
ACD (Sections liées) (°)	3,0		3,4		
Longueur du col (section base) (mm)	2,5		2,5		
Longueur du col (sections liées) (mm)	2,1		2,1		
TGT (mm)			2,5		
TLT (mm)			3,7		
Surface de la section minimale du Col (mm ²)			110,0		
Longueur FNAL (mm)	2,7		2,5		
Offset fémoral (mm)	2,1		2,1		
Diamètre tête fémorale (mm)			1,1		
Longueur fémur (mm)	1,6	1,7	1,7		
Longueur totale (mm)	2,4	2,2	2,2		

Tableau 75 : Moyennes des indices cliniques gonométriques calculés à partir de modèles 3D ajustés

Indices cliniques	IC 2D (radio face)	IC 2D (radio profil)	IC 3D	IC 2D (repère fémur face)	IC 2D (repère fémur profil)
HKS (°)	5,7		7,0	5,5	
HKA (°)	174,4	171,6	169,5	174,4	171,8
AFm (°)	91,6		92,1	92,1	
ACD (Section Mini) (°)	130,4		125,6		
ACD (section base) (°)	129,4		125,5		
ACD (Sections liées) (°)	129,5		125,2		
Longueur du col (section base) (mm)	49,6		50,7		
Longueur du col (sections liées) (mm)	49,2		50,2		
TGT (mm)			2,1		
TLT (mm)			59,7		
Surface de la section minimale du Col (mm ²)			750,5		
Longueur FNAL (mm)	92,6		94,7		
Offset fémoral (mm)	35,9		41,7		
Diamètre tête fémorale (mm)			43,9		
Longueur fémur (mm)	409,1	413,7	414,1		
Longueur totale (mm)	768,5	774,0	774,6		

Les torsions fémorales

Tableau 76: IC95% pour les torsions fémorales calculées à partir de modèles 3D ajustés

Les plans de projection	Les axes bicondyliens	Les axes du col fémoral	IC 95%
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien postrérieur	Section base	5,0
		Sections liées	4,5
		Sections libres	5,9
		Section minimale	5,0
Plan fémoral anatomique total	Axe bicondylien postérieur	Section base	5,0
		Sections liées	4,5
		Sections libres	5,8
		Section minimale	4,9
Plan fémoral anatomique distal	Axe bicondylien postérieur	Section base	4,8
		Sections liées	4,4
		Sections libres	5,6
		Section minimale	4,8
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien distal	Section base	6,0
		Sections liées	5,6
		Sections libres	8,2
		Section minimale	6,1

Tableau 77 : Moyennes des torsions fémorales calculées à partir de modèles 3D ajustés

Les plans de projection	Les axes bicondyliens	Les axes du col fémoral	Moyennes (°)
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien postrérieur	Section base	10,4
		Sections liées	7,9
		Sections libres	14,7
		Section minimale	8,9
Plan fémoral anatomique total	Axe bicondylien postérieur	Section base	12,3
		Sections liées	9,9
		Sections libres	16,1
		Section minimale	10,8
Plan fémoral anatomique distal	Axe bicondylien postérieur	Section base	6,0
		Sections liées	3,7
		Sections libres	10,1
		Section minimale	4,7
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien distal	Section base	10,8
		Sections liées	8,2
		Sections libres	15,0
		Section minimale	9,3

*Les rotations fémoro-tibiales***Tableau 78 : IC95% pour les rotations fémoro-tibiales calculées à partir de modèles 3D ajustés**

Les plans de projection	Les axes bicondyliens	Les axes des plateaux tibiaux	IC 95%
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien distal	Biglénœdien	4,6
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	5,0
Plan fémoral anatomique distal	Axe bicondylien distal	Biglénœdien	4,6
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	5,2
Plan fémoral anatomique total	Axe bicondylien distal	Biglénœdien	4,7
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	5,1

Tableau 79 : Moyennes des rotations fémoro-tibiales calculées à partir de modèles 3D ajustés

Les plans de projection	Les axes bicondyliens	Les axes des plateaux tibiaux	Moyennes (°)
Plan fémoral mécanique	Axe bicondylien distal	Biglénœdien	4,4
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	5,6
Plan fémoral anatomique distal	Axe bicondylien distal	Biglénœdien	4,4
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	5,7
Plan fémoral anatomique total	Axe bicondylien distal	Biglénœdien	4,5
	Axe bicondylien postérieur	Postérieur	5,6

ADAPTATION DES METHODES DE RECONSTRUCTION 3D RAPIDES PAR STÉRÉORADIOGRAPHIE : MODÉLISATION DU MEMBRE INFÉRIEUR ET CALCUL DES INDICES CLINIQUES EN PRÉSENCE DE DÉFORMATION STRUCTURALE

RESUME : La connaissance précise de l'anatomie du membre inférieur ainsi que les anomalies angulaires suivant les trois plans anatomiques a une importance majeure dans la routine clinique pour le diagnostic, les applications thérapeutiques et/ou pour le planning chirurgical. C'est pour ces raisons qu'il est fondamental d'aborder ces connaissances en trois dimensions. Dans le cadre d'une collaboration franco-québécoise, le *Laboratoire de Biomécanique* (Paris) et le *Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie* (Montréal) ont développé des méthodes de reconstruction 3D à partir de radiographies biplanes issues du système EOS™ (Biospace Med, Paris). Ces techniques permettent une analyse clinique en position debout et avec de basses doses d'irradiation. Bien que très précises, ces approches présentent le grand désavantage de ne pas permettre un déploiement en routine clinique en raison du temps de reconstruction élevé. L'objectif de cette thèse était donc d'adapter les méthodes de reconstruction 3D pour la modélisation du membre inférieur et le calcul des indices cliniques en présence de déformations structurales. Dans ce but, nous avons proposé et évalué une méthode de reconstruction du membre inférieur s'appuyant sur des modèles paramétrés de fémurs et de tibias et des inférences statistiques. Cette méthode vise à une estimation très rapide (1 minute) d'un premier modèle dit « simplifié » du membre inférieur à partir duquel un groupe d'indices cliniques restreint peut être calculé. A la base du modèle « simplifié », nous avons calculé une reconstruction 3D précise du membre inférieur en un temps relativement réduit (5 minutes). Finalement, et à partir de ce dernier modèle, nous avons exploré et validé différents modes de calcul d'un éventail plus large d'indices cliniques (incluant les torsions et rotations) afin d'en déduire les plus robustes et pertinents qui pourraient être standardisés pour une utilisation en clinique. Ce travail de thèse ouvre des perspectives concrètes en terme d'utilisation de telles méthodes en pratique clinique, en particulier pour la planification des ostéotomies et des chirurgies pour la pose de prothèse.

Mots clés : Stéréoradiographie, Membre inférieur, Reconstruction 3D, Modèles paramétrés, Inférences statistiques, Indices cliniques 3D.

ADAPTATION OF 3D RECONSTRUCTION METHODS USING STEREO RADIOGRAPHY : MODELLING AND CLINICAL PARAMETERS CALCULATION OF LOWER LIMB'S BONY STRUCTURES WITH STRUCTURAL DISTORTION

ABSTRACT : The anatomy of the lower limb and its 3D angular abnormalities are paramount in diagnosis, therapeutic applications and/or surgical planning. In this context, it is important to explore this knowledge in three dimensions. Within a collaborative project between the *Laboratoire de Biomécanique* (Paris) and the *Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie* (Montréal) 3D reconstruction methods have been developed based on the EOS™ imaging system (Biospace Med, Paris). These methods allow clinical analysis in standing position with low radiation dose. However, despite their accuracy, these reconstruction techniques are time-consuming and therefore difficult to use on a routine basis in clinical environment. The aim of this Ph.D. thesis is to adapt and optimize these methods for lower limb's bony structures with structural distortions. We developed and evaluated a reconstruction method of the lower limb based on parametric models of femurs and tibias and statistical inferences. This method provides a preliminary so-called "simplified" model of the lower limb in approximately 1 minute, allowing an accurate and reproducible computation of most currently used clinical parameters. Starting from the "simplified" model, we calculated an accurate customized 3D reconstruction of the lower limb in approximately 5 minutes. Based on this 3D model, we developed and validated several calculation modes for a larger panel of clinical parameters (including torsions and rotations) in order to identify the most robust and pertinent ones that could be standardized for clinical practice. The current work opens practical perspectives for the clinical transfer of such methods to be used in practice. One of the most clinical popular applications of the 3D reconstruction techniques and clinical parameters calculation is the surgical planning of lower limb osteotomy and arthroplasty.

Keywords : Stereoradiography, Lower limb, 3D reconstruction, Parametric models, Statistical inferences, 3D clinical parameters.