

Méthode d'évaluation fonctionnelle de la gonarthrose par
étude de la pseudo-cinématique d'accroupissement

par

Michèle KANHONOU

THÈSE PRÉSENTÉE À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION
DU DOCTORAT EN GÉNIE
Ph. D.

MONTREAL, LE 24 JUILLET 2017

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

©Tous droits réservés, Michèle Kanhonou, 2017

©Tous droits réservés

Cette licence signifie qu'il est interdit de reproduire, d'enregistrer ou de diffuser en tout ou en partie, le présent document. Le lecteur qui désire imprimer ou conserver sur un autre media une partie importante de ce document, doit obligatoirement en demander l'autorisation à l'auteur.

PRÉSENTATION DU JURY

CETTE THÈSE A ÉTÉ ÉVALUÉE

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Jacques de Guise, directeur de thèse
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

Mme Nicola Hagemeister, codirectrice de thèse
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

Jean-Marc Lina, président du jury
Département de génie électrique à l'École de technologie supérieure

Rachid Aissaoui, membre du jury
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

Louis-Nicolas Veilleux, examinateur externe
Département de kinésiologie à l'Université de Montréal.
Laboratoire d'analyse du mouvement, Hôpital Shriners pour enfants

ELLE A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 25 MAI 2017

A L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

« 8 July.

[...] The rudimentary idea in my mind is growing. It will be a whole idea soon, and then, oh, unconscious cerebration, you will have to give the wall to your conscious brother. »

Bram Stoker

REMERCIEMENTS

Quelques mots qui me semblent plutôt dérisoires pour remercier tous ceux qui m'ont encadrée, aiguillée, épaulée tout au long de ces travaux de thèse.

Nicola, Jacques... Merci d'avoir les directeurs que vous avez été. Merci d'avoir une vision des choses toujours si complémentaire. Merci d'avoir fait mûrir mon esprit scientifique. Merci de m'avoir soutenue, de toujours m'avoir laissé la liberté et le temps d'explorer mes propres idées, merci de votre patience (je pèse mes mots). Merci de m'avoir rendue si persévérante. Merci de m'avoir accordé votre confiance. Merci d'avoir été mes directeurs de recherche...

Thierry ! Merci pour tes brillantes suggestions techniques, merci de m'avoir fait progresser efficacement, de m'avoir permis de m'affirmer et de prendre confiance. Merci d'avoir pris le temps de papoter au détour d'un thé, de juste parler de la vie. Merci de souvent m'avoir fait rire aux larmes avec tes discussions sur la vie.

It's a bird... It's a plane... It's Gerald! Merci d'avoir été une mine de connaissances inépuisable, d'avoir toujours su m'aider quand je séchais sur la décomposition d'une matrice de rotations 3D ou sur le pourquoi il était soudainement impossible de synchroniser les enregistrements des données EMG et cinématiques. Merci aussi pour ta grande gentillesse.

Neila ! Merci pour ta grande pédagogie et ton temps. Merci pour tes innombrables conseils pour l'ensemble de mes analyses statistiques.

Ramnada, Benoit, Abdelmonime, Benjamin : merci pour votre expertise. Merci d'avoir (bien) souvent eu une solution magique pour m'éviter de réinventer la roue !..

Célia et Pierre : merci d'avoir bien voulu jouer le rôle de petites mains pendant vos stages. Merci pour votre sérieux et votre contribution à mes travaux de thèse.

VIII

Frédéric ! Merci d'avoir été un collaborateur si disponible et réactif. Merci pour ta bonne humeur. Merci d'avoir pris le temps de réviser tout un chapitre de thèse alors que tu étais à la plage !

Merci aussi aux coupains d'ici et d'ailleurs qui rendent ma vie si simple et joyeuse. Merci pour leur présence inébranlable : Laeti, Camille, Caro, Gab, Cheng, Mike, Fernando, Lauranne, Pagastophe, Jbounet, Steph, Houssem, Julien, Laurence, Youssef, Jérémy, Morgane, Igor, Carole, Steven, Marion, Briçou, Caro Ptit loup, Bianca, My, Bénééééééé, Sun, Raph, Romain, Hélène, Marie, Antoine, Pierre, Marie, Sebaxelle, Nico cancre récidiviste, Pierre, Hicham, Ibrahiman, Francis.

O'Kane... Merci d'avoir la tête plus dure que moi quand il le faut, merci de ne pas me dire que je suis con alors que je le mérite, merci d'être là quand j'ai peur du noir, merci de me rappeler que la plupart du temps, c'est mieux d'être détendu que l'inverse, merci d'être mon buddy pizza sans fromage/Netflix, merci de savoir m'endurer.

Paule et Yves : merci de m'avoir adoptée et accueillie dans votre vie à bras ouverts ! Merci pour votre chaleur, votre immense culture, votre ouverture d'esprit...

¡Hola la familia! Papa, merci de m'avoir poussée à cultiver mon amour pour la science. Merci d'avoir eu avant moi l'idée folle de faire un doctorat ; je ne serais peut-être allée jusque-là sans toi comme flambeau... Merci. Maman chérie... Merci pour tant de choses... Ta bonté, tes câlins, tes cargaisons de chocolat (autant que de canard confit !), tes conseils, ton écoute, ton soutien sans lequel je ne serais que peu de choses. Merci Mman. Melly, Dévy, Bill. Merci pour votre légèreté. Merci de savoir me faire mourir de rire avec absolument rien. Merci d'être ma fratrie, la plus belle de la terre.

À tous, pour votre accompagnement et votre affection : merci.

ÉVALUATION FONCTIONNELLE DE LA GONARTHROSE PAR ÉTUDE DE LA PSEUDO-CINÉMATIQUE D'ACCROUISSMENT

Michèle KANHONOU

RÉSUMÉ

Une discordance existe dans la littérature au sujet de l'utilisation des évidences radiographiques de la gonarthrose pour l'évaluation de la pathologie. En effet, les études qui se sont intéressées à la corrélation existant entre grades radiologiques de la gonarthrose et scores fonctionnels obtenus par questionnaire auto-administré par les patients se sont soldées de conclusions très variables : alors que pour certains, la gonarthrose avancée est synonyme de perte de fonction importante, d'autres ne trouvent aucun lien entre les deux observations. À la lumière de ces résultats, le diagnostic radiologique seul ne permettait donc pas d'expliquer la fonction du genou. Une mesure quantitative de la fonction articulaire peut être considérée en complément. Plusieurs méthodes d'analyse de la cinématique 3D de l'articulation fémoro-tibiale par imagerie médicale existent. Toutefois, aucune ne permet d'évaluer le genou en charge par le biais d'une mesure fiable (répétabilité et précision) tout en réduisant le préjudice subi par le sujet (exposition à des radiations ionisantes, protocole invasif). L'objectif principal de cette thèse est donc de développer et de valider une méthode d'analyse de la cinématique 3D du genou en charge répondant à ces problématiques. Ensuite, il s'agit de vérifier si l'évaluation radiologique de la gonarthrose enrichie d'une mesure cinématique 3D au genou est plus fortement corrélée au score fonctionnel.

Dans la première partie du travail, une méthode de calcul de la pseudo-cinématique fémoro-tibiale a été développée. Cinq flexions du genou ont été imagées avec le système radiographique biplan basse dose EOS® (0, 15, 30, 45 et 70°) ; la paire de radiographie en extension totale a permis la reconstruction 3D du fémur, du tibia et du péroné. Après la segmentation des contours osseux sur l'ensemble des radiographies, un recalage 2D/3D intrinsèque basé sur l'*iterative closest point* a permis d'extraire la position relative du tibia par rapport au fémur, d'un angle de flexion au suivant. L'introduction d'un recalage pondéré graduel et du recalage du corps rigide tibia/péroné a permis de diminuer considérablement les erreurs d'estimation des rotations axiales. À l'issue d'études de validation sur dix sujets, l'erreur de mesure moyenne associée à la répétabilité et à la précision est inférieure à 0.4mm et 0.5° et celle due à la sensibilité de la méthode à la reconstruction 3D inférieure à 1.7mm et 1.4°. L'étude de l'adduction (ADD) pseudo-cinématique par analyse de regroupement a permis d'isoler ce paramètre comme un indice radiographique fonctionnel de la gonarthrose : tandis que les asymptomatiques se trouvaient en ADD modérée (<5°) ou en abduction (ABD), les sujets gonarthrosiques tendaient à être en ADD sévère supérieure à 5° (14 patients atteints d'arthrose du compartiment interne du genou, 14 sujets asymptomatiques). En considérant que l'ADD du genou est un facteur de risque pour l'apparition et la progression de la gonarthrose, il a été possible de calculer des grades Kellgren-Lawrence composites pour 28 sujets. Les grades Kellgren-Lawrence originaux ont ainsi été augmentés par l'ADD sévère, diminués par l'ABD. La corrélation des scores fonctionnels KOOS (*Knee Osteoarthritis Outcome Score*) avec ces grades composites s'est révélée légèrement mais non statistiquement supérieure à celle

avec les grades Kellgren-Lawrence originels. Dans une dernière partie, le *screw-home mechanism* pseudo-cinématique a été évalué (7 patients atteints d'arthrose du compartiment interne du genou, 5 sujets asymptomatiques). Alors que les tibias asymptomatiques se trouvaient en rotation externe (9° en moyenne), les tibias arthrosiques se trouvaient en rotation externe plus faible (0-5°). Pour un sujet asymptomatique, un faible ratio des pentes sagittales des plateaux tibiaux et une faible pente sagittale du plateau tibial médial ont été mis en lien à la rotation tibiale interne et des résultats suggéraient l'implication des pentes coronales des plateaux tibiaux sur la rotation externe du tibia.

À l'issue de ces travaux de doctorat, une solution technique a été fournie pour l'évaluation précise et répétable de la pseudo-cinématique 3D du genou asymptomatique et gonarthrosique à l'aide du système EOS®. De plus, l'adduction a été isolée comme marqueur fonctionnel radiologique de la gonarthrose et a permis de confirmer l'intérêt à compléter l'évaluation radiologique de la gonarthrose par une telle mesure. L'analyse de la morphologie du genou associée à celle de la fonction a en outre révélé des pistes vers une meilleure compréhension de l'articulation, une évaluation plus complète de la pathologie et plus représentative de la perception qu'en a le sujet atteint.

Mots-clés : arthrose, genou, Kellgren-Lawrence, KOOS, cinématique 3D, *iterative closest point*, recalage intrinsèque, adduction, K-moyenne, *screw-home mechanism*, rotation tibial

FUNCTIONAL EVALUATION OF THE ARTHRITIC KNEE BY STUDYING THE SQUAT PSEUDO-KINEMATIC

Michèle KANHONOU

ABSTRACT

In the literature, there is discordance about the use of arthritis radiological evidence for the evaluation of the pathology. Indeed, the studies that evaluated the correlation between the radiological grades and the function scores calculated from self-reported questionnaires obtained highly variable conclusions. When for some, severe knee arthritis correlates with an important function limitation, others did not find any relation between the two observations. From these results, it appears that radiological diagnostic alone can not explain the knee function. A quantitative measure of the articular function can complement the arthritis diagnostic. Several methods are accessible to analyse the 3D kinematics of the femoro-tibial joint with medical imaging. However, none allows the evaluation of the weight-bearing knee from a reproducible and accurate measurement, while minimising the prejudices the subject undergoes (exposition to ionizing radiations, invasive protocol). Hence, the main objective of this Ph.D. dissertation is to develop and validate a method to analyse the kinematic of the weight-bearing knee, with a solution to the problematic mentioned above. Then, the goal is to evaluate that the radiological evaluation of knee arthritis enriched with a kinematic measurement at the knee, correlates better with the function score.

In the first part of the work, a method to compute the pseudo-kinematic of the femoro-tibial joint was developed. Five flexion angles of the knee were imaged with the low dose biplane EOS® system (0, 15, 30, 45 and 70°); the pair of radiographs of the knee in full extension allowed the 3D reconstruction of the femur, the tibia and the fibula. After the segmentation of the bony contours on every radiograph, the registration of the geometric models of the bony structures allowed to extract the position of the tibia relatively to the femur, from one flexion angle to the following one. The intrinsic 2D/3D registration was based on the *iterative closest point* algorithm. In addition, the introduction of both a weighted registration and the registration of the tibia/fibula as a rigid body considerably reduced the errors of the axial rotations computation. After the validation of the method on ten subjects, its measurement error in reproducibility and precision was assessed and lower than 0.4mm and 0.5° and the method sensitivity to the 3D reconstruction was lower than 1.7mm and 1.4°. With a study of the pseudo-kinematic adduction (ADD) by a clustering analysis, this parameter was found to be a functional radiological marker of the knee arthritis. The asymptomatic subjects were in mild ADD (<5°) or in abduction (ABD) whereas the arthritic subjects were in severe ADD >5° (14 patients with internal knee arthritis, 14 asymptomatic subjects). Considering knee ADD as a risk factor for the occurrence and progression the knee arthritis, it was possible to compute composite Kellgren-Lawrence grades for 28 subjects: the original Kellgren-Lawrence grade became worsened (higher) with severe knee ADD and decreased (lower) with knee ABD. The correlation of the KOOS (*Knee Osteoarthritis Outcome Score*) function scores with these composite grades was lightly but not significantly higher than the correlation with the original Kellgren-Lawrence grades. In the last part of the work, the pseudo-kinematic *screw-home*

mechanism was analysed (7 patients with internal knee arthritis, 5 asymptomatic subjects). The asymptomatic tibias were in external rotation (mean value 9°), the arthritic tibias were in a milder external rotation ($0-5^\circ$). Moreover, for an asymptomatic subject, a low ratio of the sagittal slopes of the tibial plateaus and a low sagittal slope of the medial plateau were correlated with the internal tibial rotation. Also, results suggested the coronal slopes of the tibial plateaus had an influence on the external tibial rotation.

This doctoral work provided a technical solution to evaluate the 3D kinematic of asymptomatic and arthritic knees with the EOS® system, with high reproducibility and accuracy. Also, knee adduction was found to be a functional radiological marker of knee arthritis and the necessity of complementing the radiological evaluation of the knee arthritis with such a measure was confirmed. Finally, the analysis of the knee morphology with the knee function revealed new hypotheses to a better comprehension of the joint, to a more complete evaluation of the pathology.

Keywords: arthritis, knee Kellgren-Lawrence, KOOS, 3D kinematic, *iterative closest point*, intrinsic registration, adduction, K-means, *screw-home mechanism*, tibial rotation

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE	5
1.1 Le genou.....	5
1.2 La gonarthrose	8
1.2.1 Les facteurs de cause	9
1.2.2 Le diagnostic	10
1.2.3 Les traitements	13
1.3 La fonction du genou	14
1.3.1 Les questionnaires.....	14
1.3.2 La cinématique 3D : suivi de marqueurs	24
1.3.3 La cinématique 3D : analyse par imagerie médicale	26
1.3.4 Les études de la cinématique du genou dans la littérature.....	34
1.3.5 La définition des axes	49
1.3.6 La cinématique 3D du genou : les valeurs dans la littérature	61
CHAPITRE 2 CHOIX MÉTHODOLOGIQUES, HYPOTHÈSES ET OBJECTIFS	67
2.1 Choix méthodologiques et hypothèses pour cette thèse	67
2.1.1 Choix méthodologiques et hypothèses cliniques	68
2.2 Objectifs de la thèse	70
2.2.1 Objectifs techniques.....	70
2.2.2 Objectifs cliniques	70
CHAPITRE 3 CONTRIBUTION PERSONNELLE : MÉTHODE DE CALCUL DE LA PSEUDO-CINÉMATIQUE 3D FÉMORO-TIBIAL EN ACCROUPEMENT PSEUDO-DYNAMIQUE PAR RECALAGE 2D/3D RIGIDE ET INTRINSÈQUE.....	73
3.1 Mise en contexte et introduction.....	73
3.2 Matériel et méthode	73
3.2.1 Acquisition des radiographies biplan EOS®	75
3.2.2 Méthode pour la reconstruction 3D des os du membre inférieur (fémur, tibia, péroné)	76
3.2.3 Segmentation des contours osseux.....	77
3.2.4 Méthode de recalage 2D/3D rigide	80
3.2.5 Calcul de la pseudo-cinématique 3D	84
3.3 Conditions expérimentales.....	85
3.3.1 Description de la cohorte	85
3.3.2 Validation de la méthode	86

CHAPITRE 4	CONTRIBUTION PERSONNELLE : INTRODUCTION AUX GRADES KELLGREN-LAWRENCE COMPOSITES	99
4.1	Mise en contexte et introduction.....	99
4.2	Matériel et méthode	99
4.2.1	Sujets.....	99
4.2.2	Analyse par regroupement : similarités d'alignement du genou dans le plan frontal.....	100
4.2.3	Analyse statistique : grades KL composites et calculs de corrélation	104
4.3.2	Extraction des grades KL composites $KL_{COMPOSITE}$ et calculs de corrélation	110
4.4	Discussion et conclusion intermédiaire	112
CHAPITRE 5	CONTRIBUTION PERSONNELLE : ÉTUDE DE LA ROTATION TIBIALE DE SUJETS ASYMPTOMATIQUES ET ARTHROSIQUES AVEC LE SYSTÈME RADIOGRAPHIQUE BIPLAN EOS®.....	117
5.1	Mise en contexte et introduction.....	117
5.2	Matériel et méthode	118
5.2.1	Sujets.....	118
5.2.2	Calcul de la rotation tibiale dans les derniers degrés d'extension et évaluation de paramètres tibiaux géométriques et biomécaniques	118
5.3	Résultats.....	124
5.4	Discussion.....	128
CHAPITRE 6	DISCUSSION GÉNÉRALE	133
6.1	Synthèse des travaux.....	133
6.2	Limites et recommandations.....	135
6.2.1	Protocole d'acquisition	135
6.2.2	Support proprioceptif.....	136
6.2.3	Méthode de segmentation	137
6.2.4	Recalage 2D/3D et reconstruction 3D biplan	138
6.2.5	Validation de la méthode de calcul des pseudo-cinématiques 3D	138
6.2.6	Recrutement de sujets d'étude.....	139
6.2.7	Étude des pentes tibiales 2D	139
CONCLUSION		140
ANNEXE I	ADAPTATION DE LA MÉTHODE DE RECALAGE PONDÉRÉ GRADUEL AUX RADIOGRAPHIES BIPLAN TRONQUÉES	143
ANNEXE II	PSEUDO-CINÉMATIQUES 3D ÉVALUÉES DANS LE CADRE DE L'ÉTUDE DE VALIDATION	147
ANNEXE III	INFLUENCE DE L'ERREUR DE RECALAGE SUR L'INCERTITUDE DE MESURE.....	159
ANNEXE IV	ÉTUDES DE SILHOUETTES SUPPLÉMENTAIRES.....	161

ANNEXE V	VALEURS DES ADDUCTIONS AUX CINQ POSITIONS DE FLEXION	163
ANNEXE VI	LISTES DES PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS	165
	LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	169

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Grades de sévérité de la gonarthrose définis par l'échelle de Kellgren et Lawrence et la classification Ahlbäck12
Tableau 1.2	Études établissant une corrélation significative entre les caractéristiques radiographiques de l'OA et la fonction du genou18
Tableau 1.3	Études n'établissant pas de corrélation entre les caractéristiques radiographiques de l'OA et la fonction du genou21
Tableau 1.4	Définitions des systèmes d'axes du fémur dans la littérature.....53
Tableau 1.5	Définitions des systèmes d'axes du tibia dans la littérature55
Tableau 3.1	Caractéristiques démographiques de la cohorte.....86
Tableau 3.2	Reproductibilité de la méthode de recalage 2D/3D intrinsèque en termes d'ICC et de SEM.....88
Tableau 3.3	Reproductibilité de la méthode de recalage 2D/3D intrinsèque en termes de moyenne et écart-type89
Tableau 3.4	Précision du calcul de la pseudo-cinématique 3D, comparaison à une pseudo-cinématique de référence.....91
Tableau 4.1	Valeurs de silhouette moyennes des cinq analyses par regroupement réalisée104
Tableau 4.2	Caractéristiques démographiques de la cohorte.....107
Tableau 4.3	Coordonnées des centres de groupes109
Tableau 4.4	Grades KL et leurs versions composites pour les sujets gonarthrosiques et asymptomatiques.....111
Tableau 5.1	Amplitudes mesurées des rotations tibiales et des extensions dans les derniers degrés d'extension.....125
Tableau 5.2	Position du centre de rotation axial, amplitudes des pentes tibiales 2D et 3D et leurs ratios127

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	L'articulation du genou6
Figure 1.2	Les mouvements du genou.....7
Figure 1.3	Le genou atteint d'arthrose9
Figure 1.4	Les alignements du membre inférieur dans le plan frontal10
Figure 1.5	Le Knee KG TM25
Figure 1.6	Imagerie par résonnance magnétique a- coupes sagittales du genou, b- coupes sagittales du fémur distal, c- modèle géométrique du fémur distal issu de la reconstruction 3D28
Figure 1.7	Deux familles de CT-scan a- CT-scan à table horizontale, b- cone beam CT29
Figure 1.8	Imagerie par CT-scan a- coupes sagittales du genou, b- modèles géométriques des structures osseuses du genou (obtenues par reconstruction 3D)30
Figure 1.9	Radiographie biplan EOS® a- sujet placé dans la cabine radiographique biplan, b- fonctionnement schématisé, c- modèles géométriques des structures osseuses du rachis et des membres inférieurs31
Figure 1.10	Fluoroscope biplan.....32
Figure 1.11	Fenêtrage d'une radiographie EOS® pour l'application de l'algorithme de recalage de Jerbi.....48
Figure 1.12	L'axe médio-latéral défini par Moro-oka et al. 2007, Hamai et al. 2009 et Li et al. 2008.51
Figure 1.13	Définition des axes géométriques fémoraux selon Tanifuji. a- axe passant par les centres des sphères ajustées sur les condyles postérieurs, b- projection de l'axe sur les plateaux tibiaux.....59

Figure 1.14	Définition des axes géométriques fémoraux selon Dennis et al., 2005 a- projection des points plus distaux des condyles fémoraux, b- trois positions du modèle géométrique du fémur, c- détermination du point de pivot entre deux positions de flexion.....60
Figure 3.1	Méthodologie. Les radiographies biplan sont prises pour cinq positions de flexion du genou. La première position de flexion est utilisée pour obtenir les modèles géométriques du fémur, du tibia et du péroné ; les modèles géométriques des structures osseuses sont ensuite utilisées pour extraire les contours osseux sur chaque radiographie. Pour finir, elles sont recalées pour chaque position pour obtenir la pseudo-cinématique 3D du genou...75
Figure 3.2	Sélection des formes <i>a priori</i> 2D pour la segmentation (du fémur dans cet exemple) a- le modèle géométrique 3D à 0° de flexion, b- positionnement grossier du modèle géométrique, c- extraction des silhouettes 3D (antéro-postérieure et médio-latérale), d- silhouettes 2D : projection des silhouettes 3D sur les radiographies78
Figure 3.3	Segmentation d'un contour osseux sur une image radiographique (tête fémorale dans cet exemple) a- radiographie originale, b- forme <i>a priori</i> 2D, ruban et vecteurs normaux à la forme <i>a priori</i> 2D, c- vecteurs normaux à la forme <i>a priori</i> 2D dans le ruban redressé, d- segmentation du contour osseux dans l'image de gradients, e- segmentation de la tête fémorale dans la radiographie initiale79
Figure 3.4	Appariement 2D pour le recalage (tête fémorale dans cet exemple). À chaque itération, les points de segmentations antéro-postérieure (AP) et médio-latérale (LAT) t 2D sont appariés avec les points des silhouettes 2D m 2D afin de conserver les points de segmentations appariés seulement. Ceux-ci sont ensuite rétro-projetés dans l'espace 3D a- t 2D les points de segmentation et m 2D les points des silhouettes 2D à la première itération, b- à la dernière itération.....82
Figure 3.5	Systèmes d'axes fémoral et tibial. Les directions médio-latérales (ML), proximo-distale (PD) et antéro-postérieure (AP) sont indiquées.....85
Figure 3.6	Exemple de recalage du fémur à partir des initialisations de deux utilisateurs a- initialisations des silhouettes 2D réalisées par un utilisateur 1 et un utilisateur 2. Les images de la section du milieu sont des agrandissements des portions distale et proximale du fémur, b- silhouettes 2D à l'issue du recalage90
Figure 4.1	Silhouettes des regroupements pour les analyses a- K=4, b- K=10. Chaque barre représente une valeur Si.....103

Figure 4.2	Arbre de décision pour la détermination des grades KL _{COMPOSITE} . ADD et ABD sont les abréviations respectives d'adduction et abduction, angulations du genou dans le plan frontal.....	106
Figure 4.3	Résultat de l'analyse de regroupement. On y voit l'ensemble de données, les angles ADD-ABD pour des angles de flexion donnés. Les dix ellipses accompagnées d'un chiffre représentent les dix groupes résultats	108
Figure 5.1	Détermination de la position du centre de rotation axiale. a- positions des points des condyles fémoraux les plus distaux, en rouge à la position 1, en bleu à la position 2 b- positions des points des plateaux tibiaux les plus proches, en rouge à la position 1, en bleu à la position 2. Le centre de rotation axiale se trouve à l'intersection des deux axes	120
Figure 5.2	Plateaux tibiaux et pentes tibiales 2D a- Les points du plateau tibial médial sont dans la région colorée en bleu foncé ; les points du plateau tibial latéral sont en vert foncé. Les plans ajustés sur les plateaux tibiaux sont représentés en couleurs transparentes, b- La pente sagittale médiale est définie comme l'orientation antéro-postérieure du plateau tibial médial, c- La pente coronale est définie comme l'orientation médio-latérale du plateau tibial latéral.....	123

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

AA	Adduction-abduction
ABD	Abduction
ADD	Adduction
AP	Antéro-postérieur
ANOVA	Analyse de la variance
AS	Asymptomatique
CMS	Constant-Murley score
Cor	Corrélation
CT	Computerized Tomography-scan, tomodensitométrie
DRR	Digitally Reconstructed Radiograph, radiographies synthétiques
ICC	Intra-class correlation coefficients
ICP	Iterative closest point
IMC	Indice de masse corporelle
IRM	Imagerie par résonnance magnétique
F	Femme
FAST FPI	Fitness, Arthritis and Seniors Trial Functional performance Inventory
FE	Flexion-extension
FP	Fémoro-patellaire
FT	Fémoro-tibial
GCA	Geometrical center axis
H	Homme
HAQ	Health Assessment Questionnaire

HSS	Hospital for Special Surgery questionnaire
KL	Grade de Kellgren-Lawrence
KOOS	Knee Osteoarthritis Outcome Score
LAT	Latéral
max	Maximum
ML	Médio-latéral
nb	Nombre
NS	Non spécifié
OA	Ostéoarthrose, arthrose, arthrosique
PD	Proximo-distal
PTL	Pente tibiale latérale
PTM	Pente tibiale médiale
RIE	Rotation tibiale interne-externe
RMS	Root mean square
SEM	Standard error measurement
SSM	Statistical shape model
WOMAC	Western Ontario and McMaster universities arthritis index
2D	Bidimensionnel
3D	Tridimensionnel

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

Symboles

F_{2D}	Module 2D
F_{3D}	Module 3D
K	Nombre de groupes de l'analyse de regroupement
$KL_{COMPOSITE}$	Grade Kellgren-Lawrence composite
a	Distance moyenne entre un élément et tous les autres éléments de son groupe dans étude de silhouette, analyse de regroupement
b	Distance moyenne entre un élément et tous les autres éléments du groupe voisin le plus proche dans étude de silhouette, analyse de regroupement
m_{2D}	Silhouette 2D
m_{3D}	Silhouette 3D
c	Segmentation
t_{3D}	Segmentation issue de l'appariement 2D rétroprojetés
R	Matrice de rotation
S	Valeur de la silhouette dans l'étude de silhouette
T	Matrice de translation
w	Poids
ϵ	Distante maximum entre un point t_i et le point $(Rm_i^{3D} + T)$ apparié
ϕ_{2D}	Phase 2D
ϕ_{3D}	Phase 3D
%	Pourcent

Unités de mesure

kg Kilogramme

m Mètre

mGy Milli Grey

cm Centimètre

mm Millimètre

s Seconde

° Degré

INTRODUCTION

L'appareil locomoteur humain est d'une grande complexité et ne l'est pas moins réduit à l'échelle du membre inférieur. Alors que la géométrie osseuse des surfaces articulaires du genou manque de congruence, une combinaison de tissus cartilagineux, fibreux, ligamentaires fonctionnent en synergie lui assurent stabilité à l'état statique comme en mouvement. La dégradation d'un de ces éléments, accidentelle ou due à l'usure naturelle, déséquilibre la biomécanique de l'articulation. Il est alors possible que la gonarthrose ou arthrose du genou survienne : les cartilages se détériorent progressivement sans pouvoir se réparer et des excroissances osseuses se développent au niveau des surfaces articulaires (Hunter, 2011; Parsons et al. 2015). Une radiographie des genoux imagés de face permet de diagnostiquer la gonarthrose ; l'attribution d'un grade renseigne sur la diminution de l'interligne articulaire fémoro-tibial et la présence d'ostéophytes (Hawker, 2010; Hernandez Vaquero & Fernandez Carreira, 2012; Kellgren & Lawrence, 1957; Parsons et al., 2015; Petersson, Boegård, Saxne, Silman, & Svensson, 1997). Dans les stades de gonarthrose les plus avancés, le genou rigide et douloureux peut fortement handicaper le sujet atteint (Alkan et al. 2014 ; Altman 1991 ; Sharma et al. 2006). Dans ces cas, l'évaluation précise de la fonction articulaire est essentielle dans le choix thérapeutique pour la gestion de la gonarthrose (Carr et al., 2012; NIH Consensus Statements, 2003; Zhang et al., 2008).

Les questionnaires auto-administrés sont un moyen simple d'évaluer la fonction articulaire. L'information qu'ils apportent, toute subjective qu'elle soit, constitue une ressource précieuse pour les cliniciens (Fitzpatrick et al., 1992; Roos & Toksvig-Larsen, 2003). Puisque l'arthrose est la pathologie articulaire la plus prévalente au niveau mondial, de nombreuses études se sont intéressées à la relation entre la fonction articulaire et les évidences radiographiques de présence de la pathologie ces 20 dernières années (Société d'arthrite, Vos et al., 2014). Alors que certains groupes de recherche soulignent une forte corrélation existant entre les deux observations, d'autres établissent un lien faible ou absent (Creamer, Lethbridge-Cejku, & Hochberg, 2000; Herman et al., 2015; McAlindon, Cooper, Kirwan, & Dieppe, 1993) : seul, le diagnostic de la gonarthrose ne permet pas d'expliquer la fonction articulaire. Ces résultats

démontrent donc premièrement, la grande variabilité de fonction qui peut exister pour un même grade radiologique de gonarthrose en plus d'expliquer la discordance qui existe quant à l'emploi des caractéristiques radiographiques de l'arthrose dans l'évaluation fonctionnelle d'un genou atteint.

L'analyse de la cinématique 3D de l'articulation fémoro-tibiale permet elle aussi, à l'aide de divers moyens technologiques, d'en évaluer quantitativement la fonction. Certes, l'étude du genou peut être réalisée par suivi de marqueurs optiques externes. Mais même des dispositifs tels que des harnais - pour lesquels de bonnes répétabilité et précision de mesure sont constatées - ne peuvent que partiellement supprimer les artéfacts de tissus bruitant les enregistrements cinématiques (Hagemeister et al., 2005b; Labbé, Hagemeister, Tremblay, & de Guise, 2008; Südhoff, Van Driessche, Laporte, de Guise, & Skalli, 2007). Avec des modalités d'imagerie médicale (tomodensitométrie/CT-scan, imagerie par résonance magnétique, fluoroscopie, radiographie biplan), la mesure s'affranchit des artéfacts de tissus mous par extraction directe des contours et géométries osseuses propres à chaque sujet étudié ; la cinématique 3D est alors calculée par recalage.

Les méthodes les plus répétables et/ou précises (erreur de mesure inférieure à 0.2mm et 0.9° en moyenne) combinent billes de tantale, CT-scan/résonnance magnétique et fluoroscopie biplan pour le suivi des os (Anderst, Zael, Bishop, Demps, & Tashman, 2009; Li, Van de Velde, & Bingham, 2008). L'implantation invasive des billes de tantale empêche par contre leur adoption en routine clinique. D'autres méthodes visant à éviter les temps de reconstructions associés aux images CT-scan/résonnance magnétique considèrent des modèles 3D générés à partir de bases de données (*statistical shape models*) (Baka et al., 2014; J.-S. Li et al., 2014; Tsai et al., 2015; Valenti et al., 2015). Dans ce cas, l'analyse des sujets gonarthrosiques se révèle impossible cependant (Baka et al., 2014). Par ailleurs, l'utilisation de fluoroscopie biplan pour enregistrer course ou marche, en plus d'être irradiante, limite la répétabilité et la précision des mesures en imposant des dimensions restreintes de champ de vision et de portions osseuses recalées. Finalement, les méthodes s'appuyant sur de la radiographie biplan basse dose ont émergé discrètement ces dernières années (Azmy, Guerard, Bonnet, Gabrielli, &

Skalli, 2010; Dagneaux, Thoreux, Eustache, Canovas, & Skalli, 2015; Jerbi, Burdin, Stindel, & Roux, 2009). Cette fois, une seule modalité permet d'extraire à la fois les géométries osseuses du membre inférieur et leurs contours visibles du bassin aux pieds. Dans ce contexte, une approche a été proposée pour l'étude de flexions pseudo-dynamiques de genoux asymptomatiques. La cinématique 3D a été extraite par recalage des modèles géométriques des structures osseuses du genou (obtenues par reconstruction 3D) sur leurs contours extraits des radiographies de l'articulation en flexion. En définitive, le recalage a produit une erreur de mesure moyenne estimée à 1.5mm et 1.5° (Jerbi, 2012; Jerbi, Burdin, Stindel, & Roux, 2011). Cependant, avec cette méthode, le recalage est réalisé à partir de données (modèles géométriques des structures osseuses et radiographies biplans) transformées dans le domaine fréquentielle. Un élément étranger présent dans la scène radiographique génère des transformées de radiographies biplans non correspondantes à celles des modèles géométriques des structures osseuses : le recalage est difficilement applicable dans ces conditions.

En somme, malgré bon nombre d'options, il est très difficile d'étudier quantitativement la fonction du genou en charge, asymptomatique aussi bien que gonarthrosique. En effet, aucune méthode simple et validée en termes de répétabilité et précision ne permet d'extraire la cinématique 3D fémoro-tibiale, sans geste invasif et à partir de modalités peu irradiantes. Résumé simplement, le but de cette thèse est de proposer une solution répondant aux problématiques énoncées en début de paragraphe. Cette méthode s'appuiera sur des radiographies biplans basse dose de genoux asymptomatique et gonarthrosique en contexte pseudo-cinématique. Le choix d'un recalage technique simple - qui mettra en correspondance les modèles géométriques des structures osseuses du genou (obtenues par reconstruction 3D) et les radiographies biplans de l'articulation en flexion - permettra le calcul de la pseudo-cinématique fémoro-tibiale et une mesure répétable et précise. Ainsi, nous proposons d'améliorer le lien entre score fonctionnel et grade radiologique de l'arthrose en enrichissant ce dernier d'une mesure fonctionnelle pseudo-cinématique. Nous désirons aussi analyser la pseudo-cinématique asymptomatique et gonarthrosique et mieux comprendre les différents patrons cinématiques existants pour une activité de flexion pseudo-dynamique.

La thèse sera organisée comme suit : le CHAPITRE 1 exposera l'anatomie du genou, asymptomatique et gonarthrosique. De là, il nous sera possible de détailler la littérature clinique et technique s'intéressant à l'évaluation de sa fonction, et finalement de souligner les discordances et les manquements justifiant notre travail. Dans le CHAPITRE 2, chacun de nos objectifs techniques, et cliniques seront énoncés. Les CHAPITRE 4, 5 et 6 présenteront l'ensemble des travaux doctoraux en eux-mêmes : le développement et la validation de la méthode de calcul pseudo-cinématique fémoro-tibiale 3D, la proposition d'un enrichissement du grade radiographique de la gonarthrose pour une meilleure cohérence à la fonction articulaire telle que décrite par le patient et pour finir, l'étude de la rotation tibiale dans les derniers degrés de l'extension, extraite par notre méthode de calcul et la mise en relation à la géométrie du tibia proximal. Dans le CHAPITRE 7, des recommandations pour la poursuite des travaux présentés seront suggérées. Et enfin, quelques pages concluront cette thèse.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE

1.1 Le genou

Le genou est une des structures les plus complexes et la plus grosse du corps humain. Elle se compose de l'articulation fémoro-tibiale et de l'articulation fémoro-patellaire. Divers muscles, os, ligaments et cartilages contribuent à sa stabilité et empêchent ses déplacements aberrants. Cependant seules les structures osseuses, les structures cartilagineuses de l'articulation fémoro-tibiale et les mouvements associés nous intéresseront pour la suite.

Sur la partie distale du fémur se trouvent deux structures quasi-sphériques appelées condyles. Le condyle fémoral latéral est de rayon un peu plus faible que le condyle fémoral médial. Ils sont tous deux recouverts de cartilage articulaire, tissu souple et élastique. À la surface du tibia proximal se trouvent deux ménisques, de structure fibreuse (Figure 1.1). De hauteur plus élevée sur le pourtour du plateau tibial, ils apportent le relief permettant une meilleure congruence des surfaces de l'articulation fémoro-tibiale. Entre les deux condyles, à l'avant du genou, on trouve la patella, un os court recouvert de cartilage sur sa partie postérieure (Figure 1.1). Elle forme ainsi une articulation trochléenne avec le fémur, l'articulation fémoro-patellaire (Marieb & Koehn, 2007).

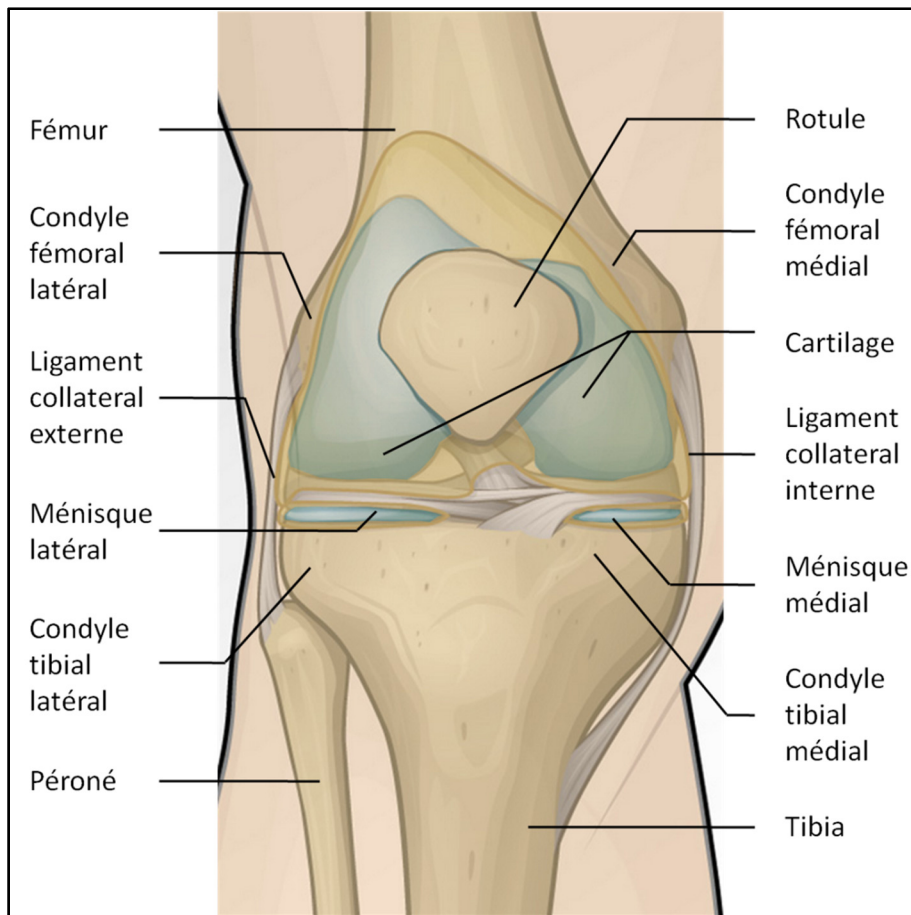


Figure 1.1 L'articulation du genou
Adaptée de (<http://www.adamondemand.com/>)

La géométrie de l'articulation fémoro-tibiale permet d'observer des déplacements « dans six degrés de liberté, c'est à dire pouvant se déplacer selon et autour des axes médio-latéral, antéropostérieur et proximo-distal » (Turcot, 2008) (Figure 1.2). Chacun de ces axes peut être défini de bien des façons, à partir de différentes références anatomiques (Südhoff, 2007), mais décrivons les mouvements du genou ainsi :

- flexion/extension comme les rotations autour de l'axe médio-latéral
- adduction/abduction comme les rotations autour de l'axe antéro-postérieur
- rotation interne/externe comme les rotations autour de l'axe proximo-distal.

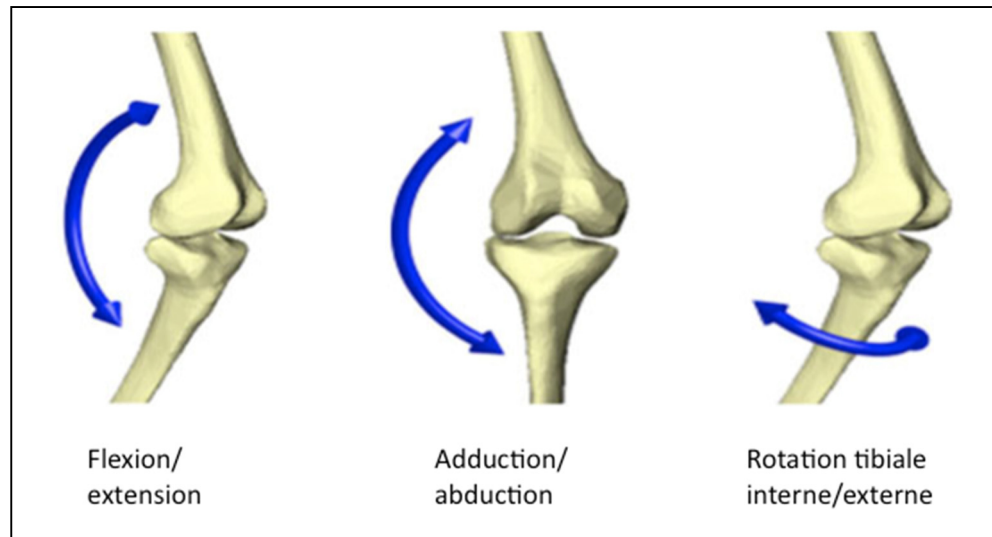


Figure 1.2 Les mouvements du genou
Adaptée de (<http://www.centredugenou.com/>)

Le mouvement de flexion/extension est une combinaison de roulements et de glissements des condyles fémoraux par rapport aux plateaux tibiaux. C'est le mouvement du genou qui a la plus grande amplitude. En mouvement d'adduction, le tibia distal se rapproche du corps alors qu'il s'en éloigne en abduction. L'adduction et l'abduction ne s'observent que lorsque le genou est fléchi (Südhoff, 2007). Enfin, en rotation interne, le tibia effectue une rotation autour de son axe proximo-distal, vers le corps, et vers l'extérieur en rotation externe.

Sur un genou sain, dans les 20 à 25 derniers degrés l'extension, on peut observer une rotation externe rapide et automatique du tibia par rapport au fémur. Les condyles fémoraux et les ménisques permettent le déroulement de ce phénomène aussi appelé *screw home mechanism*, le condyle fémoral médial étant de diamètre plus important que le condyle fémoral latéral, et le ménisque médial plus long que le latéral. La littérature rapporte le *screw home mechanism* comme une rotation tibiale d'une amplitude d'une dizaine de degrés, lors d'une extension (Bull, Kessler, Alam, & Amis, 2008; Hallén & Lindahl, 1966; Hammer, 2007; Lanjerit & Bisserie, 1992; Qi et al., 2014). Cependant, ce mécanisme a aussi été questionné : en effet, dans certaines études, une rotation tibiale interne a plutôt été enregistrée dans les derniers degrés d'extension

(Kaiser, Bradford, Johnson, Wieben, & Thelen, 2014; Keays, Sayers, Mellifont, & Richardson, 2013; Kim, Kim, & Yang, 2015; von Eisenhart-Rothe et al., 2012).

1.2 La gonarthrose

L'arthrose est une pathologie chronique de l'articulation qui atteint les tissus cartilagineux lorsque leur mécanisme naturel de détérioration/réparation est déséquilibré et qu'ils supportent mal les contraintes mécaniques auxquelles ils sont soumis (Hunter, 2011). Au Canada, elle touche une personne sur 10 et est considérée au niveau mondial comme la pathologie articulaire la plus courante (Vos et al., 2014). Dans ces formes les plus sévères, cette atteinte progressive handicape fortement les sujets touchés (Sharma, Kapoor, & Issa, 2006).

Lorsque qu'une articulation est atteinte d'arthrose, plusieurs changements structuraux surviennent. Le cartilage se détériore, l'os sous-chondral - situé directement sous le cartilage - sclérose, et des ostéophytes se forment (Parsons et al., 2015). Ces événements contribuent au rétrécissement de l'interligne articulaire. L'articulation enflammée devient douloureuse, sensible au toucher, voit son amplitude de mouvement diminuer et laisse entendre des crépitements caractéristiques lors du mouvement (Alkan, Fidan, Tosun, & Ardiçoğlu, 2014; Boivin, 2010). La gonarthrose est l'arthrose localisée à l'articulation du genou (Figure 1.3). Elle peut toucher indépendamment le compartiment médial de l'articulation, le compartiment latéral, les deux et aussi l'articulation fémoro-patellaire. Dans son état de l'art sur l'épidémiologie de l'arthrose, Hawker (Hawker, 2010) note une plus grande prévalence de l'atteinte bi-compartmentale du genou.

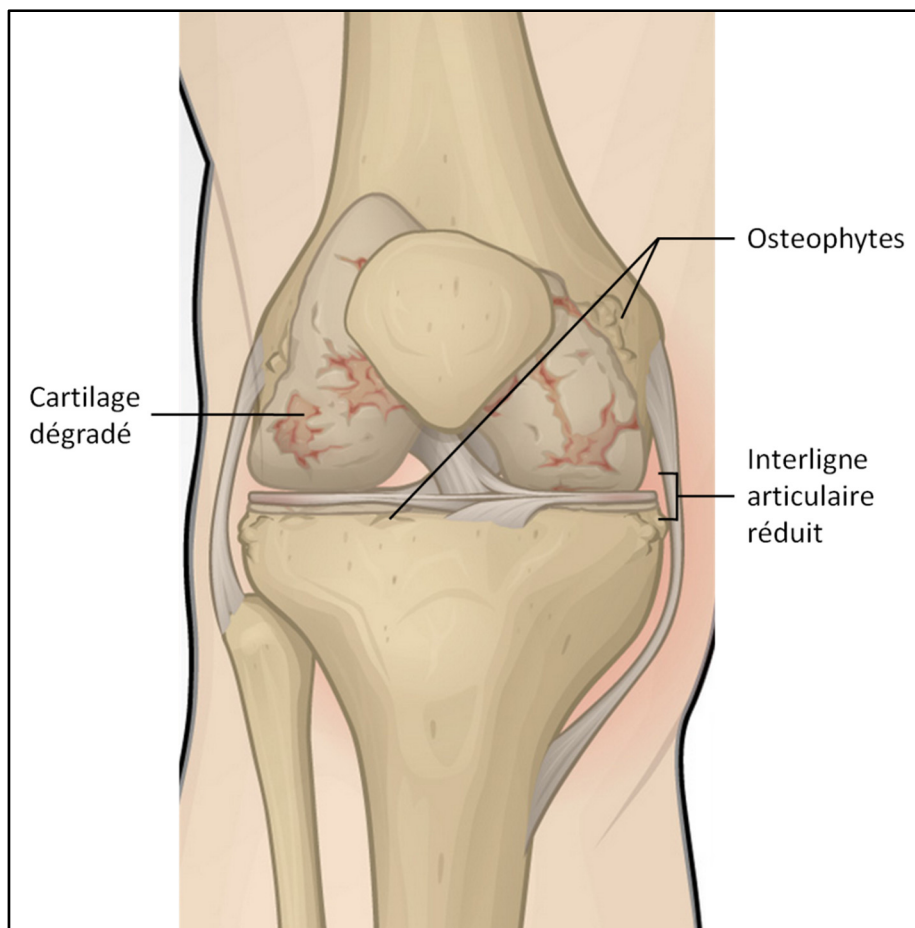


Figure 1.3 Le genou atteint d'arthrose
Adaptée de (<http://www.adamondemand.com/>)

1.2.1 Les facteurs de cause

Certains facteurs clairement identifiés contribuent à la progression de la maladie même si les causes exactes restent encore inconnues. Les facteurs systémiques sont ceux inhérents à l'individu. L'âge, le sexe et des influences génétiques et ethniques sont susceptibles d'avoir un impact sur la progression de la gonarthrose. Les facteurs locaux pour leur part sont directement liés au mode de vie. Par exemple, la surcharge pondérale augmente le risque d'une sollicitation excessive de l'articulation et les traumatismes au genou favorisent une répartition hétérogène des charges et donc le développement ou la progression de l'arthrose (Carr et al., 2012; Chang et al., 2010; Hawker, 2010; Hunter, 2011).

De plus, le désalignement fonctionnel du membre inférieur peut être incriminé. Comme le laisse comprendre la Figure 1.4, un désalignement en varus augmente les contraintes s'appliquant sur le compartiment médial du genou tandis qu'un valgus surcharge le compartiment latéral (Turcot, 2008). Depuis quelques années, il est reconnu qu'un varus (ou genou en adduction) est un facteur de risque pour l'apparition et le développement de la gonarthrose du compartiment médial (Felson et al., 2013; Moyer, Ratneswaran, Beier, & Birmingham, 2014; Sharma et al., 2010). Des facteurs systémiques aussi bien que locaux peuvent être la cause de ces désalignements.

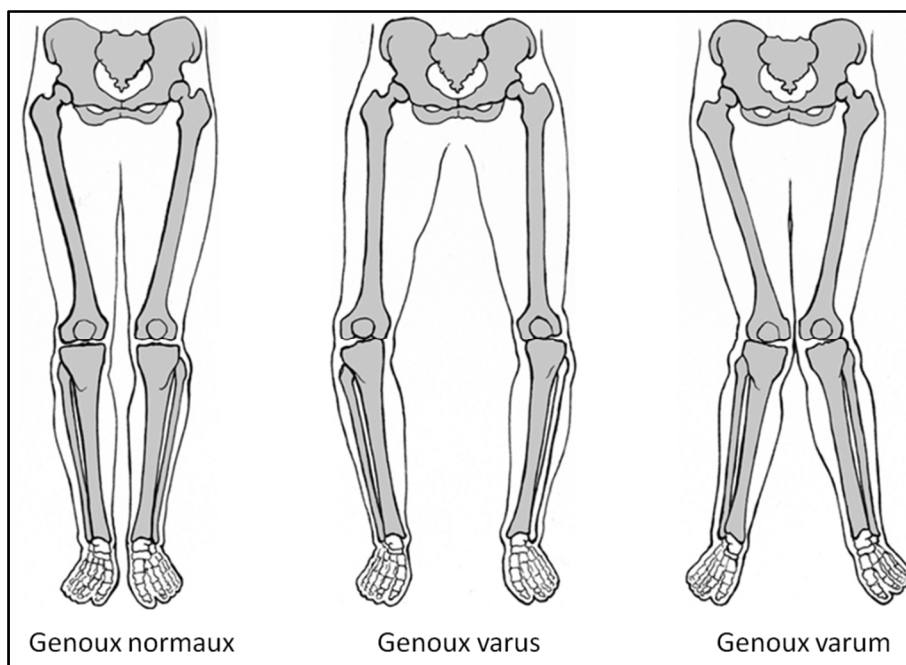


Figure 1.4 Les alignements du membre inférieur dans le plan frontal
Adaptée de (<http://www.wsiat.on.ca>)

1.2.2 Le diagnostic

Historiquement, le diagnostic clinique de la gonarthrose était réalisé par évaluation radiographique. La radiographie offre la possibilité d'observer la présence d'anomalies structurales des os au niveau de l'articulation (Parsons et al., 2015). Le clinicien étudie une radiographie conventionnelle du membre inférieur allant du bassin aux pieds (120 cm de haut

pour 30 cm ou 40 cm de large), le sujet de face et en charge et détaille la sévérité de l'arthrose. L'utilisation d'échelles de gradation de la sévérité de la gonarthrose a été introduite en recherche, dans des études épidémiologiques (Hawker, 2010; Parsons et al., 2015). L'échelle de Kellgren-Lawrence, reconnue comme un *gold standard*, décrit 4 grades de la gonarthrose selon la sévérité de la réduction de l'interligne articulaire fémoro-tibial (Tableau 1.1) (Hawker, 2010; Kellgren & Lawrence, 1957). Dans un contexte pré-opératoire, notons aussi que la classification d'Ahlbäck est plus communément utilisée pour décrire l'état de sujets atteints d'arthrose avancée (Hernandez Vaquero & Fernandez Carreira, 2012). Cette classification permet de renseigner de façon quantifiée le rétrécissement de l'interligne articulaire, de la disparition du cartilage jusqu'à l'usure de l'os sous-chondral dans les derniers stades (Petersson et al., 1997).

Tableau 1.1 Grades de sévérité de la gonarthrose définis par l'échelle de Kellgren et Lawrence et la classification Ahlbäck
Adapté de (Petersson et al. 1997)

Classification d'Ahlbäck	Description	Grade KL	OA	Description
		0	Non	Absence de changements radiographiques liés à l'OA
		1	Douteuse	Pincement de l'interligne articulaire avec ou sans ostéophyte
		2	Minime	Ostéophytes Absence ou faible pincement articulaire
I	Pincement de l'interligne articulaire (< 3mm)	3	Modérée	Ostéophytes de moyenne importance Pincement articulaire
II	Disparition de l'interligne articulaire	4	Sévère	Sclérose de l'os sous-chondral Gros ostéophytes Pincement de l'interligne articulaire marqué Sclérose sévère de l'os sous-chondral
III	Sclérose mineure de l'os sous chondral (0-5mm)			
IV	Sclérose modérée de l'os sous chondral (0-10mm)			
V	Sclérose sévère de l'os sous chondral (> 10mm)			

L'arthrose radiographique peut aussi s'accompagner d'autres facteurs, que l'examen présenté plus haut, seul, ne suffit pas à décrire (Parsons et al., 2015). Dans les années 90, une approche

diagnostique complémentaire a été présentée par *l'American Rheumatism Association*, basée sur l'évaluation de critères cliniques chez les sujets. Ainsi, la réduction de l'amplitude de mouvement, la rigidité et les crépitements de l'articulation conduisent à un diagnostic d'arthrose. Enfin, la palpation du genou permet de savoir si l'articulation est douloureuse et le clinicien observe aussi s'il y a présence d'inflammation (Altman, 1991).

1.2.3 Les traitements

Dans les cas de gonarthrose et d'arthrose en général, les traitements visent en premier lieu à atténuer la douleur. L'activité physique, la physiothérapie, les ultrasons sont des solutions non médicamenteuses habituellement recommandées pour un soulagement à court terme. Quant aux traitements médicamenteux prescrits, on retrouve analgésiques, anti-inflammatoires ou encore injections intra-articulaires de stéroïdes ou d'acides hyaluroniques (Hunter, 2011; Ontario Health Technology Assessment, 2005). Lorsque le sujet gonarthrosique présente une surcharge pondérale importante, la perte de poids est préconisée pour diminuer la douleur et permet même de recouvrer de la mobilité (Altman & Lozada 1998). Cependant, bien que l'efficacité de ces traitements à soulager la douleur soit établie, ils ne permettent généralement pas de ralentir la progression de la gonarthrose jusqu'à un stade avancé (Hunter, 2011). Il est accepté que 3 conditions sont à remplir pour que le remplacement articulaire total soit indiqué : 1) observation radiographique d'une arthrose sévère (grade élevé dans les échelles présentées plus haut), 2) douleur modérée à sévère, non soulagée par 6 mois de traitement non opératoire et 3) perte de fonction du genou impactant la qualité de vie - la section suivante détaillera quelles méthodes sont à dispositions pour évaluer cette perte de fonction (Carr et al. 2012; NIH Consensus Statements, 2003; Zhang et al. 2008). Dernier recours dans la prise en charge du sujet, le remplacement articulaire revient à supprimer entièrement les cartilages, les ostéophytes et les portions osseuses endommagées du fémur distal et du tibia proximal et à mettre en place une prothèse totale. Si les lésions se trouvent sur un seul compartiment de l'articulation, le remplacement est dit partiel ou unilatéral. Les critères évalués pour la prise de décision chirurgicale sont équivalents à ceux mentionnés pour le remplacement par prothèse totale. La diminution de l'interligne articulaire doit être prédominante sur un compartiment du

genou, la douleur reportée soulagée par aucun traitement (opératoire ou non) et le sujet capable de réaliser une flexion supérieure à 120° (Ontario Health Technology Assessment, 2005). Dans les mois suivants l'opération, la qualité du remplacement articulaire peut-être évaluée selon des critères tels que la fonction du genou, son amplitude de mouvements, sa stabilité ou encore son niveau de sensibilité (Bachmeier et al., 2001). La chirurgie est efficace pour la majorité des sujets opérés. Ces derniers montrent des signes d'amélioration pour ce qui est de la diminution de la douleur et de la rigidité du (Bachmeier et al., 2001). Il a quand même été enregistré que pour jusqu'à 20% des sujets, la douleur au genou persiste après chirurgie (Carr et al. 2012).

1.3 La fonction du genou

Pour évaluer la perte de fonction du genou et son impact sur la qualité de vie du sujet, plusieurs méthodes sont à disposition pour un usage clinique ou encore en recherche. Nous présentons dans cette section des questionnaires couramment utilisés lorsqu'on évalue un genou arthrosique, et des méthodes d'analyse du mouvement, par suivi de marqueurs ou par imagerie médicale.

1.3.1 Les questionnaires

Le questionnaire *Western Ontario and McMaster universities arthritis index* (WOMAC) permet de renseigner sur l'état du genou en notant la sévérité des symptômes du patient et de ses limitations physiques. Grâce à 24 courtes questions, le WOMAC évalue la douleur (5 questions, 20 points au maximum) et la raideur de l'articulation (2 questions, 8 points) et sa fonction (17 questions, 68 points).

Chaque question est notée à l'aide d'une échelle de Lickert, de 0 à 4 (de nul à extrême) ou d'une échelle visuelle analogique (croix à positionner sur une ligne de 100 mm). Au final, un score global est obtenu, normalisé et pour un maximum de 100 points et représente l'état multidimensionnel de l'articulation (Boivin 2010)¹. La simplicité d'utilisation, la sensibilité et la validation rigoureuse de cet outil contribue à sa popularité (Kon, Altadonna, Filardo, Matteo,

& Marcacci, 2014). Le questionnaire a été développé pour évaluer les capacités d'une population arthrosique mais âgée. Certains cliniciens ont donc souligné que le score WOMAC n'était pas approprié pour l'étude de patients arthrosiques plus jeunes ou plus dynamiques. En 1998, cette critique de l'outil a donné lieu au développement du *Knee Osteoarthritis Outcome Score* (KOOS), à partir même du WOMAC : les questions du WOMAC sont incluses dans le KOOS (Roos & Toksvig-Larsen 2003; Roos et al. 1999). Ainsi, il évalue cinq dimensions : la douleur (9 questions, 36 points), les symptômes (7 questions, 28 points), la fonction au quotidien - activities of daily living (17 questions, 68 points), la fonction dans des activités sportives et récréatives - sport and recreation function (5 questions, 20 points) et la qualité de vie – knee related quality of life (4 questions, 16 points). Comme le WOMAC, le score global du KOOS est normalisé et donne 100 points au maximum en l'absence de douleur ou autre dysfonction du genou. Ces questionnaires fournissent une information précieuse sur la perception qu'un patient a de sa propre gonarthrose. Il a été montré que par le biais de tels outils, le patient fournit un jugement valide et fiable sur son état de santé relatif à la pathologie (Roos & Toksvig-Larsen 2003; Fitzpatrick et al. 1992). Parce que subjective, cette information permet de compléter les mesures objectives des cliniciens. En revanche, ces questionnaires ne permettent pas une analyse objective de la fonction du genou.

1 Toutefois, les scores WOMAC ne sont pas systématiquement utilisés ainsi : Duncan et al. (2007) se servent des versions non normalisées, et Herman et al. (2015) considèrent que le total de 100 représente l'état fonctionnel le plus bas.

Le questionnaire Hospital for Special Surgery (HSS) est lui aussi beaucoup utilisé en clinique pour évaluer l'état fonctionnel du genou arthrosique dans des activités de la vie quotidienne, et en particulier avant remplacement prothétique (Hernandez-Vaquero & Fernandez-Carreira 2012a). Contrairement aux deux questionnaires présentés au-dessus, le HSS n'est pas auto-administré, et une portion du score est issue de mesures objectives faites par un opérateur expérimenté. Il nécessite la mesure de l'amplitude de mouvement du genou (18 points), de la force musculaire (10 points), de la difformité (10 points), de l'instabilité (10 points). La douleur et la fonction de l'articulation représentent respectivement 30 points et 22 points. À nouveau, le score HSS est normalisé et total de 100 points serait obtenu pour un genou dont l'état est "excellent" (Kon et al., 2014).

Pour finir, mentionnons brièvement deux questionnaires auto-administrés aussi utilisés dans la littérature lorsqu'il est question d'estimer la fonction du genou : le Health Assessment Questionnaire (HAQ) et le Fitness, Arthritis and Seniors Trial Functional performance Inventory (FAST FPI). Ils sont tous deux génériques, par opposition au WOMAC ou au KOOS développés pour l'étude de l'OA spécifiquement. Sur les 8 totales (80 points), 3 sections du HAQ permettent d'évaluer la fonction du membre inférieur, à savoir : le passage en position debout (2 questions, 6 points), la marche (2 questions, 6 points) et les activités quotidiennes communes (3 questions, 9 points). Le FAST FPI est similaire au HAQ dans la mesure où il évalue lui aussi largement les activités de la vie quotidienne, et non spécifiquement celles impliquant le membre inférieur ou le genou. 3 sections [déplacement (4 questions, 20 points), transfert de masse corporelle (5 questions, 25 points), activités complexes (5 questions, 25 points)] sur un total de 5 (115 points) notent la fonction du membre inférieur. Dépendamment des études, les auteurs considèrent l'ensemble des questions ou seulement les sections associées au membre inférieur pour produire un score global reflétant la fonction (McAlindon et al., 1993; Miller, Rejeski, Messier, & Loeser, 2001; Rejeski et al., 1995).

Comme l'a écrit Barker (Barker, Lamb, Toye, Jackson, & Barrington, 2004), "il existe une discordance dans la littérature médicale au sujet du poids à accorder aux caractéristiques radiographiques dans l'évaluation du genou arthrosique" (Barker et al., 2004, p. 794). Et pour

mieux saisir cette discordance, les questionnaires jouent un rôle très pertinent, puisqu'ils permettent d'étudier la relation entre ces caractéristiques radiographiques et la fonction du genou arthrosique. Plusieurs groupes se sont penchés sur la question et les tableaux 1.2 et 1.3 regroupent le détail de dix études qui ont établi une corrélation entre grade radiographique de l'arthrose et la fonction articulaire établie par questionnaire. Les populations qui y sont étudiées sont similaires en termes d'indice de masse corporelle (IMC) et d'âge, à l'exception de celles de Miller (sujets d'âges plus variables), Sanghi et Barker (sujets plus jeunes et à IMC moins élevé). Tous les sujets arthrosiques présentent des signes d'OA fémoro-tibiale mais la condition de l'articulation fémoro-patellaire ou du membre contralatéral n'est pas rapportée systématiquement dans les études. Ainsi, certains reportent une corrélation forte et significative entre les deux approches : les observations radiographiques corroborent la fonction articulaire telle que décrite par les sujets (Duncan et al., 2007; Herman et al., 2015; Hernandez Vaquero & Fernandez Carreira, 2012; Ozcakir, Raif, Sivrioglu, & Kucukcakir, 2011; Sanghi et al., 2011; Zifchock, Kirane, Hillstrom, & Group, 2011). À l'inverse, d'autres estiment la corrélation faible ou inexistante (Barker et al., 2004; Creamer et al., 2000; McAlindon et al., 1993; Sanghi et al., 2011).

D'autres méthodes, entièrement objectives cette fois, permettent de quantifier la condition de l'articulation arthrosique en mouvement. Il s'agit cette fois de mesurer le déplacement tridimensionnel des os du genou - on parle de cinématique 3D, au cours de diverses activités comme par exemple la marche, la fente ou l'accroupissement. En comparant les paramètres cinématiques des sujets sains et des sujets arthrosiques, il est possible d'isoler les caractéristiques fonctionnelles propres aux derniers. Dans les paragraphes suivants, nous détaillerons de manière non exhaustive les principales méthodes existantes pour l'analyse de la cinématique 3D du genou.

Tableau 1.2 Études établissant une corrélation significative entre les caractéristiques radiographiques de l'OA et la fonction du genou

Auteurs	Année	Mesure		Analyse statistique et corrélation	Sujets (nb)	Sexe (F/H)	Distribution grades ou types OA	IMC (kg/m ²)	Âge (an)
		Fonction	OA radio-graphique						
Duncan	2007	WOMAC	KL	.Odd ratio indiquant la relation entre grade KL et score WOMAC grandissants .Croissant de 1.0 à 2.8	745	407/338	236 AS, 301 FT+FP, 178 FP, 30 FT	29.6±5.2	65.2±8.6
Herman	2015	WOMAC	KL	.ANOVA, scores WOMAC pour les grades KL1, 2, 3, 4 : 40.2 (20), 44.1 (23.5), 48.7 (21), 51.7 (20.2)	518	335/183	83 KL, 178 II, 162 III, 95 IV	F: 31.6±7.1 H: 30.6±5.5	F: 63.5±8.5 M: 63.4±10.4

Auteurs	Année	Mesure		Analyse statistique et corrélation	Sujets (nb)	Sexe (F/H)	Distribution grades ou types OA ²	IMC (kg/m ²)	Âge (an)
		Fonction	OA radio-graphique						
Hernandez	2012	HSS	Ahlbäck	.ANOVA, scores KSS pour les grades Ahlbäck 1, 2, 3, 4, 5 : 56.9 (10.8), 55.6 (12), 51.9 (12.9), 19.4 (12.7), 47.4 (12.3) .Association significative, p<0.001	1329	1010/319	243 I, 358 II, 416 III, 241 IV	-	70.4±6.8
Koca	2014	WOMAC	KL	.Kruskal-Wallis .c=16.5 p<0.05	60	41/19	15 I, 18 II, 27 III, 15 IV	27.6±2.2	57.9±5.2
Zifchock	2011	KOOS	Interligne articulaire médial	.Pearson .c=0.69, p<0.05	15	-	3 I, 1 II, 1 III, 10 IV	Poids : 79.6±8.4 Taille : 1.7±0.1	67.8 ± 8.3

* Abréviations et caractères romains

F/H : Femme/Homme. IMC : Indice de masse corporelle

I, II, III, IV : grades d'arthrose radiographique selon les classifications de Kellgren-Lawrence ou Ahlbäck.

AS : asymptomatique. FT : fémoro-tibiale. FP : fémoro-patellaire

Tableau 1.3 Études n'établissant pas de corrélation entre les caractéristiques radiographiques de l'OA et la fonction du genou

Auteurs	Année	Mesure		Analyse statistique et corrélation	Sujets (nb)	Sexe (F/H)	Distribution grades ou types OA	IMC (kg/m ²)	Âge (an)
		Fonction	OA radio-graphique						
Barker	2004	WOMAC	KL	. Spearman, scores WOMAC pour les grades KL2, 3, 4 : 64.7 (16.9), 47.7 (18.3), 45.6 (16.6) . c et p non précisés mais corrélation non significative (NS)	123	66/57	5 II, 35 III, 83 IV	[22.3;42.8]	69.5±8.1

Auteurs	Année	Mesure		Analyse statistique et corrélation	Sujets (nb)	Sexe (F/H)	Distribution grades ou types OA	IMC (kg/m ²)	Âge (an)
		Fonction	OA radio-graphique						
Creamer	2000	WOMAC	KL	. Régression multiple . Contribution du grade KL au score WOMAC c=0.65, p=0.42	69	48/21	10 I, 21 II, 21 III, 10 IV	31.4±6.8	65.8±10.4
Miller	2001	FPI	Échelle ostéophyte 0-3 ^a	. Modèle longitudinal de prédiction . c=-0.035, p non précisé mais corrélation NS	480	245/235	222 AS, 241 OA	29.6±5.2	71.8±25.0

Auteurs	Année	Mesure	Analyse statistique et corrélation	Sujets	Sexe	Distribution grades ou types OA	IMC	Âge	Auteurs
McAlindon	1993	HAQ	KL, 3 zones ^b	. Pearson . c=0.24, p non précisé mais corrélation NS	159	86/70	-	-	70.2
Sanghi	2011	WOMAC	Interligne articulaire médial	. Pearson . c=-0.17, p<0.02	180	123/57	2 II, 103 III, 55 IV	25.20±2.6	54.1±9.0

* Abréviations et caractères romains

F/H : Femme/Homme. IMC : Indice de masse corporelle

I, II, III, IV : grades d'arthrose radiographique selon les classifications de Kellgren-Lawrence ou Ahlbäck. AS : asymptomatique, OA : arthrosique

^a somme des grades KL pour le compartiment médial, latéral et fémoro-patellaire

^b description couplée de la diminution de l'interligne articulaire et de la présence d'ostéophytes, introduite par (Felson et al., 1997)

1.3.2 La cinématique 3D : suivi de marqueurs

Dans les études cinématiques 3D par suivi de marqueurs, des marqueurs réfléchissants ou émettant de la lumière sont apposés à la surface de la peau des segments osseux dont on veut suivre les mouvements. Leurs déplacements sont enregistrés par des caméras au cours d'une activité dynamique et c'est par traitement de ces données que la cinématique 3D est déduite. Cependant, les mesures ainsi réalisées souffrent de l'imprécision de mesure induite par le glissement des tissus mous entre les marqueurs et les os. Ces artéfacts de tissus mous ont été quantifiés par plusieurs équipes. En comparant la cinématique calculée grâce à des marqueurs et celle mesurée en observant le mouvement réel des os sous fluoroscopie, jusqu'à 12° et 20 mm de mésestimation ont été enregistrés (Ganjikia, Duval, Yahia, & de Guise, 2000; Sati, de Guise, Larouche, & Drouin, 1996; Tsai et al., 2015). D'autres comparent la cinématique 3D obtenue à l'aide de marqueurs apposés sur la peau et celle calculée avec des marqueurs solidaires de tiges intra-corticales, à la marche ; ici, des différences angulaires moyennes d'environ 4° au maximum environ et entre 10.5mm et 13.7mm en translation ont été reportées (Andersen, Benoit, Damsgaard, Ramsey, & Rasmussen, 2010; Benoit et al., 2006).

Il n'est pas possible de prévoir comment les artéfacts impactent la mesure cinématique mais il est connu que la précision de mesure est influencée par le choix adopté pour disposer les marqueurs à la surface de la peau (Manal, McClay, Stanhope, Richards, & Galinat, 2000). Afin de réduire les erreurs de mesure liées aux artéfacts de tissus mous, des systèmes d'attache de capteurs sont développés pour mesurer la cinématique 3D du genou. Ils exploitent le fait que certaines zones du membre inférieur sont moins sujettes au mouvement que d'autres. Mentionnons en particulier le Knee KG™ (Figure 1.5), dont les premiers prototypes ont été développés au Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie de l'École de technologie supérieure, puis qui a ensuite été commercialisé par Emovi inc. (Laval, Québec, Canada). L'arche fémorale du harnais est installée entre les tendons du grand adducteur et du biceps fémoral sur la partie latérale. Sur sa partie médiale, le tendon de la bande ilio-tibiale aide à sa stabilisation. Pour la portion tibiale, la partie rigide du harnais est fixée le long du tibia antérieur.



Figure 1.5 Le Knee KG™
Tiré de (Lustig, Magnussen, Cheze,
& Neyret, 2012, p. 2)

Sati (Sati et al., 1996) a évalué dans quelle mesure le harnais Knee KG™ réduisait l'influence du mouvement des tissus mous sur les mesures de cinématiques 3D. Trois sujets instrumentés du système d'attache KneeKG™ ont réalisé des flexions actives. Des marqueurs radio-opaques ont été placés sur le KneeKG™ et les flexions enregistrées par fluoroscopie monoplan. Ainsi, il a été mesuré que le harnais réduisait les mouvements de la peau de 11 mm RMS à 1.7 mm RMS au niveau du condyle médial et de 8.5 mm RMS à 2.9 mm RMS au niveau du condyle latéral. De tels résultats permettent d'obtenir, au cours d'une flexion de 65°, une cinématique 3D avec une erreur moyenne de -0.4° RMS en adduction/abduction, -2.3° RMS en rotation interne/externe, 2.4 mm RMS en translations antéro-postérieures et 1.1 mm RMS en translations proximo-distales. En analysant le Knee KG™ sous fluoroscopie et sous radiographie biplan, Ganjikia puis Südhoff (Ganjikia et al., 2000; Südhoff et al., 2007) a pu évaluer sa stabilité en cours de mouvement. Dans la dernière étude, 3 systèmes d'attache

différents (développés respectivement par Goujon et Cadilhac, Ganjikia et collaborateurs, Marin) étaient testés et chacun a été installé sur 6 sujets, dans quatre positions de flexion, puis en extension totale après 50 cycles de marche. Il a été possible d'observer leur déplacement potentiel relativement aux os au cours d'une activité d'accroupissement pseudo-dynamique et après une activité dynamique. À l'issue de l'étude, il a été estimé que le Knee KGTM, le plus stable des trois, permettait une mesure angulaire précise dans les plans sagittal et frontal, avec une précision de mesure moyenne inférieure à 1.4°. De plus, Hagemeister (Hagemeister et al., 2005a) a estimé la reproductibilité des mesures angulaires entre 0.4° et 0.8° et celles des mesures de translation entre 0.8mm et 2.2mm, à la marche, sur 15 jeunes sujets. Dans une autre étude, la reproductibilité exprimée en termes de corrélation intra classes a été évaluée très bonne puisqu'à l'issue de son étude sur 15 sujets, à nouveau à la marche, Labbé (Labbé et al., 2008) calcule des valeurs entre 0.88 et 0.94 (reproductibilité intra-utilisateurs et inter-utilisateurs).

En somme, comme l'illustrent les chiffres de ce paragraphe, malgré certaines erreurs de mesure qui demeurent, des outils de mesure fiables sont à disposition lorsqu'on considère l'utilisation de marqueurs pour la mesure cinématique ; la reproductibilité est élevée et la précision suffisante pour étudier le comportement biomécanique du genou suite à une pathologie dégénérative (Lustig et al., 2012). Cependant, ils ne sont pas encore adoptés en routine clinique et leur utilisation demande la formation de personnel.

1.3.3 La cinématique 3D : analyse par imagerie médicale

Plusieurs modalités d'imagerie médicale permettent également de calculer la cinématique 3D ou pseudo-cinématique 3D du genou (imagerie par résonance magnétique (IRM), tomodensitométrie, en anglais *Computerized Tomography-scan* (CT-scan), radiographie biplan, fluoroscopie), en imageant le genou partiellement ou le membre inférieur en totalité. Elles sont utilisées seules ou combinées.

1.3.3.1 Les modalités : l'IRM pour obtenir la géométrie

L'IRM utilise un champ magnétique pour générer une image ou des séquences d'images en deux dimensions de tissus mous et de tissus osseux. Quel que soit le type d'IRM, la segmentation des tissus mous offre la possibilité de reconstruire les cartilages et les muscles. Par segmentation des contours osseux dans la séquence d'images, on obtient les modèles géométriques des structures osseuses du genou (Figure 1.6) (Borotikar, Sipprell, Wible, & Sheehan, 2012; Defrate, Sun, Gill, Rubash, & Li, 2004; Draper et al., 2008; Sheehan, Zajac, & Drace, 1998). L'IRM présente aussi l'avantage d'obtenir les modèles géométriques des structures osseuses du genou (obtenues par reconstruction 3D) sans production de radiation ionisante, nocive pour le sujet. Cependant, le temps associé à la segmentation et à la reconstruction 3D est encore long, car en grande partie manuel (Defrate, 2006; Fellows et al., 2005; Li et al., 2014; Patel et al., 2004).

Différentes méthodes existent pour obtenir la cinématique 3D du genou, selon la machine - IRM dynamique, IRM à champ fermé (tube large), IRM à champ ouvert.

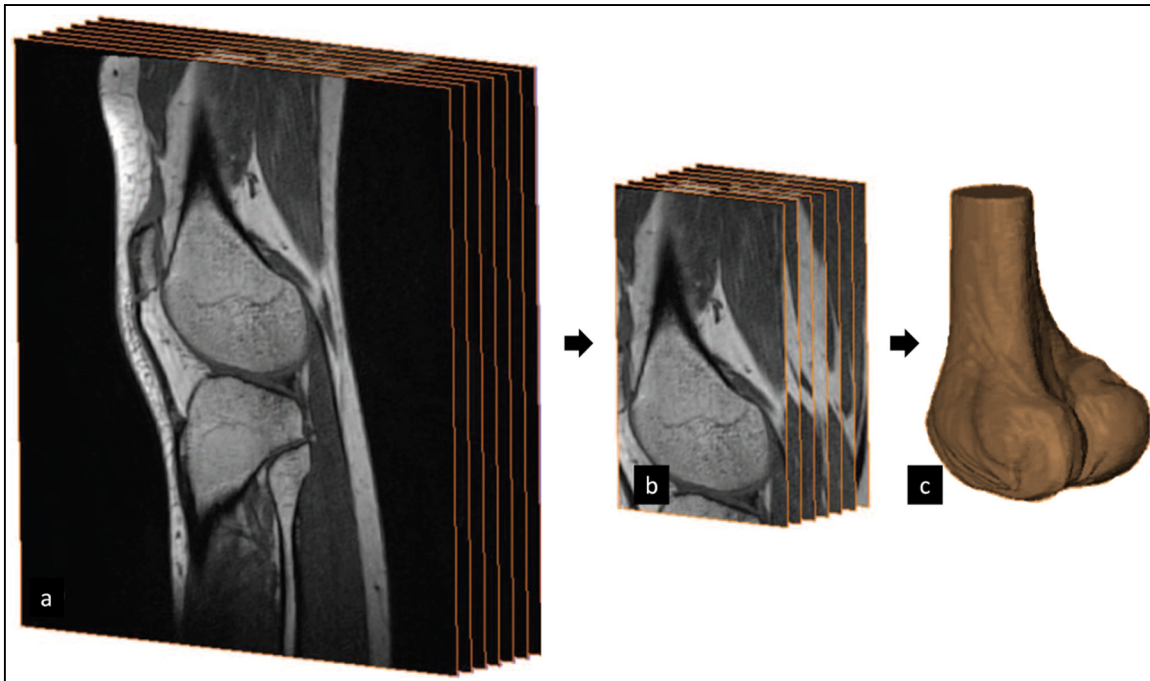


Figure 1.6 Imagerie par résonnance magnétique a- coupes sagittales du genou, b- coupes sagittales du fémur distal, c- modèle géométrique du fémur distal issu de la reconstruction 3D

Adaptée de (Lin et al., 2013, p. 102302-3)

1.3.3.2 Les modalités : le CT-scan pour obtenir la géométrie 3D

Le CT-scan permet d'imager organes et tissus osseux à l'aide de rayon X et de combiner de multiples images. Comme c'est le cas avec l'IRM, pour produire les modèles géométriques des structures osseuses du genou, les images doivent être segmentées (phase de reconstruction 3D).

À l'heure actuelle, pour l'étude de la cinématique 3D du genou, les sujets sont allongés (Figure 1.7). De nouveaux designs de CT-scans permettent l'acquisition de données avec le sujet en charge (Figure 1.8). En plus de l'irradiation toujours importante, le mouvement involontaire du sujet pendant l'acquisition est un autre inconvénient lié à cette modalité ; il dégrade de façon importante la qualité de l'image et des modèles géométriques des structures osseuses du genou (Choi et al., 2014; Tuominen, Kankare, Koskinen, & Mattila, 2013).

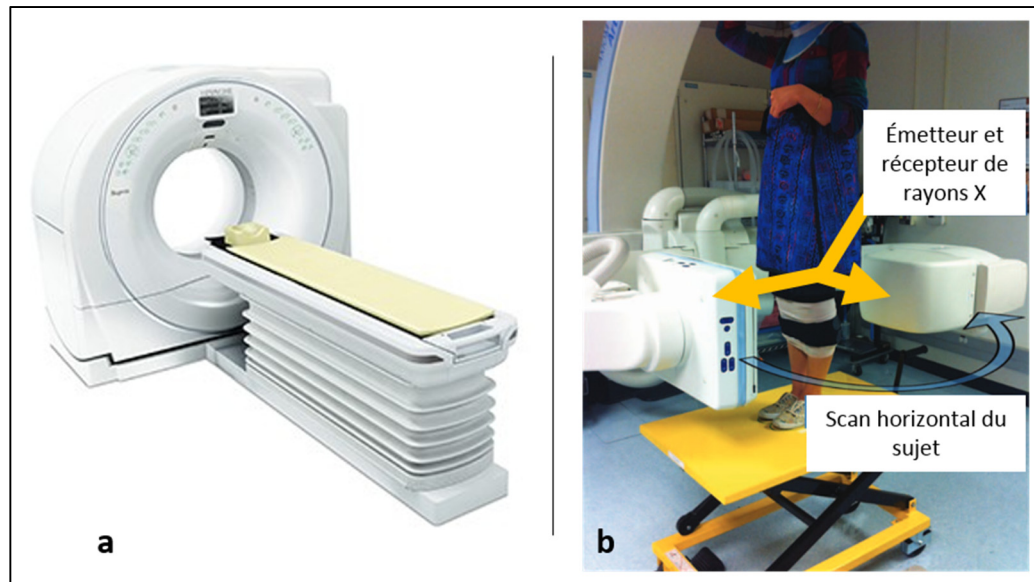


Figure 1.7 Deux familles de CT-scan
a- CT-scan à table horizontale, b- cone beam CT (Choi et al., 2014)
Adaptée de (<http://www.hitachi-medical-systems.eu>, 2016
et Choi et al., 2014, p. 061902-4)

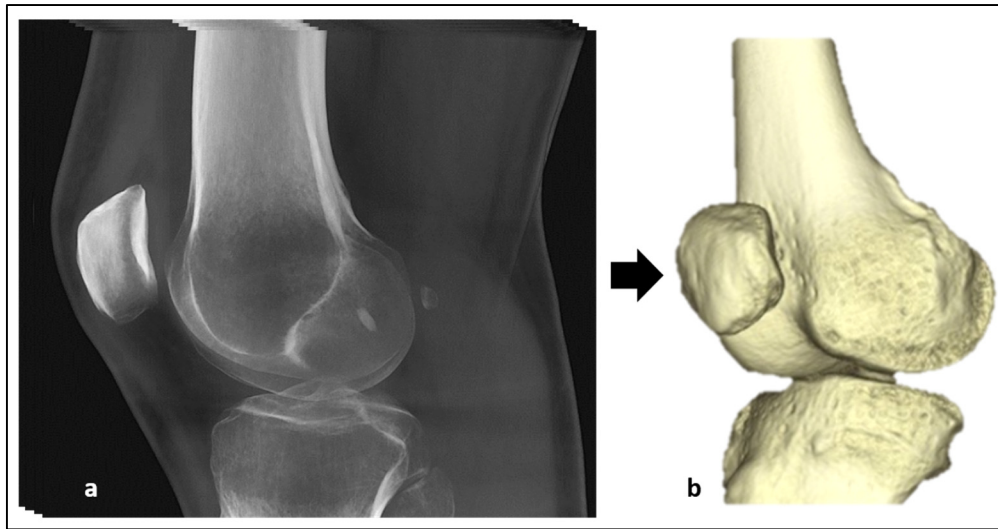


Figure 1.8 Imagerie par CT-scan a- coupes sagittales du genou,
b- modèles géométriques des structures osseuses du genou
(obtenues par reconstruction 3D)

Adaptée (<http://www.inline.com.au>, 2016
et <http://www.hitachi-medical-systems.eu>, 2016)

1.3.3.3 Les modalités : la radiographie biplan pour obtenir la géométrie 3D

La radiographie biplan utilise deux sources de rayon X pour la production d'images. En pratique, il est possible d'obtenir de la radiographie biplan à partir de radiographie conventionnelle ; une première acquisition du sujet est réalisée puis une seconde, le sujet avec une orientation relative à la source de rayon X différente de la première acquisition. Le sujet d'étude doit donc être déplacé d'une acquisition à l'autre puis les radiographies sont recombinaées (Kobayashi et al., 2009). Parallèlement à cela, le système EOS® (EOS imaging, Paris, France) (Figure 1.9) présente la particularité de faire l'acquisition simultanée de deux radiographies orthogonales.

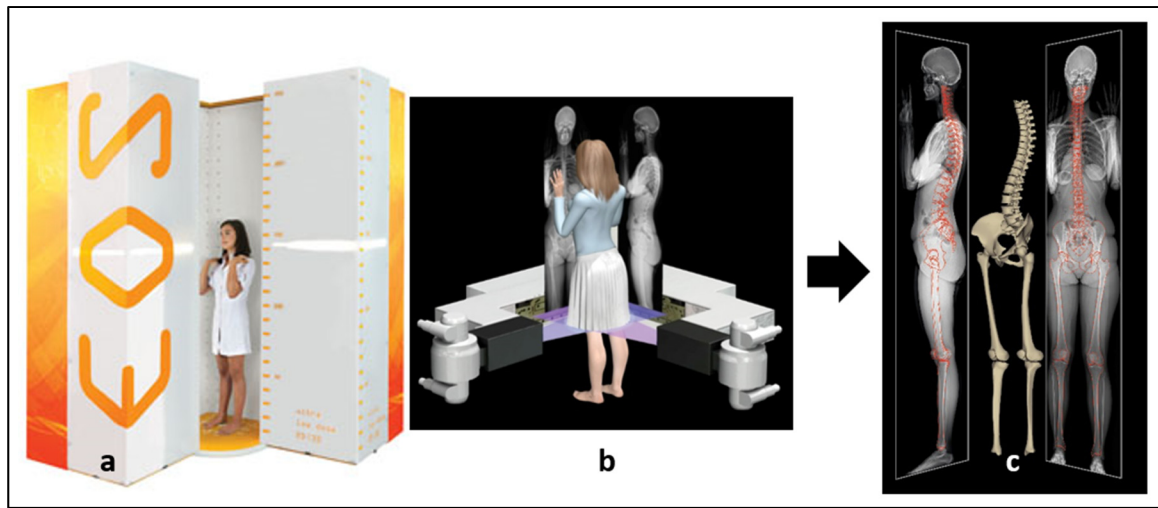


Figure 1.9 Radiographie biplan EOS® a- sujet placé dans la cabine radiographique biplan, b- fonctionnement schématique, c- modèles géométriques des structures osseuses du rachis et des membres inférieurs
Adaptée (<http://www.eos-imaging.com>, 2016)

Générer les modèles géométriques des structures osseuses du genou (obtenues par reconstruction 3D) avec le système EOS® demande ensuite de segmenter le contour osseux dans les radiographies biplan (Chav, Cresson, Kauffmann, & de Guise, 2009). Ensuite, un modèle osseux générique est déformé semi-automatiquement jusqu'à se superposer au contour segmenté à l'étape précédente (Cresson, Branchaud, Chav, Godbout, & de Guise, 2010; Cresson et al., 2008).

Un avantage majeur du système EOS® est sa faible émission de radiations ionisantes ; au niveau du rachis, elle a été estimée 8 à 10 fois inférieure à celle de la radiographie conventionnelle, 800 à 1000 fois inférieure à celle du CT-scan (Deschênes et al., 2010; Dubousset et al., 2005).

1.3.3.4 Les modalités : pour enregistrer le mouvement

La fluoroscopie permet l'enregistrement continu de données radiographiques (2D), ce qui en fait une option populaire pour l'acquisition d'activité dynamique pour l'étude de la cinématique 3D du genou. Un fluoroscope peut n'avoir qu'un couple source de rayon

X/récepteur (fluoroscope monoplan) ou en associer deux (fluoroscope biplan, Figure 1.10) et de cette façon enregistrer l'activité de deux points de vue. Quoiqu'il en soit, l'extraction du mouvement tridimensionnel de l'articulation (déplacements et rotations) demande de coupler la donnée fluoroscopique 2D à une information géométrique 3D correspondante.

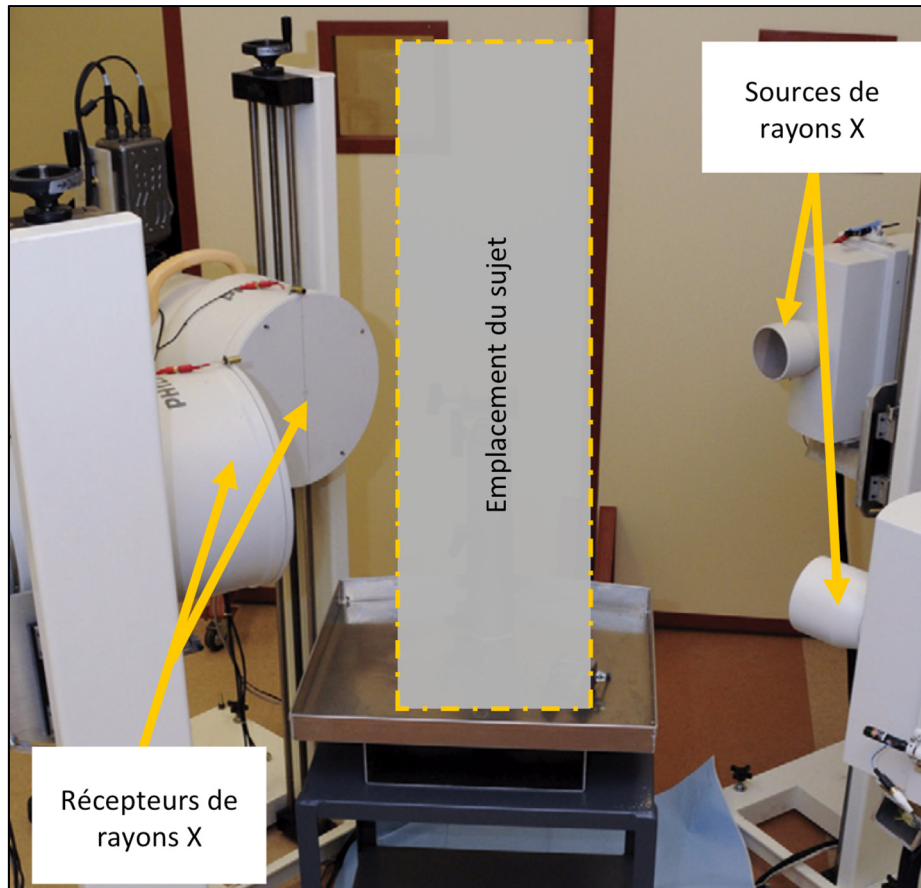


Figure 1.10 Fluoroscope biplan
Adaptée de
(Giphart, Zirker, Myers, Pennington, & LaPrade, 2012, p. 2936)

Lorsque d'IRM ou de CT scan utilisés seuls pour extraire la cinématique 3D du genou (acquisitions de données mono modale), des activités pseudo-dynamiques sont analysées. Les os d'intérêt sont alors reconstruits en 3D dans différentes positions et la pseudo-cinématique de l'articulation est calculée d'une position à la suivante (Borotikar et al., 2012; Choi et al.,

2014; Defrate et al., 2004; Fellows et al., 2005; Lin et al., 2013 ; Patel et al., 2004; Tuominen et al., 2013).

Que l'acquisition de données soit mono ou multi modale, extraire la cinématique 3D du genou revient ensuite à établir pour chaque os d'intérêt, la correspondance spatiale d'un instant à un autre : c'est l'étape de recalage.

1.3.3.5 Le recalage

Deux approches de recalage peuvent être définies, selon le type de d'information considérée pour le réaliser : *intensity-based* ou *feature-based*. L'approche *intensity-based* permet le recalage en optimisant la similitude entre deux images (une image de référence et une image à recaler) ; dans ce problème, c'est la position et l'orientation du modèle géométrique de la structure osseuse, permettant de générer l'image de référence qui sont à déterminer. Lorsque l'image à recaler est produite numériquement par simulation de rayons X, on parle de *Digitally Reconstructed Radiograph* (DRR). De multiples DRR sont générées, en faisant varier positions/orientations du modèle géométrique osseux. Parmi ces DRR, celle ayant la plus grande similarité avec l'image de référence est isolée. La position et l'orientation associées sont alors celles que l'on cherchait à déterminer. La génération de DRR est un processus itératif et lorsque la mesure de similarité est maximale, le recalage rigide est considéré optimal (Markelj, Tomaževič, Likar, & Pernuš, 2012; Roche, 2001).

L'approche *feature-based*, aussi appelée *edge-based*, permet le recalage par l'intermédiaire de similitudes de géométries entre les objets à aligner (modèle géométrique de structure osseuse issu d'IRM ou de CT-scan et images radiographiques). Ces géométries peuvent être des ensembles de points, des segments ou encore systèmes d'axes déterminés et construits lors de l'étape de segmentation. C'est par mise en correspondance des géométries similaires et en minimisant de la distance euclidienne entre elles que les objets sont recalés (Markelj et al., 2012; Roche, 2001). L'algorithme *iterative closest point* ICP (Besl & McKay, 1992) est communément utilisé pour faire face à des problématiques de recalage *feature-based* (Markelj

et al., 2012). Dans sa forme initiale, la minimisation de l'erreur d'alignement entre deux géométries est obtenue par moindres carrés. La puissance de cet outil et le grand succès qu'il connaît depuis sa publication repose sur son architecture permettant de traiter, d'une part le problème de minimisation et par ailleurs d'ajouter aisément des modules d'optimisation. Une telle adaptabilité a permis un grand nombre de versions améliorant la rapidité de calcul, la perméabilité aux *outliers* ou encore la stabilité du calcul durant la convergence (Goshtasby, 2005 ; Markelj et al., 2012). Cependant, Besl et MacKay avaient décrit la tendance de l'algorithme à converger faussement vers des minimaux locaux et cette limite demeure toujours. Les géométries à recaler demandent à être pré-positionnées (Besl & McKay, 1992; Goshtasby, 2005).

Indépendamment de l'approche adoptée (*intensity-based* ou *feature-based*), les travaux qui nous intéressent dans la littérature ont choisi un recalage rigide : au cours d'une étude de cinématique 3D, d'un instant au suivant, l'os à recaler ne subit pas de déformation. En conséquence, la minimisation de distance est faite par le calcul d'une transformation rigide ; le recalage est réalisé en appliquant seulement des translations et rotations tridimensionnelles aux objets.

1.3.4 Les études de la cinématique du genou dans la littérature

Dans les paragraphes qui suivent, nous présenterons les études de la cinématique du genou par imagerie médicale des dernières années, les méthodes proposées et les résultats de validation de ces méthodes (en termes de précision de mesure, reproductibilité intra, inter-utilisateur, reproductibilité intra-sujet, sensibilité de la méthode au modèle géométrique de la structure osseuse utilisé). Le mouvement étudié sera aussi d'intérêt.

1.3.4.1 IRM et étude de la cinématique du genou

Patel (Patel et al., 2004) a proposé l'utilisation d'IRM à champs fermé large dynamique pour l'étude de la cinématique 3D fémoro-tibiale mesurée sur dix sujets, d'une position de flexion statique à la suivante. Dans cette étude, les sujets sur le dos et pieds appuyés sur une pédale. À

chaque position, l'articulation était imagée en 3D. Il a évalué la précision de sa méthode à l'aide d'un fantôme compatible, imagé dans trois positions et orientations 3D connues (cette information connue sera appelée pseudo-cinématique 3D *gold standard* par la suite ; elle utilisée comme référence pour évaluer la pseudo-cinématique évaluée par calcul). Après segmentation des données IRM, reconstruction 3D des modèles géométriques des structures osseuses, calcul de la pseudo-cinématique 3D par recalage des systèmes d'axes et comparaison à la pseudo-cinématique *gold standard*, Patel a évalué la précision de mesure inférieure à 1.8mm et 3°

Fellows (Fellows et al., 2005) quant à lui avait suggéré une utilisation de l'IRM assez similaire. Les sujets, sur le dos, se trouvaient en extension totale pour l'acquisition d'images qui servaient à produire les modèles géométriques du fémur distal, du tibia proximal et de la rotule. Toujours sur le dos mais cette fois les pieds appuyés sur une pédale pour simuler une activité en charge, les images 2D de cinq angles de flexion entre 45° à 0° ont été enregistrées à faible résolution. La pseudo-cinématique 3D de la patella a été mesurée par recalage par *iterative closest point* (Besl & McKay, 1992) entre les modèles géométriques des structures osseuses IRM et les images 2D faible résolution. Pour la validation, trois facteurs ont été évalués, la sensibilité de la méthode aux modèles géométriques des structures osseuses et la reproductibilité intra sujet et inter utilisateur : erreurs de mesure maximales de 0.3mm et 1.4°, 0.8mm et 1.4° et pour finir 0.7mm et 2.1°.

Avec un protocole de positionnement très similaire (à la différence près que les sujets étaient positionnés sur le ventre), Lin (Lin et al., 2013) s'est intéressé à la pseudo-cinématique fémoro-tibiale. Dans un premier temps, les acquisitions de coupes sagittales du genou statiques ont été réalisées à 0°, 20°, 40°, 60° et 80° de flexion (Figure 1.5 a). Pour chacun de ces angles de flexion, le fémur et le tibia ont été reconstruits (Figure 1.5 b et Figure 1.5 c). Ensuite l'acquisition d'une flexion passive de 0° à 80° a permis d'enregistrer des images de résonance magnétique dynamiques 2D (3 images par seconde, acquisition de quarante secondes environ). La cinématique 3D a été extraite par couplage des modèles géométriques des structures osseuses et des données IRM 2D (par recherche de similarité). Les modèles reconstruits à

chaque angle de flexion ont permis de générer la cinématique *gold standard*. Ainsi, la précision moyenne a été évaluée à 0.9mm (1.4mm) et 0.3° (1.8°) et la reproductibilité intra-utilisateur évaluée sur 3 sujets inférieure à 1.2mm, 1.5° en moyenne (1.8° RMS en rotation interne externe).

Enfin, mentionnons les études du groupe de Sheehan qui a travaillé une quinzaine d'années sur la validation de méthodes de mesure de la cinématique 3D du genou (articulations fémoro-tibiale ou fémoro-patellaire) (Behnam, Herzka, & Sheehan, 2011; Rahman, 2004; Rebmann & Sheehan, 2003; Sheehan et al., 1998). Les sujets ont été placés sur le dos pour plusieurs expériences et acquisitions. Une fois le plan sagittal adapté sélectionné pour l'acquisition, des flexions/extensions cycliques du genou ont été imagées en 2D. De plus, des données 3D des os ont été générées lors d'un essai statique mais seules quelques régions d'intérêt ont été considérées sur les modèles géométriques des structures osseuses pour le calcul de cinématique. En intégrant la vitesse du mouvement, extraite de l'essai dynamique cyclique, il a été possible d'obtenir l'information de trajectoire de chacune des régions d'intérêt, ou formulé en d'autres termes, la cinématique 3D du genou (Behnam et al., 2011; Sheehan et al., 1998). L'étude de précision de la méthode a été réalisée sur fantôme et la reproductibilité évaluée. La précision a été évaluée à 0.6mm et 0.4° dans le plan d'acquisition et 0.4mm et 1.2° hors du plan (Behnam et al., 2011; Rahman, 2004) et la reproductibilité intra-sujet inférieure à 0.7mm et 1.1° pour les articulations fémoro-tibiale et fémoro-patellaire (Behnam et al., 2011).

Avec des IRM à champ ouvert, les sujets sont étudiés lors d'activités en charge : ils sont placés debout ou en flexion. Un seul groupe a validé la mesure du déplacement articulaire au genou avec de l'IRM à champ ouvert dynamique 0.5 tesla (Draper et al., 2008). Ils ont utilisé un fantôme automatisé et capable de réaliser des rotations continues dans un seul plan, à plusieurs vitesses (entre 1 et 10 radians/s). Mis à part le système qui en permettait le mouvement, le fantôme était constitué d'une sphère remplie d'huile (substance détectable sous IRM) et d'une bille réfléchissante collée en surface de la sphère (cette bille était suivie par un système optique de l'extérieur de l'IRM et la mesure conservée comme *gold standard*). Par seuillage d'intensité des pixels des images IRM, la position 2D du fantôme a été détectée au cours du temps et

comparée au *gold standard*. Ainsi après trois séries de mesures, Draper et collaborateurs ont évalué l'erreur de mesure en translation à 1.9mm RMS à une vitesse de 1 radian/s et 3.6mm RMS à une vitesse de 10 radians/s. Draper a finalement conclut que l'erreur de mesure estimée dans cette expérience sur fantôme était équivalent à une erreur de mesure de 2mm environ lors d'une flexion du genou à une vitesse de 22°/s. L'inconvénient principal de cette méthode est qu'elle se résume à l'étude des déplacements bidimensionnels (l'étude in-vivo des translations fémoro-patellaire dans le plan transversal était d'ailleurs présentée dans l'article, au cours d'une extension à vitesse faible, de 60 à 0° de flexion). De plus, la puissance du champ magnétique relativement faible de ce type d'IRM (0.5 tesla) rend la qualité de l'image sensible à la vitesse du mouvement enregistré : tout mouvement involontaire (lié à une douleur ou faiblesse musculaire observée chez les sujets arthrosiques) peut rendre un essai non exploitable (Shapiro & Gold, 2012).

Le plus grand inconvénient des méthodes IRM couplant modèles géométriques des structures osseuses et une seule vue 2D pour ce type d'application est l'erreur de mesure des déplacements et rotations, plus importante pour les mouvements perpendiculaires au plan d'acquisition. Ceci justifie l'utilisation de deux vues 2D comme nous le verrons par la suite.

1.3.4.2 CT-scan et études de la cinématique du genou

Contrairement à l'IRM, l'utilisation du CT-scan seul pour l'étude des déplacements articulaires du genou est rapportée de façon bien plus anecdotique. Ne permettant pas la capture d'activité dynamique et étant très irradiante, la modalité a plutôt été utilisée dans un contexte pseudo-cinématique. Kawashima (Kawashima et al., 2013) a évalué 15 sujets arthrosiques dans trois positions de flexion du genou : extension totale, 90° de flexion et flexion maximale. Dans chacune de ces positions, la hanche, le genou et la cheville ont été imagés pour n'irradier que les portions proximales et distales du fémur et du tibia. La pseudo-cinématique a été extraite par recalage des modèles géométriques des structures osseuses d'une position à la suivante. Sans préciser quelle méthodologie a été suivie, l'auteur a évalué l'erreur de mesure moyenne à 0.2mm (0.3mm) et 1.0° (1.0°).

L'inconvénient majeur ici est lié à l'émission de radiations ionisantes. Les paramètres d'acquisition avaient été modifiés pour diminuer l'exposition du sujet, et la dose moyenne absorbée ainsi réduite de moitié (290mGy). Ces doses restaient néanmoins bien au-delà de celles d'un examen radiographique diagnostique conventionnel (<10mGy), sachant qu'il a été estimé qu'à l'échelle mondiale, 1 à 3 % des cancers seraient dus à ce type d'exposition (De González & Darby, 2004).

1.3.4.3 Fluoroscopie et études de la cinématique du genou

Banks (Banks, Banks, Klos, & Cook, 1997; Banks, Banks, Cook, & Hodge, 1996) a validé in vitro une méthode pour d'étudier la cinématique 3D du genou par fluoroscopie monoplan. Un membre inférieur cadavérique congelé en extension total a été fixé sur un dispositif motorisé qui lui appliquait des rotations (< 30°) autour de son axe proximo-distal ou antero-postérieur (AP). Le dispositif pouvait aussi appliquer des translations 3D (< 25mm). Tous ces mouvements étaient enregistrés par un fluoroscope monoplan de diamètre de 23cm de diamètre, l'axe médio-latéral du genou normal au plan du récepteur. Pour la reconstruction 3D du modèle géométrique du fémur proximal et du tibia distal, les images fluoroscopiques ont été numérisées et les contours osseux rétro-projetés (à un instant t) avec la transformation d'échelle et de perspective appropriée et tracés manuellement. Ensuite, la cinématique 3D de l'articulation a été obtenue en superposant manuellement les modèles géométriques des structures osseuses sur les images fluoroscopiques. Rappelons que le membre cadavérique avait été congelé donc le mouvement relatif du fémur et du tibia devrait être nul au cours des différents mouvements appliqués. Ainsi, la différence entre cette cinématique connue et la cinématique 3D mesurée par recalage manuelle représente l'erreur de mesure de la méthode. Des erreurs moyennes de mesure inférieures à 2.6mm et 1.3° ont été reportées, les plus importantes étant en déplacement le long de l'axe normal au plan d'acquisition (médio-latéral) et pour les mesures d'adductions/abductions.

Une dizaine d'années plus tard, Banks et son groupe de recherche ont évalué in vivo la précision de la cinématique extraite par cette même modalité, les géométries osseuses étaient obtenues

par CT-scan et résonnance magnétique (Moro-oka et al., 2007). Pour cette analyse, un fluoroscope monoplan de dimensions plus grandes (397×298mm) a enregistré 22 images au cours d'un accroupissement. De plus, plusieurs sets de géométries correspondantes ont été produites : un fémur distal et tibia proximal issus de données de résonnance magnétique, issus de données CT-scan ainsi que les deux os entiers issus eux aussi de données CT-scan. Pour définir un *gold standard*, les fémur et tibia entiers ont été recalés automatiquement sur les 22 images fluoroscopiques par minimisation de la distance entre les projections des modèles géométriques des structures osseuses et les contours osseux visibles sur les images fluoroscopiques. Après que des systèmes d'axes appropriés ont été choisis pour chacun des os, la cinématique *gold standard* a été mesurée. Par la suite, 22 radiographies synthétiques ont été obtenues par lancer de rayon sur les modèles géométriques des structures osseuses recalés (*digitally reconstructed radiographs*, DRR) puis les modèles géométriques IRM et CT-scan tronqués, recalés automatiquement sur ces images synthétiques. Les deux cinématiques ont été extraites et comparées à la cinématique *gold standard*. En moyenne, l'erreur de mesure (RMS) a été estimée : inférieure à 1.4mm et 1.6° dans le plan, inférieure à 2.3mm en déplacements ML et 2.3° en adduction/abduction. Le même groupe s'est aussi intéressé à la reproductibilité de la méthode de recalage automatique brièvement décrite plus haut pour la mesure cinématique de l'articulation fémoro-tibiale et fémoro-patellaire (Fregly, Rahman, & Banks, 2005). Hors du plan d'acquisition, des erreurs de mesures jusqu'à 7mm pour l'articulation fémoro-tibiale et 16mm pour l'articulation fémoro-patellaire ont été relevées. Ainsi validées, ces méthodes d'analyse de cinématique du genou ont permis d'observer des populations asymptomatique ou arthrosique, en charge, dans des activités d'accroupissement (flexion maximale ou totale) (Hamai et al., 2009; Hamai et al., 2012).

À la lumière des résultats regroupés dans les derniers paragraphes, il apparaît clair que l'utilisation d'une seule vue n'est pas suffisante pour apprécier chaque degré de liberté la cinématique de l'articulation avec la même précision (G. Li et al., 2008). En effet, de grands mouvements hors du plan d'acquisitions ne se transposent qu'en petites variations dans le plan qui est imagé, ce qui les rend difficiles à évaluer avec finesse (Muhit, Pickering, Ward, Scarvell, & Smith, 2010). Des auteurs ont donc travaillé à mieux les estimer : une solution a

été développée pour rendre plus robuste la mise en correspondance du modèle géométrique de la structure osseuse et de la donnée fluoroscopique 2D, le recalage étant basé une approche *intensity-based* avec un algorithme d'amélioration des contours (Scarvell, Pickering, & Smith, 2009). Avec une telle méthode, les translations hors du plan d'acquisition ont été estimées avec des erreurs moyennes jusqu'à dix fois plus faibles que ce qui était reporté dans la littérature jusque-là (Muhit et al., 2010). Toutefois, ces résultats ont été obtenus in vitro seulement.

Afin de s'affranchir de ce type d'erreur et d'améliorer précision et reproductibilité de mesure, la cinématique 3D du genou est étudiée par fluoroscopie biplan, mais alors, seule une zone de l'espace est balayée par les deux fluoroscopes (Dennis, Mahfouz, Komistek, & Hoff, 2005; You, Siy, Anderst, & Tashman, 2001). You et collaborateurs (You et al., 2001) ont présenté une méthode pour l'étude de la cinématique du genou par fluoroscopie biplan, sur modèle animal. À des fins de validation, des billes de tantale radio opaques et biocompatibles avaient été implantées dans le fémur et tibia, puis chacun des os a été imagé par CT-scan puis reconstruit (une fois avec les billes, une fois sans). Une marche sur tapis roulant (1.5m/s) a été enregistrée par fluoroscopie. Pour extraire la cinématique 3D, les modèles géométriques du fémur et du tibia sans billes ont été recalés sur les images fluoroscopiques par génération de DRR et recherche de similarité maximale (recalage par approche *intensity-based*). Cette cinématique a ensuite été comparée à celle obtenue avec des modèles géométriques des billes de tantale recalés sur les images fluoroscopiques. Les auteurs ont reporté des erreurs de mesure RMS inférieures à 0.8mm et 3.9°. Plus tard, Ohnishi (Ohnishi et al., 2010) a reporté des erreurs de mesure RMS inférieures à 0.5mm et 0.6° à l'aide d'une méthode similaire.

Un groupe de recherche s'est particulièrement distingué en mesurant la cinématique 3D du genou par fluoroscopie biplan et suivi de billes implantées dans les os. Cette méthode, plus connue sous le nom de RSA (radiostereometric analysis ou Roentgen stereophotogrammetric analysis), permet de diminuer drastiquement les erreurs de mesure en détectant, pour chaque os, un minimum de 3 marqueurs de diamètre de 0.8 ou 1.6mm (Jonsson & Kärrholm, 1994; Tashman & Anderst, 2003). Os et billes peuvent être reconstruits par segmentation de données CT-scan et les systèmes d'axes définis à partir des références anatomiques et à partir des billes.

En d'autres termes, la relation spatiale entre les os et les billes est connue. Par recalage des billes sur les données fluoroscopiques, il est possible de suivre le mouvement et par passage des systèmes d'axes des billes à ceux des os d'obtenir le mouvement relatif des os ².

² Le recalage est dit extrinsèque car ce sont les billes, marqueurs à géométrie connue ajoutés à la scène radiographique, qui sont recalés en réalité. Dans le cas où seules des structures anatomiques sont détectées, on parle de recalage intrinsèque (Markelj et al. 2012).

Cette méthode d'analyse a été développée puis validée sur modèle animal, et chez l'humain sur spécimen cadavérique puis *in vivo* (sujets suivis pour une rupture du ligament croisé antérieur) (Anderst et al., 2009; Bey, Kline, Tashman, & Zauel, 2008; Tashman & Anderst, 2003). Dans cette dernière étude (Anderst et al., 2009), précision et reproductibilité ont été évaluées à la course (2.5m/s), respectivement inférieures à 0.7mm, 0.9° et 0.7mm, 1.3°. À la même période, Li (Li et al., 2008) a proposé une méthode basée sur de la RSA, avec des modèles 3D reconstruits par IRM. La validation a été réalisée à l'aide de spécimens cadavériques et la précision jugée équivalente (inférieure à 0.2mm et 0.9°), pour un mouvement bien plus lent cependant (17mm/s). Dans l'optique d'éviter la chirurgie d'implantation des billes de tantale, Barré (Barré, Thiran, Member, Jolles, & Theumann, 2013) a proposé l'utilisation d'une nappe de marqueurs externes pour évaluer la cinématique du genou dans une activité de marche enregistrée par fluoroscopie biplan.

Au lieu de quelques-unes seulement, 80 billes de 4mm de diamètre ont été placées sur la portion antéro-latérale du membre inférieur, avec une distance inter billes variant de 2.5 à 4mm. Comme pour les autres études présentées dans ce paragraphe, il a été nécessaire d'établir la relation spatiale existant entre chaque os et les marqueurs associés, ce qui a été réalisé par recalage du système d'axes anatomique de chaque os et du système d'axes défini pour un groupe de dizaines de marqueurs.

Afin d'évaluer la précision la cinématique fémoro-tibiale 3D extraite à l'aide de cette nappe de marqueurs, des sujets avec prothèse totale de genou ont été observés. La cinématique fémoro-tibiale *gold standard* a été mesurée par suivi des prothèses sur les images fluoroscopiques de marche. Dans ce cas, la relation spatiale a été calculée entre les systèmes d'axes de chaque composante des prothèses (fémorale et tibiale) et ceux des groupes de marqueurs associés à chaque os. Au final, en présence d'artéfacts de tissus mous, l'erreur de mesure moyenne a été estimée inférieure à 11.1mm et 3.9 degrés (RMS).

1.3.4.4 *Statistical shape models* et études de la cinématique du genou

Plus récemment, les reconstructions 3D par modèles statistiques (*statistical shape models*, SSM) ont été utilisées, couplées à la fluoroscopie biplan pour l'étude de la cinématique articulaire. Plusieurs s'accordent et estiment cette alternative satisfaisante pour contourner les coûts, temps associés à l'utilisation de l'IRM (acquisition et traitement des données) et potentiellement l'acquisition de nouvelles données CT-scan. En effet, les SSM demandent la construction d'une base de données de modèles 3D obtenus par segmentation de données CT-scan ou IRM. Ces derniers peuvent, sans altérer l'intégrité de la base de données, avoir été produits grâce à différentes machines, paramètres d'acquisition (largeurs de voxel variables par exemple) et provenir de sujets spécimens cadavériques (Baka et al., 2011; Li et al., 2014; Valenti et al., 2015; Zheng, 2009b; Zhu & Li, 2011).

Une fois la base de données construite et les images fluoroscopiques produites, la question du calcul de la cinématique posée simplement, est la suivante : à partir du nombre limité de propositions à disposition dans la base de données, construire le modèle 3D statistique le plus ressemblant, ajusté en position et orientation 3D, aux deux vues fluoroscopiques, à chaque instant du mouvement et pour chaque os d'intérêt (Mori, Belongie, & Malik, 2005)

La construction du SSM nécessite avant toute chose la segmentation des données fluoroscopiques : les contours osseux sont extraits des images. Pour chaque os, le premier modèle estimé est un modèle moyen obtenu à partir de la base de données et il est grossièrement recalé sur les contours segmentés, à chaque instant du mouvement. Le modèle 3D moyen est ensuite déformé, affiné statistiquement pour se rapprocher des segmentations sur une courte séquence du mouvement - quelques dizaines d'images. Une fonction de coûts évalue ainsi la projection du modèle 3D par rapport aux segmentations (connaissances intrinsèques liées à l'os en question) mais aussi par rapport à la base de données (connaissances morphologiques *a priori*). Finalement, par recalage 2D/3D *feature-based* ou *intensity-based*, le SSM est recalé sur l'ensemble des données fluoroscopiques, image par image (Baka et al., 2012; Zhu & Li, 2011).

Cette approche a été adoptée pour le recalage du fémur distal, du tibia proximal et de la rotule (Baka et al., 2012; Baka et al., 2011; Tsai et al., 2015; Valenti et al., 2015). Les études de précision ont permis de rapporter des erreurs en translation inférieures à 1.5mm mais jusqu'à 4° en rotation, et ce, peu importe l'axe considéré, (Baka et al., 2011; Valenti et al., 2015). Valenti (Valenti et al., 2015) a relié les erreurs d'estimation de l'orientation des os aux SSM privés de portions trop grandes. Alors que les condyles fémoraux et une dizaine de centimètres de diaphyse étaient visibles sur les images fluoroscopiques, la construction du SSM a été contrainte aux condyles et quelques centimètres de diaphyse seulement. En considérant à la fois les condyles fémoraux et 70% de la diaphyse fémorale pour la construction du SSM (le tibia alors absent des images), Baka (Baka et al., 2012) a pu améliorer la précision du recalage du fémur mais enregistrait encore une erreur de 2.5° en rotation autour l'axe proximo-distal. Il ressort donc de ces études que même en considérant une portion importante de la diaphyse, l'erreur d'estimation de la rotation axiale demeure non négligeable et qu'au final, à l'heure actuelle, ce sont les dimensions trop faibles des images fluoroscopiques qui empêchent d'améliorer la précision du recalage.

Le calcul de cinématique fémoro-tibial a été réalisé sur genou asymptomatique in vivo et genou arthrosique cadavérique (Baka et al., 2014; Tsai et al., 2015). Dans les deux cas, pour la validation, la cinématique obtenue avec le SSM a été comparée à un *gold standard*, obtenu lui par recalage des modèles géométriques des structures osseuses 3D CT-scan sur les images fluoroscopiques. Li (Li et al., 2014) évalue ainsi une erreur de mesure inférieure à 2.4mm et 3.3° (RMS), cette dernière valeur étant associée à la rotation tibiale interne/externe. Baka (Baka et al., 2014) quant à elle a rapporté une précision médiane sous-millimétrique et inférieure au degré tout en observant la non applicabilité de sa méthode dans le cas d'un genou atteint d'arthrose sévère et la difficulté à mesurer la rotation tibiale interne/externe. Les surfaces articulaires déformées par l'arthrose ont rendu impossible non seulement la segmentation précise des données fluoroscopiques mais aussi, la reconstruction d'un modèle géométrique de structure osseuse basée sur une proposition reproduisant une morphologie pathologique similaire.

1.3.4.5 Radiographie biplan et études de la cinématique du genou

Peu de travaux ont été menés pour l'étude de la cinématique 3D du genou, avec des méthodes faisant intervenir la radiographie biplan. Néanmoins, des sujets asymptomatiques, avec prothèses et des spécimens cadavériques ont pu être analysés. Dans une étude de validation, Kobayashi (Kobayashi et al., 2009) a étudié des modèles osseux synthétiques de type Sawbones®, à l'aide d'un système radiographique conventionnel (monoplan) mais dans un contexte biplan. Chaque couple fémur/tibia a ainsi été radiographié une première fois en vue frontale, puis une seconde en vue oblique avec incidence des rayons X de 60°. De plus, les modèles osseux synthétiques ont été imagés par CT-scan de façon à obtenir les modèles géométriques des structures osseuses à coupler à l'information radiographique biplan. Pour chaque radiographie, les contours osseux ont été extraits à l'aide d'un filtre de détection de contours de Canny (outil conventionnel en traitement d'image, pour la détection de contours basée sur la détection de l'intensité et de la direction des gradients, (Canny, 1986)). Un recalage *feature-based* semi-automatique a ensuite été réalisé en minimisant la distance entre la projection des modèles géométriques des structures osseuses issus du CT-scan et les contours segmentés. Après le choix des systèmes d'axes appropriés, la cinématique fémoro-tibiale a pu être extraite. La sensibilité à l'initialisation des modèles géométriques des structures osseuses pour le calcul de la cinématique a été validée ici ; la méthode a été testée pour 10 initialisations et une erreur de mesure moyenne (écart type) inférieure à 0.7° (0.4°) et 0.5mm (0.3 mm) a été relevée. Ariumi (Ariumi et al., 2010) ont par la suite utilisé cette méthode de mesure pour étudier le genou asymptomatique in vivo, en charge.

Amzy et Dagneaux (Azmy et al., 2010; Dagneaux et al., 2015) quant à eux ont validé des méthodes de mesure de la pseudo-cinématique fémoro-tibiale et fémoro-patellaire. Plusieurs facteurs ont été évalués : la sensibilité aux modèles géométriques des structures osseuses, la précision de mesure et la reproductibilité. Chaque membre inférieur cadavérique étudié a été installé sur un dispositif permettant d'appliquer une flexion continue entre 0 et 120°. Pour permettre le suivi du fémur et de la rotule par un système opto-électronique au cours de la flexion, des tiges intra-corticales portant 3 marqueurs optiques avaient été fixés dans chacun

des os. Le système EOS® avait lui été utilisé pour obtenir la relation spatiale entre les géométries osseuses et les marqueurs, une fois chaque structure reconstruite en 3D, et les systèmes d'axes appropriés définis. Afin d'évaluer en partie la sensibilité de la méthode aux modèles géométriques des structures osseuses, l'incertitude liée à la définition des systèmes d'axes fémur et tibia a été analysée ; les os de neuf genoux ont été reconstruits trois fois par deux utilisateurs. La variation de définition des systèmes mesurée a permis d'estimer une incertitude de mesure autour et le long des axes de 0.6mm et 0.6° au maximum (2 écarts-types) (Azmy et al., 2010). Cette étude reflète l'erreur générée par chacun des axes définis pour le fémur et le tibia mais la contribution de chacune de ces erreurs sur le calcul de la cinématique féméro-tibiale n'a pas été renseignée. Les études de précision et reproductibilité ont pu être réalisées grâce à des billes métalliques implantées dans les os. Dans une étape suivante, le genou cadavérique a été imagé avec le système EOS® dans différentes positions de flexion, à 0°, 20°, 30°, 45° et 60°. La première acquisition a été utilisée pour produire les modèles géométriques des structures osseuses et des billes métalliques puis, chaque modèle géométrique a été recalé manuellement sur les radiographies biplan suivantes. D'un angle de flexion au suivant, la pseudo-cinématique fémoro-patellaire a été calculée, avec les systèmes d'axes définis d'après les modèles osseux ou d'après les billes métalliques. La différence des deux a permis d'estimer la précision de mesure. La reproductibilité elle a été défini dans l'étude comme la différence des pseudo-cinématiques mesurées par deux opérateurs ; en moyenne, inférieure à 2mm et 5° (Azmy et al., 2010). Mentionnons aussi un protocole similaire proposé pour la mesure de la pseudo-cinématique fémoro-tibiale avec le système EOS®. Südhoff (Südhoff et al., 2007) a étudié trois systèmes d'attache et harnais pour mesurer la cinématique 3D du genou. Les trois ont été installés sur des sujets lors d'accroupissements pseudo-dynamiques dans le système EOS®. Ainsi, la cinématique fémoro-tibiale mesurée grâce aux systèmes d'attache et harnais pouvait être comparée à celle mesurée par suivi des modèles géométriques du fémur et du tibia. Pour chaque sujet, le fémur et le tibia ont été reconstruits à 0°, 20°, 40° et 70° puis les systèmes d'axes définis pour chaque os à partir de références anatomiques. La cinématique fémoro-tibiale a finalement été extraite par recalage des systèmes d'axes, d'une position de flexion à la suivante. Il n'y a pas de mention de la méthode

de recalage dans l'article. Manuel ou automatique, son impact sur la pseudo-cinématique 3D utilisée comme *gold standard* 3D est inconnu.

Toujours en utilisant le système EOS® pour générer les géométries 3D autant que l'activité pseudo-dynamique, Jerbi (Jerbi, 2012; Jerbi et al., 2009, 2011) s'est intéressé à la pseudo-cinématique de genoux asymptomatiques et avec prothèses ; des radiographies biplan du membre inférieur ont été acquises à 0°, 30° et 60° de flexion, dans un protocole en face/profil et pieds décalés. Son approche est assez différente de toutes celles mentionnées jusqu'ici. Les données 3D (modèles osseux ou prothèse) et radiographiques biplan 2D sont transposées dans le domaine fréquentielles par transformation de Fourier. Ainsi, pour chaque angle de flexion, une paire de radiographies biplan est représentée par $(\varphi_{2Dface}, F_{2Dface})$ ou $(\varphi_{2Dprofil}, P_{2Dprofil})$, avec φ la phase, qui renferme l'information de la projection à laquelle correspond chaque radiographie, et F et P les modules, qui contiennent l'information de translations.

Le recalage de la donnée 3D est réalisé en optimisant dans un premier temps son orientation 3D, de façon à maximiser la similarité entre radiographies biplan et projections du modèle 3D (φ_{3Dface} versus φ_{2Dface} et $\varphi_{3Dprofil}$ versus $\varphi_{2Dprofil}$, φ_{3Dface} et $\varphi_{3Dprofil}$ étant les projections frontale et latérale de la donnée 3D). Pour l'estimation des translations 3D, un travail équivalent est réalisé avec F_{2Dface} et $P_{2Dprofil}$. Avant d'appliquer l'algorithme de recalage, les données radiographiques devaient être fenêtrées pour d'une part, réduire leur taille dans le domaine spatial et par ailleurs éviter l'effet de bord (manipulation des pixels situés en bord d'image) pour le traitement d'image en aval (Figure 1.11).



Figure 1.11 Fenêtrage d'une radiographie EOS® pour l'application de l'algorithme de recalage de Jerbi
Adaptée de (Jerbi, 2012, p. 8072)

Tant pour les sujets asymptomatiques que pour les sujets avec genoux prothétiques, les résultats obtenus par calcul ont été comparés à ceux obtenus par recalage rigide manuel des modèles géométriques des structures osseuses sur les radiographies biplan, considérés comme *gold standard*. En moyenne, l'erreur de recalage chez les sujets asymptomatiques a été estimée à 1.5mm et 1.5° (2.5mm et 2.5° au maximum), 0.5mm 0.8° (1.4mm et 1.7° au maximum) chez les sujets avec prothèses (Jerbi, 2012; Jerbi et al., 2011). Il est important de bien souligner que les chiffres ci-dessus ne reflètent pas la précision de la pseudo-cinématique mais celle du recalage du fémur et du tibia considérés indépendamment. Une limite apportée par le choix technique du domaine fréquentiel est la difficulté à appliquer la méthode si un objet étranger est dans la scène radiographique (harnais ou marqueurs par exemple) : les transformées de Fourier des radiographies biplan perdent en effet leur correspondance avec celles des modèles géométriques des structures osseuses.

1.3.5 La définition des axes

1.3.5.1 Systèmes d'axes

Dans la partie précédente, les méthodes d'extraction de l'information cinématique 3D ont été détaillées sans pour autant expliciter le choix des systèmes d'axes. Il s'agit d'une étape indispensable au calcul des déplacements et rotations des os au cours du mouvement et l'interprétation de la cinématique dépend de la définition des systèmes d'axes (Südhoff, 2007). L'utilisation de l'imagerie médicale et des méthodes de reconstruction 3D donnent l'accès à des zones d'intérêt ou références anatomiques détectables sur les os. Ce sont ces régions qui servent donc à définir les systèmes d'axes.

Tant pour le fémur que pour le tibia, différentes références anatomiques ont été proposées dans la littérature. Lorsque les modèles 3D sont tronqués (fémur proximal et tibia distal absents), deux solutions se présentent :

- les axes médio-latéraux et antéro-postérieurs sont d'abord définis puis le système d'axes final est déduit par produits vectoriels, ou bien
- les axes sont déterminés par l'intermédiaire des axes principaux inertiels de chaque os, par la méthode proposée en 2010 par Miranda (Miranda, Rainbow, Leventhal, Crisco, & Fleming, 2011). Sans entrer dans les détails, cette approche nécessite d'identifier des axes et plans de symétrie : tout axe de symétrie et tout axe orthogonal à un plan de symétrie est un axe principal d'inertie (Pommier & Berthaud, 2010). Cette approche se prête parfaitement aux études cinématiques à partir de fémur et tibia tronqués puisqu'en l'absence de la tête fémorale et du pilon tibial, les axes et plans de symétrie sont facilement estimables. De cette façon, la diaphyse fémorale, les condyles ainsi que les plateaux tibiaux sont localisés. L'axe médio-latéral fémoral est alors défini en ajustant un cylindre sur les condyles, et l'axe antéro-postérieur par produit vectoriel de l'axe médio-latéral et de l'axe long de la diaphyse. Le système d'axes tibial est choisi en

déterminant les axes inertiels des plateaux tibiaux (Baka et al., 2012; Baka et al., 2014; Miranda et al., 2011; Valenti et al., 2015).

Lorsque les extrémités d'un modèle 3D ou le modèle est disponible dans son ensemble, l'axe proximo-distal est d'abord défini puis l'axe antéro-postérieur ou médio-latéral. Le système d'axes final est enfin déterminé par produits vectoriels (les trois axes n'étant jamais orthogonaux, un est sacrifié).

Ainsi, pour définir l'axe proximo-distal fémoral, plusieurs ont utilisé la tête fémorale et les condyles (point au milieu des centres des sphères ajustées sur les condyles postérieurs, le sulcus médial et le condyle latéral, point le plus proximal de la fosse intercondylaire) (Ariumi et al., 2010; Azmy et al., 2010; Chen et al., 2013; Dagneaux et al., 2015; Kawashima et al., 2013; Südhoff et al., 2007) et Fellows et collaborateurs ont utilisé les points les plus distal et proximal du fémur 1 (Fellows et al., 2005; Lerner et al., 2003). Pour définir l'axe antéro-postérieur fémoral, d'autres ont construit un axe orthogonal au plan formé par l'axe proximo-distal et l'axe trans-condyles (Azmy et al., 2010; Dagneaux et al., 2015). Pour l'axe médio-latéral fémoral, Fregly a considéré la ligne trans-épicondyles (ou l'axe chirurgical trans-épicondyles), Kawashima l'axe passant par le sulcus médial et le centre de la sphère ajustée sur le condyle latéral, Südhoff l'axe formé par les points les plus distaux des condyles, Ariumi l'axe passant par les centres des sphères ajustées sur condyle postérieurs, sur les condyles pour Chen (Ariumi et al., 2010; Chen et al., 2013; Fregly et al., 2005; Kawashima et al., 2013). Fellows, comme le groupe de Sheehan, a préféré l'axe formé des points les plus postérieurs des condyles (Behnam et al., 2011; Borotikar et al., 2012; Fellows et al., 2005; Rebmann & Sheehan, 2003; Sheehan et al., 1998). Enfin, d'autres ont choisi l'axe d'un cylindre ajusté sur les condyles ; Sur une vue latérale (Figure 1.12), il est possible de mieux se représenter le cylindre ajusté sur les deux condyles fémoraux postérieurs à la fois. Sa base est représentée en orange. L'axe ML est défini comme l'axe du cylindre (Hamai et al., 2007; G. Li et al., 2008; Moro-oka et al., 2007).

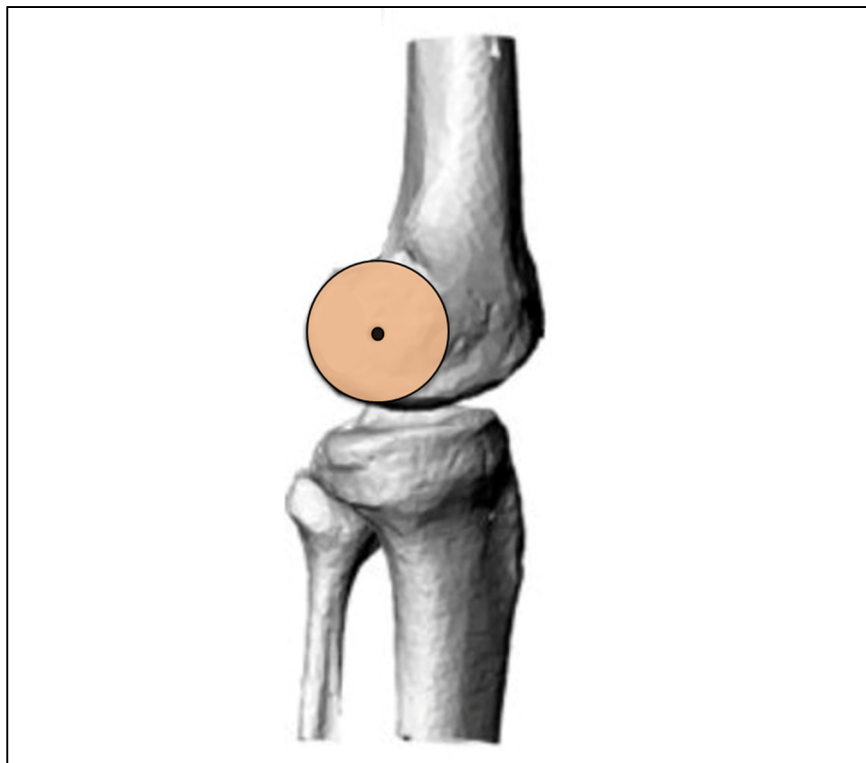


Figure 1.12 L'axe médio-latéral défini par Moro-oka et al. 2007, Hamai et al. 2009 et Li et al. 2008.
Adaptée de (Moro-oka et al. 2008, p.429)

En ce qui concerne les axes du tibia : l'axe proximo-distal a été défini comme passant par le point directement distal aux plateaux et celui directement distal à la tubérosité tibiale, sur le segment le plus antérieur longeant la diaphyse du tibia (Behnam et al., 2011; Borotikar et al., 2012; Rebmann & Sheehan, 2003; Sheehan et al., 1998), parallèle à l'axe proximo-distal fémoral (Chen et al., 2013), perpendiculaire à l'axe médio-latéral tibial passant par le point milieu de la cheville (Hamai et al., 2009; Moro-oka et al., 2007), ou encore passant par le point milieu des épines tibiales et le point milieu de la cheville (Azmy et al., 2010; Dagheaux et al., 2015; Fellows et al., 2005; Kawashima et al., 2013; Kobayashi et al., 2009; Südhoff et al., 2007). Un axe antéro-postérieur a été proposé par le groupe de Sheehan comme passant par le point le plus postérieur du plateau tibial et le point situé sur la face antérieure du tibia, directement sous le plateau (Behnam et al., 2011; Borotikar et al., 2012; Rebmann & Sheehan, 2003; Sheehan et al., 1998). Enfin, l'axe médio-latéral a été défini par Fregly comme l'axe passant par les points médial et latéral les plus postérieurs des plateaux tibiaux (Fregly et al.,

2005) ou une parallèle de cet axe passant pas l'origine du système d'axe tibial (Fellows et al., 2005; Kawashima et al., 2013) ou projeté sur le plan orthogonal à l'axe proximo-distal tibial (Dagneaux et al., 2015; Südhoff et al., 2007). Chen lui a déterminé cet axe divisant le plateau tibial en une portion antérieur et une portion postérieure de surfaces égales (Chen et al., 2013). Les tableaux 1.4 et 1.5 rassemblent ces différentes définitions de systèmes d'axes du fémur et du tibia. Les points choisis comme origines y sont aussi détaillés.

Tableau 1.4 Définitions des systèmes d'axes du fémur dans la littérature

Axe PD	Points les plus distal et proximal du fémur	Fellows et al. 2005
	Perpendiculaire à l'axe du cylindre passant par CS ajustée tête fémorale	Moro-oka et al. 2007 ; Hamai et al. 2009
	Intersection des segments les plus antérieur et postérieur longeant la diaphyse du fémur, en partant d'au-dessus des condyles	Groupe de Sheehan
	Axe passant par CS ajustée sur la tête fémorale et point milieu du segment passant par :	
	CS ajustées sur les condyles postérieur	Ariumi et al. 2010 ; Azmy et al. 2010 ; Dagneaux et al. 2015
	CS ajustées sur les condyles	Chen et al. 2013
	Sulcus médial - CS condyle latéral (axe bi-condylaire chirurgical)	Kawashima et al. 2013
	Centre cheville	Fregly et al. 2005
	Point le plus proximal de la fosse intercondylaire	Südhoff et al. 2007
Axe ML	CS ajustées sur les condyles postérieurs	Ariumi et al. 2010
	CS ajustées condyles	Chen et al. 2013
	Axe trans-épicondyles	Fregly et al. 2005 ; Li et al. 2008
	Points les plus postérieurs des condyles	Fellows et al. 2005
	Projection sulcus médial - CS condyle latéral sur le plan ortho à PD	Kawashima et al. 2013
	Cylindre ajusté sur les condyles (Figure 1.12)	Moro-oka et al. 2007 ; Hamai et al. 2009
	Points les plus postérieurs des condyles	Groupe de Sheehan
	Points les plus distaux des condyles	Südhoff et al. 2007

Axe AP	Axe orthogonal au plan formé par l'axe proximo-distal et l'axe passant par CS condyles postérieurs	Azmy et al. 2010 ; Dagneaux et al. 2015
Origine	Mileu segment CS condyles postérieurs	Ariumi et al. 2010 ; Azmy et al. 2010 ; Dagneaux et al. 2015
	Mileu segment CS condyles	Chen et al. 2013
	Fosse intercondylaire	Fellows et al. 2005
	Milieu segment transépicondyles	Fregly et al. 2005
	Milieu axe bicondilaire chirurgical (Sulcus médial - CS condyle latéral)	Kawashima et al. 2013
	Point inter condyle sur l'axe du cylindre	Moro-oka et al. 2007 ; Hamai et al. 2009
	Points les plus postérieurs des condyles	Südhoff et al. 2007 ; Groupe de Sheehan

* Abréviations et précisions :

CS : centre de la ou des sphères. PD : proximo-distal. ML : médio-latéral. AP : antéro-postérieur.

Groupe de Sheehan : Sheehan et al. 1998 ; Rebmman & Sheehan 2003 ; Behnam et al. 2011 et Borotikar et al. 2012

Tableau 1.5 Définitions des systèmes d'axes du tibia dans la littérature

Axe PD	Parallèle à l'axe proximo-distal fémoral	Chen et al. 2013
	Perpendiculaire à l'axe médio-latéral tibial passant par le point milieu de la cheville	Moro-oka et al. 2007 ; Hamai et al. 2009
	Axe passant par : Sur le segment le plus antérieur longeant la diaphyse du tibia : point distal aux plateaux - point distal à la tubérosité	Groupe de Sheehan
	Point milieu des épines tibiales et le point milieu de la cheville	(Kawashima et al. 2013; Ariumi et al. 2010 ; Südhoff et al. 2007; Azmy et al. 2010; Dagneaux et al. 2015; Fellows et al. 2005).
Axe ML	Axe séparant les plateaux tibiaux en deux parties égales	Chen et al. 2013
	Parallèle à l'axe précédent passant par l'origine du système d'axe tibial	(Kawashima et al. 2013; Fellows et al. 2005)
	Axe médio-latéral fémoral	Moro-oka et al. 2007 ; Hamai et al. 2009
	Axe passant par : Points les plus supérieurs médial et latéral du dôme à la cheville	Ariumi et al. 2010
	Points médial et latéral les plus postérieurs des plateaux tibiaux	Fregly et al. 2005
Axe AP	Sur le segment le plus antérieur longeant la diaphyse du tibia : point distal aux plateaux - point le plus postérieur des plateaux	Groupe de Sheehan

Origine	Milieu des épines tibiales	Ariumi et al. 2010 ; Fellow et al. 2005
	Intersection entre l'axe d'inertie du tibia et les plateaux tibiaux	Azmy et al. 2010 ; Südhoff et al. 2007
	Centroïde des plateaux tibiaux	Fregly
	Origine du système d'axes fémoral	Moro-oka et al. 2007 ; Hamai et al. 2009
	Non précisée	Groupe de Sheehan

* Abréviations et précisions :

CS : centre de la ou des sphères. PD : proximo-distal. ML : médio-latéral. AP : antéro-postérieur

Groupe de Sheehan : Sheehan et al. 1998 ; Rebmman & Sheehan 2003 ; Behnam et al. 2011 et Borotikar et al. 2012

À cause de la variabilité des modèles géométriques des structures osseuses, ces références anatomiques localisées automatiquement sur des modèles 3D ou directement sur les images sont elles-même détectables avec une précision très variable. Quelques études ont été menées pour évaluer cette influence sur la précision du calcul de cinématique subséquent à la définition des systèmes d'axes. Lerner (système d'axes adopté par Fellows et al., 2005), Miranda et Schlatterer (en collaboration avec Südhoff) ont évalué la sensibilité de un à quatre systèmes d'axe pour le fémur et le tibia (Lerner et al., 2003; Miranda et al., 2011; Schlatterer et al., 2009; Südhoff, 2007). Tous ont défini leurs systèmes de coordonnées sur un grand nombre de modèles géométriques de structures osseuses (entre 7 et 99). Ainsi, pour les systèmes d'axes les plus robustes, Miranda et Schlatterer ont calculé les différences en orientation et position de ces axes de 1.2mm et 2.5° (mais jusqu'à 11.2° pour l'axe proximo-distal tibial). Lerner a montré que l'erreur moyenne résultante sur le calcul la cinématique fémoro-tibiale égale à 1.2mm et 2.6°.

On comprend donc que l'erreur d'estimation de la pseudo-cinématique dépend de multiples facteurs :

- la précision de la méthode de reconstruction,
- l'indépendance de la méthode de recalage aux modèles géométriques des structures osseuses
- la reproductibilité et la précision du système d'axe défini sur chaque os

Pour cette raison, les valeurs réelles de cinématique normale du genou ne sont pas connues. La section 1.3.6 présente les principaux travaux ayant porté sur cet aspect.

1.3.5.2 Position du centre de rotation axial (pivot)

Les systèmes d'axes présentés dans les paragraphes précédents permettent d'estimer les amplitudes des rotations du genou. Dans le cas particulier de la rotation tibiale, deux paramètres sont généralement renseignés : l'amplitude de la rotation et la position du centre de rotation axial, point encore appelé pivot. Deux options ont été utilisées dans la littérature pour déterminer la position du centre de rotation axiale à partir de données d'imagerie médicale.

Fiacchi et al. (2014) ont opté pour le suivi des points de contact fémoro-tibiaux au cours d'activités enregistrées. Ils ont donc localisé le point du condyle médial et celui du condyle latéral les plus proches des plateaux tibiaux. Les points de contact au cours de l'activité ont ensuite été obtenus par projection de ces points fémoraux sur les plateaux tibiaux et les trajectoires médiale et latérale ont permis de déterminer la position du pivot. Cependant, en l'absence des cartilages sur les modèles 3D issus de CT-scan, les paramètres appelés ici points de contact n'en sont que des estimations (Dennis et al., 2005; Tanifuji et al., 2011). L'autre alternative demande alors de sélectionner deux références anatomiques (géométriques) sur le modèle géométrique du fémur afin de construire un axe fémoral géométrique. Cet axe fémoral est par la suite projeté sur les plateaux tibiaux à deux instants de l'activité enregistrée et l'intersection des deux axes projetés se révèle être la position du pivot. Tanifuji et al., (2011) ont choisi des axes géométriques fémoraux passant par les sphères ajustées sur les condyles postérieurs (*geometrical center axis* GCA, Figure 1.13 a). Les GCA sont ensuite projetés sur les plateaux tibiaux à plusieurs positions du fémur et par ce biais, la position du centre de rotation axial est définie comme l'intersection des GCA (Figure 1.13 b).

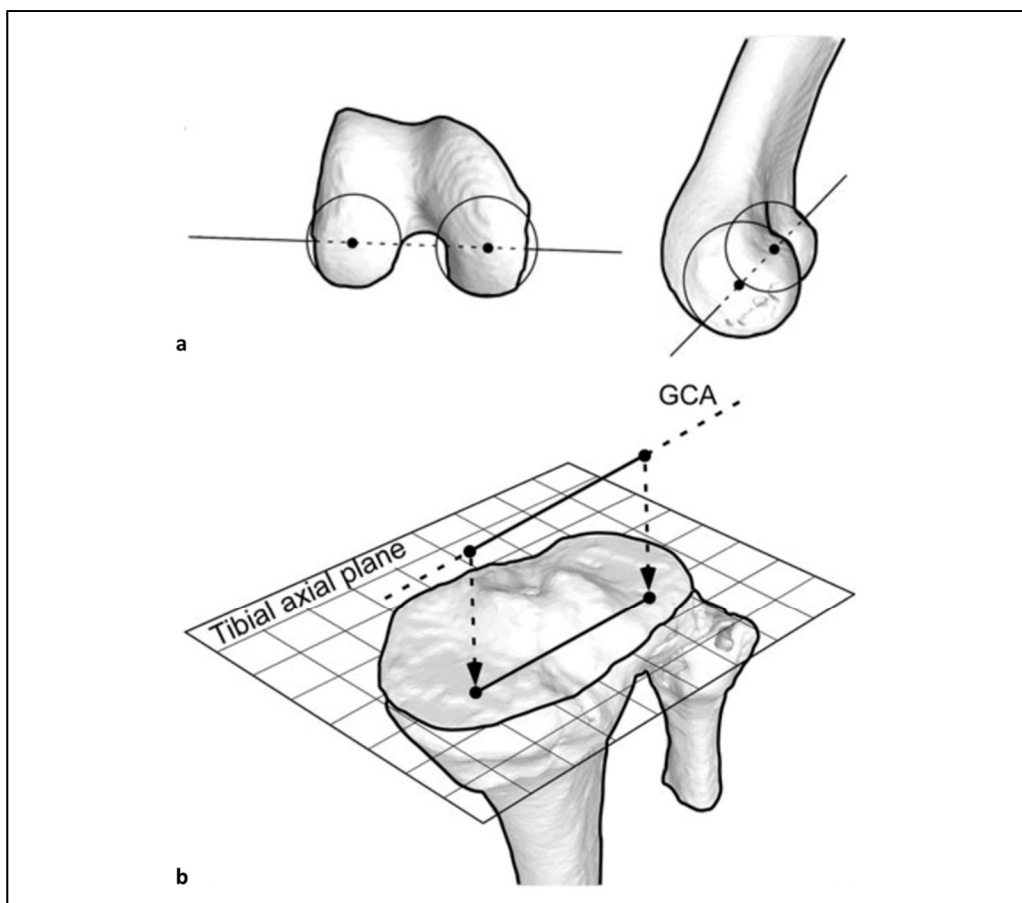


Figure 1.13 Définition des axes géométriques fémoraux selon Tanifuji.
 a- axe passant par les centres des sphères ajustées sur les condyles postérieurs,
 b- projection de l'axe sur les plateaux tibiaux
 Adaptée de (Tanifuji et al., 2011 p. 712-713)

Kawashima et collaborateurs quant à eux ont préféré un axe géométrique fémoral passant par le point le plus antérieur du condyle médial et l'épicondyle latéral. Enfin, Dennis et Smoger (Dennis et al., 2005; Smoger et al., 2015) ont opté pour un axe géométrique fémoral passant par les points les plus distaux des condyles médial et latéral (Figure 1.14 a). En localisant ces axes sur le modèle géométrique du fémur dans plusieurs positions (trois comme le montre la Figure 1.14 b) puis en les projetant sur les plateaux tibiaux, les positions des pivots a été déduite (Figure 1.14 c).

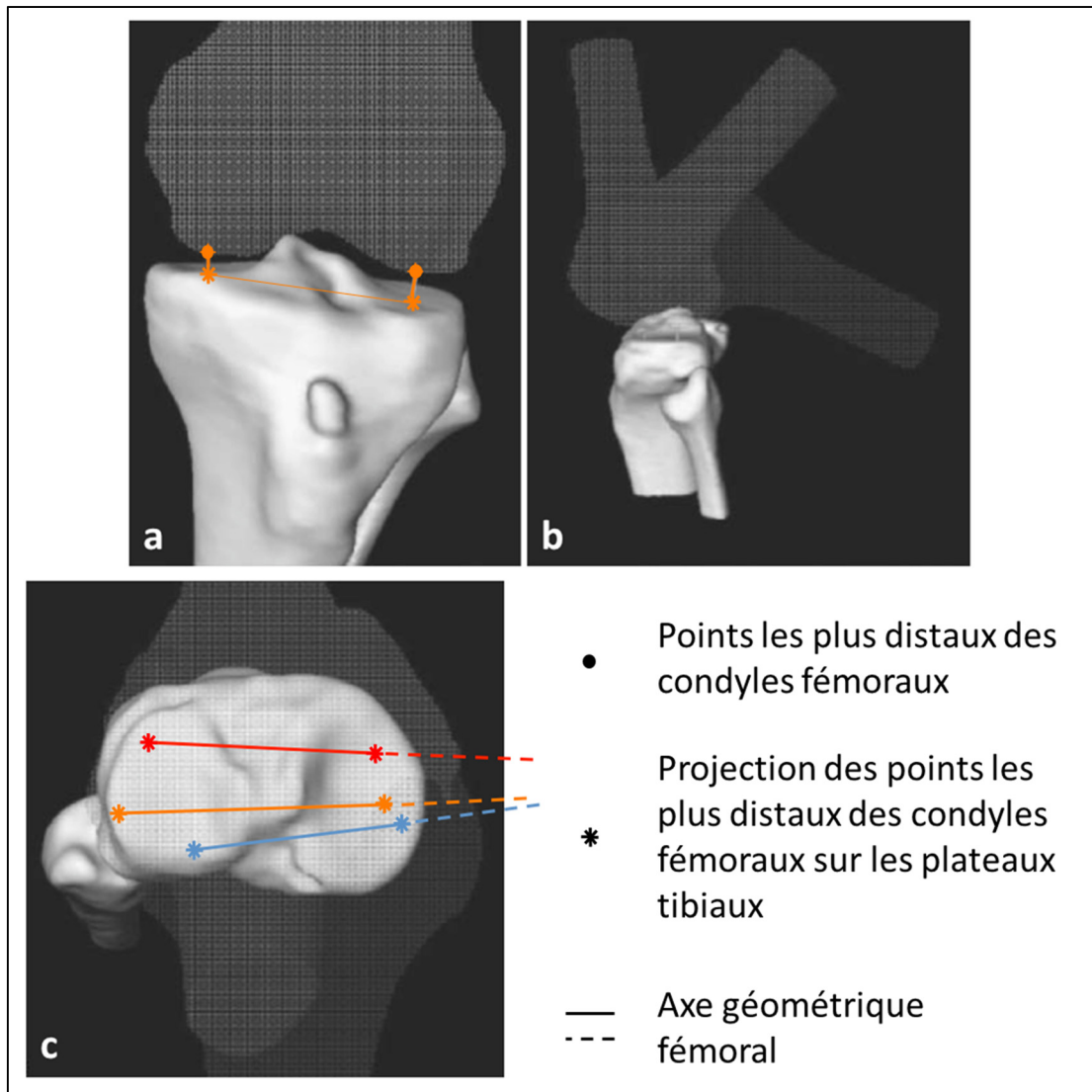


Figure 1.14 Définition des axes géométriques fémoraux selon Dennis et al., 2005

- a- projection des points plus distaux des condyles fémoraux,
 - b- trois positions du modèle géométrique du fémur,
 - c- détermination du point de pivot entre deux positions de flexion
- Adaptée de (Dennis et al., 2005, p. 246)

Peu importe le point sélectionné (centre de la sphère ajustée sur un condyle fémoral postérieur, point le plus antérieur du condyle fémoral médial, épicondyle latéral, point les plus distal du condyle fémoral), la question de sa projection orthogonale sur les plateaux tibiaux est problématique. En effet, quand bien même sa position peut être calculée, le point correspondant sur le maillage du plateau tibial (modèle possédant un nombre fini de points 3D) peut ne pas

exister ou ne pas être une solution unique (Konyukhov & Schweizerhof, 2008). Le choix du point à considérer comme la projection orthogonale est alors à faire : diverses approches notamment basées sur les propriétés géométriques du maillage permettent l'estimation de la position du point 3D en question. Elles peuvent cependant se révéler complexes et demandent la création de nouvelles géométries pour satisfaire au mieux la condition d'orthogonalité (Ko & Sakkalis, 2014; Konyukhov & Schweizerhof, 2013; Konyukhov & Schweizerhof, 2008). Une projection par distance minimale (en anglais *distance projection*), toujours calculable simplement, peut toutefois se substituer à la projection orthogonale. Mathématiquement, ces deux projections sont équivalentes si le point à projeter est plus proche de l'intérieur de la surface que la frontière de cette surface (Ko & Sakkalis, 2014; Pegna & Wolter, 1996). Dans le cas où l'on considère les projections des points les plus distaux des condyles fémoraux sur les plateaux tibiaux, cette condition est vérifiée puisque les plateaux tibiaux sont moins concaves que larges ou longs.

Chez des sujets asymptomatiques comme chez des patients arthrosiques, le centre de rotation axial peut être médial, latéral ou central (Banks & Hodge, 2004; Dennis et al., 2005; Fiacchi et al., 2014; Hamai et al., 2009; Kawashima et al., 2013; Moro-oka et al., 2008; Tanifuji et al., 2011). Aussi, alors qu'elle semble constante au cours de flexions entre 0 et 100° chez les asymptomatiques (Dennis et al., 2005; Tanifuji et al., 2011), la position du centre de rotation a été notée variable chez les gonarthrosiques (Fiacchi et al., 2014; Kawashima et al., 2013). Dans les derniers degrés d'extension, la position du pivot de la rotation tibiale semble être invariante (Dennis et al., 2005; Fiacchi et al., 2014; Hamai et al., 2009; Moro-oka et al., 2008; Tanifuji et al., 2011).

1.3.6 La cinématique 3D du genou : les valeurs dans la littérature

La revue qui suit sur les valeurs des différents paramètres cinématiques permet d'une part, d'établir des ordres de grandeur, mais surtout d'avoir une idée des comportements observés. Il reste néanmoins difficile de réellement comparer les résultats des études en considérant

l'éventail d'activités évaluées, par différentes techniques et avec des systèmes d'axes choisis et adaptés à chacune des applications.

La variation angulaire dans le plan frontal (adduction-abduction) semble avoir peu été analysée dans des cas de flexions en charge de genoux asymptomatiques. Néanmoins, trois études reportent une adduction moyenne de 6 à 11°, 13° au maximum au cours d'une flexion de 0 à 120° (Desloovere et al., 2010; Dwyer, Boudreau, Mattacola, Uhl, & Lattermann, 2010; Qi et al., 2014). Par ailleurs, pour le même mouvement, l'adduction serait plus importante chez une population âgée (Han, Ge, & Liu, 2014).

Au cours du même type d'activités en charge (fente avec flexion du genou de 0 à 120°, d'accroupissement avec flexion maximale), la rotation tibiale interne a été mesurée avec :

- une amplitude moyenne quasiment nulle (Keays et al., 2013)
- entre 5 et 26° (Han et al., 2014; Qi et al., 2014; Tanifuji et al., 2011)
- grandissante avec l'âge (Han et al., 2014).

Toujours lors de flexion en charge, à l'étude de la rotation tibiale seulement dans les 25 derniers degrés d'extension, le *screw home-mechanism* a été observé (Dennis et al., 2005; Qi et al., 2014) ou non ; une rotation tibiale interne se déroule dans ce dernier cas (Keays et al., 2013) . Mentionnons aussi que dans des activités de flexion, le *screw home-mechanism* est observé (Kaiser et al., 2014) ou non (von Eisenhart-Rothe et al., 2012). Il semblerait toutefois qu'avant l'usage des technologies présentées plus haut (marqueurs optiques, IRM, CT-scan, fluoroscopie), ce mécanisme ait été reporté comme observé systématiquement, à l'étude de sujets cadavériques ou vivants (Fuss, 1992 ; Hallén & Lindahl, 1966; Kapandji, 1985; Lanjerit & Bissérie, 1992).

En ce qui concerne le déplacement antéro-postérieure du tibia par rapport au fémur au cours de la flexion, les études reportent :

- un déplacement antérieur de 12mm d'amplitude (Qi et al., 2014)

- un déplacement postérieur du condyle fémoral latéral de 12mm d'amplitude, combiné à
 - un déplacement du condyle fémoral médial, antérieur ou postérieur trois fois moins important (Defrate et al., 2004; Mu et al., 2011; Tanifuji et al., 2011)
 - un déplacement du condyle fémoral médial nul (Mu et al., 2011).

Au cours d'un accroupissement en charge mais le sujet dos au mur, Keays et al. (2013) mesurent au contraire un déplacement tibial postérieur de 20mm.

Dans les mêmes mouvements et pour les mêmes paramètres cinématiques - rotation tibiale interne/externe et déplacement tibial antéro-postérieur - la population arthrosique peut avoir un comportement différent de la population asymptotique. Ainsi, les tibias arthrosiques effectueraient une rotation interne moins importante que les tibias asymptotiques, de l'ordre de 13° (Fiacchi et al., 2014; Hamai et al., 2009) et le *screw-home mechanism* ne serait pas observé (Fiacchi et al. 2014). Le déplacement du condyle fémoral latéral resterait postérieur, mais moins important (entre 6 et 9mm), le déplacement du condyle fémoral médial serait nul ou antérieur, de 4mm environ (Kitagawa et al., 2010; Mochizuki et al., 2013). À notre connaissance, il n'existe pas d'étude de l'adduction du genou arthrosique dans des activités de flexion en charge. Malgré tout, soulignons que lors de la flexion enregistrée à la marche, les genoux arthrosiques sont plus en adduction que les asymptotiques (Bytyqi et al., 2014; Farrokhi et al., 2015; Farrokhi, Tashman, & Gil, 2012; Nagano et al., 2012).

1.4 Conclusion de la revue de la littérature sur l'étude de la fonction du genou

Cette revue de la littérature a débuté en présentant les questionnaires auto-administrés comme le moyen le plus simple et rapide d'étudier la fonction du genou atteint d'arthrose. Toutefois, en recherche, une discordance a été établie entre la fonction du genou ainsi estimée et le diagnostic radiographique de l'arthrose (Barker et al., 2004; Creamer et al., 2000; Duncan et al., 2007; Herman et al., 2015; Hernandez Vaquero & Fernandez Carreira, 2012; Koca, Boyaci, & Tutoglu, 2014; McAlindon et al., 1993; Miller et al., 2001; Sanghi et al., 2011; Zifchock et al., 2011). Cette discordance prescrit logiquement l'usage des grades radiographiques seuls

comme moyens de classer la sévérité de la pathologie. Elle peut être expliquée par l'hétérogénéité des populations étudiées. Dans la revue qui a été documentée dans cette thèse, nous avons regroupé des études observant des cohortes similaires en IMC, âge et site d'arthrose - arthrose fémoro-tibiale. Cependant, ni l'information de l'état de l'articulation fémoro-patellaire, ni de l'état du genou contralatéral n'étaient disponibles systématiquement, alors qu'il est impossible d'ignorer son impact sur la fonction l'articulation fémoro-tibiale d'intérêt (Creamer et al., 2000; Herman et al., 2015; Moyer et al., 2014). Peut-être cette discordance reflète-t-elle, en partie du moins, la mise en relation d'un score fonctionnel subjectif et d'une mesure radiologique sur sujet statique (Fitzpatrick et al., 1992; Kellgren & Lawrence, 1957; Kon et al., 2014; McAlindon et al., 1993; Miller et al., 2001; Petersson et al., 1997; Rejeski et al., 1995; Roos & Toksvig-Larsen, 2003).

Nous avons aussi couvert dans cette revue de littérature d'autres moyens, plus complexes à mettre en œuvre, pour étudier la fonction du genou par l'analyse de sa cinématique 3D. L'utilisation de marqueurs optiques placés à la surface de la peau et suivis par des caméras permet d'estimer le déplacement tridimensionnel des os du genou au cours d'une activité dynamique. Afin de s'affranchir des artéfacts de tissus mous bruyant les mesures lorsque les marqueurs sont à même la peau, des systèmes d'attache ou harnais ont été développés (Andersen et al., 2010; Benoit et al., 2006; Ganjikia et al., 2000; Sati et al., 1996; Tsai, Lu, Kuo, & Lin, 2011). Sans éliminer entièrement les artéfacts de tissus mous, certains permettent néanmoins une mesure cinématique précise et répétable ; ils ne permettent pas pour autant l'accès direct aux mouvements des os (Ganjikia et al., 2000; Hagemeister et al., 2005a; Labbé et al., 2008; Sati et al., 1996; Südhoff et al., 2007).

Les méthodes s'appuyant sur l'utilisation d'imagerie médicale présentent l'avantage d'observer les os du genou directement. Quel que soit le type de modalité choisie, établir la correspondance spatiale de chaque os d'un instant à l'autre (en somme extraire l'information de cinématique) demande le choix d'une technique de recalage, de type *feature-based* ou *intensity-based* (Markelj et al., 2012; Roche, 2001). Les méthodes validées à partir d'IRM à champs fermé large ont été estimées précises et répétables dans un contexte pseudo-

dynamique, toutefois sans pouvoir analyser une activité en charge (Fellows et al., 2005; Lin et al., 2013; Patel et al., 2004). Le choix de l'IRM à champs ouvert et dynamique permet ce type d'activités, de faible vitesse, mais ne donne accès qu'à l'étude des translations bidimensionnelles (Draper et al., 2008). Bien plus anecdotique, l'utilisation du CT-scan seul dans un contexte pseudo-dynamique a été jugée précise, mais bien trop irradiante pour permettre son adoption courante en recherche ou en clinique (De González & Darby, 2004; Kawashima et al., 2013).

Par ailleurs, les méthodes développées dans un contexte dynamique dans l'optique d'étudier la cinématique 3D nécessitent obligatoirement l'accès à deux modalités. Des solutions couplant IRM ou CT-scan et fluoroscopie monoplan ont été proposées mais souffrent de l'imprécision des mesures dans le plan orthogonal au plan d'acquisition (Fregly et al., 2005; Li et al., 2008; Moro-oka et al., 2007). Opter pour la fluoroscopie biplan corrige cette imprécision de mesure mais sous-entend aussi doubler la dose de radiation ionisante absorbée par le sujet (Dennis et al., 2005; Ohnishi et al., 2010; You et al., 2001). Bien qu'en charge, les activités dynamiques observées sont aussi de plus faible amplitude, pour être enregistrées simultanément par les deux fluoroscopes. Parallèlement à cela, l'utilisation des SSM se présente comme une alternative à celle des données IRM ou CT-scan et permettent de contourner les temps et coûts élevés associés. Les méthodes basées sur cette approche estiment avec difficulté les rotations autour de l'axe proximo-distal. En effet, les modèles reconstruits par SSM le sont à partir des données fluoroscopiques, dans la limite du champ de vision restreint offert, ce qui empêche d'exploiter l'os dans tout sa longueur (Baka et al., 2012; Baka et al., 2011; Li et al., 2014; Valenti et al., 2015; Zheng, 2009a; Zhu & Li, 2011). Pour finir, l'étude de sujets arthrosiques par SSM peut se révéler impossible si aucun cas de la base de données n'est assez similaire (Baka et al., 2014). Toujours dans le même contexte, les méthodes basées sur le suivi de billes radio-opaques implantées dans les os sont incontestablement les plus précises et répétables et même dans des activités telles que la course (Anderst et al., 2009; Bey, Kline, Tashman, & Zauel, 2008; Li et al., 2008; Tashman & Anderst, 2003). Elles sont cependant trop invasives pour être employées en routine clinique.

La radiographie biplan a bien plus récemment été utilisée et reportée dans la littérature pour s'intéresser la fonction du genou. À l'instar de l'IRM, du CT-scan ou des SSM, elle peut permettre de produire les modèles géométriques des structures osseuses du genou et être combinée à d'autres technologies pour l'étude cinématique ou pseudo-cinématique (Azmy et al., 2010; Kobayashi et al., 2009). La sensibilité à l'initialisation des modèles géométriques des structures osseuses et aux modèles eux-mêmes a été mesurée comme très faible pour les méthodes proposées, sur spécimen synthétique et cadavérique. Une modalité en particulier, le système radiographie biplan basse dose EOS®, est digne d'intérêt puisqu'il autorise l'étude de sujets en charge. Utilisé seul, il a permis l'étude de la pseudo-cinématique fémoro-patellaire, et fémoro-tibiale. La méthode présentée pour la première articulation a été validée en précision mais in vitro, sur spécimens cadavériques (Dagneaux et al., 2015). Jerbi (Jerbi, 2012; Jerbi et al., 2009, 2011) qui a proposé une méthode pour l'étude de la pseudo-cinématique fémoro-tibiale, n'a pas estimé la précision du calcul de pseudo-cinématique mais seulement celle du recalage de chaque os indépendamment. De plus, cette précision a été évaluée sur un petit nombre de sujets sains, et aucun arthrosiques.

À l'issue de cette revue de la littérature, il apparaît qu'aucune méthode précise et reproductible n'a été proposée pour l'étude de la fonction du genou asymptomatique et arthrosique par analyse de la cinématique 3D, le sujet en charge et avec une basse dose de radiation absorbée.

CHAPITRE 2

CHOIX MÉTHODOLOGIQUES, HYPOTHÈSES ET OBJECTIFS

2.1 Choix méthodologiques et hypothèses pour cette thèse

2.1.1 Choix méthodologiques et hypothèses techniques

Dans la revue de la littérature, les méthodes qui permettent d'évaluer la fonction du genou de façon quantitative par l'analyse de la cinématique fémoro-tibiale 3D ont été exposées. Celles qui offrent d'excellentes précision de mesure et reproductibilité - inférieures à 0.5mm et 0.5° au mieux - se révèlent fortement irradiante pour le sujet et/ou invasive (couplage du CT-scan, de l'IRM, de marqueurs de tantale, de SSM et de fluoroscopie). Elles sont basées sur des algorithmes de recalage 2D/3D. À l'inverse, celles contournant irradiation et chirurgie s'avèrent moins précises - précision de mesure et reproductibilité supérieures à 2mm et 2° (IRM seul, marqueurs optiques). Il n'y a donc pas de méthode employant ces modalités et technologies qui donnent l'accès à une mesure précise de la fonction du genou, reproductible, tout en évitant l'irradiation et/ou la chirurgie des sujets d'étude.

Cependant, une méthode employant la radiographie biplan basse dose EOS® (1.) et basée sur un algorithme de recalage 2D/3D intrinsèque (2.) a été proposée mais nécessitait des améliorations. En effet :

1. chaque acquisition biplan offre la possibilité d'accéder aux modèles géométriques des structures osseuses par reconstruction 3D. Par ailleurs, la propriété basse dose du système permet de réaliser chacune des acquisitions avec des doses de radiations émises 8 à 10 fois moins importantes que la radiographie conventionnelle. C'est ce qui a permis à Südhoff et Jerbi (Jerbi, 2012; Jerbi et al., 2011; Südhoff et al., 2007) d'étudier l'articulation fémoro-tibiale en flexion pseudo-dynamique sans irradiation excessive (3 ou 4 positions). Des flexions du genou jusqu'à 70° ont pu être imagées, les os du membre inférieur visibles en totalité, le sujet étant debout, en condition de charge.

2. pour chaque radiographie, la méthode validée par Jerbi (Jerbi, 2012; Jerbi et al., 2011) nécessitait de déterminer un fenêtrage idéal en tronquant la radiographie pour appliquer l'algorithme. L'algorithme de recalage 2D/3D intrinsèque, trop complexe pour un usage en routine clinique, a néanmoins démontré une précision inférieure à 2mm et 2° pour l'estimation de la position et orientation 3D du tibia et du fémur.

Ainsi, en nous basant sur l'ensemble de la revue de la littérature, nous sommes convaincus que l'étude de la cinématique 3D de l'articulation fémoro-tibiale est incontournable dans l'étude de la fonction du genou. Par ailleurs, nous estimons que le système basse dose EOS® dans un contexte pseudo-dynamique est prometteur pour le développement d'une méthode pour l'observation de cette articulation. En effet, l'étude de flexions en charge jusqu'à 70° est d'intérêt pour la compréhension de la fonction du genou dans des activités quotidiennes (particulièrement du genou arthrosique). Pour permettre une adaptation future en routine clinique, notre méthode devra être simple d'utilisation et offrir une mesure de la pseudo-cinématique 3D du genou précise et répétable. Nous pensons qu'il est possible de développer une telle méthode qui sera basée sur un algorithme de recalage 2D/3D intrinsèque.

2.1.1 Choix méthodologiques et hypothèses cliniques

Cette même revue a permis de mettre en lumière les relations contradictoires qui existent entre l'évaluation radiologique de l'arthrose du genou (classification d'Ahlbäch, échelle Kellgren-Lawrence) et la mesure fonctionnelle qualitative de l'articulation par l'intermédiaire de questionnaires spécifiques à la gonarthrose (KOOS, WOMAC). En d'autres termes, il n'est pas possible de déduire facilement l'état fonctionnel d'un genou seulement à partir de la sévérité radiographique l'arthrose. La littérature suggère plutôt que la sévérité de la gonarthrose est déterminée par deux facteurs : la sévérité radiologique mais aussi l'état biomécanique de l'articulation.

Une fois la méthode validée dans la partie technique de cette thèse, nous pourrons utiliser cet outil pour la mesure de l'état biomécanique du genou sous la forme de mesures pseudo-cinématiques tridimensionnelles et vérifier les hypothèses cliniques suivantes :

- nous pensons que les mesures pseudo-cinématiques pourront être utilisées pour enrichir le grade radiologique de la gonarthrose.
- nous pensons que ce nouveau grade ainsi défini sera plus fortement corrélé au score fonctionnel qualitatif obtenu par questionnaire (*Knee Osteoarthritis Outcome Score* KOOS).

Il a aussi été souligné dans cette revue de la littérature que lorsque le *screw home mechanism* a été étudié en flexions en charge par analyse de la cinématique 3D du genou, il l'a été soit par suivi de marqueurs optiques, soit recalage des modèles géométriques des structures osseuses sur les images fluoroscopiques. Dans un cas, cette mesure est donc bruitée par les artéfacts de tissus mous. Dans l'autre, elle est réalisée à partir des modèles géométriques des structures osseuses du genou et d'images de quelques dizaines de centimètres de long et nous avons exposé comment cela influence défavorablement le calcul des rotations autour de l'axe proximo-distal : nous pensons donc que la méthode de calcul de la pseudo-cinématique fémoro-tibiale à partir de radiographies biplan EOS® permettra l'étude du *screw home mechanism* dans des conditions quasi-idéales : le sujet en condition de charge et le fémur et le tibia entièrement visibles sur les radiographies biplans, ce qui favorisera le calcul des rotations autour de l'axe longitudinal.

2.2 Objectifs de la thèse

2.2.1 Objectifs techniques

Nous formulons deux séries d'objectifs techniques et cliniques. Les objectifs techniques de la thèse sont les suivants :

1. développer une méthode de calcul de la pseudo-cinématique 3D fémoro-tibial en accroupissement pseudo-dynamique par recalage 2D/3D rigide et intrinsèque,
2. valider la méthode en termes de :
 - précision,
 - reproductivité inter-utilisateur,
 - reproductivité intra-utilisateur,
 - sensibilité aux modèles géométriques des structures osseuses,avec une erreur de mesure inférieure au degré et au millimètre, sur genoux asymptomatiques et arthrosiques.

2.2.2 Objectifs cliniques

Une fois la méthode de mesure de pseudo-cinématique fémoro-tibiale validée, nous voulons l'appliquer sur une cohorte de sujets asymptomatiques et gonarthrosiques. Les objectifs du premier volet clinique de cette thèse sont :

1. isoler les marqueurs fonctionnels radiographiques de la gonarthrose *id est* les paramètres cinématiques 3D (déplacement ou rotation) qui seraient propres aux genoux arthrosiques,
2. déterminer comment incorporer ces marqueurs fonctionnels radiographiques dans le calcul de corrélation entre le grade radiologique de l'arthrose du genou et la mesure fonctionnelle quantitative,
3. évaluer si l'utilisation des marqueurs améliore la corrélation entre ces deux facteurs.

Dans le second volet clinique de cette thèse, nous nous intéresserons au *screw-home mechanism*, toujours en utilisant la méthode de mesure de la pseudo-cinématique 3D du genou.

L'objectif clinique de cette partie est d' :

1. analyser le *screw home mechanism* de genoux asymptomatiques et arthrosiques dans un contexte pseudo-dynamique par radiographie biplan EOS®,
2. mettre en relation les géométries du tibia proximal, plus particulièrement l'orientation des plateaux tibiaux, aux phénomènes rotatoires observés.

CHAPITRE 3

CONTRIBUTION PERSONNELLE : MÉTHODE DE CALCUL DE LA PSEUDO-CINÉMATIQUE 3D FÉMORO-TIBIAL EN ACCROUPISSMENT PSEUDO-DYNAMIQUE PAR RECALAGE 2D/3D RIGIDE ET INTRINSÈQUE

3.1 Mise en contexte et introduction

Les objectifs associés au volet technique visaient à développer et valider une méthode de calcul de la cinématique fémoro-tibiale dans un contexte pseudo-dynamique. Basée sur un algorithme de recalage 2D/3D rigide et intrinsèque, la méthode a été pensée pour être simple d'utilisation tant pour l'analyse de genoux asymptomatiques qu'arthrosiques. La méthode ainsi que les travaux de validation en précision et reproductibilité ont été publiés dans le journal International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery en 2014, sous forme d'un résumé de conférence (M. Kanhonou, T. Cresson, J. Clément, F. Lavoie, N. Hagemester, J.A. de Guise. "2D/3D Registration of Personalized Knee 3D Models on Biplane Radiographs for Morpho-Functional Study". Computer Assisted Radiology and Surgery 28th congress, Fukuoka, Japon, Juin 2014. Int J CARS (2014) 9:Suppl1, p. 31-32. Une version complète de la méthode, incluant l'évaluation de la sensibilité méthode aux modèles géométriques des structures osseuses, a été soumise en 2017 à Medical engineering and physics.

3.2 Matériel et méthode

La méthode proposée pour calculer la pseudo-cinématique 3D consiste en les étapes suivantes (figure 3.1) :

1. acquisition des radiographies biplan EOS® : les radiographies EOS® ont été générées pour 5 angles de flexion.
2. reconstruction 3D : le fémur, le tibia et le péroné ont été reconstruits en utilisant les deux radiographies des genoux en flexion générées au premier angle de flexion (0°).

Les modèles géométriques des structures osseuses sont aussi utilisés et pour les étapes ultérieures de segmentation et de recalage 2D/3D.

3. segmentation du contour osseux : les contours osseux ont été segmentés sur la séquence de radiographies, à partir des formes *a priori* extraites des modèles géométriques des structures osseuses (issues des reconstructions 3D à 0°). Sur chaque radiographie, les contours du fémur, du tibia et du péroné ont été extraits.
4. recalage rigide 2D/3D : la position et l'orientation des os des genoux sont estimés à chaque angle de flexion. Le recalage 2D/3D intrinsèque a consisté à déterminer la meilleure superposition entre le modèle géométrique et les radiographies antéro-postérieure et latérale du sujet, à chaque angle de flexion. Ensuite, la pseudo-cinématique 3D a été estimée à partir des positions des modèles géométriques des structures osseuses.

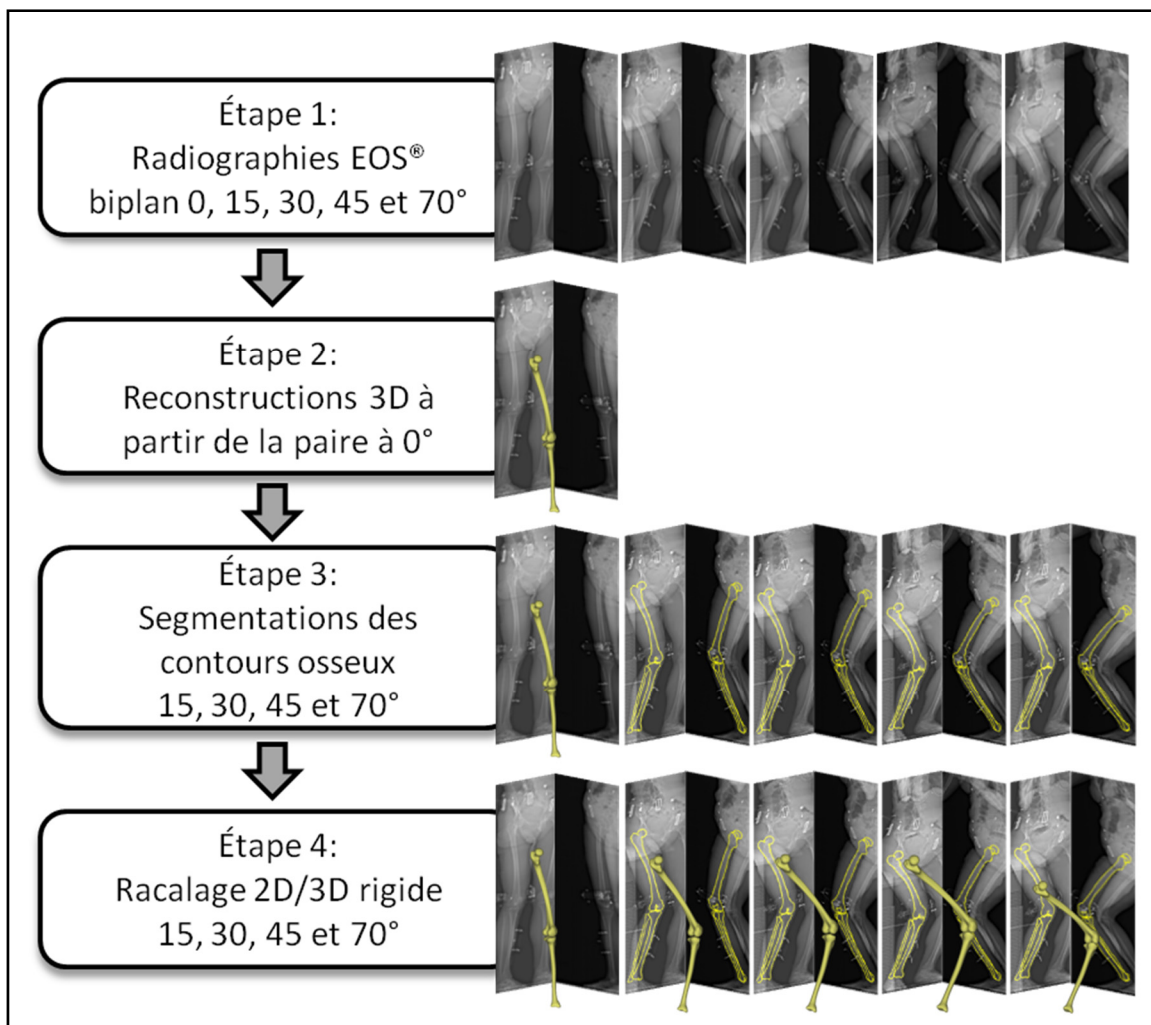


Figure 3.1 Méthodologie. Les radiographies biplan sont prises pour cinq positions de flexion du genou. La première position de flexion est utilisée pour obtenir les modèles géométriques du fémur, du tibia et du péroné ; les modèles géométriques des structures osseuses sont ensuite utilisées pour extraire les contours osseux sur chaque radiographie. Pour finir, elles sont recalées pour chaque position pour obtenir la pseudo-cinématique 3D du genou.

3.2.1 Acquisition des radiographies biplan EOS®

Le système basse dose EOS® (EOS imaging, Paris, France) a été utilisé pour imager sur radiographies biplan le genou à 0, 15, 30, 45 et 70° de flexion. Lorsqu'il était impossible pour certains sujets d'atteindre 70° de flexion, il leur a été demandé de maintenir leur flexion maximale possible entre 45 et 70°. Pour standardiser la flexion du genou mais aussi pour

permettre aux sujets de rester stables pendant les acquisitions (une dizaine de seconde par acquisition (Dubousset et al., 2005), nous avons utilisé un dispositif proprioceptif constitué d'une tablette inclinée en bois placée sous leurs fessiers. À l'aide de ce dispositif, les sujets avaient une indication quant à l'angle de flexion à maintenir et gardaient l'équilibre - en restant en conditions de charge puisqu'ils avaient comme instruction de ne pas s'asseoir. Les participants ont été positionnés dans la cabine EOS® de façon à ce que les rayons X aient une incidence de 45° à la fois sur leur plan frontal et sur leur plan latéral (positionnement oblique). Ceci a permis d'étudier le membre inférieur d'intérêt sans superposition du membre contralatéral, comme c'était le cas avec un positionnement face/profil adopté par Südhoff et Jerbi, cf. figures chapitre 1.3.4.5 (Jerbi, 2012; Jerbi et al., 2011; Südhoff et al., 2007). Une attention particulière a été portée pour que le membre inférieur d'intérêt apparaisse en totalité, sur toutes les radiographies obliques, des épaules aux pieds. Par abus de langage, dans la suite de ce chapitre, "radiographie antéro-postérieure" sera utilisé pour faire référence à la radiographie générée par la source de rayons X antéro-postérieure par positionnement oblique du sujet. Il en sera de même pour la "radiographie médio-latérale" qui fera référence à la radiographie générée par la source de rayons X médio-latérale par positionnement oblique du sujet. Le protocole d'acquisition qui vient d'être décrit a été dessiné dans le respect des déclarations d'Helsinki et a été approuvé par les comités d'éthique de nos institutions. Tous les sujets ont fourni leur consentement écrit à participer à cette étude.

3.2.2 Méthode pour la reconstruction 3D des os du membre inférieur (fémur, tibia, péroné)

Pour obtenir les modèles géométriques du fémur, du tibia et du péroné, les radiographies orthogonales calibrées à 0° de flexion ont été utilisées. Les modèles géométriques ont été obtenus à l'aide d'une méthode automatique de reconstruction des os : à l'aide d'un recalage non rigide, le modèle est déformé pour permettre le meilleur alignement avec les structures visibles sur les radiographies, spécifiques au patient (Cresson et al., 2008). Avec cette méthode, l'utilisateur peut améliorer la reconstruction 3D facilement et rapidement, en déplaçant des poignées sur le modèle de façon interactive. À partir des modèles géométriques des structures osseuses optimales, les contours osseux visibles sur chaque radiographie ont pu être extraits

puis le recalage des mêmes modèles géométriques sur les radiographies biplan, à chaque angle de flexion.

3.2.3 Segmentation des contours osseux

Pour chaque position de flexion et chaque os, les modèles géométriques des structures osseuses (issus des reconstructions 3D) ont d'abord été alignés grossièrement en appliquant des translations et rotations 3D (Figure 3.2 a et 3.2 b) ³.

Par la suite, seules les projections des modèles géométriques 3D des os ont été considérées (Figure 3.2 c). Ces dernières sont utilisées comme formes *a priori* 2D dans les processus de segmentation (Figure 3.2 d). En effet, la méthode de segmentation choisie, développée par Chav (Chav et al., 2009), demande la sélection d'une forme *a priori* pour chaque contour extrait.

³ Pour initialiser les modèles géométriques avant le recalage, ils sont alignés grossièrement par l'utilisateur comme décrit ici. Puisque les articulations fibreuses entre le tibia et le péroné sont globalement immobiles, leurs reconstructions 3D sont considérées comme un seul et unique corps rigide : toute modification appliquée au tibia est aussi appliquée au péroné.

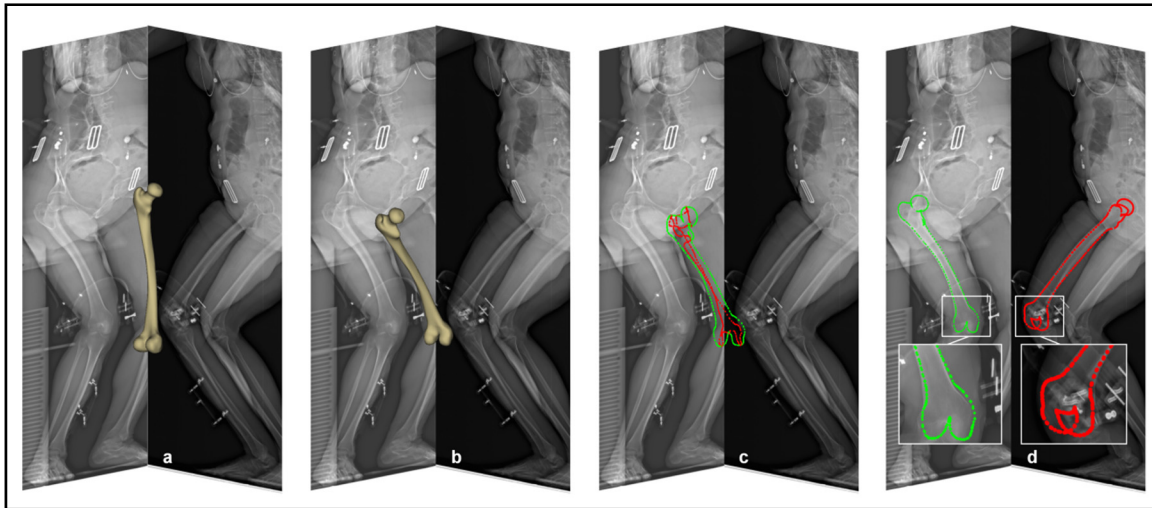


Figure 3.2 Sélection des formes *a priori* 2D pour la segmentation (du fémur dans cet exemple) a- le modèle géométrique 3D à 0° de flexion, b- positionnement grossier du modèle géométrique, c- extraction des silhouettes 3D (antéro-postérieure et médio-latérale), d- silhouettes 2D : projection des silhouettes 3D sur les radiographies

Quatre étapes ont été nécessaires : 1) Pour chaque contour osseux, une forme *a priori* 2D est sélectionnée (Figure 3.3 a). 2) À partir de la forme *a priori*, un ruban de largeur constante est défini afin de réduire la zone à l'intérieur de laquelle la segmentation est recherchée (Figure 3.3 b). 3) Par recherche de chemin minimal (Vincent, 1998), le contour osseux est segmenté dans le ruban redressé (Figure 3.3 c et 3.3 d) et 4) finalement, transposé à la radiographie initiale (figure 3.3 e).

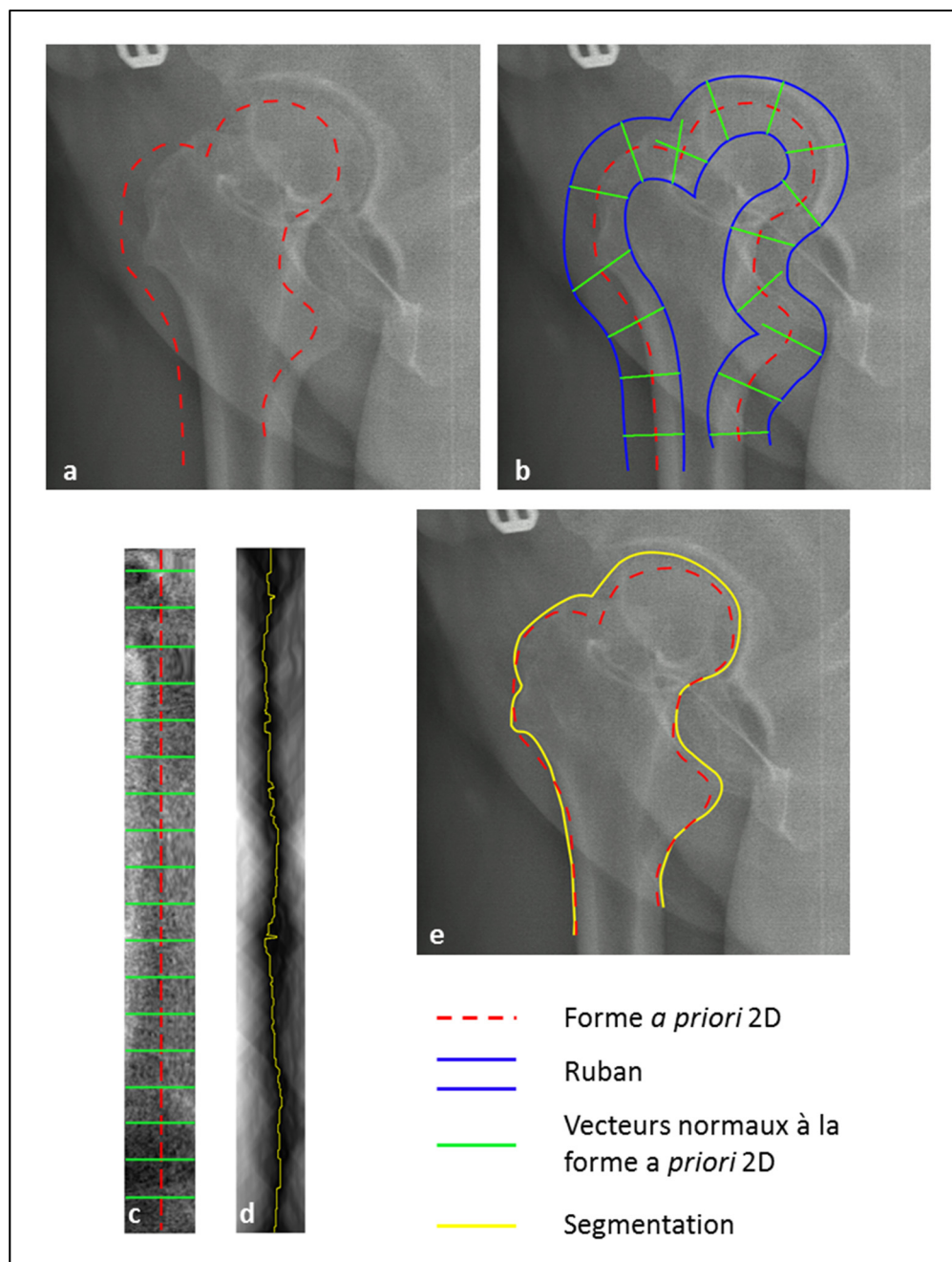


Figure 3.3 Segmentation d'un contour osseux sur une image radiographique (tête fémorale dans cet exemple) a- radiographie originale, b- forme *a priori* 2D, ruban et vecteurs normaux à la forme *a priori* 2D, c- vecteurs normaux à la forme *a priori* 2D dans le ruban redressé, d- segmentation du contour osseux dans l'image de gradients, e- segmentation de la tête fémorale dans la radiographie initiale

3.2.4 Méthode de recalage 2D/3D rigide

L'étape de recalage permet de superposer un modèle géométrique 3D du fémur ou du couple tibia/péroné sur leurs segmentations, à chaque angle de flexion. Ainsi, il est possible d'obtenir l'orientation et la position de chaque os d'un angle de flexion au suivant. Pour ce faire, nous avons modifié l'algorithme *iterative closest point* (ICP) (Besl & McKay, 1992). Tout comme l'algorithme original, notre version de l'ICP se découpe en trois étapes, appliquées jusqu'à convergence :

1. appariement de points ;
2. calcul des paramètres de la transformation rigide, T et R (translations et rotations) ;
3. mise à jour de la position et de l'orientation du modèle géométrique de la structure osseuse.

Dans le détail :

1. à partir du modèle géométrique 3D pour le recalage, les silhouettes 3D $m^{3D} = \{m_j^{3D}, j = 0, 1, \dots, M\}$ ont été projetées sur les radiographies antéro-postérieure et médio-latérale. Les silhouettes 2D $m^{2D} = \{m_j^{2D}, j = 0, 1, \dots, M\}$ ainsi obtenues ont été appariées aux segmentations osseuses $t^{2D} = \{t_i^{2D}, i = 0, 1, \dots, N\}$ par recherche du point le plus proche (Figure 3.4) ; la distance Euclidienne a été évaluée entre chaque point des ensembles m^{2D} et t^{2D} . Les points de segmentations sélectionnés à l'issue de l'appariement 2D ont été rétro-projetés $t^{3D} = \{t_i^{3D}, i = 0, 1, \dots, N\}$ et un appariement 3D réalisé entre les segmentations rétro-projetées t^{3D} et les silhouettes 3D du modèle osseux m^{3D} . Ce dernier appariement avait pour but d'associer les régions similaires des segmentations et du modèle géométrique de la structure osseuse.

2. T et R ont été calculés pour minimiser l'erreur quadratique

$$E = \sum_{i=1}^N w_i \|t_i^{3D} - (Rm_i^{3D} + T)\|^2 \quad (3.1)$$

où t^{3D} sont les points cibles, en d'autres termes, les points de segmentation rétro-projetés dans l'espace 3D et m^{3D} les points des silhouettes 3D du modèle osseux, appariés avec t^{3D} . Comme modification à l'algorithme original, nous avons introduit dans ces travaux le poids w_i , variant entre 0 et 1 pour pondérer l'influence des paires (t_i^{3D}, m_i^{3D}) dans le calcul des paramètres de la transformation rigide (déplacements T et rotations R). T et R ont été calculé par décomposition en valeurs propres même s'il est vrai que d'autres solutions existent (quaternion, matrices orthonormales).

3. la transformation rigide calculée a été appliquée au modèle géométrique 3D (le péroné est mis à jour avec la transformation rigide calculée pour le tibia) et les étapes 1, 2 et 3 répétées itérativement jusqu'à convergence de l'algorithme.

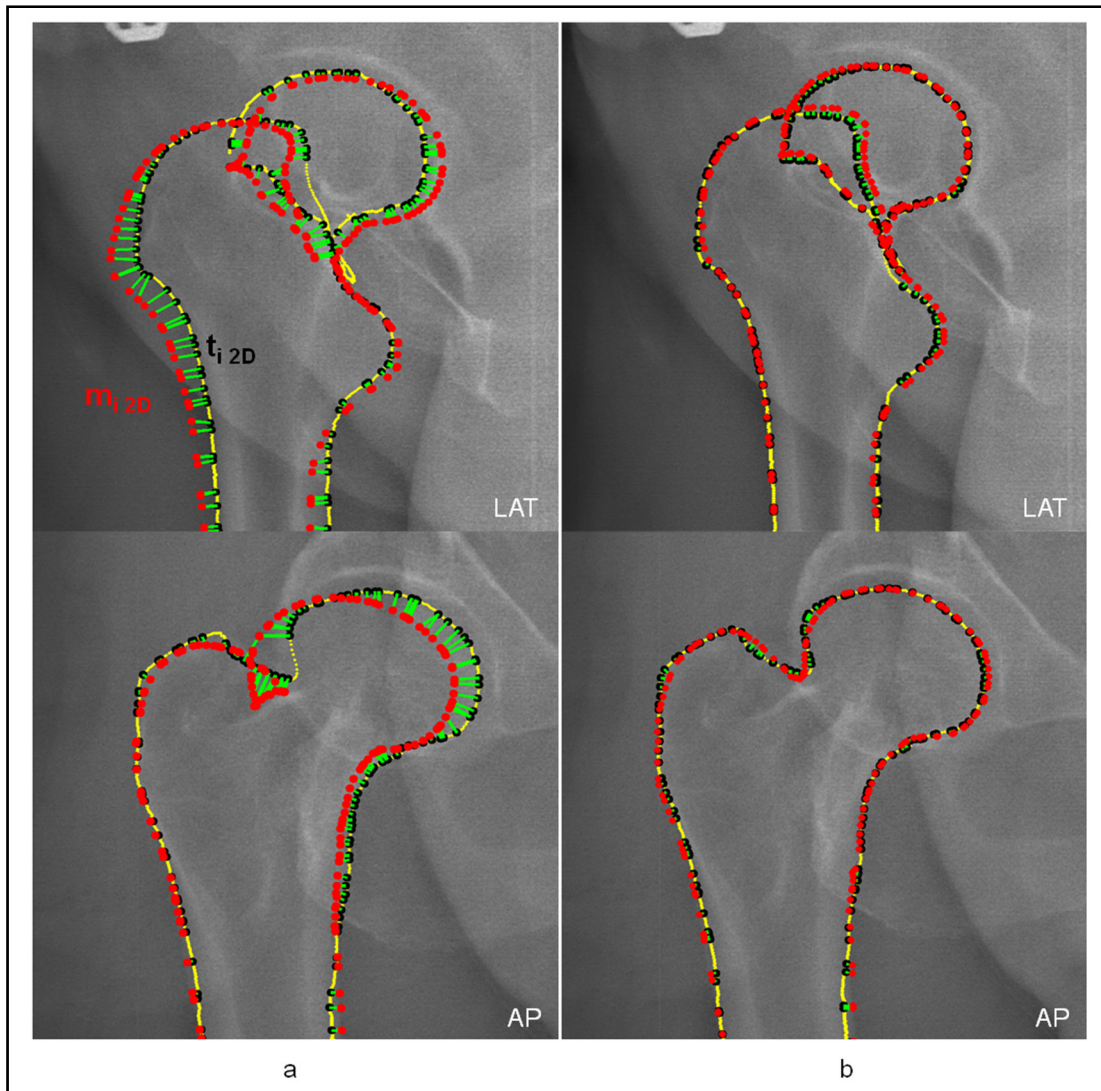


Figure 3.4 Appariement 2D pour le recalage (tête fémorale dans cet exemple).

À chaque itération, les points de segmentations antéro-postérieure (AP) et médio-latérale (LAT) t^{2D} sont appariés avec les points des silhouettes 2D m^{2D} afin de conserver les points de segmentations appariés seulement. Ceux-ci sont ensuite rétro-projetés dans l'espace 3D a- t^{2D} les points de segmentation et m^{2D} les points des silhouettes 2D à la première itération, b- à la dernière itération

La modification apportée à l'algorithme original permet de tenir compte des géométries particulières des structures à recaler. En, effet, le fémur et le tibia sont des os longs avec une importante portion cylindrique : la diaphyse. De façon à favoriser le calcul des rotations autour de l'axe proximo-distal lors de l'estimation de la transformation rigide, nous avons permis une plus grande influence des extrémités des modèles géométriques des structures osseuses que de

leurs diaphyses. Ceci a été mis en pratique à l'aide d'un recalage pondéré et de poids graduels w_i (équation 1). Un poids de 1 a été assigné aux portions distale et proximale des modèles géométriques des structures osseuses alors que celui des diaphyses diminuait graduellement. À chaque fois que la fonction de coûts convergait (atteignait un plateau), le poids assigné aux diaphyses était réduit : 0.8, 0.6, 0.4 et finalement 0.1, jusqu'à la dernière convergence. Par cette pondération graduelle, il a été possible de calculer les paramètres de la transformation rigide en mettant l'emphasis sur le calcul des translations dans un premier temps, puis sur le calcul des rotations dans les plans AP et LAT et enfin des rotations autour de l'axe proximo-distal (rotations axiales). En pondérant l'influence de la diaphyse, les translations sont d'abord estimées (poids les plus importants), puis les rotations dans le plan (poids de "important" à "intermédiaire", la diaphyse étant un acteur essentiel dans cette tâche) et enfin les rotations axiales (poids les plus faibles : ce sont les extrémités qui ont la plus grande influence). En parallèle, nous avons introduit l'utilisation du péroné dans cette problématique de recalage car la forme particulièrement cylindrique du tibia ne permettait pas l'estimation des rotations axiales avec une assez grande précision. Ainsi, le recalage du tibia était en réalité celui du tibia et de la diaphyse du péroné ; la pondération graduelle a été appliquée à la diaphyse des deux os.

En addition à l'utilisation de la fonction de coûts comme indication de la convergence du recalage, un critère de distance a été considéré. Au cours de l'étape de segmentation, les ostéophytes présents sur la surface articulaire ont été délimités, alors qu'ils ne peuvent être représentés sur les modèles géométriques des structures osseuses. En conséquence, pour éviter que ces régions segmentées ne génèrent des *outliers* dans le calcul de la transformation rigide, une distance maximum ε de 5mm a été fixée entre chaque t_i et son $(Rm_i^{3D} + T)$ apparié.

Avec l'ICP dotée des adaptations décrites plus haut, nous avons pu recaler les modèles géométriques des structures osseuses sur les radiographies biplan EOS® à chaque angle de flexion.

3.2.5 Calcul de la pseudo-cinématique 3D

Les systèmes d'axes définis par Schlatterer et Südhoff (Schlatterer et al., 2009; Südhoff, 2007) ont été utilisés pour le calcul de la pseudo-cinématique 3D et pour ceci, des références anatomiques ont été localisées automatiquement sur les modèles géométriques des structures osseuses (Figure 3.5). Pour le fémur : l'axe médio-latéral (ML) passe par les sphères ajustées sur les condyles postérieurs et l'axe proximo-distal (PD) par le centre de la tête fémorale et l'origine (le point milieu du segment passant par les centres des sphères ajustées sur les condyles postérieurs). Pour le tibia : l'axe passant par les deux points les plus postérieurs du plateau tibial a été considéré et l'axe ML défini comme parallèle à cet axe et passant par l'origine et l'axe PD comme passant par l'origine et le point milieu des malléoles. Pour les deux os, l'axe antéro-postérieur (AP) a été fixé comme le produit vectoriel des axes PD et ML. Ainsi, la pseudo-cinématique fémoro-tibiale a été calculée comme la position et l'orientation du système d'axes tibial relativement à celles du système d'axes fémoral, d'un angle de flexion au suivant. À chaque angle de flexion, cette relation entre les deux os a été décrite en termes d'abduction/adduction (AA), rotation interne/externe (RIE) et déplacements AP, ML, PD. En ce qui concerne la décomposition de la matrice de rotations, la flexion/extension (FE) a été extraite en premier lieu, suivie de l'AA et de la RIE.

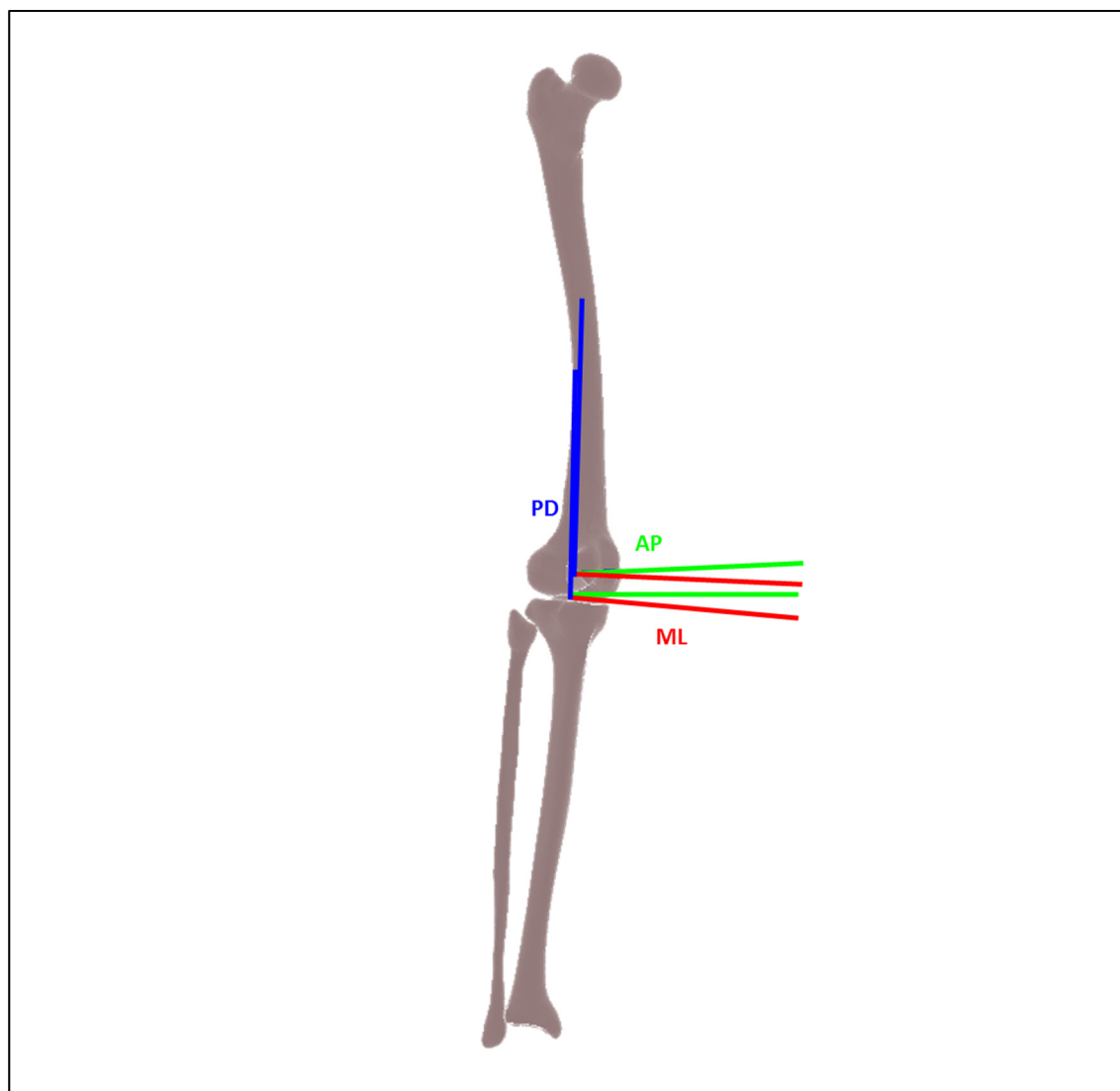


Figure 3.5 Systèmes d'axes fémoral et tibial. Les directions médio-latérales (ML), proximo-distale (PD) et antéro-postérieure (AP) sont indiquées

3.3 Conditions expérimentales

3.3.1 Description de la cohorte

La cohorte étudiée pour cette expérience était composée de trois sujets asymptomatiques (AS), un homme, deux femmes, et de cinq patients gonarthrosiques, un homme, 4 femmes. Tous se sont soumis à une évaluation radiographique et un chirurgien orthopédique a gradé la sévérité

de l'arthrose à l'aide de la classification de Kellgren-Lawrence (Kellgren & Lawrence, 1957). Les cinq patients gonarthrosiques ont été diagnostiqués arthrosiques sévères/grade Kellgren-Lawrence 4. Les caractéristiques démographiques de l'ensemble de sujets de l'étude sont présentées dans le Tableau 3.1.

Tableau 3.1 Caractéristiques démographiques de la cohorte

Intervalle des âges (années)	Âge moyen (années)	Taille (cm)	Poids (kg)
38 à 60	55.9 ± 8.1	162.6 ± 4.9	77.4 ± 13.5

3.3.2 Validation de la méthode

La répétabilité intra-utilisateur a été évaluée en calculant la pseudo-cinématique 3D de cinq positions de flexion pour les huit sujets présentés, trois fois. Chaque fois et pour chaque angle de flexion, position et orientation des modèles géométriques du fémur et tibia/péroné ont été fixées aléatoirement par l'utilisateur (comme décrit à la section 3.2.3) puis les pseudo-cinématiques 3D extraites. Pour chaque sujet, nous avons pu calculer la valeur moyenne et l'écart-type des trois essais de chacun des paramètres pseudo-cinématiques. Pour l'ensemble de sujets, nous avons finalement retenu la moyenne et l'écart-type des écarts-types comme mesure de la répétabilité intra-utilisateur. Mentionnons que pour chaque sujet, l'intervalle de temps entre deux essais variait de quelques heures à cinq jours.

La répétabilité inter-utilisateur a aussi été établie pour les mêmes huit sujets, pour chacun des paramètres pseudo-cinématiques. Deux utilisateurs ont calculé la pseudo-cinématique 3D pour chacun des sujets. Ainsi, pour chaque sujet, nous avons calculé la valeur moyenne et l'écart type des deux mesures de chacun des paramètres pseudo-cinématiques. Pour l'ensemble des sujets, la moyenne et l'écart-type des écarts types ont été calculés comme mesure la répétabilité inter-utilisateur.

La sensibilité de la méthode aux modèles géométriques des structures osseuses a aussi été évaluée. Toujours pour les mêmes sujets, deux utilisateurs ont fait les reconstructions 3D du fémur, du tibia et du péroné (comme décrit à la section 3.2.2). Chacun des utilisateurs a par la suite fixé aléatoirement la position et l'orientation du fémur et du tibia/péroné pour chaque angle de flexion (section 3.2.3) et les pseudo-cinématiques 3D ont été extraites. Comme pour la répétabilité inter-utilisateur, pour chaque sujet, nous avons calculé la valeur moyenne et l'écart type des deux mesures de chacun des paramètres pseudo-cinématique. Pour l'ensemble des sujets, la moyenne et l'écart-type des écarts types ont été calculés comme mesure la sensibilité de la méthode aux modèles géométriques des structures osseuses.

Pour finir, afin d'évaluer la précision théorique de la méthode proposée, nous avons virtuellement positionné les modèles géométriques 3D du fémur et du tibia/péroné dans cinq positions connues pour établir une pseudo-cinématique de référence. Précisons ici que pour chacun des modèles géométriques 3D EOS®, l'os cortical est représenté par une épaisseur moyenne de 1mm. À partir des modèles géométriques des structures osseuses positionnés ainsi, une séquence de radiographies orthogonales de synthèses a été générée (*digitally reconstructed radiographs*, DRR). Les contours osseux ont ensuite été segmentés sur toutes les DRR et les modèles géométriques 3D recalées à chaque angle de flexion dans le but d'obtenir une pseudo-cinématique calculée. Cette dernière a été comparée à la pseudo-cinématique de référence : la précision de la méthode a enfin été mesurée comme la différence absolue de la pseudo-cinématique de référence et de la pseudo-cinématique calculée.

Pour compléter l'estimation de la répétabilité par les mesures de moyennes et écart-types avec d'autres couramment utilisées dans la littérature pour évaluer la répétabilité, nous avons calculé chaque paramètres pseudo-cinématique les coefficients de corrélation intra-classes (*intra-class correlation coefficients*, ICC) avec les erreurs de mesure standard associées (*standard error of measurement*, SEM).

Le traitement de données et l'analyse statistique (moyennes et écarts-types) ont été réalisés avec Matlab (Mathworks, USA), et SPSS (SPSS Inc., USA) a été utilisé pour les calculs d'ICC et de SEM.

3.3 Résultats

Trente minutes ont été nécessaires pour l'acquisition de toutes les radiographies biplan et environ une heure pour l'ensemble du calcul de recalage d'un sujet - cinq positions et par sujet. La reproductibilité de la méthode en termes d'ICC et SEM est présentée dans le Tableau 3.2. De plus, l'erreur moyenne de mesure de chaque paramètre pseudo-cinématique est détaillée dans le Tableau 3.3 pour la répétabilité intra-utilisateur, inter-utilisateur et la sensibilité de la méthode aux modèles géométriques des structures osseuses ; les tableaux Tableau A-I-1 à Tableau A-I-6 de l'ANNEXE I, page 145 présentent les variations des mesures de pseudo-cinématiques obtenues pour chacun des huit sujets analysés dans l'étude de variation (en vert : variation inférieure à 1° ou 1mm, en jaune : autour de 1° ou 1mm, en pourpre : autour de 2° ou 2mm, en pourpre et texte en gras : supérieure à 2° ou 2mm). La Figure 3.9 illustre un exemple de recalages après l'initialisation de deux utilisateurs.

Tableau 3.2 Reproductibilité de la méthode de recalage 2D/3D intrinsèque en termes d'ICC et de SEM

		Rotations			Translations		
		FE	AA	RIE	ML	AP	PD
Inter-utilisateur	ICC	1.00	0.98	0.99	0.96	0.99	0.99
	SEM	0.0	1.7	2.7	1.7	1.4	1.0
Intra-utilisateur	ICC	1.00	0.97	0.98	0.93	0.99	0.99
	SEM	0	1.5	2.4	1.4	1.0	0.7
Sensibilité aux modèles géométriques des structures osseuses	ICC	1.00	0.94	0.94	0.36	0.92	0.87
	SEM	0.0	2.0	4.7	3.4	2.7	2.2

* Précisions

Les SEM sont exprimés en degrés pour les mesures de rotations, en millimètres pour les mesures de translation

Tableau 3.3 Reproductibilité de la méthode de recalage 2D/3D intrinsèque en termes de moyenne et écart-type

	Rotations (°)			Translations (mm)		
	FE	AA	RIE	ML	AP	PD
Inter-utilisateur	0.1 (0.1)	0.6 (0.5)	0.9 (0.8)	0.6 (0.5)	0.4 (0.4)	0.3 (0.3)
Intra-utilisateur	0.1 (0.1)	0.4 (0.4)	0.7 (0.5)	0.5 (0.4)	0.4 (0.2)	0.2 (0.2)
Sensibilité aux modèles géométriques des structures osseuses	0.4 (0.3)	1.0 (0.9)	2.7 (2.1)	1.9 (1.5)	2.1 (1.8)	1.0 (0.9)

Comme ces deux tableaux le démontrent, des six paramètres pseudo-cinématiques, c'est la FE qui est calculée avec la meilleure répétabilité. En moyenne, l'erreur de mesure associée à la variabilité intra et inter-utilisateur est inférieure à 0.4mm et 0.5° et celle due à la sensibilité de la méthode aux modèles géométriques des structures osseuses inférieure à 1.7mm et 1.4°.

En moyenne, la précision théorique de la méthode développée a été estimée à 0.3mm (RMS 0.2mm, max 0.7mm) pour le calcul des translations et 0.3° (RMS 0.3°, max 0.9°) pour le calcul des rotations. Les différences absolues à chaque position entre la pseudo-cinématique de référence et la pseudo-cinématique calculée sont regroupées dans le tableau 3.4.

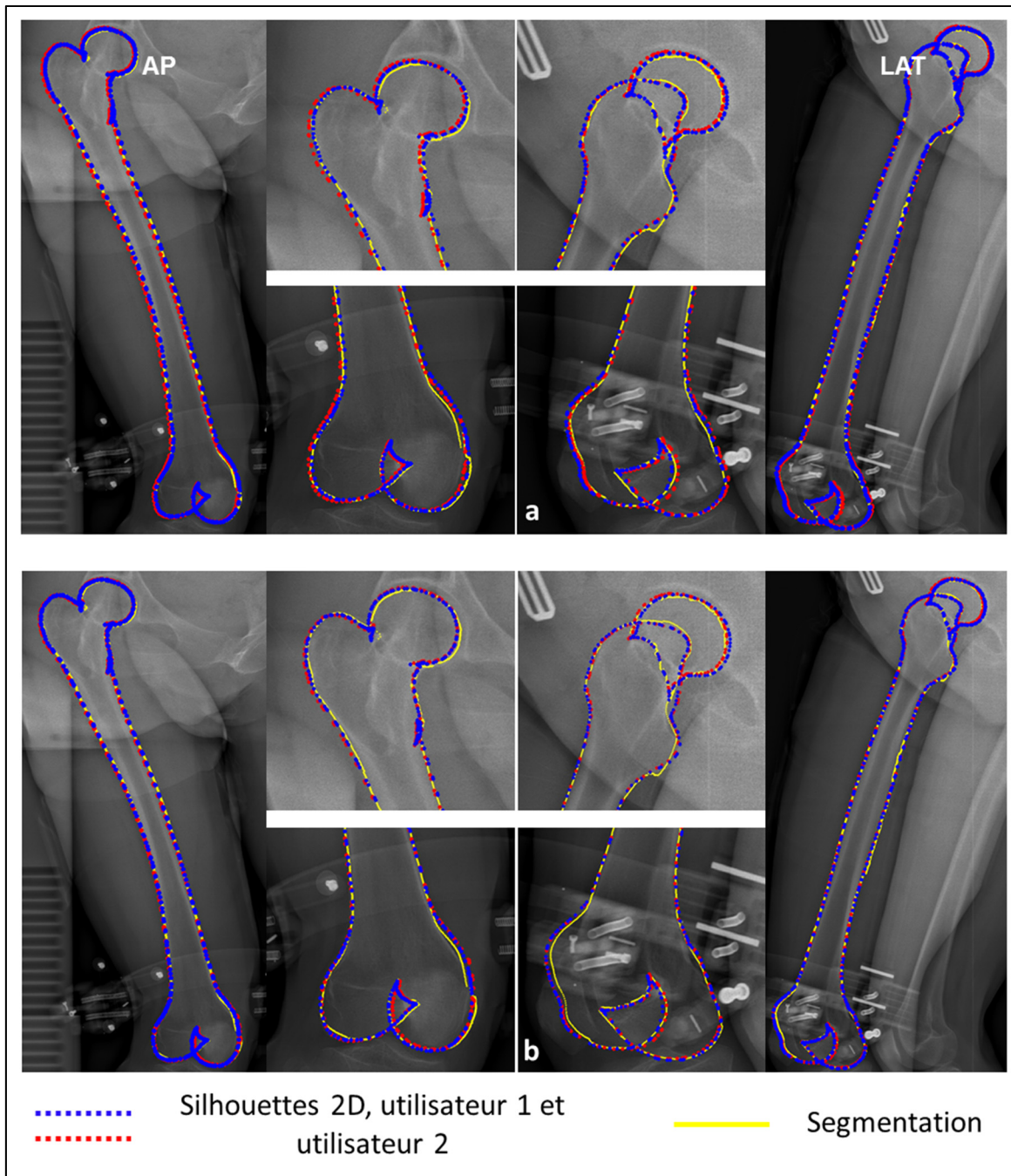


Figure 3.6 Exemple de recalage du fémur à partir des initialisations de deux utilisateurs
 a- initialisations des silhouettes 2D réalisées par un utilisateur 1 et un utilisateur 2. Les images de la section du milieu sont des agrandissements des portions distale et proximale du fémur, b- silhouettes 2D à l'issue du recalage

Tableau 3.4 Précision du calcul de la pseudo-cinématique 3D, comparaison à une pseudo-cinématique de référence

	Position 1			Position 2			Position 3			Position 4			Position 5		
	FE	AA	RIE	FE	AA	RIE	FE	AA	RIE	FE	AA	RIE	FE	AA	RIE
Simulation	2.9	7.1	8.4	32.1	8.7	2.4	34.7	9.5	6.3	47.8	12.2	1.3	62.6	6.9	-2.2
Calcul	2.6	7.6	9.3	31.8	9	2.9	34.9	9.5	6.3	48	12.6	1.2	62.6	7.2	-1.2
Différence	0.3	0.5	0.9	0.3	0.3	0.5	0.2	0	0	0.2	0.4	0.1	0	0.3	1
	ML	AP	PD	ML	AP	PD	ML	AP	PD	ML	AP	PD	ML	AP	PD
Simulation	-5.4	25.1	-10	-2.3	22.4	0.5	-1.8	20.8	1.6	-0.9	17.7	2.2	-1	9.6	4.6
Calcul	-5.7	24.5	-10.2	-3	22.2	0.5	-1.3	20.6	1.7	-1.4	18.1	2.2	-1.7	9.7	4.5
Différence	0.3	0.6	0.2	0.7	0.2	0	0.5	0.2	0.1	0.5	0.4	0	0.7	0.1	0.1

* Abréviations et précisions

FE : flexion-extension. AA: adduction-abduction. RIE : rotation interne-externe. Ces valeurs sont en degrés. ML : médio-latéral AP : antéro-postérieur. PD: proximo-distal. Ces valeurs sont en millimètres.

3.4 Discussion et conclusion intermédiaire

Dans cette étude, la pseudo-cinématique a été mesurée pour huit sujets, à partir de radiographies basse-dose biplan, pour des accroupissements pseudo-dynamiques. Ces images ont été obtenues pour les sujets en condition de charge, les genoux sollicités dans une activité fonctionnelle de la vie quotidienne, alors que les forces musculaires et moments générés s'appliquaient (Hsieh & Walker, 1976). Avec la grande prévalence de l'arthrose du genou, il y a un intérêt certain à étudier l'articulation dans de telles activités et à comprendre la dysfonction mécanique qu'elle peut présenter. De plus, le protocole détaillé dans cette partie proposait l'observation de cinq positions de flexion du genou. Ainsi, il a été possible d'extraire la cinématique de la flexion pseudo-dynamique sans l'imprécision des techniques d'imagerie dynamique ou des méthodes utilisant des marqueurs optiques.

La méthode présentée pour évaluer les pseudo-cinématiques était basée sur un algorithme de recalage 2D/3D intrinsèque. Sans l'ajout d'aucun marqueur pour l'acquisition des images radiographiques et le calcul pseudo-cinématique:

- la reproductibilité de la méthode a été estimée inférieure à 0.4mm et 0.5° en moyenne et en particulier inférieure à 0.9° pour l'estimation de la rotation tibiale interne/externe (RIE)
- la précision théorique à 0.3mm et 0.3° en moyenne et en particulier inférieure à 0.5° pour l'estimation de la RIE
- la sensibilité aux modèles géométriques des structures osseuses à 1.7mm et 1.4°.

La complexité du calcul de la rotation autour de l'axe proximo-distal lors du recalage du fémur et du tibia - problématique due à la forme cylindrique de ces os longs - est bien connue. Pourtant, en introduisant un recalage pondéré et graduel et en utilisant le péroné pour le traitement du tibia, cet obstacle a pu être contourné. La méthode nécessitait simplement la régionalisation des modèles géométriques des structures osseuses, afin de spécifier quels points constituaient la diaphyse et seraient affectés par la pondération graduelle.

Les résultats de validation de notre méthode utilisant EOS® seul sont comparables à ceux obtenus dans des travaux publiés ces dix dernières années, en combinant plusieurs modalités d'imagerie et basés sur la détection de contours osseux sans ajout de marqueur. Li (Li et al., 2008) reporte une précision inférieure à 0.2mm et 0.9° sur spécimen cadavérique, en combinant fluoroscopie biplan et CT-scan. Dans les mêmes conditions techniques, Anderst (Anderst et al., 2009) a estimé une reproductibilité inférieure à 0.7mm et 1.3° lors d'une activité de course et une précision de mesure de 0.7mm et 0.9° en moyenne. En réduisant les doses de radiations ionisantes par couplage d'IRM/CT-scan à de la fluoroscopie mono-plan, Moro-Oka et Hamai (Hamai et al., 2009; Moro-oka et al., 2007, 2008) atteignent dans le meilleur des cas une précision de mesure de 0.5mm dans le plan d'acquisition, 1.6mm pour la direction orthogonale au plan d'acquisition et 0.5° pour le calcul de toutes les rotations. La précision souffre cependant de la perte de cette dimension et est inférieure à 1.4mm et 1.6° dans le plan, 2.3mm en déplacements ML et 2.3° en adduction/abduction. Il en va de même pour la précision mesurée par Tsai (Tsai, Lu, Chen, Kuo, & Hsu, 2010) : inférieure à 0.8mm dans le plan d'acquisition, 3mm pour la direction orthogonale au plan d'acquisition et 1.1° pour le calcul de toutes les rotations.

À l'aide de *statistical shape models* et de la fluoroscopie, Baka (Baka et al., 2014) obtient une précision de mesure médiane sous millimétrique ($<0.8\text{mm}$) et autour du degré alors que Li (Li et al., 2014) reporte une erreur de mesure maximale de 2.4mm et 3.3° (RMS). Les auteurs de ces deux méthodes soulignent d'une part la difficulté à calculer la rotation axiale, ce qui bruite potentiellement les mesures fonctionnelles réalisées au genou. D'autre part, l'impossibilité d'étudier les genoux arthrosiques par ce biais entrave la recherche de marqueurs biomécaniques liés à la gonarthrose. Avec la solution proposée dans ce chapitre, les pseudo-cinématiques 3D de sujets asymptomatiques aussi bien que gonarthrosiques ont pu être calculées de façon concluante. En ce qui concerne la sensibilité de la méthode aux modèles géométriques des structures osseuses, la comparaison à la littérature est succincte. À notre connaissance, seul Fellows et al. (2005) ont évalué l'impact de ce paramètre sur le calcul de la cinématique 3D et l'erreur de mesure a alors été estimée inférieure à 0.3mm et 1.4° ⁴. En somme, nous proposons un outil de mesure cinématique 3D répétable et précis qui se compare à plusieurs qui demandent l'accès à plusieurs modalités irradiantes et ne permettent pas toujours l'étude de genoux arthrosiques.

Quelques limites peuvent être soulignées dans le travail présenté dans ce chapitre :

1. la qualité requise des radiographies,
2. la caractéristique semi-automatique de l'outil proposé,
3. l'estimation de la précision théorique de mesure de la méthode.

⁴ Azmy et al. ont évalué, l'incertitude de mesure induite par des modèles géométriques des structures osseuses par différents utilisateurs, mais pour le fémur et pour le tibia indépendamment (pas la pseudo-cinématique fémoro-tibiale) et pour la position initiale en extension totale seulement. Nos résultats sont comparés dans l'ANNEXE II, page 149.

1. La qualité requise des radiographies : la méthode a été développée pour obtenir les mesures cinématiques à partir de radiographies sur lesquelles tous les os sont visibles entièrement. Hors de ces conditions optimales, la segmentation des os tronqués cause des appariements biaisés avec les points du modèle. Les distances entre les t_i et leurs $(Rm_i^{3D} + T)$ appariés sont supérieures à la valeur ϵ fixée dans le critère de distance de l'algorithme (chapitre 3.2.4) et il est impossible d'atteindre une convergence ⁵.
2. La caractéristique semi-automatique de l'outil proposé : malgré les résultats de validation, la méthode reste semi-automatique et peut être coûteuse en temps.
 - 1) Segmentation : puisque la méthode est basée sur le recalage des modèles géométriques des structures osseuses sur les segmentations des contours osseux, la précision de ces segmentations (qui dépend de l'initialisation des modèles géométriques des structures osseuses à partir desquelles sont générées les formes *a priori* 2D, pour l'extraction des contours osseux) est cruciale. Pour la sélection de la forme *a priori* 2D, un soin particulier été accordé au niveau de la tête fémorale pour éviter la segmentation du cotyle par erreur. De la même façon, la sélection de formes *a priori* 2D pour le tibia et le péroné a été méticuleuse puisqu'il arrive que les deux structures se superposent. Ces initialisations peuvent se révéler complexes et ont dû être réalisées avec précaution. Avant que la méthode ne soit adoptée en routine clinique, la méthodologie de cette section devrait être améliorée pour réduire les temps de traitement.

⁵ Une version robuste de l'algorithme a été développée par la suite pour rendre le calcul de pseudo-cinématique possible lorsque, malgré l'attention portée pendant l'acquisition, des radiographies tronquées ont été obtenues (ANNEXE III, page 159).

- 2) Recalage : parce que nous utilisons une méthode de recalage basée sur l'ICP, l'initialisation des modèles géométriques des structures osseuses a été incontournable. Il est bien connu que l'algorithme ICP peut converger vers un minimum local (Besl & McKay, 1992) et l'initialisation manuelle des modèles géométriques des structures osseuses permet d'orienter la convergence vers la vraie solution recherchée. Cette étape ne demandait qu'une minute environ et une dizaine de clics de souris.
3. L'estimation de la précision théorique de mesure de la méthode : la précision estimée dans cette étude l'a été à partir de données radiographiques du membre inférieur simulées simplifiées, dans la mesure où les tissus mous avoisinants sont absents. Ainsi, on ne peut considérer cette précision que *théorique*. Soulignons tout de même que les fémur et tibia/péroné sélectionnés pour l'expérience sont ceux d'un patient gonarthrosique de grade Kellgren-Lawrence 4. Ce choix a été fait dans l'optique de mesurer la précision de la méthode dans des conditions les moins idéales possibles (à savoir des géométries osseuses pathologiques, non régulières à l'endroit des surfaces de contact). Ainsi, nous supposons que la précision atteinte par ce biais représente le pire des cas et qu'elle peut être plus élevée dans le cas d'un sujet sain. Afin d'avoir une idée de la précision *réelle*, il faudrait comparer la pseudo-cinématique calculée par notre méthode à celle obtenue par recalage extrinsèque (avec des billes de tantale implanter dans l'articulation par exemple). Malgré tout, la précision *théorique* est certainement représentative de la précision réelle, puisque les données qui ont été simulées sont très similaires à celles obtenues sur patient réel puisque générées à l'aide d'une réplique exacte des faisceaux de rayons X du système EOS®.

En conclusion, grâce à l'étude réalisée, une méthode a été produite pour le calcul de la pseudo-cinématique 3D du genou, à partir de radiographies biplan d'accroupissements pseudo-dynamiques et de géométries osseuses personnalisées. La répétabilité, la sensibilité aux modèles géométriques des structures osseuses et la précision ont été estimées inférieures à 1.7mm et 1.4° sans ajout de marqueurs dans la scène radiographique et à l'aide d'une unique

modalité d'imagerie basse dose. Grâce à cette méthode, l'analyse pseudo-cinématique de sujets asymptomatiques est réalisable, tout autant que celle de patients arthrosiques en phase pré-opératoire. Au-delà des considérations techniques, l'information pseudo-cinématique été pensée pour fournir aux cliniciens orthopédistes une mesure quantitative et objective de la fonction du genou, pour ajuster le grade radiologique de la gonarthrose.

⁶ À titre de comparaison, mentionnons les travaux de Langlois et collaborateurs qui ont évalué la répétabilité inter-utilisateur du calcul de la pseudo-cinématique 3D du genou à partir de recalages manuels (Langlois et al., 2015). Dans des conditions très similaires (accroupissement pseudo-dynamique - quatre positions de flexion, imagé par radiographie biplan EOS®), l'erreur de mesure a été estimée à 3.6mm et 5.5° au maximum. La méthode basée sur un recalage quasi-automatique validée dans ce chapitre permet donc d'améliorer la répétabilité de mesure de façon non négligeable.

CHAPITRE 4

CONTRIBUTION PERSONNELLE : INTRODUCTION AUX GRADES KELLGREN-LAWRENCE COMPOSITES

4.1 Mise en contexte et introduction

Dans le CHAPITRE 3, nous avons développé et validé un outil de mesure de la pseudo-cinématique 3D du genou. À partir d'une séquence de radiographies biplan EOS®, il est possible d'évaluer de façon répétable et avec précision les six degrés de liberté de l'articulation au cours d'un accroupissement pseudo-dynamique en charge. Cet outil a été créé dans le but d'isoler les patrons fonctionnels existant au sein d'une population composée de sujets asymptomatiques et de patients gonarthrosiques. Dans le premier volet clinique de cette thèse, l'objectif spécifique était d'évaluer la corrélation entre le grade radiologique de la gonarthrose nourri d'une mesure fonctionnelle réalisée au cours d'un accroupissement pseudo-dynamique et le score fonctionnel qualitatif obtenu par questionnaire.

4.2 Matériel et méthode

4.2.1 Sujets

28 sujets ont participé à cette étude. Il s'agissait de patients suivis pour une arthrose sévère du genou au CHUM (patients des docteurs Lavoie et Sabouret, chirurgiens orthopédistes), de patients suivis pour une arthrose du genou de sévère à légère à la clinique du genou de Laval et d'autres sujets asymptomatiques recrutés à travers Montréal. Les radiographies de face de leurs genoux ont été évaluées selon l'échelle Kellgren-Lawrence et la sévérité de l'arthrose a été gradée par un chirurgien orthopédiste ou un radiologue. Par ailleurs, chaque participant a eu à remplir un questionnaire *Knee Osteoarthritis Outcome Score* (KOOS) ; toutes les catégories (douleurs, symptômes, activités de la vie quotidienne (*activities of daily living function*, ADL), sport, qualité de vie impactée par l'état du genou) ont été renseignées. Seule la section ADL (notée KOOS_{ADL} par la suite) a été utilisée pour mesurer la qualitativement la fonction du

genou dans cette étude. Dans la littérature, cette mesure est équivalente au score fonctionnel obtenu avec le *Western Ontario and McMaster universities arthritis index* (WOMAC) (Roos & Toksvig-Larsen 2003). Le protocole d'acquisition des images radiographiques été dessiné dans le respect des déclarations d'Helsinki et a été approuvé par les comités d'éthique de nos institutions. Tous les sujets ont fourni leur consentement écrit à participer à cette étude.

4.2.2 Analyse par regroupement : similarités d'alignement du genou dans le plan frontal

Le protocole d'acquisition décrit au chapitre précédent a été utilisé ici : pour chaque sujet, le membre inférieur d'intérêt a été imagé dans cinq positions de flexion à l'aide du support proprioceptif (0°, 15°, 30°, 45° et 70°). Ensuite, la méthode de calcul validée au CHAPITRE 3 a permis de calculer l'alignement du genou dans le plan frontal ⁷ : 140 éléments ont été obtenus, chacun d'entre eux représentant un angle d'adduction ou d'abduction pour un angle de flexion spécifique.

⁷ Les six degrés de liberté du genou au cours de l'accroupissement pseudo-dynamique ont été calculés en réalité et une analyse par regroupement réalisée pour chacun. Seuls les résultats obtenus pour les valeurs angulaires dans le plan frontal ont permis de tirer une conclusion. Voilà pourquoi les autres analyses ne sont pas présentées dans ce chapitre.

Dans cet ensemble de données, nous avons cherché par analyse de regroupement à réunir des sujets similaires en adduction (ADD) ou en abduction (ABD). Dans les détails, une analyse de regroupement - basée sur un algorithme statistique - est habituellement utilisée pour rassembler dans des groupes des éléments similaires, à partir d'une ou plusieurs variables de regroupement. L'algorithme K-means choisi pour cette analyse initialise aléatoirement les positions d'un nombre K de centres (qui sont, à convergence, les points moyens de chaque groupe composé). Le but de l'algorithme est de minimiser la distance entre les éléments de l'ensemble de données et les centres. Ainsi, itérativement, la position des centres est mise à jour jusqu'à satisfaire au mieux cette condition (Arthur & Vassilvitskii, 2007; Macqueen, 1967).

Afin de déterminer quel nombre K de groupes était le plus adapté, une étude de silhouette a été réalisée. Ce type d'analyse permet de visualiser graphiquement la cohésion entre éléments au sein d'un groupe. Pour chaque élément i , une valeur de silhouette est calculée selon l'Équation 4.1 :

$$S_i = (b_i - a_i) / \max(a_i, b_i) \quad (4.1)$$

avec a_i la distance moyenne entre le élément i et tous les autres éléments au sein de son groupe et b_i la distance moyenne entre i et les éléments du groupe le plus proche (groupe voisin). Une valeur de silhouette S_i proche de 1 indique un point effectivement placé dans le bon groupe, une valeur de -1 indique plutôt que le point devrait être placé dans le groupe voisin. Selon ces termes, pour la représentation graphique d'une silhouette, les valeurs S de chacun des éléments qui composent le groupe sont affichées sous la forme de barres de longueurs variables (proportionnelles aux valeurs S). Une valeur moyenne de silhouette pour l'ensemble du groupe peut aussi être calculée et contribuer à l'interprétation. Pour finalement déterminer un nombre de groupes K adéquat dans notre étude des valeurs d'ADD-ABD, des analyses de regroupement avec K=3, K=4, K=5, K=6, K=8 et K=10 ont été faites. Pour chacun des cas, une étude de silhouette (graphique et valeur S moyenne) a été réalisée. La Figure 4.1 rassemble les silhouettes pour les analyse de regroupement K=4 et K=10 (les autres sont présentées dans

la Figure-A IV-1 à la Figure-A IV-3, ANNEXE IV, page 161) et le Tableau 4.2 regroupe les valeurs de silhouette moyennes de chacune des analyses de regroupement mentionnée plus haut.

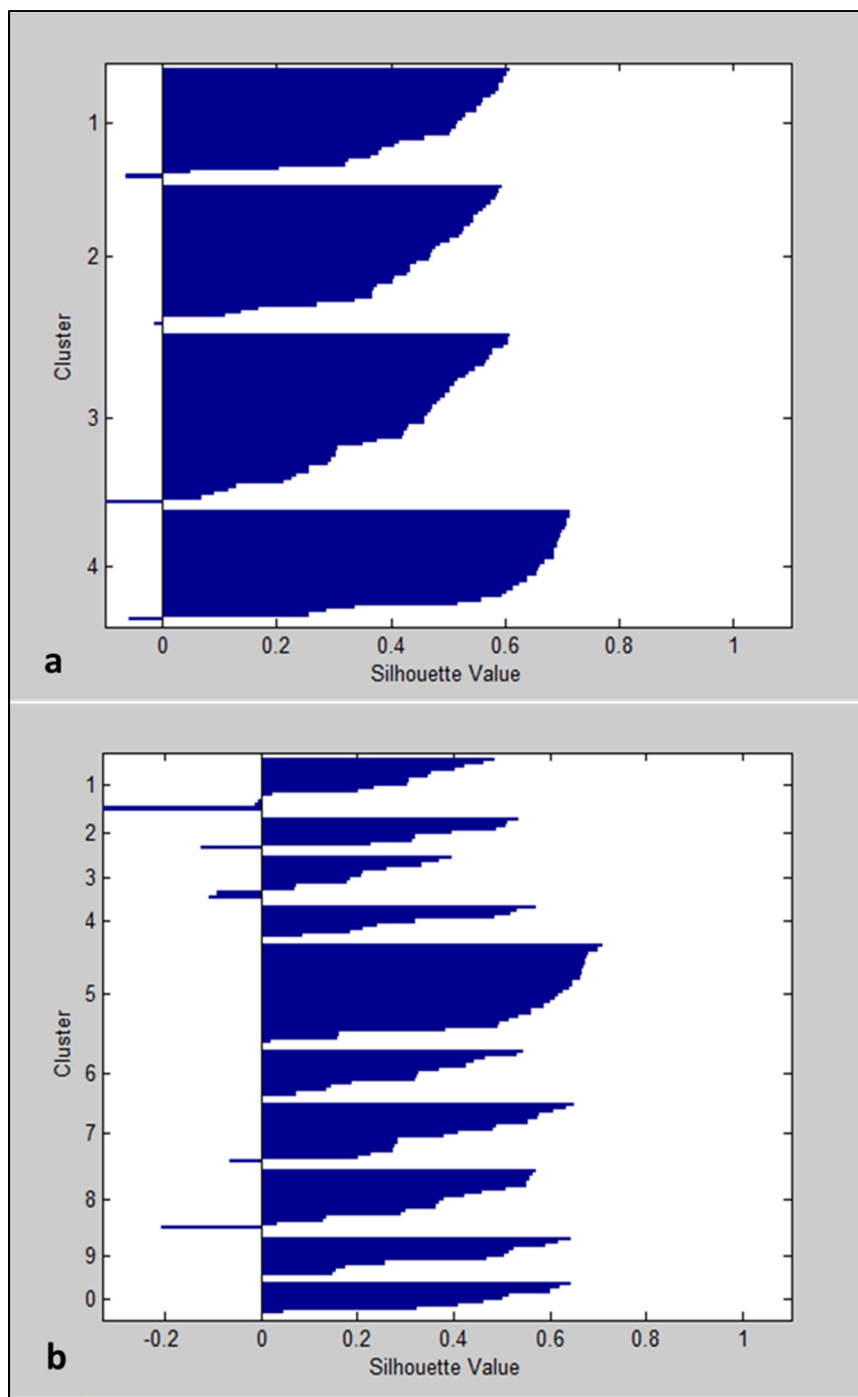


Figure 4.1 Silhouettes des regroupements pour les analyses
a- K=4, b- K=10. Chaque barre représente une valeur S_i

Tableau 4.1 Valeurs de silhouette moyennes
des cinq analyses par regroupement réalisée

Nombre K de groupes	4	5	6	8	10
Valeur moyenne de silhouette	0.46	0.46	0.36	0.31	0.34

Le Tableau 4.1 indique que les groupes les plus fortement constitués - en choisissant de former quatre ou cinq groupes par analyse de regroupement - ne permettent d'atteindre des valeurs de silhouette moyennes que de 0.46 au maximum (rappelons que c'est une valeur de 1 qui indique avec la plus grande certitude que les points sont bien regroupés). La Figure 4.1 ajoute à cela que même dans un des cas les plus idéaux (K=4), certains éléments devraient être assignés à un autre groupe (présence de valeurs de silhouette négatives). De plus, en augmentant le nombre de groupes à formés, il n'y a qu'une faible variation :

- de la valeur de silhouette moyenne,
- du nombre de silhouettes négatives (assignations de groupe erronées),
- des valeurs des silhouettes négatives.

En somme, toutes les analyses révèlent des forces de regroupement relativement équivalentes. Suite à cette analyse et en nous basant sur les choix méthodologiques de cette étude, le choix d'un K=10 a alors été fait. En effet, nous nous attendions voir se former cinq groupes de sujets en ADD, centrés aux alentours de 0, 15, 30, 45 et 70° de flexion, et cinq autres groupes de sujets en ABD centrés autour des mêmes angles. L'analyse de regroupement a finalement été réalisée avec Matlab (Mathworks, USA), avec la flexion-extension et ADD-ABD comme variables de regroupement et nous avons spécifié que dix groupes devaient être formés (K=10).

4.2.3 Analyse statistique : grades KL composites et calculs de corrélation

L'objectif de ce premier volet clinique était de parvenir à évaluer si le grade radiologique de la gonarthrose, nourri de mesures de l'alignement mécanique du genou était plus fortement

corrélé avec le score fonctionnel qualitatif obtenu par questionnaire que le grade KL seul. De ce fait, nous avons calculé la corrélation entre la fonction du genou mesurée par le KOOS_{ADL} et un grade KL composite créé à partir d'une mesure pseudo-cinématique d'ADD-ABD.

En considérant, comme la littérature le suggère, que l'ADD du genou est un facteur de risque pour l'apparition et la progression de l'arthrose (Felson et al., 2013; Moyer et al., 2014; Sharma et al., 2010), il a été possible de définir et de déterminer les grades KL composites (KL_{COMPOSITE}). La décision de la valeur du grade KL_{COMPOSITE} à partir de mesures d'ADD ou ABD aggravant ou améliorant le grade KL originel a été représentée graphiquement sous la forme d'un arbre de décision (Figure 4.2). Au premier nœud (racine de l'arbre), la valeur moyenne des mesures d'ADD/ABD aux cinq positions a été calculée pour identifier l'angulation du genou associée à chaque sujet dans la suite. De plus, c'est l'analyse de regroupement qui a permis d'estimer quelle était la valeur seuil entre « ADD sévère » du genou et « ADD modérée » pour cette cohorte.

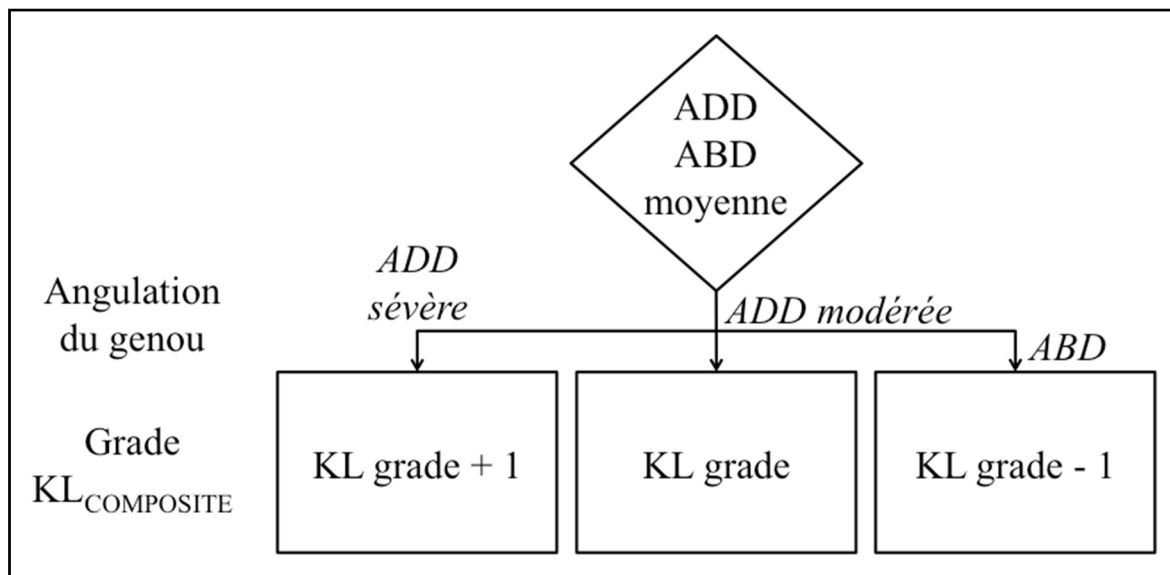


Figure 4.2 Arbre de décision pour la détermination des grades $KL_{COMPOSITE}$. ADD et ABD sont les abréviations respectives d'adduction et abduction, angulations du genou dans le plan frontal

Deux conditions ont aussi été ajoutées à l'arbre de décision afin de conserver les grades $KL_{COMPOSITE}$ entre 0 et 4 :

- un sujet ayant une valeur moyenne en ADD sévère et un grade KL de 4 ne peut avoir qu'un grade $KL_{COMPOSITE}$ de 4,
- un sujet ayant une valeur moyenne en ABD et un grade KL de 0 ne peut avoir qu'un grade $KL_{COMPOSITE}$ de 0.

Nous avons ensuite calculé la corrélation entre les scores $KOOS_{ADL}$ et les grades $KL_{COMPOSITE}$ obtenus comme décrit dans les paragraphes précédents, et celle entre les scores $KOOS_{ADL}$ et les grades KL originels. Les tests de distribution, l'implémentation de l'arbre de décision ainsi que les calculs de corrélation ont été complétés avec le logiciel Matlab (Mathworks, USA).

4.3 Résultats

4.3.1 Description de la cohorte

La cohorte se composait de quatorze sujets asymptomatiques (AS1-AS14, grades KL ≤ 1) et de quatorze patients gonarthrosiques (OA1-OA14, grades KL ≥ 2), répartis comme suit : 7 grade KL 0 ; 7 grade KL 1 ; 2 grade KL 2 ; 12 grade KL 4. Chez les patients gonarthrosiques, une arthrose fémoro-tibiale du compartiment interne a été diagnostiquée, avec pour certains d'entre eux une arthrose fémoro-patellaire. Les âges, tailles et poids pour l'ensemble du groupe sont rapportés dans le tableau 4.2.

Tableau 4.2 Caractéristiques démographiques de la cohorte

	Intervalle des âges (ans)	Âge moyen (ans)	Taille (cm)	Poids (kg)
Sujets asymptomatiques	de 38 à 74	55.5 $\pm$ 8.9	164.5 $\pm$ 10.2	65.0 $\pm$ 17.4
Patients gonarthrosiques	de 52 à 77	62.1 $\pm$ 6.7	163.2 $\pm$ 8.2	74.0 $\pm$ 28.1

4.3.2 Analyse par regroupement

L'analyse de regroupement a séparé les 140 éléments (valeurs d'ADD-ABD pour un angle de flexion donné) de notre ensemble de données en dix groupes, comme le montre la Figure 4.3. Cette même figure affiche l'ensemble de données en question, les groupes formés et les centres de ces groupes. Le Tableau 4.3 renseigne les coordonnées de chaque centre de groupe.

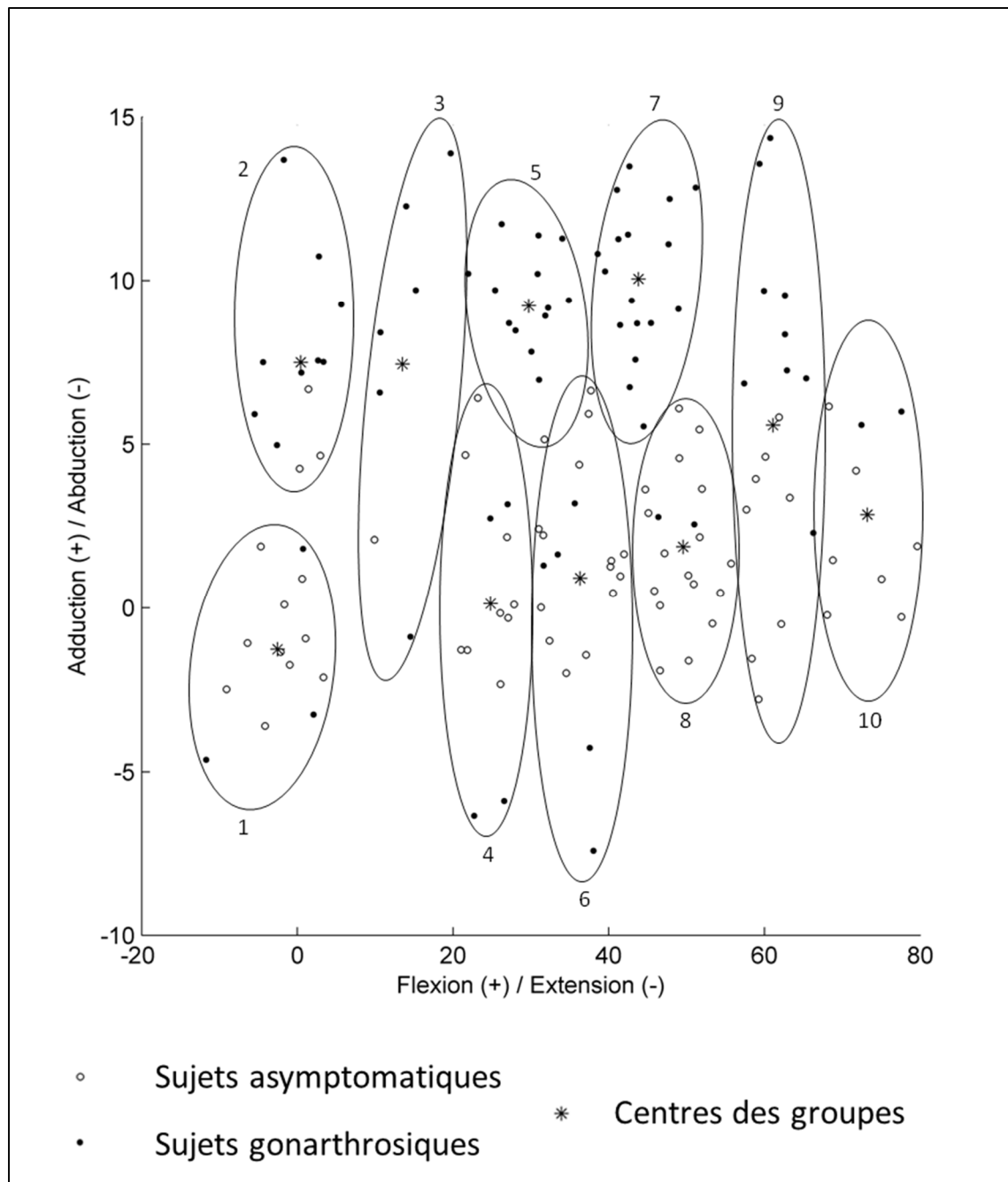


Figure 4.3 Résultat de l'analyse de regroupement. On y voit l'ensemble de données, les angles ADD-ABD pour des angles de flexion donnés.
 Les dix ellipses accompagnées d'un chiffre représentent les dix groupes résultats

Tableau 4.3 Coordonnées des centres de groupes

	Angle de flexion	Angle d'adduction- abduction
Groupe 1	-2,5	-1,3
Groupe 2	0,4	7,5
Groupe 3	13,5	7,4
Groupe 4	24,8	0,1
Groupe 5	29,7	9,2
Groupe 6	36,3	0,9
Groupe 7	43,8	10
Groupe 8	49,5	1,9
Groupe 9	61,1	5,6
Groupe 10	73,2	2,9

En combinant les Figure 4.3 et Tableau 4.3, il est possible d'observer que les groupes 2, 3, 5 et 7 réunissent des éléments associés à des individus en ADD de grande amplitude, et que ces individus sont principalement des patients gonarthrosiques (45 éléments sur les 50 dans ces 4 groupes). Les groupes 1, 4 et 6 rassemblent des individus - principalement des sujets asymptomatiques - présentant des ADD proches de 0 ou des ABD (33 éléments sur les 45 de ces trois groupes, en dessous de 5° d'ADD). De même, les groupes 8 et 10 contenaient en majorité des individus avec un genou en ADD modérée ou ABD, des sujets asymptomatiques (24 éléments sur les 28 de ces deux groupes). Enfin, dans le groupe 9 se trouvaient des individus en ADD de grande amplitude, certains en ADD d'amplitude plus faible et d'autres en ABD. Notons ici que des patients gonarthrosiques se trouvaient principalement en ADD de grande amplitude (8 des 9 présents dans le groupe) alors que les asymptomatiques étaient plutôt en ADD d'amplitude plus faible ou en ABD (7 des 8 présents dans le groupe).

En laissant de côté la constitution des groupes et en se concentrant sur leurs positions relatives, une limite horizontale apparaît à 5° d'ADD. Cette valeur seuil a permis de diviser la cohorte en trois groupes selon l'amplitude de l'adduction du genou : « ADD sévère » (ADD supérieure à 5°), « ADD modérée » (ADD inférieure à 5°) et « ABD ».

4.3.2 Extraction des grades KL composites $KL_{COMPOSITE}$ et calculs de corrélation

Corrélation (KL, $KOOS_{ADL}$)

Le test de Kolmogorov-Smirnov a permis de conclure que les distributions KL et $KOOS_{ADL}$ ne suivaient pas une loi normale ; le test de Spearman a donc été utilisé pour établir la corrélation entre les deux paramètres. Ainsi donc, un coefficient de corrélation de -0.71, $p < 0.001$ a été obtenu.

Corrélation ($KL_{COMPOSITE}$, $KOOS_{ADL}$)

Les grades KL composites $KL_{COMPOSITE}$ ont été calculés d'après les choix représentés dans l'arbre de décision Figure 4.2, en utilisant au premier nœud la valeur moyenne d'ADD-ABD pour chaque sujet. Les branches « ADD sévère », « ADD modérée » et « ABD » ont été choisies selon les valeurs seuil dessinées par l'analyse de regroupement des éléments ADD-ABD. Le Tableau 4.4 présente les grades KL de chaque sujet de la cohorte, leurs valeurs moyennes d'ADD-ABD en plus de leurs grades $KL_{COMPOSITE}$. D'après les résultats, une majorité de patients gonarthrosiques avaient une valeur moyenne en ADD sévère et une majorité de sujets asymptomatiques une valeur moyenne en ADD modérée ou en ABD. En combinant cela aux grades KL associés, deux sujets ont obtenu un grade $KL_{COMPOSITE}$ différents de leurs grades originels.

Tableau 4.4 Grades KL et leurs versions composites pour les sujets gonarthrosiques et asymptomatiques

Patients OA	Valeur moyenne ADD/ABD	Grades KL	Grades KL_{COMPOSITE}	Sujets AS	Valeur moyenne ADD/ABD	Grades KL	Grades KL_{COMPOSITE}
OA1	13.3	4	4	AS1	4.5	1	1
OA2	8.8	4	4	AS2	-0.5	1	1
OA3	10.4	4	4	AS3	0	1	1
OA4	7.3	4	4	AS4	-1.4	1	1
OA5	9.6	4	4	AS5	2.9	0	0
OA6	8.6	4	4	AS6	4.5	0	0
OA7	12.3	4	4	AS7	2.3	0	0
OA8	0.4	4	4	AS8	3.6	0	0
OA9	9.1	4	4	AS9	0	0	0
OA10	7.9	4	4	AS10	1.3	0	0
OA11	9.5	4	4	AS11	-0.3	1	1
OA12	-5.7	4	3	AS12	6	0	1
OA13	4.3	2	2	AS13	-0.5	1	1
OA14	4.5	2	2	AS14	-1.8	1	1

* Abréviations

OA: arthrosiques; AS: asymptomatiques; ADD: adduction; ABD: abduction

Comme les distributions des grades KL et scores KOOS_{ADL}, celle des KL_{COMPOSITE} ne suivaient pas la loi normale. un test de Spearman a aussi été utilisé pour établir la corrélation entre KL_{COMPOSITE} et les scores KOOS_{ADL} : un coefficient de -0.74 a été calculé, $p < 0.001$.

4.4 Discussion et conclusion intermédiaire

Dans ce chapitre, une méthode pour générer une version composite des grades Kellgren-Lawrence a été proposée. La-dite méthode reposait sur le fait que l'ADD du genou est considérée comme un facteur de risque pour l'apparition et la progression de l'arthrose du genou. Alors, le premier objectif de ce travail a été d'évaluer spécifiquement l'angulation du genou dans le plan frontal, aux cinq positions de flexion, pour chaque sujet de la cohorte. L'analyse de regroupement de ces mesures statiques d'ADD-ABD de genoux asymptomatiques et gonarthrosiques a révélé que les patients gonarthrosiques se trouvaient en ADD plus prononcée que les sujets asymptomatiques. Ce résultat avait déjà été reporté dans la littérature mais pour des études portant sur l'analyse de la marche (Farrokhi et al., 2015; Nishino et al., 2015), mais jamais encore à l'analyse de flexions séquentielles ou par radiographie biplan. Ainsi donc, il a été possible d'isoler l'adduction du genou comme un indice fonctionnel radiographique de la gonarthrose

Cette étude préliminaire de la corrélation entre les scores fonctionnels KOOS et les grades composites KL s'est conclue d'une corrélation négative, légèrement plus élevée qu'avec les grades KL originels. En d'autres termes, une fonction qui se détériore est associée à des grades KL élevés et une ADD du genou sévère. La corrélation légèrement plus forte suggère que coupler une mesure radiologique réalisée sur un genou arthrosique à une mesure fonctionnelle d'adduction pourrait permettre de modéliser de façon plus représentative la perception qu'un sujet a de sa propre fonction articulaire. Ce résultat pourrait aussi contribuer à expliquer l'absence de consensus qui semble exister dans la littérature au sujet de la corrélation entre sévérité radiologique et état biomécanique du genou. La variabilité de la corrélation en question à travers les études peut être expliquée par celle des scores fonctionnels pour un grade KL donné. En effet, Barker et al. (2005) n'ont pu trouver aucune corrélation entre les scores fonctionnels du *Western Ontario and McMaster universities arthritis index* (WOMAC_{FUNCTION}) et les grades KL mais ont noté une variation considérable des scores WOMAC_{FUNCTION} pour des sujets ayant le même grade KL. À l'inverse, Hernández-Vaquero and Fernández-Carreira (2012) notaient des grades Hospital for Special Surgery Knee-Rating

Score (HSS) similaires pour chacun des grades Ahlback lorsqu'ils ont trouvé une corrélation significative entre les deux facteurs. Avec les grades $KL_{COMPOSITE}$, le but est de considérer une information quantitative représentative de la fonction du genou dans la recherche de corrélation, une mesure de l'ADD à différentes flexions comme il a été proposé ici. En procédant de la sorte, certains sujets ont obtenu un $KL_{COMPOSITE}$ différent de leur grade originel, ce qui a redessiné la distribution des grades radiologiques et réduit la variabilité des scores $KOOS_{ADL}$ pour un grade $KL_{COMPOSITE}$ donné. Si cette redistribution des grades radiologiques aide à expliquer les résultats obtenus ici, l'influence d'autres facteurs (les différences d'échelles utilisées pour grader la gonarthrose (Kellgren-Lawrence, Ahlback), d'outils pour accéder à la fonction (KOOS, WOMAC, HSS, ...) et les différences socio-démographiques des cohortes étudiées) restent à isoler. Herman et al. (2015) ont mesuré une corrélation entre les scores $WOMAC_{FUNCTION}$ et les grades KL. Ils ont cependant aussi reporté une variabilité importante de scores $WOMAC_{FUNCTION}$ associés à chaque grade KL ; la distribution non uniforme de $WOMAC_{FUNCTION}$ a permis de conclure à une corrélation significative malgré tout.

En ce qui a trait à son utilisation, le grade composite, lorsqu'il diffère du grade KL originel, pourrait s'avérer intéressant en recherche sur le traitement de patients gonarthrosiques. En effet, cet outil constituerait une aide à la prédiction de la condition du genou avant l'apparition des premiers signes radiologiques ou l'atteinte sévère de la fonction. Les patients obtenant un grade composite plus élevé que le grade KL originel peuvent potentiellement être identifiés comme à risque pour la progression de l'arthrose. Il est vrai cependant que le grade KL composites proposé ici simplifie un problème multi-paramétrique et réduit la sévérité de l'arthrose à la considération de deux aspects seulement : la modification de la structure articulaire et le déplacement articulaire dans le plan frontal. Douleur et rigidité de l'articulation devraient aussi contribuer à un grade composite final, comme le suggère (Gossec, Hawker, & Davis, 2007) dans un contexte d'évaluation de médicaments contre l'arthrose modifiant la maladie (Barr & Conaghan, 2013). Ceci aiderait à la compréhension de la grande variabilité des symptômes observés pour chez des sujets de même grade radiologique. Mais alors, la question de la pondération de chacune des éléments combinée dans ce score final émerge. Prenons comme exemple le score de Constant-Murley (*Constant-Murley score*, CMS)

(Constant & Murley, 1987), un score composite utilisé pour la quantification de la fonction de l'épaule en recherche clinique, qui inspire toujours des articles au sujet des poids assignés à chaque élément (CMS = 15% douleur + 20% score fonctionnel, questionnaire auto-administré + 40% intervalle de mouvement + 25% force musculaire évaluée) (Kirkley, Griffin, & Dainty, 2003; Wylie, Beckmann, Granger, & Tashjian, 2014).

Quelques limites existent dans le travail abordé dans ce chapitre. Le concept de grade Kellgren-Lawrence a été introduit et une corrélation avec un score fonctionnel a été présentée sur une population relativement homogène. Les arthrosiques ayant participé à l'étude étaient les patients de chirurgiens orthopédiques. De ce fait, ils avaient dans la grande majorité une gonarthrose en phase finale (grade Kellgren-Lawrence 4) et étaient en attente d'un remplacement total de genou. Ainsi, il manquait de grades KL3 et seuls deux KL2 ont pu être inclus dans la cohorte. Idéalement, de futurs travaux devraient reposer sur une population plus hétérogène, dans laquelle tous les grades Kellgren-Lawrence sont représentés en proportions comparables. De là, nous pensons que la différence statistique entre les deux corrélations d'intérêt ici serait plus grande - $\text{Cor}(\text{KOOS}_{\text{ADL}}, \text{KL})$ et $\text{Cor}(\text{KOOS}_{\text{ADL}}, \text{KL}_{\text{COMPOSITE}})$ - et ce qui renforcerait la significativité clinique de l'outil.

Aussi, malgré l'utilisation du support proprioceptif, les accroupissements pseudo-dynamiques se sont révélés difficiles à standardiser : pour un angle de flexion donné fixé par le support, chaque sujet a en fait réalisé une flexion différente d'un autre sujet. En conséquence, la comparaison entre sujets a été réalisée par analyse de regroupement. Ceci a permis d'étudier les valeurs angulaires réelles de flexion-extension et ADD-ABD pour chacun ; les données n'ont pas été interpolées. Aussi, il n'y a pas eu d'analyse "par position" auquel cas, à la position 1 par exemple, les ADD-ABD de sujets entre 0 et 15° de flexion auraient été comparées. Toutefois idéalement, à chaque position, les ADD-ABD de tous les sujets seraient comparées pour une et même position de flexion.

Par ailleurs, l'analyse de regroupement a permis d'établir la valeur seuil entre adduction sévère et modérée à 5° et nous avons choisi la valeur moyenne des cinq positions d'adduction-

abduction pour représenter l'état fonctionnel quantitatif des sujets. Cette solution est satisfaisante (particulièrement dans le cas de cette étude à petite échelle) mais ne permet pas de représenter chacun des sujets de façon absolue. Par exemple, une simple valeur moyenne en ADD modérée ne laisse pas savoir si le sujet est effectivement en ADD modérée à chacune des positions de flexion ou non (dans l'ANNEXE V, page 163, on peut comparer les sujets OA8 et OA13, tous deux avec une moyenne en ADD modérée. Le premier en ADD sévère dans deux positions sur cinq, alors que le second en ABD dans deux positions sur cinq. Avec l'arbre de décision dessiné comme il l'a été, les deux sujets ont été traités de façon identique). L'alternative d'un arbre de décision où la variabilité observée dans ces cinq positions de flexion pourrait être exploitée serait d'intérêt.

En conclusion de ce chapitre, rappelons qu'un grade Kellgren-Lawrence composite a été proposé, sous l'hypothèse qu'il serait plus fortement corrélé à la fonction mesurée par KOOS que ne l'est le grade Kellgren-Lawrence seul. Pour construire ce grade composite, des mesures d'adduction-abduction représentant l'état fonctionnel d'articulations asymptomatiques ou gonarthrosiques ont été obtenues à partir de séquences de radiographies biplan. À l'aide d'une analyse de regroupement, des valeurs seuil dans l'étude déterminant les niveaux de sévérité de l'angulation dans le plan frontal (adduction sévère, modérée et abduction) ont été isolées. Le grade Kellgren-Lawrence composite de chaque sujet a été déduit à partir de sa valeur moyenne d'adduction-abduction, catégorisée d'adduction sévère, modérée ou abduction grâce aux valeurs seuil et en considérant l'adduction sévère comme un facteur aggravant la gonarthrose du compartiment interne. Avec les 28 sujets étudiés, une corrélation de -0.74 a été constatée entre ce grade composite et la fonction du genou mesurée par le KOOS (versus -0.71 lorsque le grade Kellgren-Lawrence originel est considéré).

Bien que légère, cette augmentation de la corrélation pèse plutôt en faveur de l'utilisation d'un grade Kellgren-Lawrence composite, pour représenter la sévérité radiologique de l'arthrose de façon plus complète en y incluant une mesure biomécanique et pour sceller des signes précoces de progression de la pathologie. Une étude sur un plus grand nombre de sujets permettrait de vérifier les résultats obtenus dans ce travail de petite échelle. À notre

connaissance, il s'agit de la première étude qui s'intéresse à construire un grade radiologique enrichi d'une mesure fonctionnelle pour l'étude de la gonarthrose.

CHAPITRE 5

CONTRIBUTION PERSONNELLE : ÉTUDE DE LA ROTATION TIBIALE DE SUJETS ASYMPTOMATIQUES ET ARTHROSQUES AVEC LE SYSTÈME RADIOGRAPHIQUE BIPLAN EOS®

5.1 Mise en contexte et introduction

Le chapitre 4 nous a permis de démontrer la faisabilité de l'étude pseudo-cinématique 3D du genou à l'aide du système radiographique EOS®. Tant pour des articulations asymptomatiques que gonarthrosiques, la méthode développée a permis d'offrir une mesure répétable et précise du déplacement osseux. Rappelons de plus que les sujets sont analysés en condition de charge et avec les os du membre inférieur visibles entièrement sur les radiographies biplans. Ces deux caractéristiques de notre méthode ont été d'un intérêt primordial pour le calcul et l'analyse des paramètres pseudo-cinématiques dans le chapitre 4. L'analyse par regroupement de ces données a permis de conclure que la valeur de l'adduction était un marqueur radiologique fonctionnel de la gonarthrose interne pour des mouvements d'accroupissement pseudo-dynamiques de 0 à 70° de flexion.

Le *screw-home mechanism* semble aussi être une mesure biomécanique différant entre sujets asymptomatiques et gonarthrosiques. Se déroulant dans les 25 derniers degrés de l'extension du genou, ce phénomène a été largement étudié soit par imagerie (visualisation directe des os et de leur déplacement) soit par suivi de marqueurs optiques (sujet en condition de charge). Avec une méthode ou l'autre, dans la majeure partie des études, une rotation tibiale externe a été notée lors de l'extension du genou alors que, de façon assez paradoxale, certaines équipes ont au contraire mesuré une rotation interne du tibia (Dennis et al., 2005; Kaiser et al., 2014; Keays et al., 2013; Qi et al., 2014; von Eisenhart-Rothe et al., 2012). L'objectif du second volet clinique de cette thèse était d'étudier le *screw home mechanism* dans un cadre idéal (sujets en condition de charge et os du membre inférieur visibles entièrement sur les radiographies biplans), d'observer les tendances existant pour ce comportement rotatoire et de mettre en évidence les caractéristiques géométriques tibiales reliées à chacune.

5.2 Matériel et méthode

5.2.1 Sujets

Les données pseudo-cinématiques 3D extraites au CHAPITRE 4 à partir de la méthode développée au chapitre 3 ont été utilisées ici. Dans l'optique de n'étudier que les 25 derniers degrés d'extension, seuls les sujets présentant les positions 1 et 2 décrites ci-dessous ont été retenus :

- position 1 : en extension totale (environ 0°)
- position 2 : entre 15° et 25° de flexion environ.

Ainsi, douze sujets ont été inclus dans cette étude préliminaire : cinq sujets sains asymptomatiques (un de grade Kellgren-Lawrence 0 et quatre de grade Kellgren-Lawrence 1) et sept sujets atteints d'arthrose du compartiment interne du genou (tous de grade Kellgren-Lawrence 4).

5.2.2 Calcul de la rotation tibiale dans les derniers degrés d'extension et évaluation de paramètres tibiaux géométriques et biomécaniques

5.2.2.1 Extraction de la rotation tibiale dans les derniers degrés d'extension

Pour ces douze sujets, les résultats des recalages des modèles géométriques du fémur et tibia/péroné aux positions 1 et 2, de même que les systèmes d'axes définis au CHAPITRE 3 ont été utilisés. Ainsi, les positions/orientations 3D du tibia relativement au fémur aux positions 1 et 2 étaient connues, et plus particulièrement pour les degrés de liberté flexion-extension et rotation interne-externe. La pseudo-cinématique 3D a par la suite été extraite entre la position 2 et la position 1 pour calculer la valeur de rotation tibiale dans les derniers degrés d'extension. Pour chaque sujet, les valeurs de flexion-extension et rotation interne-externe aux positions 1 et 2 ont été transférées de Matlab à Microsoft Excel pour une meilleure visualisation et les calculs de pseudo-cinématique réalisés avec ce même logiciel.

5.2.2.2 Détermination du centre de rotation axiale

Pour compléter l'interprétation de la valeur de la rotation tibiale dans les derniers degrés d'extension, la position du centre de rotation axiale (ou pivot) a été déterminée. Pour ce faire, nous nous sommes intéressés au déplacement des condyles fémoraux relatifs à la surface articulaire tibiale. Conformément à la littérature, plutôt que d'estimer la position des points de contact fémoro-tibiaux en l'absence de représentation 3D des cartilages, nous avons choisi d'analyser la position de l'axe géométrique fémoral. Pour construire cet axe, deux points d'intérêt ont été localisés sur le fémur, à savoir le point le plus distal du condyle latéral et le point le plus distal du condyle fémoral (Figure 5.1 a) (Dennis et al., 2005; Tanifuji et al., 2011). En projetant l'axe géométrique fémoral sur les plateaux tibiaux à la position 1 et à la position 2, il a été possible de définir la position du centre de rotation axiale comme leur intersection (Figure 5.1 b ; à l'inverse des deux études précédentes, c'est le déplacement du fémur par rapport au tibia fixe qui a été analysé ici). Une projection par distance minimale a pu être choisie ici (les distances euclidiennes ont été calculées). Puisque les plateaux tibiaux sont moins profonds que larges et longs, elle était équivalente à une projection orthogonale, plus complexe à mettre en œuvre (comme documenté dans la revue de la littérature).

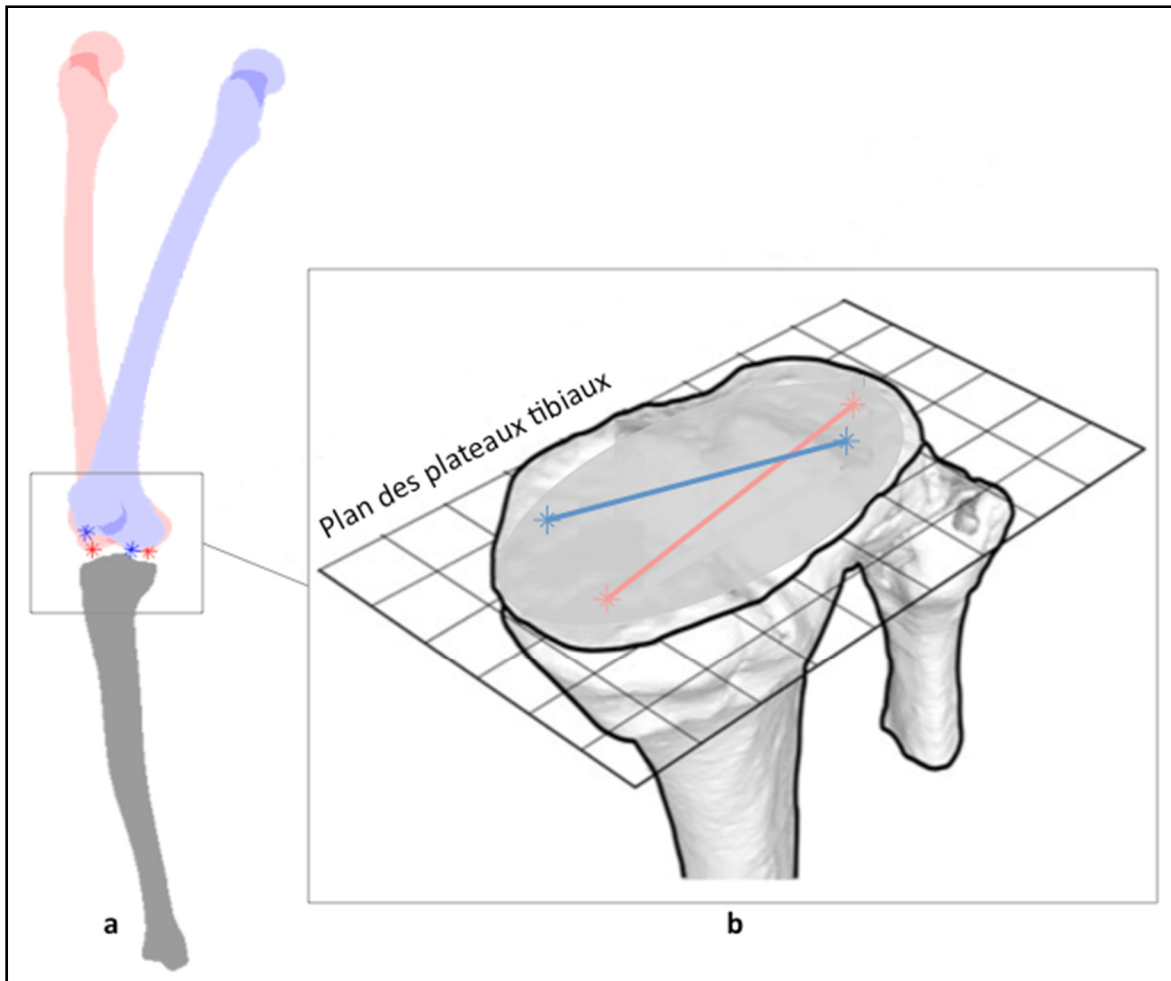


Figure 5.1 Détermination de la position du centre de rotation axiale.
 a- positions des points des condyles fémoraux les plus distaux, en rouge à la position 1, en bleu à la position 2 b- positions des points des plateaux tibiaux les plus proches, en rouge à la position 1, en bleu à la position 2. Le centre de rotation axiale se trouve à l'intersection des deux axes

Adaptée de (Tanifuji et al., 2011, p. 712-713)

La détermination des points les plus distaux des condyles fémoraux a été faite automatiquement dans le logiciel utilisé pour produire les modèles géométriques des structures osseuses. Les projections des points les plus distaux des condyles fémoraux sur les plateaux tibiaux ont été faits à l'aide de Matlab (Mathworks, USA), après import des modèles géométriques de tibia dans un espace 3D calibré.

5.2.2.3 Extraction des pentes sagittales des plateaux tibiaux latéral et médial

Toujours dans l'optique de renseigner au mieux les paramètres ayant une influence sur la valeur de rotation tibiale, les pentes tibiales sagittales et les pentes tibiales 3D ont été mesurées pour chaque sujet de cette étude. La pente tibiale médiale 3D a été définie comme l'angle formé par l'axe mécanique tibial (segment passant par le milieu des épines tibiales et le milieu du pilon tibial) et la normale au plateau tibial médial. Le plateau tibial médial a été auparavant défini automatiquement, le modèle géométrique du tibia étant régionalisé dans le logiciel de reconstruction. Finalement, la région alors associée au plateau tibial médial a servi à construire le plan associé au plateau tibial médial par ajustement par moindres carrés (Figure 5.2 a-). De façon similaire, la pente tibiale latérale 3D a été définie comme l'angle formé par l'axe mécanique tibial et la normale au plateau tibial latéral. Ces pentes tibiales 3D permettent de connaître la déviation des plateaux tibiaux par rapport à un plan horizontal, sans pour autant fournir l'information d'orientation. Toutefois, cette information est donnée par les pentes tibiales 2D et notamment par la pente tibiale sagittale. Pour un plateau tibial tout à fait horizontal, l'angle 3D n'aurait pas de composante sagittale (pas d'orientation antéro-postérieure, segment pointillé Figure 5.2 b). Dans le cas contraire, le plateau a une orientation antéro-postérieure ; il est alors possible d'extraire la pente tibiale sagittale comme la composante sagittale de l'angle 3D (segment bleu Figure 5.2 b) ⁸.

⁸ Le plateau tibial peut aussi avoir une orientation médio-latérale : la pente tibiale coronale - composante coronale de l'angle 3D (segment vert Figure 5.2 c) - représente ce paramètre. Les pentes tibiales coronales médiale et latérale n'ont pas été calculées dans ce travail. Toutefois, on se réfère à cette notion dans la section 5.4.

Pour chaque tibia, il existe donc finalement deux pentes sagittales : une pente sagittale médiale, associée au plateau médial et une pente tibiale latérale associée au plateau tibial latéral. Le ratio des pentes tibiales sagittales et celui des pentes tibiales 3D ont été calculés pour chacun des sujets.

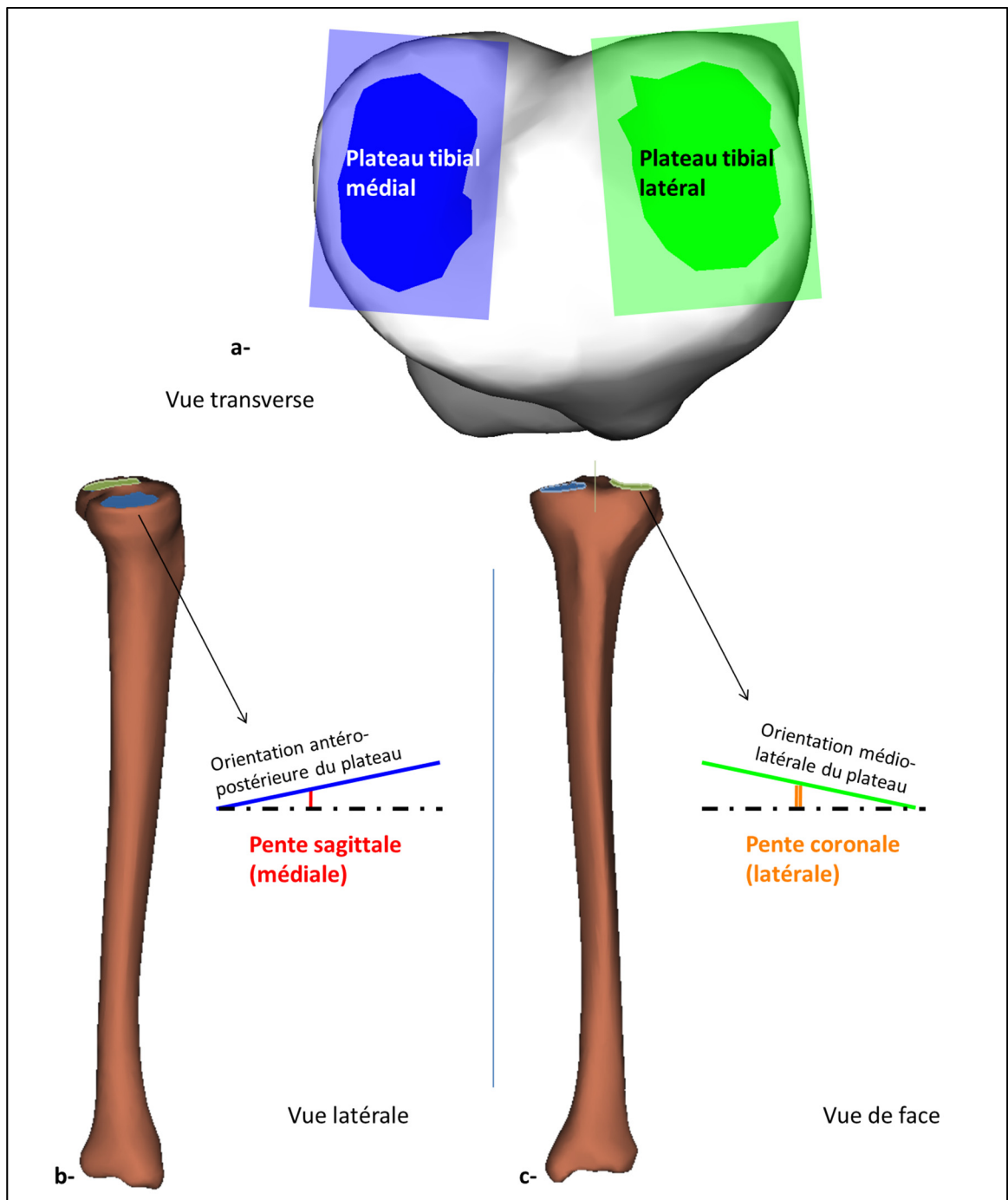


Figure 5.2 Plateaux tibiaux et pentes tibiales 2D a- Les points du plateau tibial médial sont dans la région colorée en bleu foncé ; les points du plateau tibial latéral sont en vert foncé. Les plans ajustés sur les plateaux tibiaux sont représentés en couleurs transparentes, b- La pente sagittale médiale est définie comme l'orientation antéro-postérieure du plateau tibial médial, c- La pente coronale est définie comme l'orientation médio-latérale du plateau tibial latéral

5.2.2.4 Analyse statistique

Une analyse statistique a été conduite pour évaluer si l'amplitude de la rotation tibiale externe au cours des derniers degrés d'extension était significativement différente entre les sujets asymptomatiques et les sujets arthrosiques. Aussi, la corrélation entre la valeur de la rotation tibiale et chacun des paramètres suivants a été calculée:

- Pente tibiale sagittale médiale
- Pente tibiale sagittale latérale
- Ratio pente tibiale sagittale médiale / pente tibiale sagittale latérale 2D
- Pente tibiale médiale 3D
- Pente tibiale latérale 3D
- Ratio pente tibiale médiale/pente tibiale latérale 3D

Toutes les distributions ont été testées pour déterminer si elles suivaient une loi normale et déterminer le test statistique adéquat.

5.3 Résultats

Le tableau 5.2 présente l'amplitude de la rotation tibiale au cours des derniers degrés d'extension pour chaque sujet. L'amplitude de l'extension y figure aussi. Soulignons que les sujets asymptomatiques AS1, AS2 et le sujet gonarthrosique OA5 se trouvaient en hyperextension entre 4 et 11 degrés environ à la position 1, ce qui explique leur amplitude d'extension supérieure à 25°. Pour neuf genoux sur les douze étudiés, il a été possible d'observer le *screw-home mechanism* : en effet, une rotation tibiale externe a été mesurée pour quatre sujets asymptomatiques (amplitude moyenne $8.9^{\circ} \pm 4.3^{\circ}$) et cinq sujets gonarthrosiques (amplitude moyenne $4.8^{\circ} \pm 3.9^{\circ}$). Deux sujets gonarthrosiques se trouvaient eux en rotation tibiale interne quasi-nulle (amplitude moyenne $0.7^{\circ} \pm 0.3^{\circ}$) et un sujet asymptomatique en rotation tibiale interne (amplitude de 3.2°).

Tableau 5.1 Amplitudes mesurées des rotations tibiales et des extensions dans les derniers degrés d'extension

Sujets	Amplitude de l'extension	Amplitude de la rotation tibiale
AS1	32.5	14.4
AS2	30.2	6.6
AS3	20.0	4.5
AS4	24.0	10.1
AS5	11.7	-3.2
OA1	21.5	2.2
OA2	23.5	10.0
OA3	7.3	2.3
OA4	21.4	1.5
OA5	34.4	8.0
OA6	12.4	-0.9
OA7	19.5	-0.4

* Abréviations et précisions

AS : asymptomatique. OA : gonarthrosique. Rotation tibiale : les valeurs positives sont des rotations externes et les valeurs négatives sont des rotations internes

Aucune des deux distributions ne suivait la loi normale ; le test de Mann-Whitney a donc été utilisé pour comparer les amplitudes des rotations tibiales externes du groupe asymptomatique et celles du groupe gonarthrosique. Dans l'état, il semblait ne pas y avoir de différence significative entre les deux groupes ($p < 0.07$).

Dans le tableau 5.3 se retrouvent les paramètres géométriques tibiaux pour chacun des sujets, en plus de la position du centre de rotation axiale. La majorité des sujets de cette étude, asymptomatiques comme gonarthrosiques, ont un centre de rotation axiale latéral ; deux seulement présentent un pivot situé dans le compartiment médial. Aussi, il est possible de constater la grande variabilité des paramètres géométrique tibiaux. Aucune des distributions

testées ne suivaient la loi normale, alors le test de Spearman a été utilisé pour évaluer les corrélations entre l'amplitude de la rotation tibiale et les valeurs des paramètres géométriques tibiaux. Aucune autre corrélation notable n'a été relevée entre l'amplitude de la rotation tibiale et les pentes médiale ou latérale, 2D ou 3D. En revanche, une corrélation de 0.70 ($p < 0.01$) a été établie entre l'amplitude de la rotation tibiale et le ratio pente tibiale médiale/pente tibiale latérale 3D. En d'autres termes, plus ce ratio est élevé plus le tibia a tendance à se trouver en rotation interne, plus ce ratio est faible, plus le tibia a tendance à se trouver en rotation externe.

Tableau 5.2 Position du centre de rotation axial, amplitudes des pentes tibiales 2D et 3D et leurs ratios

							Ratio pente médiale/ pente latérale	
Sujets	Amplitude de la rotation tibiale	Position du centre de rotation axiale	Pente sagittale médiale	Pente sagittale latérale	Pente médiale 3D	Pente latérale 3D	Sagittal	3D
AS1	14.4	Latéral	7.5	5.8	10.8	11.9	1.3	0.9
AS2	6.6	Latéral	3.0	4.6	10.9	4.9	0.6	2.2
AS3	4.5	Latéral	8.2	3.5	17.2	6.2	2.3	2.8
AS4	10.1	Latéral	7.0	9.6	13.3	10.4	0.7	1.3
AS5	-3.2	Latéral	2.5	4.3	16.7	5.6	0.6	3.0
OA1	2.2	Latéral	2.5	10.3	11.2	10.8	0.2	1.0
OA2	10.0	Latéral	5.2	9.5	15.1	10.4	0.6	1.5
OA3	2.3	Latéral	1.1	7.2	22.9	7.8	0.2	2.9
OA4	1.5	Médial	9.2	10.1	11.9	9.1	0.9	1.0
OA5	8.0	Latéral	5.4	4.1	9.5	11.7	1.3	1.0
OA6	-0.9	Latéral	1.5	4.2	9.0	1.3	0.3	1.0
OA7	-0.4	Médial	6.8	1.1	13.5	4.2	6.4	10.1

* Abréviations et précisions

AS : asymptomatique. OA : gonarthrosique. Les valeurs des rotations tibiales et de toutes les pentes sont exprimées en degrés

5.4 Discussion

L'objet de cette analyse était d'étudier la rotation tibiale dans les derniers degrés d'extension, à partir d'acquisitions radiographiques EOS®. En plus d'observer le phénomène rotatoire en lui-même, le travail de cette partie visait à mettre en relation l'amplitude de la rotation tibiale et certains paramètres géométriques tibiaux.

Le *screw-home mechanism* a été observé chez presque tous les sujets asymptomatiques. Chez les sujets gonarthrosiques, la tendance non significative d'une rotation tibiale externe moins importante que celle des asymptomatiques - voire nulle - a été mise en évidence. Ce résultat est supporté par plusieurs études dans la littérature, évaluant des activités d'extension en charge : Fiacchi (Fiacchi et al., 2014) a noté la rotation axiale plus limitée des genoux arthrosiques au cours de montées de marche, ainsi que l'absence du *screw-home mechanism* (Fiacchi et al., 2014; Moro-oka et al., 2008). Hamai (Hamai et al., 2009) en a aussi noté l'absence à l'étude de sujets gonarthrosiques dans deux exercices dynamiques. La même conclusion a été faite dernièrement à l'étude de ce mécanisme à marche (Bytyqi et al., 2014; Nagano et al., 2012). Il semblerait que la condition structurelle des articulations gonarthrosique soit responsable de l'altération de ce phénomène. En effet, le développement d'ostéophytes au niveau de la surface articulaire, en plus de la dégradation du cartilage affecterait les glissements relatifs du tibia et du fémur, en plus d'empêcher les sujets d'atteindre l'extension totale et de produire entièrement la rotation tibiale associée (Hamai et al., 2009).

Un des sujets étudié dans ce travail était paradoxalement en rotation tibiale interne dans les derniers d'extension (AS5). Alors que chez le sujet arthrosique, le *screw home mechanism* paradoxal peut se mettre en place suite à la dégradation sévère des surfaces de contact (Kitagawa et al., 2010; Kuriwaka, 1982), il a aussi été mis en évidence par le passé comme un comportement alternatif du genou asymptomatique dans les derniers degrés d'extension : Kim et al., (2015) dans des activités en charge, von Eisenhart-Rothe et al., (2012) et Kaiser et al. (2014) les sujets couchés mais à l'aide de dispositif permettant d'imiter des conditions de charge.

En 2012, Shultz et Schmitz (Shultz & Schmitz, 2012) se sont intéressés à la relation entre la géométrie du tibia proximal et la rotation tibiale lors d'une activité *in vivo* en charge (phase initiale d'un atterrissage de saut : le sujet est alors en flexion et est observé en extension). Le groupe de recherche a voulu expliquer la rotation tibiale à partir des mesures de pentes tibiales sagittales. Au final, l'analyse de régression linéaire multiple a permis de conclure qu'un ratio pente tibiale sagittale médiale/pente tibiale sagittale latérale (PTSM/PTSL) faible contribuait à la rotation interne du tibia. D'un autre côté, Giffin (2004) a analysé l'impact de la pente tibiale sagittale médiale (PTSM) sur la rotation du tibia. Après avoir pratiqué une ostéotomie par ouverture médiale sur des genoux cadavériques (dans le but d'augmenter la PTSM d'environ 50%), il a pu noter une augmentation de la rotation tibiale externe alors que le genou était en extension totale. En l'absence de corrélations significatives entre rotation tibiale et pentes médiales ou ratio PTSM/PTSL pour la cohorte observée dans cette étude, les deux résultats de Giffin et al. (2004) et Shultz et Schmitz (2012) permettent d'expliquer jusqu'à un certain point l'observation d'une rotation tibiale interne chez le sujet asymptomatique AS5. Il apparaît que, comparé aux autres sujets, son ratio PTSM/PTSL est parmi les plus faibles ; il en est de même pour sa pente tibiale sagittale médiale.

Alors que cette étude s'était initialement profilée dans l'idée d'observer une corrélation entre la rotation tibiale et les pentes tibiales sagittales, c'est une conclusion différente qui a été tirée : la rotation tibiale reliée au ratio des pentes tibiales 3D et non aux pentes tibiales sagittales (composantes sagittales des pentes 3D) laisse entrevoir un intérêt pour les pentes tibiales coronales. En effet, c'est alors l'autre composante de la pente tibiale 3D qui peut expliquer cette corrélation, et avoir une influence sur la rotation tibiale. C'est aussi ce que soutiennent Shultz et Schmitz (2012) et Hashemi et al., (2008). Dans une configuration normale, les condyles fémoraux sont à l'arrière des plateaux tibiaux en extension totale. Dans l'hypothèse d'un pivot médial et d'un plateau tibial latéral orienté vers les épines tibiales, il serait possible que les forces compressives entre le fémur et le tibia - augmentées sur la portion latérale de l'articulation dans cette situation - tendent à réduire la rotation tibiale interne dans les premiers degrés de flexion. La rotation tibiale externe dans les derniers degrés d'extension serait donc

moins importante que dans le cas d'une pente coronale neutre. Aussi, toujours dans le cas d'un pivot médial mais d'un plateau tibial médial orienté vers les épines tibiales, le condyle fémoral médial, déjà normalement peu mobile (Defrate et al., 2004; Mu et al., 2011; Tanifuji et al., 2011), tendrait à rester vers l'arrière du plateau, et la rotation tibiale interne (causée par le déplacement antérieur du condyle latéral) serait alors plus importante dans les premiers degrés de flexion que dans le cas d'une pente coronale neutre. Il en serait de même pour la rotation tibiale externe dans les derniers degrés d'extension. Bien entendu, les propriétés mécaniques des cartilages et ménisques ainsi que leurs dispositions impacteraient eux aussi les rotations tibiales décrites, mais c'est d'abord la géométrie osseuse qui guide les déplacements fémoraux tibiaux (Beynnon et al., 2014).

Par ailleurs, quand bien même le phénomène rotatoire serait différent entre sujets asymptomatiques et gonarthrosiques, aucune différence n'a été notée quant à la position des centres de rotations axiales des deux groupes. C'est aussi ce qui a été mis en lumière par l'équipe de Banks (Hamai et al., 2009; Moro-oka et al., 2008). De plus, alors que la communauté clinique supporte unanimement un centre de rotation axiale médial (c'est ce qui actuellement reproduit dans le design de prothèse - (Banks & Hodge, 2004; Belvedere et al., 2013) la majorité des sujets enrôlés dans cette étude avaient un centre de rotation axiale latéral. Cette issue soutient donc au contraire que la position de ce centre de rotation peut être variable. Certes, Dennis et al. (2005), Fiacchiet al. (2005), Hammai et al. (2009), Moro-oka et al. (2008) ont déterminé que sa position était médiale dans les derniers degrés d'extension/premiers degrés de flexion de différentes activités (accroupissement, agenouillement, *chair rising*, extension de la jambe, montée de marche) pour des genoux sains et gonarthrosiques. Mais tout à l'inverse, dans les premiers degrés de flexion en charge, Tanifuji (2011) a souligné que pour un quart de sa cohorte asymptomatique, le centre de rotation axiale était latéral ; le même cas de figure s'est présenté pour l'ensemble de la cohorte étudiée par Kozanek (Kozanek et al., 2009). Toujours dans le même but, Qi (Qi et al., 2014) avait choisi de d'observer le déplacement des points de contact entre fémurs et tibias asymptomatiques (par reconstruction 3D des os et des cartilages par IRM) au cours d'une activité de fente. Ceci n'a pas permis d'observer la position d'un pivot quelconque, mais simplement une translation antérieure des

points de contact dans les derniers degrés d'extension. Pour finir, Kawashima (Kawashuma et al., 2013) a constaté la présence de centres de rotation axiale latéraux ou simplement d'une translation antérieure des condyles fémoraux, pour des sujets gonarthrosiques couchés sur le dos. Ainsi, il semblerait que la position du centre de rotation axiale soit dépendante de l'activité/de la condition de chargement de l'articulation, plutôt que systématiquement médial.

Un des points limitant cette étude est la taille de l'échantillon analysé. Dans l'état, même si une différence rotatoire s'est dessinée entre les sujets asymptomatiques et gonarthrosiques et qu'il a été possible d'établir une relation entre la rotation tibiale et la géométrie du tibia, un plus grand nombre de sujets serait nécessaire. Cela permettrait d'augmenter la puissance statistique des tests réalisés et confirmer les observations de cette étude préliminaire. Aussi, les sujets inclus dans cette étude étaient ceux qui avaient réalisé une flexion inférieure à 25° en plus d'une extension totale, de façon à examiner l'intervalle de flexion où le *screw-home mechanism* se déroule éventuellement. Ainsi, ce mécanisme automatique a été observé mais pour des extensions sensiblement variables d'un sujet à l'autre. Enregistrer les mêmes valeurs angulaires en flexion pour tous les sujets permettrait d'éviter l'impact potentiel de ce biais.

Les travaux de cette dernière partie visaient à étudier la rotation tibiale au cours des derniers degrés d'extension du genou à l'aide de la modalité d'imagerie biplan EOS®. De plus, nous nous sommes intéressés à évaluer si la géométrie 3D du tibia proximal influençait cette rotation tibiale. Dans la majeure partie des cas observés, le *screw-home mechanism* a été noté avec une tendance non significative à être plus modéré chez les sujets gonarthrosiques. Aucune différence n'a été notée entre ces deux groupes du point de vue de la position du centre de rotation axial. Pour l'ensemble de la cohorte, une corrélation positive a été mise en évidence entre la rotation tibiale et le ratio pente tibiale médiale/pente tibiale latérale 3D. Par ailleurs, un seul sujet s'est démarqué du groupe par sa rotation tibiale interne. Pour lui, un faible un ratio pente tibiale sagittale médial/pente tibiale sagittale latérale et une faible pente sagittale médiale ont été reliées à la rotation tibiale interne. Ce *screw home-mechanism* paradoxal semble donc être une alternative à la rotation tibiale externe observée plus fréquemment, dictée par la géométrie 3D du tibia proximal.

CHAPITRE 6

DISCUSSION GÉNÉRALE

6.1 Synthèse des travaux

Le premier travail de cette thèse visait à développer une méthode d'analyse de la pseudo-cinématique 3D de l'articulation fémoro-tibiale. Basée sur une méthode de recalage 2D/3D intrinsèque, la méthode se devait d'être simple à utiliser et validée en termes de répétabilité, précision et sensibilité aux modèles géométriques des structures osseuses (objectif technique 1). Ainsi, des mesures quantitatives de la fonction du genou asymptomatique et gonarthrosique pouvaient être extraites. Le second travail devait permettre d'identifier le paramètre pseudo-cinématique linéaire ou angulaire qui se révélerait être un indice fonctionnel de la gonarthrose. Par la suite, il s'agissait d'évaluer si le grade radiographique de la gonarthrose, enrichi de cet indice fonctionnel, était plus représentatif de la fonction qualitative du genou asymptomatique comme arthrosique (objectif clinique 1). Enfin, dans une dernière partie, à partir de la pseudo-cinématique 3D, le phénomène rotatoire automatique se déroulant dans les derniers degrés d'extension a été analysé et la géométrie 3D du tibia proximal étudiée pour expliquer les rotations paradoxales (objectif clinique 2).

Dans le CHAPITRE 3, une méthode de recalage 2D/3D intrinsèque a été décrite pour le calcul de la pseudo-cinématique 3D du genou en accroupissement. D'abord, les modèles géométriques des structures osseuses du membre inférieur ont été obtenues, par déformation de modèles génériques ajustés sur les contours osseux visibles sur les radiographies biplan EOS® en extension totale. Les segmentations de chacun des os ont ensuite été extraites des radiographies biplan EOS® du genou à quatre angles de flexion. Par pondération graduelle et inclusion du péroné pour le traitement du tibia, il a été possible de recaler fémur et tibia sur les radiographies biplan à chaque angle de flexion. En évaluant les déplacements relatifs du fémur et du tibia d'un angle de flexion au suivant, la pseudo-cinématique 3D a été extraite. Une étude de validation de cette méthode a permis d'établir une précision de mesure et répétabilité de

l'ordre de 0.5mm et 0.5° et une sensibilité aux modèles géométriques des structures osseuses de l'ordre de 1.5mm et 1.5°. Un total de dix sujets (trois asymptomatiques et cinq gonarthrosiques) a été considéré afin de valider la méthode de calcul de pseudo-cinématique 3D.

Le CHAPITRE 4 a présenté l'analyse de regroupement des valeurs d'adduction-abduction extraites des pseudo-cinématiques de 28 sujets (14 asymptomatiques, 14 gonarthrosiques dont 12 arthrosique sévères et seulement 2 arthrosiques légers). Les groupes formés par analyse statistique ont montré que, pour un intervalle de flexion donné, les genoux asymptomatiques se trouvaient surtout en abduction ou en adduction modérée (inférieure à 5°) alors que les genoux arthrosiques surtout en adduction sévère (supérieure à 5°). Avec l'hypothèse que les scores fonctionnels qualitatifs des sujets considérés seraient plus fortement corrélés à leur grade radiographique Kellgren-Lawrence enrichi des mesures d'adduction-abduction, de nouveaux grades radiographiques composites ont été proposé. Une valeur moyenne d'adduction-abduction en adduction sévère aggravait un Kellgren-Lawrence d'un point alors qu'une valeur moyenne en abduction l'améliorait. Finalement, la corrélation des scores fonctionnels KOOS aux grades Kellgren-Lawrence composites a été trouvée légèrement supérieure à celle aux grades Kellgren-Lawrence originels. Ceci n'a toutefois pas permis d'observer une différence statistique entre les deux corrélations.

L'étude sur *screw-home mechanism* a été l'objet du CHAPITRE 5. Cette rotation externe automatique du tibia - se déroulant supposément systématiquement dans les 25 derniers degrés d'extension - a été étudiée chez douze sujets (cinq asymptomatiques et sept gonarthrosiques sévères). Pour tous, l'orientation 3D des plateaux tibiaux médial et latéral a été extraite sous la forme de pentes tibiales 3D en plus des pentes tibiales sagittales. Ainsi, dans les derniers degrés d'extension, le *screw-home mechanism* a été observé pour les tibias de quatre sujets asymptomatiques alors que les genoux arthrosiques se trouvaient en rotation externe plus faible ou nulle. Pour un sujet asymptomatique, c'est au contraire une rotation interne qui a été notée. Sa pente tibiale médiale 2D faible et le ratio de sa pente tibiale médiale 2D et de sa pente tibiale latérale 2D faible semble pouvoir expliquer le mécanisme de cette rotation tibiale interne

paradoxe. Par ailleurs, pour l'ensemble de la cohorte, la forte corrélation entre la rotation tibiale et le ratio des pentes tibiales 3D mais l'absence de corrélation avec les pentes tibiales sagittales 2D semble indiquer une influence des pentes tibiales coronales 2D sur la rotation tibiale.

6.2 Limites et recommandations

6.2.1 Protocole d'acquisition

La première limite à évoquer au sujet des travaux résumés dans la partie précédente est liée au protocole d'acquisition des radiographies biplan. Ce protocole a été pensé dans l'optique de visualiser le membre d'intérêt entièrement, à la fois sur la radiographie latérale et sur la radiographie antéro-postérieure, et ce pour les cinq angles de flexion. Un positionnement oblique du sujet à l'intérieur de la cabine EOS® a donc été choisi (les rayons X avaient une incidence de 45° sur le plan frontal et sur le plan latéral du sujet) et a permis d'éviter complètement la superposition des structures osseuses des deux membres inférieurs. Cependant, en développant la méthode de calcul de pseudo-cinématique 3D, le péroné du membre inférieur d'intérêt a été nécessaire, au même titre que le fémur et le tibia. Là, alors qu'il était visible sans obstruction osseuse sur une des radiographies, il était superposé au tibia sur l'autre radiographie. Cette superposition a rendu l'extraction du contour osseux des deux os plus chronophage. En effet, la proximité des deux diaphyses générait des segmentations erronées (contours discontinus passant de la diaphyse du tibia à celle du péroné). Ceci a demandé l'ajustement des dimensions de la région d'intérêt pour l'extraction de contours pour finalement obtenir des résultats satisfaisants, pour chacun des deux os, sur chacun des sujets. Tout autre positionnement, toujours oblique, pourrait être adopté pour l'acquisition des radiographies biplan : il suffit simplement d'éviter l'incidence de 45° dans la mesure où le péroné situé latéralement au tibia s'y superpose parfaitement dans cette configuration.

6.2.2 Support proprioceptif

Le support proprioceptif utilisé pour indiquer quel angle de flexion maintenir pendant l'acquisition a aussi pu être une limite dans les études réalisées. Dans le paragraphe précédent, l'obstruction du péroné par le tibia sur une des deux radiographies a été évoquée. Sur l'autre radiographie, c'est le socle du support proprioceptif en polychlorure de vinyle (PVC) qui était incriminé et qui se superposait partiellement aux deux os. Dans ce cas aussi, les dimensions de la région d'intérêt pour l'extraction de contour ont été ajustées pour produire les segmentations osseuses satisfaisantes. Pour remédier à ce problème, comme il l'a été suggéré au-dessus, un autre positionnement oblique suffirait, dans la mesure où le socle du support est situé postérieurement à la jambe.

Ce même support a aussi impacté l'estimation de l'angle de flexion à maintenir au cours de l'acquisition des radiographies biplan. Il avait été construit pour ajuster idéalement la hauteur de la tablette de bois ajustée sous le fessier du sujet étudié et ainsi fixer un angle de flexion à partir des mesures des longueurs du fémur et du tibia. Cependant, il s'est avéré que le morphotype des sujets d'étude était aussi à considérer dans le calcul. En effet, l'épaisseur des tissus mous (muscles et tissus adipeux) était très variable d'un sujet à l'autre, et particulièrement pour les arthrosiques souvent surpoids. En conséquence, pour un angle de flexion théorique, les sujets ont réalisé des flexions d'amplitude variable autour de cette valeur théorique. C'est d'ailleurs ce qui a conduit à :

- l'analyse par regroupement des valeurs d'adduction-abduction, afin d'identifier des valeurs similaires dans un intervalle de flexions, plutôt que pour un angle de flexion donné,
- l'étude du *screw-home mechanism* sur seulement douze sujets sur 28, les autres n'ayant pas adopté deux positions de flexion entre 0 et 25°.

Le protocole d'acquisition mis en place pour cette recherche prévoyait d'imager cinq angles de flexion en positionnement oblique, mais une acquisition en positionnement face/profil était aussi faite pour un usage clinique. La radiographie de profil pourrait être utilisée pour évaluer

l'épaisseur des tissus alentours des fessiers. Finalement, cette mesure pourrait être incluse dans le calcul de l'angle de flexion et il serait possible d'ajuster plus précisément la hauteur du support proprioceptif.

6.2.3 Méthode de segmentation

Le calcul de pseudo-cinématique 3D proposé dans le cadre de ces travaux doctoraux demandait la segmentation des contours du fémur, du tibia et aussi du péroné. La méthode de segmentation choisie, développée au Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie, se basait sur la combinaison de techniques conventionnelles d'extraction de contour. Dans une étude préliminaire visant à préciser nos choix méthodologiques, elle s'est révélée efficace pour détecter les délimitations osseuses malgré leurs nombreux changements de courbure, sur les radiographies du genou en flexion pseudo-dynamiques et en positionnement oblique. Cependant, les sujets d'étude étaient jeunes et asymptomatiques et la distinction cotyle/tête fémorale et condyles fémoraux/plateaux tibiaux était aisée sur les radiographies biplan. Lorsque des sujets en surcharge pondérale et/ou arthrosiques ont finalement été analysés, il s'est avéré d'une part que la qualité de la radiographie au niveau du pelvis était réduite (les rayons X étant absorbés par la superposition plus importante de tissus, notamment adipeux) et par ailleurs que les surfaces articulaires du genou arthrosiques se distinguaient plus difficilement pour les grands angles de flexion. La segmentation a dans certains cas été un processus long, nécessitant nombres de repositionnement de la forme *a priori* pour guider au mieux la détection de chaque contour indépendamment. Une approche telle que celle développée dernièrement au laboratoire, par segmentations simultanées de structures osseuses adjacentes (à partir de leurs modèles géométriques), pourrait être applicable dans cette situation pour faciliter l'extraction de la tête fémorale et des condyles fémoraux/plateaux tibiaux sur les radiographies (Ouertani et al., 2015). Le temps associé à la segmentation pourrait ainsi être réduit et la méthode de calcul plus susceptible d'être implantée en clinique.

6.2.4 Recalage 2D/3D et reconstruction 3D biplan

L'extraction de la pseudo-cinématique 3D telle que présentée dans les chapitres précédents a été obtenue par recalage des modèles géométriques du fémur et du tibia/péroné sur leurs contours segmentés sur cinq paires de radiographies biplan du genou en flexion. Chacun des modèles géométriques a été généré par déformation d'un modèle paramétré ajusté sur les contours visibles sur la radiographie antéro-postérieure et sur la radiographie latérale du sujet en extension totale. Par inférences statistiques, les paramètres géométriques inconnus du modèle géométrique ont été déterminés à partir des contours effectivement visibles, de données mesurables sur ces radiographies en extension totale seulement. Or, de la même façon que ces contours sont observables à la première des cinq positions, à chaque angle de flexion, de nouveaux contours de chacun des os sont dévoilés. Exploiter ces nouveaux paramètres mesurables, spécifiques à chaque sujet en les combinant aux inférences statistiques permettrait de raffiner chaque modèle géométrique de structure osseuse, d'améliorer la précision du recalage et celle du calcul de la pseudo-cinématique 3D. Effectivement, avec la méthode actuelle de reconstruction 3D, l'étape de recalage met en correspondance des géométries 3D et des contours 2D certes proches, mais qui pourraient avoir une relation de correspondance plus forte.

6.2.5 Validation de la méthode de calcul des pseudo-cinématiques 3D

Il est vrai, la méthode de calcul de pseudo-cinématique 3D a été validée en termes de répétabilité, de précision et de sensibilité aux modèles géométriques des structures osseuses. En d'autres termes, c'est la sensibilité du recalage rigide à la géométrie modèles des structures osseuses et à leur positionnement initial qui a été évaluée, et *a fortiori* son impact sur l'extraction des pseudo-cinématiques. Une validation complète du calcul de pseudo-cinématique 3D inclurait aussi une analyse de sensibilité de la méthode à la segmentation puisqu'il s'agit d'un paramètre potentiellement variable d'un utilisateur à l'autre. Rappelons toutefois que l'objectif technique de cette thèse était la proposition d'une méthode de recalage capable de s'affranchir des problématiques d'imprécision des mesures pseudo-cinématiques au genou, lorsque fémur et tibia étaient considérés en totalité, sans l'ajout de marqueurs. En outre,

comme cela a été indiqué plus haut, une segmentation des contours osseux par approche multi-structures, amélioration toute indiquée ici, se révélerait sans doute plus précise et invariante que la segmentation de structure indépendante.

6.2.6 Recrutement de sujets d'étude

La corrélation établie entre les scores fonctionnels KOOS et les grades Kellgren-Lawrence composites a été évaluée légèrement plus élevée qu'avec les grades Kellgren-Lawrence originels. Même en l'absence de différence significative entre les deux corrélations, cette corrélation plus forte est très encourageante. Si le travail entamé devait être poursuivi dans l'optique d'augmenter la différence significative, des sujets au grade d'arthrose léger devrait être inclus pour rendre la cohorte actuelle plus hétérogène. En effet, seuls deux arthrosiques de grades légers ont pu être finalement étudiés. Pourtant, une dizaine avait été recrutée dans une clinique plutôt qu'à l'hôpital dans l'optique d'atteindre une population qui ne serait pas dans un contexte pré-remplacement articulaire. Ainsi, il serait conseillé de multiplier le nombre de centres médicaux cibles pour le recrutement de ces sujets arthrosiques légers. En améliorant la corrélation entre scores fonctionnels et grades composites, la significativité clinique de l'usage des grades Kellgren-Lawrence composite serait renforcée et un tel outil pourrait contribuer à la meilleure compréhension du lien entre les signes radiologiques de la gonarthrose et la biomécanique de l'articulation.

6.2.7 Étude des pentes tibiales 2D

Dans la dernière étude, une corrélation entre modérée et forte s'est révélée entre les valeurs des rotations tibiales et le ratio des pentes tibiales 3D. Parallèlement, aucune corrélation n'a été démontrée entre les valeurs des rotations tibiales et les pentes tibiales sagittales. Ceci a alors fait naître de l'intérêt d'étudier les pentes tibiales coronales, qui n'avaient pas été extraites dans le cadre de ce travail. Il serait bien venu de vérifier l'hypothèse émise questionnant l'influence des pentes coronales tibiales médiale et latérale sur la rotation tibiale. Aussi, l'existence d'un lien entre les pentes tibiales coronales médiale et latérale et l'angle tibial mécanique pourrait être analysée.

CONCLUSION

La corrélation entre la sévérité de la gonarthrose déterminée par radiologie et la fonction du genou obtenue par questionnaire est extrêmement variable. Ceci signifie que l'état fonctionnel du genou ne peut être réduit à un grade radiographique attribué à un genou. Toutefois, une mesure fonctionnelle quantitative du genou pourrait compléter le diagnostic radiologique de l'arthrose et ainsi inclure le facteur biomécanique dans la prise en charge de l'articulation pathologique. Malgré la diversité des techniques proposées, il n'existe pas de méthode d'extraction de la cinématique 3D de l'articulation fémoro-tibiale simple d'utilisation, assurant répétabilité et précision de mesure tout en minimisant les préjudices des sujets.

La première contribution de ces travaux doctoraux réside dans le **développement d'une méthode d'extraction de la pseudo-cinématique fémoro-tibiale 3D**. La faisabilité d'un protocole de positionnement incluant cinq positions de flexion du genou en charge, imagées par le système radiographique biplan basse dose EOS® a été démontrée. En exploitant les segmentations du fémur et du tibia entièrement visibles sur les radiographies, la pseudo-cinématique 3D de l'articulation a pu être calculée par le biais d'un recalage 2D/3D intrinsèque. La proposition d'une **approche par pondération graduelle pondérée et inclusion du péroné dans le recalage du tibia** a permis de diminuer drastiquement les erreurs de mesure liées à la mésestimation des rotations axiales. L'étape de segmentation semi-automatique gagnerait à être plus efficiente mais le recalage et la méthode de calcul de pseudo-cinématique développés au cours de cette thèse sont simples d'utilisation. Avec de tels outils, la radiographie biplan basse dose promet d'être une modalité de choix pour l'étude de la fonction du genou.

La deuxième contribution découlant de la première est la **validation de la méthode de calcul de pseudo-cinématique** sur trois sujets asymptomatiques et cinq gonarthrosiques. Des **erreurs de mesure moyennes de l'ordre 0.5mm et 0.5° en répétabilité et précision, 1.5mm et 1.5° en sensibilité** aux modèles géométriques des structures osseuses ont pu être estimées. De tels résultats de la validation ont permis de fournir des données pseudo-cinématiques 3D utilisées comme *gold standard* dans un autre projet de doctorat du Laboratoire de recherche en

imagerie et orthopédie (Julien Clément). Dans ce projet, le genou et le harnais KneeKG™ ont été imagés à cinq angles de flexion sous EOS® puis la pseudo-cinématique 3D extraite par la méthode de cette thèse et les marqueurs radio-opaques du harnais reconstruits. Le but était de corriger la cinématique 3D du genou mesurée avec le KneeKG™ au cours d'un accroupissement dynamique de 0 à 70° de flexion. Pour ce faire, la pseudo-cinématique 3D du genou et la connaissance de la correspondance spatiale entre os et marqueurs ont été utilisés.

La troisième contribution de cette thèse est le résultat permettant d'**isoler l'adduction comme un indice fonctionnel radiographique de la gonarthrose**. Une **analyse par regroupement des paramètres pseudo-cinématiques 3D** sur 28 sujets a permis de démontrer que les mesures d'adduction-abduction permettaient de discriminer les sujets asymptomatiques et gonarthrosiques légers des gonarthrosiques en attente de remplacement articulaire. Auparavant, ce résultat avait été démontré dans des activités de marche, jamais pour des accroupissements pseudo-dynamiques ; notre étude vient confirmer qu'une adduction importante du genou est associée à la gonarthrose, et ce indépendamment de l'activité. Ainsi, la détection de signes prédictifs de l'apparition de gonarthrose pourrait se faire à l'étude de l'accroupissement pseudo-dynamique, moins complexe à mettre en place que l'analyse de la marche.

La quatrième contribution de ce doctorat est la proposition d'une **piste de recherche pour une meilleure compréhension du lien entre l'évaluation radiographique de l'arthrose et la fonction de l'articulation auto-évaluée par le patient à l'aide de questionnaires**. À partir par l'analyse de regroupement, il a été possible de proposer un arbre de décision permettant de combiner le grade Kellgren-Lawrence aux mesures pseudo-cinématiques 3D et de définir des **grades Kellgren-Lawrence composites**. La corrélation des scores fonctionnels KOOS aux grades composites, même seulement sensiblement plus fort qu'aux grades Kellgren-Lawrence originels, a souligné l'intérêt d'enrichir l'évaluation de sévérité radiologique de l'arthrose d'une mesure biomécanique dans l'étude de cette pathologie multifactorielle.

La cinquième contribution à souligner est liée à l'étude du *screw home mechanism* dans des conditions de charge et en exploitant les structures osseuses entières du genou. Par l'analyse

indépendante des pentes tibiales sagittales des plateaux tibiaux, il a été possible de **lier la morphologie du tibia proximal à l'observation de la rotation tibiale interne paradoxale**. Par ailleurs, ce travail a aussi permis de formuler une hypothèse quant à **l'influence des pentes tibiales coronales sur la rotation tibiale** en général.

Pour terminer, la première recommandation suggère la meilleure standardisation du protocole d'acquisition. Une personnalisation de l'ajustement du support proprioceptif apporterait la simplification de l'analyse des données pseudo-cinématiques 3D en découlant. Aussi, il s'agira d'adapter la segmentation des contours osseux au contexte multi-structures des radiographies du membre inférieur et l'approche de reconstruction 3D vers l'exploitation des radiographies multi-vues. Les temps de traitement et des résultats de validation plus favorables au transfert à la routine clinique pourront alors être obtenus. La méthode de calcul de pseudo-cinématiques 3D ainsi ajustée permettra l'analyse d'un plus grand nombre de sujets et la consolidation des pistes et hypothèses cliniques qui ont été dressées dans cette thèse, pour une meilleure compréhension de l'impact de l'arthrose sur la fonction du genou et une prise en charge plus adaptée du genou gonarthrosique.

ANNEXE I

ADAPTATION DE LA MÉTHODE DE RECALAGE PONDÉRÉ GRADUEL AUX RADIOGRAPHIES BIPLAN TRONQUÉES

La méthode de recalage pondérée graduelle a été développée pour permettre le calcul de la pseudo-cinématique 3D du genou. L'articulation devait être visible entièrement sur l'ensemble des radiographies biplan acquises. Cependant, il s'est avéré que pour certains sujets, des portions de contours osseux se trouvaient hors du champ d'acquisition et il a été impossible d'obtenir 10 radiographies remplissant ces critères. Une adaptation de la méthode de recalage a alors été proposée pour l'utilisation des telles données et l'inclusion des sujets dans les études cliniques. Les paragraphes suivants (tirés du résumé soumis pour le congrès Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 2015) présentent l'adaptation de la méthode et les résultats de validation.

KNEE PSEUDO-KINEMATICS STUDY: AN ADAPTATED METHOD FOR 2D/3D REGISTRATION OF KNEE 3D MODELS ON TRUNCATED BIPLANE RADIOGRAPHS

Michèle Kanhonou¹, Thierry Cresson¹, Julien Clément¹, Frédéric Lavoie², Nicola Hagemeister¹, Jacques A. de Guise¹

¹LIO (ÉTS/CRCHUM)

²Département d'orthopédie du CHUM

It is common to study knee kinematics with imagery-based methods, coupling 3D models (from MRI or CT-scan slices) and 2D images (fluoroscopy or a sequence of radiographs) [1]. In [2], we introduced a registration method based on the Iterative Closest point algorithm, allowing the registration of the knee bones on biplane radiographs, at 5 different flexion angles. The resulting knee kinematics in this pseudo-dynamic context had repeatability and accuracy of <1mm and 1°. Yet, the registration method was sensitive to cases of partial occlusions on the radiographs and was perturbed by noise (the femoral head, the greater trochanter, the

condyles or the proximal tibia were partially out of the frame in deep flexion, due to the positioning of the subject during the acquisitions). Hence, the purpose of this paper is to describe an adapted robust registration method and to compute the knee pseudo-kinematics from truncated radiographs, with repeatability equivalent to the original method.

The bone contours are segmented on each radiograph. Iteratively, the segmentation point $t2D$ and the 2D silhouette $m2D$ (3D model projected on the radiograph) are matched, and then retro-projected ($t3D$ and $m3D$) for the computation of the rigid transformation parameters R and T . In the case of occlusions, the segmentation appears to be truncated (Fig.1). So we introduced a normalized weight w , associated with the affinity level of correspondence ($t3D$, $m3D$) (Fig.1).

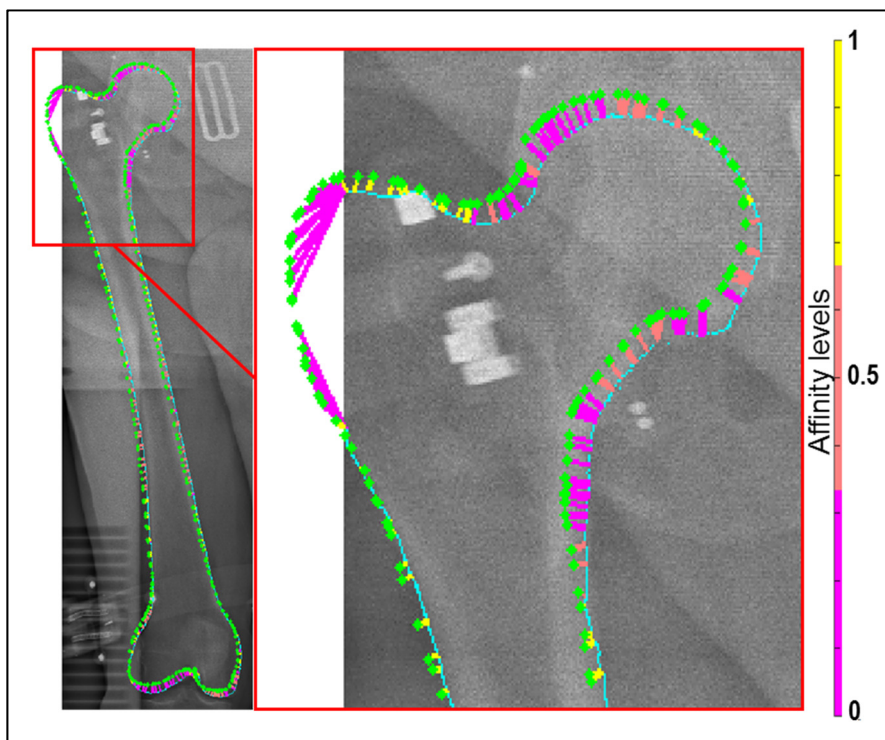


Fig.1: 2D Matching on a truncated radiograph. Segmentation in cyan, 2D silhouette in green, affinity levels of correspondence showed (in 2D here) by colored segments.

Thus, the norm optimization is now processed as an Iterative Reweighted Least Squares optimization [3]. The robust norm:

$$E = \sum_{i=1}^N w_i \left\| (t_i^{3D} - (Rm_i^{3D} + T)) \right\|$$

is minimized, the Tukey M-estimator applied to the correspondence (t^{3D} , m^{3D}) residuals. Hence, the registration stability was greatly improved as this robust technique prevents errors in the correspondence estimation.

We considered 5 subjects with ideal radiographs, and 3 subjects with truncated radiographs, with 10 to 100% of the zones mentioned above missing from the radiographs. Each subject was assessed 3 times by one observer with the adapted registration method and the repeatability of pseudo-kinematics obtained.

The repeatability of the pseudo-kinematics computation was 0.5mm/0.6mm for the displacements and 0.5°/0.6° for the rotations (mean results/maximum differences).

With this robust registration adaptation, we were able to automatically process the registration of 3D models even on truncated radiographs and to compute the pseudo-kinematics with a repeatability of <1mm and 1°.

References

- [1] Markelj, P. et al. (2012). A review of 3D/2D registration methods for image-guided interventions. *Medical Image Analysis*, 16(3), 642–61.
- [2] Kanhonou, M. et al. (2014). 2D/3D registration of personalized knee 3D models on biplane radiographs for morpho-functional study. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 9(S1), 31–32.
- [3] Haralick, R. et al. (1989). Pose estimation from corresponding point data. *Systems, Man and Cybernetics Society*, 19(6), 1426–1446.

Cette pondération survient après celle décrite dans le CHAPITRE 3, section 3.2.4.

ANNEXE II

PSEUDO-CINÉMATIQUES 3D ÉVALUÉES DANS LE CADRE DE L'ÉTUDE DE VALIDATION

Tableau-A II-1 Paramètres angulaires des pseudo-cinématiques 3D calculées pour huit sujets dans l'étude de répétabilité intra-utilisateur

		Position 1			Position 2			Position 3			Position 4			Position 5		
		FE	AA	RIE	FE	AA	RIE	FE	AA	RIE	FE	AA	RIE	FE	AA	RIE
OA1	Moy	15,2	9,8	6,5	31	11,1	3,6	30,9	10,6	4,4	34,1	11,6	3,6	62,6	9,5	0,4
	Std	0,1	0,2	0,5	0	0,6	1,2	0,2	0,3	1,8	0,1	0,3	0,2	0,1	0	0,3
	Min	15,1	9,7	6	30,9	10,4	2,3	30,7	10,2	3,3	34	11,3	3,3	62,5	9,5	0
	Max	15,2	10	6,8	31	11,6	4,4	31	10,8	6,5	34,2	11,9	3,8	62,6	9,5	0,6
	Gold	15,2	9,4	6,5												
OA2	Moy	-4,4	7,5	-5,5	42,9	8,6	-20,7	57,2	8,2	-22,5	65,4	7,7	-24,4	77,5	4,5	-27,7
	Std	0,1	0	0,6	0,2	0,9	0,5	0,1	1,2	0,6	0,1	0,7	0,7	0,1	1,3	1,3
	Min	-4,4	7,5	-6,2	42,7	7,7	-21,1	57,1	6,8	-23	65,4	7	-25,1	77,4	3,4	-28,6
	Max	-4,2	7,6	-5,1	43	9,4	-20,2	57,4	9,1	-21,9	65,5	8,4	-23,9	77,6	6	-26,1
	Gold	-4,2	6,9	-8,4												

		Position 1			Position 2			Position 3			Position 4			Position 5		
		FE	AA	RIE	FE	AA	RIE	FE	AA	RIE	FE	AA	RIE	FE	AA	RIE
OA3	Moy	5,6	9,5	-5	28	7,7	-14,6	32,4	9,2	-13,3	45,5	8	-10,4	43,3	7,2	-11,3
	Std	0,3	0,2	1,8	0,1	0,7	1,1	0,2	0,1	1,5	0,1	0,7	0,7	0,1	0,3	0,8
	Min	5,3	9,3	-6,4	27,9	7,2	-15,6	32,2	9,1	-14,5	45,4	7,3	-11	43,2	6,9	-11,9
	Max	5,9	9,7	-2,9	28	8,5	-13,4	32,6	9,3	-11,7	45,7	8,7	-9,6	43,4	7,6	-10,4
	Gold	5,1	10	-3,1												
OA4	Moy	1,9	-3,2	6,4	14,5	-1,1	9,4	31,3	-0,1	6,6	50,8	2,9	4,3	66,3	2,2	1
	Std	0,3	0,1	1,2	0,1	0,2	1	0,3	1,3	0,9	0,3	0,4	2,1	0,2	0,7	0,5
	Min	1,6	-3,3	5,2	14,4	-1,3	8,4	31,1	-1,3	5,6	50,5	2,6	1,8	66,1	1,4	0,5
	Max	2,1	-3,1	7,5	14,6	-0,9	10,4	31,6	1,3	7,2	51	3,4	5,6	66,6	2,9	1,5
	Gold	2,6	-2,9	8,5												
OA5	Moy	2,6	7,4	9,8	31,6	8,5	3	34,8	9,5	5,2	47,5	12,1	1,9	62,7	6,8	-1,3
	Std	0,2	0,2	0,4	0,4	0,5	1,1	0,2	0,1	1,2	0,2	0,5	0,7	0,1	0,5	0,9
	Min	2,4	7,1	9,4	31,1	8	1,7	34,6	9,4	3,8	47,4	11,5	1,4	62,7	6,3	-2,4
	Max	2,8	7,5	10,1	31,8	8,9	3,9	35	9,7	6	47,8	12,5	2,8	62,9	7,2	-0,8
	Gold	2,9	7,1	8,4												
AS1	Moy	0,7	0,9	-1,1	31,1	2,4	-10,1	45,2	2,9	-12,4	63,2	3,4	-15,5	79,5	1,7	-17,5
	Std	0,1	0	0,3	0,1	0	0,4	0,1	0,1	0,2	0,1	0,2	0,2	0	0,3	0,3
	Min	0,6	0,9	-1,4	31	2,4	-10,5	45,1	2,9	-12,5	63,1	3,3	-15,7	79,5	1,4	-17,9
	Max	0,8	0,9	-0,8	31,2	2,5	-9,7	45,2	3,1	-12,2	63,3	3,6	-15,4	79,6	1,9	-17,3
	Gold	0,9	0,5	-1,8												

		Position 1			Position 2			Position 3			Position 4			Position 5		
		FE	AA	RIE	FE	AA	RIE	FE	AA	RIE	FE	AA	RIE	FE	AA	RIE
AS2	Moy	0,4	4,2	5,4	31,7	5,2	-10,6	31,7	3,2	-10,7	44,8	3,6	-12,5	57,7	3	-14,1
	Std	0,1	0	0,6	0	0,2	0,1	0,1	0,8	1	0,1	0,1	0,2	0,1	0,3	1,2
	Min	0,3	4,2	4,9	31,7	5	-10,6	31,6	2,2	-11,8	44,7	3,4	-12,6	57,5	2,7	-15,5
	Max	0,4	4,3	6,1	31,8	5,4	-10,5	31,8	3,7	-10	44,9	3,6	-12,4	57,8	3,4	-13,4
	Gold	0,2	4	5												
AS3	Moy	-1,1	-2	2	41,9	0,9	-9,1	54,2	-0,2	-12,8	67,8	-0,6	-11,2	77,4	-0,3	-6,2
	Std	0,2	0,2	0,8	0,2	1,7	1,4	0,1	0,2	0,2	0,1	0,1	0,4	0,2	0,4	0,9
	Min	-1,4	-2,2	1,1	41,6	-1,1	-10,8	54,1	-0,4	-12,9	67,8	-0,7	-11,7	77,3	-0,7	-7,1
	Max	-1	-1,8	2,6	42,1	2,2	-8,3	54,3	0	-12,5	67,9	-0,6	-11	77,6	0,1	-5,4
	Gold	-1,4	-2,2	1,1												

*Abréviations et précisions

Moy : moyenne. std : écart-type. Min : minimum des trois essais. Max : maximum des trois essais.

Gold Std : gold standard (en degrés).

Les valeurs gold standard correspondent à la pseudo-cinématique 3D calculée pour la position d'extension totale, à partir des modèles géométriques du fémur et du tibia (sans recalage).

Tableau-A II-2 Paramètres linéaires des pseudo-cinématiques 3D calculées pour huit sujets dans l'étude de répétabilité intra-utilisateur

		Position 1			Position 2			Position 3			Position 4			Position 5		
		ML	AP	PD	ML	AP	PD	ML	AP	PD	ML	AP	PD	ML	AP	PD
OA1	Moy	-7,5	21	-15,9	-1,1	20,8	2,9	-4,5	15,9	1,6	-2,2	16,4	2,9	-1,8	12,7	0,8
	Std	0,5	0,4	0	0,5	0,5	0,4	0,6	0,1	0,2	0,6	0,2	0,2	0,7	0,3	0,1
	Min	-7,9	20,6	-15,9	-1,7	20,2	2,6	-5,2	15,9	1,4	-2,8	16,2	2,7	-2,6	12,3	0,7
	Max	-6,9	21,3	-15,9	-0,8	21,2	3,4	-3,9	16,1	1,8	-1,6	16,7	3	-1,2	12,9	1
	Gold	-8,5	22,2	-16												
OA2	Moy	-4,1	17,1	-17,7	-1,3	20,7	-12,7	-3,2	17,8	-4,7	-1,3	15,5	-1,3	1,4	11,3	3,7
	Std	0,7	0,6	0,3	0,3	0,4	0,1	0,4	0,6	0,4	0,5	1	0,2	0,2	0,4	0,4
	Min	-4,9	16,4	-18	-1,6	20,2	-12,8	-3,6	17,2	-5,1	-1,6	14,3	-1,4	1,2	11	3,3
	Max	-3,6	17,5	-17,4	-1	21	-12,6	-2,9	18,5	-4,4	-0,6	16,1	-1,1	1,6	11,8	3,9
	Gold	-2,8	19,6	-16,7												
OA3	Moy	-2,3	26,4	-9,9	2,6	25	-1,7	0,1	22,3	-1,7	5	20,2	2,7	2,5	22,3	3
	Std	1,4	0,9	0,1	0,4	0,6	0,7	0,8	0,6	0,5	0,3	0,4	0,1	0,1	0,3	0,1

AS2	Moy	-5	23,2	-16,8	-3,7	24,2	-4,4	-2,5	22,1	-3	-2,1	18	0,5	-3,6	15,4	0,5
	Std	0,1	0,7	0,1	0,1	0,1	0	0,3	0,3	0,2	0,3	0,4	0	0,3	0,5	0,1
	Min	-5,1	22,6	-16,9	-3,8	24,1	-4,4	-2,8	21,9	-3,1	-2,4	17,8	0,5	-3,9	14,9	0,4
	Max	-4,9	23,9	-16,7	-3,6	24,2	-4,3	-2,3	22,4	-2,8	-1,9	18,4	0,6	-3,2	15,8	0,6
	Gold	-4,7	23,2	-17,3												

153

		FE	AA	RIE	FE	AA	RIE	FE	AA	RIE	FE	AA	RIE	FE	AA	RIE
AS3	Moy	0,4	23,2	-16,3	2,4	18,2	-3,4	0,8	17	0,8	0,7	11,3	2,4	-0,4	7,8	2,9
	Std	0,5	0,7	0	1,3	0,4	0,5	1	0,7	0,4	0,3	0,2	0,4	1,1	0,4	0,1
	Min	-0,1	22,6	-16,3	1,5	17,9	-4	0,1	16,2	0,6	0,4	11,2	1,9	-1,5	7,4	2,8
	Max	0,9	24	-16,2	3,9	18,6	-3,1	1,9	17,7	1,3	0,9	11,5	2,7	0,6	8,2	3,1
	Gold	-0,1	24	-16,3												

153

* Abréviations et précisions

Moy : moyenne. std : écart-type. Min : minimum des trois essais. Max : maximum des trois essais.

Gold Std : gold standard (en millimètres).

Les valeurs gold standard correspondent à la pseudo-cinématique 3D calculée pour la position d'extension totale, à partir des modèles géométriques du fémur et du tibia (sans recalage).

Tableau-A II-3 Paramètres angulaires des pseudo-cinématiques 3D calculées pour huit sujets dans l'étude de répétabilité inter-utilisateur

		Position 1			Position 2			Position 3			Position 4			Position 5		
		FE	AA	RIE	FE	AA	RIE	FE	AA	RIE	FE	AA	RIE	FE	AA	RIE
OA1	Moy	15	10,4	8	30,9	11,4	3,5	30,9	10,4	4,9	34	11,3	3,6	62,5	10,1	0,2
	Std	0,2	0,9	2	0,1	0,1	1,2	0,1	0,3	2,2	0	0	0,3	0,1	0,8	0,4
OA2	Moy	-4,5	7,5	-5,1	42,9	8,6	-21,1	57,3	7	-22,8	65,4	6,6	-25	77,5	5,4	-26,3
	Std	0,1	0	0,1	0	1	1,3	0,2	0,2	0,3	0	0,6	0,2	0,1	0,8	2,8
OA3	Moy	5,4	9,8	-3,8	27,9	8,6	-12,9	32,1	9,8	-11,2	45,5	7,8	-11,4	43,3	7,8	-10,6
	Std	0,3	0,8	3,6	0,1	0,2	0,7	0,1	0,9	0,7	0,1	1,2	0,6	0,2	0,3	0,3
OA4	Moy	2,1	-3,2	7,7	14,5	-1,1	9	31,5	0,7	6,6	50,9	1,9	3,4	66,3	2,2	0,8
	Std	0,1	0,1	0,2	0,1	0,3	0,8	0,1	0,8	0,8	0,2	0,9	2,8	0	0,2	0,4
OA5	Moy	2,7	7,6	9,7	31,9	8,8	3,7	34,8	9,5	4,7	47,8	12,1	1,5	62,8	8,4	-0,3
	Std	0,1	0,1	0,3	0,1	0,1	0,5	0,1	0,2	1,6	0	0,5	0,3	0,1	1,7	0,8
AS1	Moy	0,7	0,9	-1,1	31	2,3	-11	45,1	2,9	-13	63,1	2,4	-16,1	79,5	0,7	-17,7
	Std	0,1	0	0	0	0,2	0,7	0	0	0,6	0,1	1,3	0,5	0,1	1,8	0,3
AS2	Moy	0,3	4,2	4,9	31,8	4,5	-11,1	31,7	2,8	-12	44,6	3	-13	57,5	2,9	-13,2
	Std	0	0	0	0,1	0,9	0,8	0,1	0,8	0,2	0,2	0,8	0,5	0,2	0,2	0,3
AS3	Moy	-1,2	-1,9	2,5	41,8	0,4	-9,9	54,3	0,8	-11,5	68,1	0,5	-11,3	77,5	-0,3	-6,1
	Std	0,2	0,2	0,7	0,2	1,8	1,8	0,1	0,5	1,2	0,1	1	0,1	0	0	0,6

* Abréviations et précisions

Moy : moyenne. Std : écart-type. Valeurs en degrés

Tableau-A II-4 Paramètres linéaires des pseudo-cinématiques 3D calculées pour huit sujets dans l'étude de répétabilité inter-utilisateur

		Position 1			Position 2			Position 3			Position 4			Position 5		
		ML	AP	PD	ML	AP	PD	ML	AP	PD	ML	AP	PD	ML	AP	PD
OA1	Moy	-4,7	22,4	-9	-2,2	18,7	-1,3	-1,6	18,5	-4,7	-2,5	17,9	-2,7	0,1	12,2	3
	Std	0	0,4	0,1	0,6	0,2	0	1,2	0,1	0,4	0,1	1,3	0,4	0,4	0,3	0,4
OA2	Moy	-7,8	21	-16	-1,3	20,7	2,8	-4,9	16,1	1,8	-2,8	16,6	3,1	-1	13,1	1,3
	Std	0,4	0	0,1	0,6	0,2	0,1	0,5	0,3	0,6	0,1	0,5	0,5	0,3	0,4	0,7
OA3	Moy	-2,4	26,4	-9,9	3,1	25,1	-1,9	1,4	22,9	-1,2	4,7	19,6	2,5	2,6	22,3	2,9
	Std	1,9	1,1	0,1	1,3	0,6	0,9	0,5	0	0,2	0,6	0,3	0,3	0	0,4	0,3
OA4	Moy	-4,1	17,6	-17,6	-1,6	20,8	-12,7	-3,4	17,3	-4,8	-2,1	15,4	-1,2	-2,3	11	3,5
	Std	1,2	0,1	0,2	0	0,1	0,1	0,5	1,7	0,6	0,6	0,8	0,1	1,1	0,1	0,6
OA5	Moy	-5,8	24,6	-10,4	-2,3	23,5	0,8	-1,4	21	1,3	-0,7	17,8	1,9	-0,3	11,6	5,1
	Std	0,1	0,1	0,1	0,1	0,2	0	0,3	0,6	0,2	0,1	0,1	0	1,1	0,1	0,1
AS1	Moy	-4,4	25,3	-15,1	-4	21,2	-4,3	-1,1	16,4	-0,8	-1,1	13,2	1,5	-1,2	9	2,9
	Std	0	0,5	0,1	0,4	0,2	0,1	0,2	0,1	0	1	0,1	0,2	0,8	0,4	0,1
AS2	Moy	-4,9	23,2	-16,9	-4	24,2	-4,5	-2,9	22,3	-2,9	-1,7	17,5	0,7	-3	15,1	0,6
	Std	0	0,1	0	0,4	0,1	0,1	0,2	0,2	0,2	0,2	0,4	0,1	1,2	0,6	0,1
AS3	Moy	0,7	23,1	-16,3	2,9	18	-3,3	1,2	16,4	0,6	1,5	11,2	2	0,1	7,2	2,5
	Std	0,3	0,8	0	1,3	0,1	0,2	1,1	0,5	0,4	0,3	0,1	0,1	1	1,1	1,3

* Abréviations et précisions

Moy : moyenne. Std : écart-type. Valeurs en millimètres.

Tableau-A II-5 Paramètres angulaires des pseudo-cinématiques 3D calculées pour huit sujets dans l'étude de sensibilité aux modèles géométriques des structures osseuses

		Position 1			Position 2			Position 3			Position 4			Position 5		
		FE	AA	RIE	FE	AA	RIE	FE	AA	RIE	FE	AA	RIE	FE	AA	RIE
OA1	Moy	14,9	9,6	6	30,7	9,9	2,6	30,9	8,6	2,9	33,9	8,8	1,4	62,3	7,3	0,1
	Std	0,4	0,1	0,9	0,4	2,1	2,6	0	2,3	5	0,1	3,5	2,8	0,4	3,2	0,6
OA2	Moy	-4,3	7,4	-5,7	42,9	8,6	-19,9	57	7,7	-20,4	65,2	6,3	-22,9	77,4	5,2	-24,9
	Std	0,1	0,2	0,7	0,1	1,1	0,4	0,6	1,2	3,8	0,6	1	3,2	0,2	1,2	4,8
OA3	Moy	5	9,6	-3,7	27,5	10,1	-8,9	31,6	10,1	-9,7	44,9	9,1	-10,2	43	7,2	-9,7
	Std	0,9	0,5	3,8	0,7	2,3	6,4	0,8	1,4	2,8	0,7	0,6	1,1	0,6	0,5	1
OA4	Moy	2,5	-3,3	10,2	14,6	-0,7	10,7	31,4	-0,2	7,6	50,5	2,4	4,8	66,2	2,8	2
	Std	0,7	0	3,7	0,2	0,3	3,3	0,3	2,1	0,7	0,6	0,2	0,9	0	0,7	2,2
OA5	Moy	2,9	7,3	9,7	32	9	4	34,5	10,6	6,2	47,7	11,6	1,5	63	8,9	0,1
	Std	0,3	0,4	0,4	0,2	0,2	0,9	0,5	1,7	0,6	0,2	1,3	0,3	0,1	2,3	1,3
AS1	Moy	0,8	0,7	2,1	31,2	2,6	-7,6	45,3	2,1	-9,5	63,3	2,2	-11,7	79,6	2,9	-11,8
	Std	0,2	0,2	4,6	0,4	0,2	4,1	0,3	1,1	4,3	0,1	1,6	5,7	0	1,4	8,6
AS2	Moy	0,8	4	3,8	31,9	5,3	-10,1	32,4	3,2	-11,4	45,3	3,9	-12,6	58,2	4,4	-12,6
	Std	0,8	0,4	1,5	0,3	0,2	0,6	1,2	1,4	0,7	0,9	0,4	0	0,7	2	1,1
AS3	Moy	-1,1	-2,3	-0,8	41,7	1	-13,4	54	0,8	-15,4	67,9	0,1	-14,7	77,6	0,5	-8,1
	Std	0,2	0,7	4	0,4	1	6,7	0,4	0,4	4,3	0,3	0,4	4,8	0,1	1	2,2

* Abréviations et précisions

Moy : moyenne. std : écart-type. Valeurs en degrés.

Tableau-A II-6 Paramètres linéaires des pseudo-cinématiques 3D calculées pour huit sujets dans l'étude de sensibilité aux modèles géométriques des structures osseuses

		Position 1			Position 2			Position 3			Position 4			Position 5		
		ML	AP	PD	ML	AP	PD	ML	AP	PD	ML	AP	PD	ML	AP	PD
OA1	Moy	3,8	-20,8	9,8	1,5	-16,5	2,1	2	-17,3	5,2	3,9	-17,5	3,2	0,9	-11,6	-2,9
	Std	1,2	2	1,2	0,5	2,9	1,1	1,7	1,6	1,1	2	0,8	0,4	1	1,2	0,3
OA2	Moy	7,3	-21,7	15,9	-0,1	-20,7	-2,8	3,2	-16,8	-2,7	1,6	-16,3	-3,7	0,2	-12,7	-1,8
	Std	0,3	1,1	0	1,3	0,2	0,1	2,8	1,3	1,9	1,7	0,1	1,5	1,5	0,2	1,5
OA3	Moy	5,2	-24,9	10,7	-1	-23,1	2,6	0,8	-21,1	1,7	-2,6	-17,7	-1,9	-1,1	-21	-3,1
	Std	2,1	3,2	1,1	1,7	2,2	0,2	2,5	2,6	0,8	3,6	3	1,2	2,2	2,3	0
OA4	Moy	3,1	-18,1	14,5	1,1	-19,2	10,7	2,1	-14,6	4,3	0,2	-13,6	0	1,4	-9,3	-3,9
	Std	2,6	0,8	4,2	0,7	2,3	2,9	1,3	5,5	0,1	2	3,4	1,5	0,1	2,5	0,1
OA5	Moy	6,4	-25,1	11	3	-22,6	0,2	2,4	-20,8	-0,5	1,3	-17,6	-1,8	1,7	-11,6	-4
	Std	0,8	0,5	0,9	0,9	1,1	1,3	1,2	0,9	1,3	0,9	0,4	0,1	0,9	0,1	1,4
AS1	Moy	4,1	-25,2	14,8	2,5	-19,9	4,8	1,1	-15,6	1,1	0,5	-13,1	-1	-0,6	-8,6	-3
	Std	0,5	0,4	0,5	1,6	1,6	0,7	0,1	1,1	0,3	0,2	0,1	0,5	1,8	0,3	0,1
AS2	Moy	2,9	-27,7	15,7	0	-27,7	3,3	-0,5	-26,9	1,8	-1,7	-21,9	-2	0,2	-19,3	-1,7
	Std	2,9	6,3	1,6	5,2	4,9	1,5	4,6	6,3	1,3	5,2	5,8	2	5,1	5,3	1,5
AS3	Moy	1,5	1,5	16,3	-0,5	-19,3	2,1	0,9	-17,5	-2	-1	-12	-2,6	-0,1	-8,4	-3,2
	Std	3,4	3,4	0,2	4,6	2	1,7	1,8	1,1	1,6	0,4	1	0,8	1,1	2,8	2,3

* Abréviations et précisions

Moy : moyenne. std : écart-type. Valeurs en millimètres

ANNEXE III

INFLUENCE DE L'ERREUR DE RECALAGE SUR L'INCERTITUDE DE MESURE

Une étude succincte avait été menée afin d'évaluer l'impact du recalage sur la mesure des déplacements et des rotations du fémur et du tibia indépendamment (avant l'étape de calcul de la pseudo-cinématique fémoro-tibiale en somme).

Pour ce faire, deux sujets arthrosiques ont été étudiés. Pour chacun, les contours osseux du tibia et du fémur ont été extraits sur les radiographies biplan à la Position 1. Ensuite, le fémur et le tibia ont été recalés par la méthode de recalage pondéré graduel développé dans cette thèse ($OS_{\text{recalé}}$). Chaque os recalé a été comparé à un gold standard que constituait le modèle géométrique de la structure osseuse obtenue en extension totale ($OS_{\text{reconstruit}}$). Pour les $OS_{\text{recalé}}$ comme $OS_{\text{reconstruit}}$ pour les systèmes d'axes ont été définis. Finalement, par recalage des systèmes d'axes des $OS_{\text{recalé}}$ sur ceux des $OS_{\text{reconstruit}}$, il a été possible d'évaluer l'erreur de définition des systèmes d'axes introduite par le recalage.

Les résultats sont présentés dans le tableau Tableau-A III-1. Au maximum donc, le recalage du fémur induit une erreur de mesure de 0.6mm et de 1.4° en moyenne et celui du tibia 0.4mm et 0.3°.

Tableau-A III-1 Erreur de définition des systèmes d'axes induite par le recalage pondéré graduel

OA1 Erreurs de recalage graduel pondéré			OA2 Erreurs de recalage graduel pondéré			
Fémur	$\Delta\alpha$	$\Delta\beta$	$\Delta\gamma$	$\Delta\alpha$	$\Delta\beta$	$\Delta\gamma$
	0.1	0.2	1.1	0.2	0.2	1.6
	Δx	Δy	Δz	Δx	Δy	Δz
	0.8	0.3	0.3	0.3	0.7	0.1
Tibia	$\Delta\alpha$	$\Delta\beta$	$\Delta\gamma$	$\Delta\alpha$	$\Delta\beta$	$\Delta\gamma$
	0.2	0.1	0.1	0.1	0.5	0
	Δx	Δy	Δz	Δx	Δy	Δz
	0.2	0.2	1	0.6	0	0

* Abréviations et précisions

$\Delta\alpha$, $\Delta\beta$ et $\Delta\gamma$ sont exprimés en degrés et Δx , Δy et Δz en millimètres

Quand bien même deux sujets seulement ont été observés, cette étude nous permet de nous comparer à deux études particulièrement intéressantes puisqu'elles valident des méthodes utilisant la radiographie biplan EOS® pour analyser la cinématique 3D du genou. Ainsi, Jerbi et al. (2011 et 2012) ne présentaient pas les résultats de précision du calcul pseudo-cinématique 3D mais du recalage osseux seulement (précision inférieure à 2.5mm et 2.5°). Dans un cadre similaire de recalage de systèmes d'axes (mais entre plusieurs $O_{\text{reconstruit}}$, pour évaluer la sensibilité de la méthode aux modèles géométriques des structures osseuses), Azmy et al. 2010 quant à eux avaient estimé une incertitude de mesure inférieure à 0.6mm et 0.6° (voir CHAPITRE 1, section 1.3.4.5 pour leurs détails méthodologiques).

ANNEXE IV

ÉTUDES DE SILHOUETTES SUPPLÉMENTAIRES

Comme c'en était le cas à l'étude des silhouettes des analyses K=4 et K=10 au CHAPITRE 6, un petit nombre d'erreurs de regroupement existe ici dans les trois cas K=5, K=6 et K=8 (valeurs Si négatives). Cependant, les points associés ne sont pas particulièrement mieux assignés à un groupe voisin (valeurs Si entre -0.2 et 0).

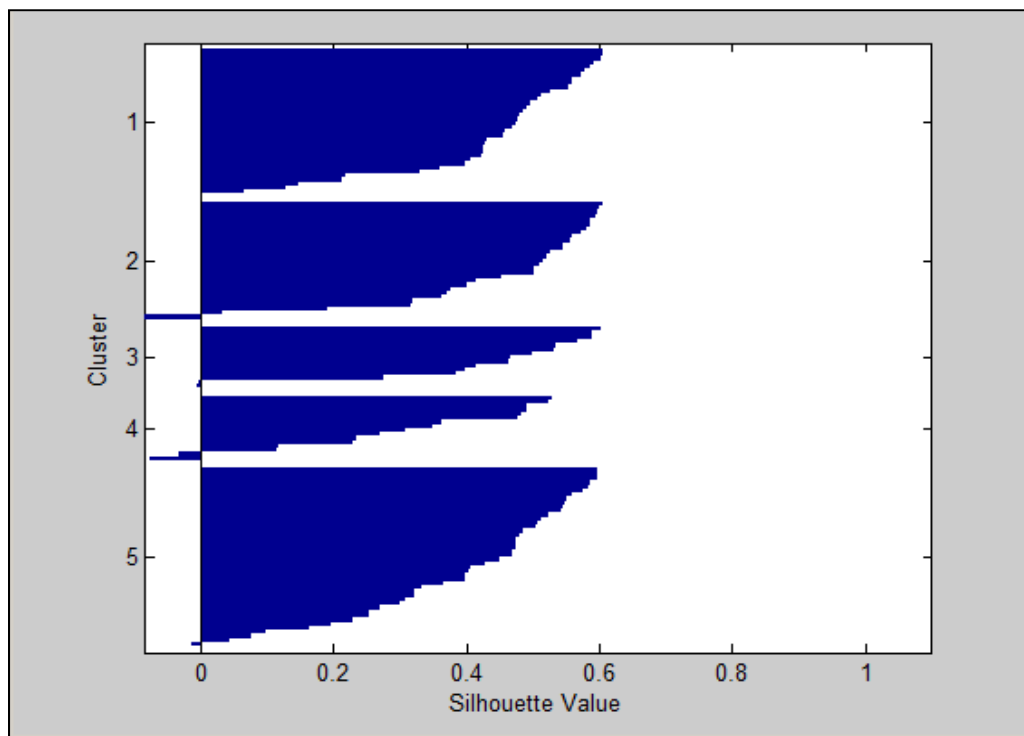


Figure-A IV-1 Silhouettes des regroupements pour l'analyse K=5

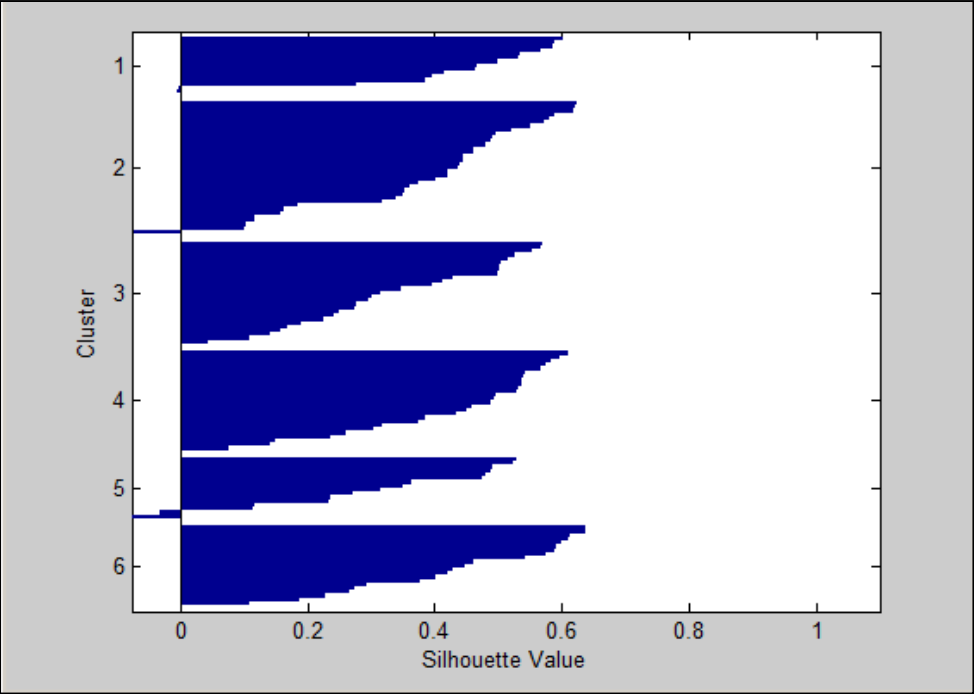


Figure-A IV-2 Silhouettes des regroupements pour l'analyse K=6

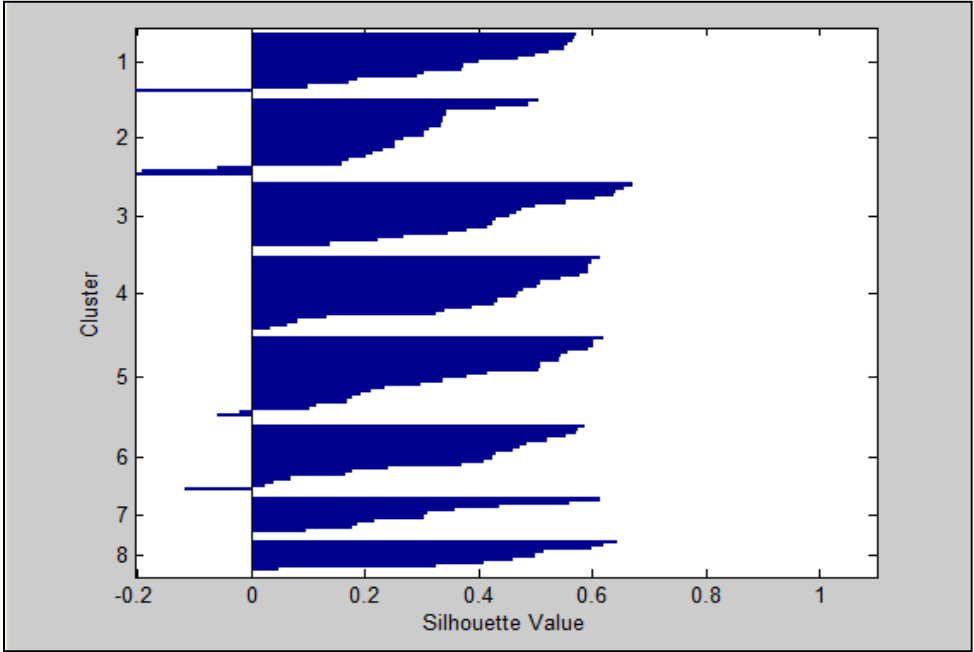


Figure-A IV-3 Silhouettes des regroupements pour l'analyse K=8

ANNEXE V

VALEURS DES ADDUCTIONS AUX CINQ POSITIONS DE FLEXION

Figure-A V-1 Valeurs des adductions analysées dans le CHAPITRE 4, aux cinq positions de flexion

Sujet	ADD-ABD	Position 1	Position 2	Position 3	Position 4	Position 5
OA1	13.3	13.7	13.9	11.3	13.5	14.4
OA2	8.8	7.2	10.2	9.7	8.6	8.3
OA3	10.4	9.7	11.4	10.2	11.3	9.5
OA4	7.3	7.5	9.4	6.8	7	6
OA5	9.6	7.5	8.4	10.3	10.8	11.1
OA6	8.6	9.3	8.5	9.2	8.7	7.6
OA7	12.3	10.7	11.7	12.8	12.8	13.6
OA8	0.4	-3.3	-0.9	1.3	2.6	2.3
OA9	9.1	7.5	8.9	9.4	12.5	7.2
OA10	7.9	6.6	7	7.8	8.7	9.7
OA11	9.5	5.9	12.3	8.7	11.4	9.1
OA12	-5.7	-4.6	-6.3	-5.9	-4.3	-7.4
OA13	4.3	5	1.6	6.7	2.8	5.6
OA14	3.3	1.8	3.2	2.7	3.2	5.5

Sujet	ADD-ABD	Position 1	Position 2	Position 3	Position 4	Position 5
AS1	4.5	4.6	4.4	3.6	6.1	3.9
AS2	-0.5	-2.1	-1	1.7	-0.5	-0.5
AS3	0	-1.1	-2.3	1.4	1	1
AS4	-1.4	-2.5	-2	-1.6	-1.6	0.9
AS5	2.9	0.1	1.3	2.2	4.6	6.1
AS6	4.5	2.1	4.7	5.9	5.4	4.2
AS7	2.3	0.9	2.4	2.9	3.4	1.9
AS8	3.6	4.3	5.1	2.2	3.6	3
AS9	0	-1.7	1.6	0.5	-0.2	-0.3
AS10	1.3	1.9	2.2	0.1	0.7	1.5
AS11	-0.3	-0.9	-1.3	-0.3	0.5	0.5
AS12	6	6.7	6.4	6.6	4.6	5.8
AS13	-0.5	-3.6	-0.2	0.1	0	1.4
AS14	-1.8	-1.4	-1.3	-1.4	-1.9	-2.8

Toutes les valeurs sont en degrés.

ANNEXE VI

LISTES DES PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS

Articles et résumés de conférence

M. Kanhonou, T. Cresson, J. Clément, F. Lavoie, N. Hagemeister, J.A. de Guise. "Fluoroscopy-less method for the estimation of knee 3D pseudo-kinematic". Soumis à Medical engineering and physics

M. Kanhonou, T. Cresson, J. Clément, F. Lavoie, N. Hagemeister, J.A. de Guise. "A method to evaluate the 3D pseudo-kinematic of the osteoarthritic knee". OARSI world congress, Seattle, USA, Avril 2015. Osteoarthritis and cartilage (2015) 23:Suppl2, p. A117-A118

M. Kanhonou, T. Cresson, J. Clément, F. Lavoie, N. Hagemeister, J.A. de Guise. "A method to study 3D knee pseudo-kinematics using low-dose stereo-radiography during static squat", 39e Congrès de la Société de Biomécanique, Valenciennes, France, Août 2014. CMBBE (2014) 17:Suppl1, p.138-139

M. Kanhonou, T. Cresson, J. Clément, F. Lavoie, N. Hagemeister, J.A. de Guise. "2D/3D Registration of Personalized Knee 3D Models on Biplane Radiographs for Morpho-Functional Study". Computer Assisted Radiology and Surgery 28th congress, Fukuoka, Japon, Juin 2014. Int J CARS (2014) 9:Suppl1, p. 31-32

Présentations orales - congrès internationaux

M. Kanhonou, T. Cresson, J. Clément, F. Lavoie, N. Hagemeister, J.A. de Guise. "Knee pseudo-kinematics study: an adapted method for the 2D/3D registration of knee 3D models on truncated biplane radiographs ". Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 2015, Montréal, Canada, Septembre 2015

Présentations orales - congrès locaux

M. Kanhonou, T. Cresson, J. Clément, F. Lavoie, N. Hagemeister, J.A. de Guise. "A method for the accurate study of knee 3D pseudo-kinematics using low-dose stereo-radiography". 1st Biomechanical research Conference in Quebec, Montréal, Mai 2014

M. Kanhonou, J. Clément, N. Hagemeister, F. Lavoie, J.A. de Guise. "Évaluation fonctionnelle de la gonarthrose : recalage 2D/3D et pseudo-cinématique d'accroupissement". 80e congrès annuel de l'ACFAS, Montréal, Mai 2012, p. 75

M. Kanhonou, J. Clément, N. Hagemeister, J.A. de Guise. "Extraction de la pseudo-cinématique d'accroupissement de l'articulation fémoro-tibiale à l'aide d'un système radiographique biplan". 79e congrès annuel de l'ACFAS, Sherbrooke, Mai 2011, p. 59

Présentations par affiche - congrès internationaux

M. Kanhonou, T. Cresson, J. Clément, F. Lavoie, N. Hagemeister, J.A. de Guise. "An accurate and repeatable method to study knee 3d pseudo-kinematics using low-dose stereo-radiography", 7th World congress of biomechanics, Boston, USA, Juillet 2014

M. Kanhonou, T. Cresson, J. Clément, F. Lavoie, N. Hagemeister, J.A. de Guise. "Validation d'une méthode pour l'étude précise de la pseudo-cinématique 3D du genou par imagerie biplane basse dose", 34e journée de la recherche du programme d'orthopédie Edouard Samson et de la division d'orthopédie de l'Université de Montréal, Montréal, Mai 2014, p. 51

Présentations par affiche - congrès locaux

M. Kanhonou, N. Hagemeister, F. Lavoie, J.A. de Guise. "Étude de la rotation tibiale de sujets asymptomatiques et arthrosiques avec le système radiographique EOS™", 36e journée de la recherche du programme d'orthopédie Edouard Samson et de la division d'orthopédie de l'Université de Montréal, Montréal, Mai 2016, p. 51

M. Kanhonou, T. Cresson, J. Clément, F. Lavoie, N. Hagemeister, J.A. de Guise. "Biomécanique du genou atteint d'arthrose". Forum projets de recherche de l'ÉTS, Montréal, Mars 2014, p.18

M. Kanhonou, J. Clément, N. Hagemeister, J.A. de Guise. " Établissement d'une méthode d'évaluation fonctionnelle de la gonarthrose : étude de la pseudo-cinématique d'accroupissement", 14e Congrès annuel des étudiants du CRCHUM, Montréal, Déc. 2011, p.94

M. Kanhonou, J. Clément, N. Hagemeister, J.A. de Guise. "Pseudo-cinématique de l'articulation fémoro-tibiale en mouvement d'accroupissement", 31e journée de la recherche du programme d'orthopédie Edouard Samson et de la division d'orthopédie de l'Université de Montréal Montréal, Mai 2011, p.70

Co-auteur

Articles et résumés de conférence

A. Zeighami, R. Dumas, M. Kanhonou, N. Hagemeister, F. Lavoie, J.A. de Guise, Rachid Aissaoui. 2015. "Tibio-femoral Joint Contact in Healthy and Osteoarthritic Knees during Quasi-Static Squat: A Bi-planar X-Ray Analysis". J Biomech (2017)

Présentations orales - congrès internationaux

J. Clément, N. Hagemeister, R. Dumas, M. Kanhonou and J.A. de Guise. 2014. "Influence of biomechanical multi-joint models used in global optimization to estimate healthy and osteoarthritis knee kinematics." 39e Congrès de la Société de Biomécanique, Valenciennes, France, Août 2014

Présentations par affiche - congrès locaux

J. Clément, N. Hagemeister, R. Dumas, M. Kanhonou and J.A. de Guise. 2014. "Ability of eight multi-joint models to compensate for soft tissue artefacts using global optimisation: An in vivo study of knee kinematics during squats." In 13th International Symposium on 3D Analysis of Human Movement, Lausanne, Suisse, 2014

J. Clément, N. Hagemeister, R. Dumas, M. Kanhonou, and J.A. de Guise. 2014. " Ability of eight joint models to compensate for soft tissue artefacts using global optimisation: An in vivo study of knee kinematics during squats". In 34ème Journée de la Recherche du POES et de la Division d'Orthopédie de l'Université de Montréal, Montréal, Mai 2014, p.37

J. Clément, N. Hagemeister, M. Kanhonou, F. Lavoie, et J.A. de Guise. "Fusion de la géométrie et de la cinématique tridimensionnelles du genou humain". 80e congrès annuel de l'ACFAS, Montréal, Mai 2012, p.103

J. Clément, N. Hagemeister, R. Dumas, F. Lavoie, M. Kanhonou et J.A. de Guise. "Estimation de la cinématique 3D du genou par optimisation globale personnalisée : validation lors d'un mouvement d'accroupissement". 21e Journée de la Recherche du POES et de la Division d'Orthopédie de l'Université de Montréal, Montréal, Mai 2012, p. 54

J. Clément, N. Hagemeister, R. Dumas, F. Lavoie, M. Kanhonou et J.A. de Guise. "Estimation de la cinématique 3D du genou par optimisation globale personnalisée : validation lors d'un mouvement d'accroupissement". In Journée thématique des programmes MENTOR et MÉDITIS : Vers une carrière de chercheur-entrepreneur, Montréal, Juillet 2012, p. 1

J. Clément, N. Hagemeister, F. Lavoie, M. Kanhonou et J.A. de Guise. 2011. "Fusion de la géométrie et de la cinématique tridimensionnelle du genou humain". 14e Congrès annuel des étudiants, stagiaires et résidents du Centre de recherche du CHUM, Montréal, Décembre 2011, p. 58

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Alkan, B. M., Fidan, F., Tosun, A., & Ardiçoğlu, O. (2014). Quality of life and self-reported disability in patients with knee osteoarthritis. *Modern rheumatology / the Japan Rheumatism Association*, 24, 166-171. doi: 10.3109/14397595.2013.854046
- Altman, R. D. (1991). Classification of disease: osteoarthritis. *Seminars in arthritis and rheumatism*, 1991.
- Andersen, M. S., Benoit, D. L., Damsgaard, M., Ramsey, D. K., & Rasmussen, J. (2010). Do kinematic models reduce the effects of soft tissue artefacts in skin marker-based motion analysis? An in vivo study of knee kinematics. *Journal of Biomechanics*, 43, 268-273. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.08.034
- Anderst, W., Zauel, R., Bishop, J., Demps, E., & Tashman, S. (2009). Validation of Three-Dimensional Model-Based Tibio-Femoral Tracking During Running. *Med Eng Phys*, 31, 10-16. doi: doi:10.1016/j.medengphy.2008.03.003
- Ariumi, A., Sato, T., Kobayashi, K., Koga, Y., Omori, G., Minato, I., & Endo, N. (2010). Three-dimensional lower extremity alignment in the weight-bearing standing position in healthy elderly subjects. *Journal of Orthopaedic Science*, 15, 64-70. doi: 10.1007/s00776-009-1414-z
- Azmy, C., Guerard, S., Bonnet, X., Gabrielli, F., & Skalli, W. (2010). EOS orthopaedic imaging system to study patellofemoral kinematics: assessment of uncertainty. *Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR*, 96, 28-36. doi: 10.1016/j.otsr.2009.10.013
- Bachmeier, C., March, L. M., Cross, M. J., Lapsley, H. M., Tribe, K. L., Courtenay, B. G., . . . Outcome Project Group, P. M. (2001). A comparison of outcomes in osteoarthritis patients undergoing total hip and knee replacement surgery. *Osteoarthritis and Cartilage*, 9, 137-146.
- Baka, N., de Bruijne, M., van Walsum, T., Kaptein, B. L., Giphart, J. E., Schaap, M., . . . Lelieveldt, B. P. F. (2012). Statistical shape model-based femur kinematics from biplane fluoroscopy. *IEEE Trans Med Imaging*, 31, 1573-1583. doi: 10.1109/TMI.2012.2195783
- Baka, N., Kaptein, B. L., de Bruijne, M., van Walsum, T., Giphart, J. E., Niessen, W. J., & Lelieveldt, B. P. F. (2011). 2D-3D shape reconstruction of the distal femur from stereo X-ray imaging using statistical shape models. *Medical image analysis*, 15, 840-850. doi: 10.1016/j.media.2011.04.001

- Baka, N., Kaptein, B. L., Giphart, J. E., Staring, M., de Bruijne, M., Lelieveldt, B. P. F., & Valstar, E. (2014). Evaluation of automated statistical shape model based knee kinematics from biplane fluoroscopy. *Journal of Biomechanics*, 47, 122-129. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.09.022
- Banks, S. A., Banks, A. Z., Cook, F. F., & Klos, T. V. S. (1997). A simple fluoroscopy based technique for assessing 3D knee kinematics before, during, and after surgery. *CVRMed-MRCAS'97*, 1205, 639-643.
- Banks, S. A., & Hodge, W. (2004). Implant design affects knee arthroplasty kinematics during stair-stepping. *Clin Orthop Relat Res.*, 426, 187-193.
- Banks, S. A., Banks, A. Z., Cook, F. F., & Hodge, W. A. (1996). Markerless three dimensional measurement of knee kinematics using single-plane fluoroscopy. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 43, 638-649.
- Barker, K., Lamb, S. E., Toye, F., Jackson, S., & Barrington, S. (2004). Association between radiographic joint space narrowing, function, pain and muscle power in severe osteoarthritis of the knee. *Clinical Rehabilitation*, 18, 793-800. doi: 10.1191/0269215504cr754oa
- Barr, A. J., & Conaghan, P. G. (2013). Disease-modifying osteoarthritis drugs (DMOADs): what are they and what can we expect from them? *Medicographia*, 35, 189-196.
- Barré, A., Thiran, J.-p., Member, S., Jolles, B. M., & Theumann, N. (2013). Walking in Subjects With Total Knee Arthroplasty. 60, 3131-3140.
- Behnam, A. J., Herzka, D. A., & Sheehan, F. T. (2011). Assessing the accuracy and precision of musculoskeletal motion tracking using cine-PC MRI on a 3.0T platform. *Journal of Biomechanics*, 44, 193-197. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.08.029
- Belvedere, C., Tamarri, S., Notarangelo, D. P., Ensini, a., Feliciangeli, a., & Leardini, a. (2013). Three-dimensional motion analysis of the human knee joint: comparison between intra- and post-operative measurements. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 21, 2375-2383. doi: 10.1007/s00167-012-2271-4
- Benoit, D. L., Ramsey, D. K., Lamontagne, M., Xu, L., Wretenberg, P., & Renström, P. (2006). Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. *Gait & posture*, 24, 152-164. doi: 10.1016/j.gaitpost.2005.04.012
- Besl, P. J., & McKay, H. D. (1992). A method for registration of 3-D shapes. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 14, 239-256. doi: 10.1109/34.121791

- Bey, M., Kline, S., Tashman, S., & Zael, R. (2008). Accuracy of biplane x-ray imaging combined with model-based tracking for measuring in-vivo patellofemoral joint motion. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 3, 1-8. doi: 10.1186/1749-799x-3-38
- Bey, M. J., Kline, S. K., Tashman, S., & Zael, R. (2008). Accuracy of biplane x-ray imaging combined with model-based tracking for measuring in-vivo patellofemoral joint motion. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 3.
- Beynnon, B. D., Vacek, P. M., Sturnick, D. R., Holterman, L. A., Gardner-Morse, M., Tourville, T. W., . . . Shultz, S. J. (2014). Geometric profile of the tibial plateau cartilage surface is associated with the risk of non-contact anterior cruciate ligament injury. *Journal of Orthopaedic Research*, 32, 61-68. doi: 10.1002/jor.22434
- Boivin, K. (2010). *Développement d'une approche d'évaluation clinique de la cinématique tridimensionnelle du genou durant la marche pour des patients gonarthrosiques* (Thèse de doctorat, École Polytechnique de Montréal, Montréal, Canada).
- Borotikar, B. S., Sipprell, W. H., Wible, E. E., & Sheehan, F. T. (2012). A methodology to accurately quantify patellofemoral cartilage contact kinematics by combining 3D image shape registration and cine-PC MRI velocity data. *Journal of Biomechanics*, 45, 1117-1122. doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.12.025
- Bull, A. M. J., Kessler, O., Alam, M., & Amis, A. a. (2008). Changes in knee kinematics reflect the articular geometry after arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research*, 466, 2491-2499. doi: 10.1007/s11999-008-0440-z
- Bytyqi, D., Shabani, B., Lustig, S., Cheze, L., Karahoda Gjurgjeala, N., & Neyret, P. (2014). Gait knee kinematic alterations in medial osteoarthritis: Three dimensional assessment. *International Orthopaedics*, 38, 1191-1198. doi: 10.1007/s00264-014-2312-3
- Canny, J. (1986). A computational approach to edge detection. *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence*, 8, 679-698. doi: 10.1109/TPAMI.1986.4767851
- Carr, A. J., Robertsson, O., Graves, S., Price, A. J., Arden, N. K., Judge, A., & Beard, D. J. (2012). Knee replacement. *Lancet*, 379, 1331-1340. doi: 10.1016/S0140-6736(11)60752-6
- Chang, A., Hochberg, M., Song, J., Dunlop, D., Chmiel, J. S., Nevit, M., . . . Sharma, L. (2010). Frequency of varus and valgus thrust and factors associated with thrust presence in persons with or at higher risk of developing knee osteoarthritis. *Arthritis & ...*, 62, 1403-1411. doi: 10.1002/art.27377.Frequency

- Chav, R., Cresson, T., Kauffmann, C., & de Guise, J. A. (2009). Method for fast and accurate segmentation processing from prior shape: application to femoral head segmentation on x-ray images. *Proceedings of the SPIE, Proc. SPIE*, 72594Y-72594Y-72598. doi: 10.1117/12.812459
- Chen, K., Yin, L., Cheng, L., Li, C., Chen, C., & Yang, L. (2013). In Vivo Motion of Femoral Condyles during Weight-Bearing Flexion after Anterior Cruciate Ligament Rupture Using Biplane Radiography. *Journal of Sports Science and Medicine*, 579-587.
- Choi, J.-H., Maier, A., Keil, A., Pal, S., McWalter, E. J., Beaupré, G. S., . . . Fahrig, R. (2014). Fiducial marker-based correction for involuntary motion in weight-bearing C-arm CT scanning of knees. II. Experiment. *Medical Physics*, 41, 061902. doi: 10.1118/1.4873675
- NIH Consensus Statements, (2003). NIH Consensus Statement on the total knee replacement. *Consensus NIH and State of the Science Statements*, 20(1), 1-32.
- Constant, C., & Murley, A. (1987). A clinical method of functional assessment of the shoulder. *Clinical orthopaedics and related*
- Creamer, P., Lethbridge-Cejku, M., & Hochberg, M. C. (2000). Factors associated with functional impairment in symptomatic knee osteoarthritis. *British Society for Rheumatology*, 490-496.
- Cresson, T., Branchaud, D., Chav, R., Godbout, B., & de Guise, J. A. (2010). 3D Shape Reconstruction of Bone from Two X-Ray Images using 2D/3D Non-Rigid Registration Based on Moving Least-Squares Deformation. *Proc. SPIE 7623, Medical Imaging 2010: Image Processing*, 76230F, 76230F-76230F-76239. doi: 10.1117/12.844098
- Cresson, T., Godbout, B., Branchaud, D., Chav, R., Gravel, P., & De Guise, J. A. (2008). Surface reconstruction from planar x-ray images using moving least squares. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2008, 3967-3970. doi: 10.1109/IEMBS.2008.4650078
- Dagneaux, L., Thoreux, P., Eustache, B., Canovas, F., & Skalli, W. (2015). Sequential 3D analysis of patellofemoral kinematics from biplanar x-rays: In vitro validation protocol. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 101, 811-818. doi: 10.1016/j.otsr.2015.07.017
- De González, A. B., & Darby, S. (2004). Risk of cancer from diagnostic X-rays: Estimates for the UK and 14 other countries. *Lancet*, 363, 345-351. doi: 10.1016/S0140-6736(04)15433-0

- Defratre, L. E. (2006). The 6 Degrees of Freedom Kinematics of the Knee After Anterior Cruciate Ligament Deficiency: An In Vivo Imaging Analysis. *American Journal of Sports Medicine*, 34, 1240-1246. doi: 10.1177/0363546506287299
- Defratre, L. E., Sun, H., Gill, T. J., Rubash, H. E., & Li, G. (2004). In vivo tibiofemoral contact analysis using 3D MRI-based knee models. *Journal of Biomechanics*, 37, 1499-1504. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.01.012
- Dennis, D. A., Mahfouz, M. R., Komistek, R. D., & Hoff, W. (2005). In vivo determination of normal and anterior cruciate ligament-deficient knee kinematics. *Journal of Biomechanics*, 38, 241-253. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.02.042
- Deschênes, S., Charron, G., Beaudoin, G., Labelle, H., Dubois, J., Miron, M.-C., & Parent, S. (2010). Diagnostic imaging of spinal deformities: reducing patients radiation dose with a new slot-scanning X-ray imager. *Spine*, 35, 989-994.
- Desloovere, K., Wong, P., Swings, L., Callewaert, B., Vandenuecker, H., & Leardini, A. (2010). Range of motion and repeatability of knee kinematics for 11 clinically relevant motor tasks. *Gait and Posture*, 32, 597-602. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.08.010
- Draper, C. E., Santos, J. M., Kourtis, L. C., Besier, T. F., Fredericson, M., Beaupre, G. S., . . . Delp, S. L. (2008). Feasibility of using real-time MRI to measure joint kinematics in 1.5T and open-bore 0.5T systems. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 28, 158-166. doi: 10.1002/jmri.21413
- Dubousset, J., Dorion, I., W, S., W, Lavaste, F., de Guise, J. A., Kalifa, G., . . . Charpak, G. (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.*, 2, 287-297.
- Duncan, R., Peat, G., Thomas, E., Hay, E., McCall, I., & Croft, P. (2007). Symptoms and radiographic osteoarthritis: not as discordant as they are made out to be? *Ann Rheum Dis.*, 6, 86-91.
- Dwyer, M. K., Boudreau, S. N., Mattacola, C. G., Uhl, T. L., & Lattermann, C. (2010). Comparison of lower extremity kinematics and hip muscle activation during rehabilitation tasks between sexes. *Journal of Athletic Training*, 45, 181-190. doi: 10.4085/1062-6050-45.2.181
- Farrokhi, S., Meholic, B., Chuang, W.-N., Gustafson, J. a., Fitzgerald, G. K., & Tashman, S. (2015). Altered frontal and transverse plane tibiofemoral kinematics and patellofemoral malalignments during downhill gait in patients with mixed knee osteoarthritis. *Journal of Biomechanics*, 48, 1707-1712. doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.05.015

- Farrokhi, S., Tashman, S., & Gil, A. (2012). knee joint altered during the loading response phase of gait in individuals with concurrent knee osteoarthritis and complaints of joint instability? A dynamic stereo X-. *Clinical biomechanics*, 27, 384-389. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2011.10.009.Are
- Fellows, R. a., Hill, N. a., Macintyre, N. J., Harrison, M. M., Ellis, R. E., & Wilson, D. R. (2005). Repeatability of a novel technique for in vivo measurement of three-dimensional patellar tracking using magnetic resonance imaging. *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI*, 22, 145-153. doi: 10.1002/jmri.20360
- Felson, D. T., McAlindon, T. E., Anderson, J. J., Naimark, A., Weissman, B. W., Aliabadi, P., . . . Lavalley, M. P. (1997). Defining radiographic osteoarthritis for the whole knee. *Osteoarthritis and Cartilage*, 5, 241-250. doi: 10.1016/S1063-4584(97)80020-9
- Felson, D. T., Niu, J., Gross, K. D., Englund, M., Sharma, L., Cooke, T. D. V., . . . Nevitt, M. C. (2013). Valgus malalignment is a risk factor for lateral knee osteoarthritis incidence and progression: Findings from the multicenter osteoarthritis study and the osteoarthritis initiative. *Arthritis and rheumatism*, 65, 355-362. doi: 10.1002/art.37726
- Fiacchi, F., Zambianchi, F., Digennaro, V., Ricchiuto, I., Mugnai, R., & Catani, F. (2014). In vivo kinematics of medial unicompartmental osteoarthritic knees during activities of daily living. *The Knee*, 21 Suppl 1, S10-14. doi: 10.1016/S0968-0160(14)50003-8
- Fitzpatrick, R., Fletcher, A., Gore, S., Jones, D., Spiegelhalter, D., & Cox, D. (1992). Quality of life measures in health care. I: Applications and issues in assessment. *BMJ (Clinical research ed.)*, 305, 1074-1077. doi: 10.1002/em.20581
- Fregly, B. J., Rahman, H. A., & Banks, S. A. (2005). Theoretical accuracy of model-based shape matching for measuring natural knee kinematics with single-plane fluoroscopy. *Journal of biomechanical engineering*, 127, 692-699. doi: 10.1115/1.1933949
- Fuss, F. K. (1992). Principles and mechanisms of automatic rotation during terminal extension in the human knee joint. *Journal of anatomy*, 180 (Pt 2, 297-304.
- Ganjikia, S., Duval, N., Yahia, L. H., & de Guise, J. A. (2000). Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study. *The Knee*, 7, 221-231.
- Giphart, J. E., Zirker, C. A., Myers, C. A., Pennington, W. W., & LaPrade, R. F. (2012). Accuracy of a contour-based biplane fluoroscopy technique for tracking knee joint kinematics of different speeds. *Journal of Biomechanics*. doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.08.045
- Goshtasby, A. A. (2005). *2-D and 3-D Image Registration: for Medical, Remote Sensing, and Industrial Applications* (WILEY).

- Gossec, L., Hawker, G., & Davis, A. (2007). OMERACT/OARSI initiative to define states of severity and indication for joint replacement in hip and knee osteoarthritis. *The Journal of rheumatology*, 6-9.
- Hagemeister, N., Parent, G., Van De Putte, M., St-Onge, N., Duval, N., & De Guise, J. (2005a). A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics. *Journal of Biomechanics*, 38, 1926-1931. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.05.013
- Hagemeister, N., Parent, G., Van de Putte, M., St-Onge, N., Duval, N., & de Guise, J. A. (2005b). A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics. *Journal of Biomechanics*, 38, 1926-1931.
- Hallén, L. G., & Lindahl, O. (1966). The “Screw-Home” Movement in the Knee-Joint. *Acta orthop. Scandinav.*, 37, 97-106.
- Hamai, S., Miura, H., Shimoto, T., Higaki, H., Fregly, B. J., Iwamoto, Y., & Banks, S. A. (2007). Can Magnetic Resonance Imaging – Derived Bone Models Be Used for Accurate Motion Measurement with Single-Plane Three-Dimensional Shape Registration ? *J Orthop Res*, 867-872. doi: 10.1002/jor
- Hamai, S., Moro-oka, T.-A., Miura, H., Shimoto, T., Higaki, H., Fregly, B. J., . . . Banks, S. A. (2009). Knee kinematics in medial osteoarthritis during in vivo weight-bearing activities. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, 27, 1555-1561. doi: 10.1002/jor.20928
- Hamai, S., Moro-Oka, T. A., Dunbar, N. J., Miura, H., Iwamoto, Y., & Banks, S. A. (2012). In vivo healthy knee kinematics during dynamic full flexion. *BioMed Research International*, 2013, 3-6. doi: 10.1155/2013/717546
- Hammer, W. I. (2007). Functional soft-tissue examination and treatment by manual methods. *Functional soft-tissue examination and treatment by manual methods*, 775.
- Han, S.-Y., Ge, S.-R., & Liu, H.-T. (2014). The Relation of Three-dimensional Knee Kinematics between Walking and Squatting for Healthy Young and Elderly Adults. *J. Phys. Ther. Sci.*, 26, 465-467.
- Hashemi, J., Chandrashekar, N., Gill, B., Beynnon, B. D., Slauterbeck, J. R., Schutt, R. C., . . . Dabezies, E. (2008). The geometry of the tibial plateau and its influence on the biomechanics of the tibiofemoral joint. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 90, 2724-2734. doi: 10.2106/JBJS.G.01358
- Hawker, G. (2010). The Epidemiology of Osteoarthritis (OA). 37, 1271-1354. doi: 10.3899/jrheum.100360

- Herman, a., Chechik, O., Segal, G., Kosashvili, Y., Lador, R., Salai, M., . . . Haim, A. (2015). The correlation between radiographic knee OA and clinical symptoms-do we know everything? *Clin Rheumatol.* doi: 10.1007/s10067-015-2871-8
- Hernandez Vaquero, D., & Fernandez Carreira, J. M. (2012). Relationship between radiological grading and clinical status in knee osteoarthritis. a multicentric study. *BMC musculoskeletal disorders*, 13, 194. doi: 10.1186/1471-2474-13-194
- Hsieh, H. H., & Walker, P. S. (1976). Stabilizing mechanisms of the loaded and unloaded knee joint. *J Bone Joint Surg Am*, 58, 87-93.
- Hunter, D. J. (2011). Pharmacologic therapy for osteoarthritis--the era of disease modification. *Nature reviews. Rheumatology*, 7, 13-22. doi: 10.1038/nrrheum.2010.178
- Jerbi, T. (2012). *Recalage de structures tridimensionnelles à partir d'acquisitions stéréo radiographiques basse dose. Application à l'estimation de mouvements humains* (Thèse de doctorat, École nationale supérieure des télécommunications de Bretagne, Plouzané, France).
- Jerbi, T., Burdin, V., Stindel, E., & Roux, C. H. (2009). *Registration of Low Dose bi-Planar Acquisitions for Motion Analysis.*
- Jerbi, T., Burdin, V., Stindel, E., & Roux, C. H. (2011). *A 2D 3D registration with low dose radiographic system for in vivo kinematic studies.* doi: 10.1109/IEMBS.2011.6091990
- Jonsson, H., & Kärrholm, J. (1994). Three-dimensional knee joint movements during a step-up: Evaluation after anterior cruciate ligament rupture. *Journal of Orthopaedic Research*, 12, 769-779. doi: 10.1002/jor.1100120604
- Kaiser, J., Bradford, R., Johnson, K., Wieben, O., & Thelen, D. G. (2014). Measurement of 3D Tibiofemoral Kinematics using Volumetric SPGR-VIPR Imaging. *Magn Reson Med*, 69, 1310-1316. doi: 10.1002/mrm.24362.Measurement
- Kapandji, A. (1985). *Physiologie articulaire : tome 2 - membre inférieur.* Paris, France: Maloine.
- Kawashima, K., Tomita, T., Tamaki, M., Murase, T., Yoshikawa, H., & Sugamoto, K. (2013). In vivo three-dimensional motion analysis of osteoarthritic knees. *Modern rheumatology / the Japan Rheumatism Association*, 23, 646-652. doi: 10.1007/s10165-012-0703-0
- Keays, S. L., Sayers, M., Mellifont, D. B., & Richardson, C. (2013). Tibial displacement and rotation during seated knee extension and wall squatting: a comparative study of tibiofemoral kinematics between chronic unilateral anterior cruciate ligament deficient and healthy knees. *The Knee*, 20, 346-353. doi: 10.1016/j.knee.2012.07.005

- Kellgren, J. H., & Lawrence, J. S. (1957). Radiological Assessment of Osteo-Arthrosis. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 16, 494-502. doi: 10.1136/ard.16.4.494
- Kim, H. Y., Kim, K. J., & Yang, D. S. (2015). Screw-Home Movement of the Tibiofemoral Joint during Normal Gait : Three-Dimensional Analysis. *Clinics in Orthopedic Surgery*, 303-309. doi: 10.4055/cios.2015.7.3.303
- Kirkley, A., Griffin, S., & Dainty, K. (2003). Scoring systems for the functional assessment of the shoulder. *Arthroscopy : the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 19, 1109-1120. doi: 10.1016/j.arthro.2003.10.030
- Kitagawa, A., Tsumura, N., Chin, T., Gamada, K., Banks, S. A., & Kurosaka, M. (2010). In vivo comparison of knee kinematics before and after high-flexion posterior cruciate-retaining total knee arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, 25, 964-969. doi: 10.1016/j.arth.2009.07.008
- Ko, K., & Sakkalis, T. (2014). Orthogonal projection of points in CAD/CAM applications: an overview. *Computational Design and Engineering*, 1, 116-127. doi: 10.7315/JCDE.2014.012
- Kobayashi, K., Sakamoto, M., Tanabe, Y., Ariumi, A., Sato, T., Omori, G., & Koga, Y. (2009). Automated image registration for assessing three-dimensional alignment of entire lower extremity and implant position using bi-plane radiography. *Journal of Biomechanics*, 42, 2818-2822. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.08.022
- Koca, I., Boyaci, A., & Tutoglu, A. (2014). The Relationship between Quadriceps Thickness, Radiological Staging, and Clinical Parameters in Knee Osteoarthritis. *Journal of physical ...*, 26, 931-936.
- Kon, E., Altadonna, G., Filardo, G., Matteo, B., & Marcacci, M. (2014). Knee Scoring Systems. *European Surgical Orthopaedics and Traumatology*, 3371-3388. doi: 10.1007/978-3-642-34746-7_120
- Konyukhov, A., & Schweizerhof, K. (2013). Closest Point Projection Procedure and Corresponding Curvilinear Coordinate System. *Computational Contact Mechanics*, 67, 35-62.
- Konyukhov, A., & Schweizerhof, K. (2008). On the solvability of closest point projection procedures in contact analysis: Analysis and solution strategy for surfaces of arbitrary geometry. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 197, 3045-3056. doi: 10.1016/j.cma.2008.02.009

- Kozanek, M., Hosseini, A., Liu, F., Van de Velde, S. K., Gill, T. J., Rubash, H. E., & Li, G. (2009). Tibiofemoral kinematics and condylar motion during the stance phase of gait. *Journal of Biomechanics*, 42, 1877-1884. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.05.003
- Kuriwaka, Y. (1982). [A biomechanical study of osteoarthritis of the knee with special reference to the rotatory movement of the knee joint]. *Nihon Seikeigeka Gakkai Zasshi*, 56, 713-726.
- Labbé, D. R., Hagemester, N., Tremblay, M., & de Guise, J. A. (2008). Reliability of a method for analyzing three-dimensional knee kinematics during gait. *Gait & posture*, 28, 170-174.
- Lanjerit, B., & Bissérie, M. (1992). Cinématique spatiale de l'articulation fémoro-tibiale du genou humain : caractérisation expérimentale et implications chirurgicales. *Acta Orthopaedica Belgica*, 58, 147-158.
- Lerner, A. L., Tamez-Pena, J. G., Houck, J. R., Yao, J., Harmon, H. L., Salo, A. D., & Totterman, S. M. S. (2003). The use of sequential MR image sets for determining tibiofemoral motion: reliability of coordinate systems and accuracy of motion tracking algorithm. *Journal of biomechanical engineering*, 125, 246-253. doi: 10.1115/1.1557615
- Li, G., Van de Velde, S. K., & Bingham, J. T. (2008). Validation of a non-invasive fluoroscopic imaging technique for the measurement of dynamic knee joint motion. *Journal of Biomechanics*, 41, 1616-1622. doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.01.034
- Li, J.-S., Tsai, T.-Y., Wang, S., Li, P., Kwon, Y.-M., Freiberg, A., . . . Li, G. (2014). Prediction of In Vivo Knee Joint Kinematics Using a Combined Dual Fluoroscopy Imaging and Statistical Shape Modeling Technique. *Journal of Biomechanical Engineering*, 136, 124503. doi: 10.1115/1.4028819
- Lin, C.-C., Zhang, S., Frahm, J., Lu, T.-W., Hsu, C.-Y., & Shih, T.-F. (2013). A slice-to-volume registration method based on real-time magnetic resonance imaging for measuring three-dimensional kinematics of the knee. *Medical physics*, 40, 1023021-1023027. doi: 10.1118/1.4820369
- Lustig, S., Magnussen, R. a., Cheze, L., & Neyret, P. (2012). The KneeKG system: a review of the literature. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA*, 20, 633-638. doi: 10.1007/s00167-011-1867-4
- Manal, K., McClay, I., Stanhope, S., Richards, J., & Galinat, B. (2000). Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study. *Gait & Posture*, 11, 38-45. doi: 10.1016/S0966-6362(99)00042-9

- Marieb, E., & Koehn, K. (2007). *Human Anatomy and Physiology* (7th Edition éd.). Pearson Education.
- Markelj, P., Tomaževič, D., Likar, B., & Pernuš, F. (2012). A review of 3D/2D registration methods for image-guided interventions. *Medical image analysis*, *16*, 642-661. doi: 10.1016/j.media.2010.03.005
- McAlindon, T. E., Cooper, C., Kirwan, J. R., & Dieppe, P. A. (1993). Determinants of disability in osteoarthritis of the knee. *Annals of the Rheumatic Diseases*, *52*, 258-262. doi: 10.1136/ard.52.4.258
- Miller, M. E., Rejeski, W. J., Messier, S. P., & Loeser, R. F. (2001). Modifiers of change in physical functioning in older adults with knee pain: the Observational Arthritis Study in Seniors (OASIS). *Arthritis and rheumatism*, *45*, 331-339. doi: 10.1002/1529-0131(200108)45:4<331::AID-ART345>3.0.CO;2-6
- Miranda, D. L., Rainbow, M. J., Leventhal, E. L., Crisco, J. J., & Fleming, B. C. (2011). Automatic Determination of Anatomical Coordinate Systems for Three-Dimensional Bone Models of the Isolated Human Knee. *J. Biomech*, *43*, 1623-1626. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.01.036
- Mochizuki, T., Sato, T., Tanifuji, O., Kobayashi, K., Koga, Y., Yamagiwa, H., . . . Endo, N. (2013). In vivo pre- and postoperative three-dimensional knee kinematics in unicompartamental knee arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Science*, *18*, 54-60. doi: 10.1007/s00776-012-0322-9
- Mori, G., Belongie, S., & Malik, J. (2005). Efficient Shape Matching Using Shape Contexts. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, *27*, 1832-1837. doi: 10.1109/tpami.2005.220
- Moro-oka, T.-a., Hamai, S., Miura, H., Shimoto, T., Higaki, H., Fregly, B. J., . . . Banks, S. A. (2007). Can magnetic resonance imaging-derived bone models be used for accurate motion measurement with single-plane three-dimensional shape registration? *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, *25*, 867-872. doi: 10.1002/jor.20355
- Moro-oka, T.-a., Hamai, S., Miura, H., Shimoto, T., Higaki, H., Fregly, B. J., . . . Banks, S. A. (2008). Dynamic activity dependence of in vivo normal knee kinematics. *Journal of Orthopaedic Research*, *26*, 428-434. doi: 10.1002/jor.20488
- Moyer, R. F., Ratneswaran, a., Beier, F., & Birmingham, T. B. (2014). Osteoarthritis Year in Review 2014: mechanics – basic and clinical studies in osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*, *22*, 1989-2002. doi: 10.1016/j.joca.2014.06.034

- Mu, S., Moro-oka, T., Johal, P., Hamai, S., Freeman, M. A. R., & Banks, S. A. (2011). Comparison of static and dynamic knee kinematics during squatting. *Clinical Biomechanics*, 26, 106-108. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.08.006
- Muhit, A. A., Pickering, M. R., Ward, T., Scarvell, J. M., & Smith, P. N. (2010). *A comparison of the 3D kinematic measurements obtained by single-plane 2D-3D image registration and RSA*. doi: 10.1109/iembs.2010.5628083
- Nagano, Y., Naito, K., Saho, Y., Torii, S., Ogata, T., Nakazawa, K., . . . Fukubayashi, T. (2012). Association between in vivo knee kinematics during gait and the severity of knee osteoarthritis. *The Knee*, 19, 628-632. doi: 10.1016/j.knee.2011.11.002
- Nishino, K., Omori, G., Koga, Y., Kobayashi, K., Sakamoto, M., Tanabe, Y., . . . Arakawa, M. (2015). Three-dimensional dynamic analysis of knee joint during gait in medial knee osteoarthritis using loading axis of knee. *Gait & Posture*, 42, 127-132. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.04.018
- Ouertani, F., Vazquez, C., Cresson, T., de Guise, J.A. (2015). Simultaneous extraction of two adjacent bony structures in x-ray images: application to hip joint segmentation. *IEEE Conference On Image Processing 2015*, 4555-4559.
- Ohnishi, T., Suzuki, M., Nawata, A., Naomoto, S., Iwasaki, T., & Haneishi, H. (2010). Three-dimensional motion study of femur, tibia, and patella at the knee joint from bi-plane fluoroscopy and CT images. *Radiol Phys Technol*, 3, 151-158. doi: 10.1007/s12194-010-0090-1
- Ontario Medical Advisory Secretariat (2005). Total Knee Replacement. *Ontario Health Technology Assessment Series*, 5, 1-51.
- Ozcakir, S., Raif, S. L., Sivrioglu, K., & Kucukcakir, N. (2011). Relationship between radiological severity and clinical and psychological factors in knee osteoarthritis. *Clin Rheumatol.*, 30, 1521-1526.
- Parsons, C., Clynes, M., Syddall, H., Jagannath, D., Litwic, A., van der Pas, S., . . . Edwards, M. H. (2015). How well do radiographic, clinical and self-reported diagnoses of knee osteoarthritis agree? Findings from the Hertfordshire cohort study. *SpringerPlus*, 4, 177. doi: 10.1186/s40064-015-0949-z
- Patel, V. V., Hall, K., Ries, M., Lotz, J., Ozhinsky, E., Lindsey, C., . . . Majumdar, S. (2004). A three-dimensional MRI analysis of knee kinematics. *Journal of Orthopaedic Research*, 22, 283-292. doi: 10.1016/j.orthres.2003.08.015
- Pegna, J., & Wolter, F.-E. (1996). Surface curve design by orthogonal projection of space curves onto free-form surfaces. *Journal of Mechanical Design*, 118, 45-52.

- Petersson, I. F., Boegård, T., Saxne, T., Silman, a. J., & Svensson, B. (1997). Radiographic osteoarthritis of the knee classified by the Ahlbäck and Kellgren & Lawrence systems for the tibiofemoral joint in people aged 35-54 years with chronic knee pain. *Annals of the rheumatic diseases*, 56, 493-496.
- Pommier, S., & Berthaud, Y. (2010). *Mécanique générale* (DUNOD éd.). Paris, France.
- Qi, W., Hosseini, A., Tsai, T.-Y., Li, J.-S., Rubash, H. E., & Li, G. (2014). In Vivo Kinematics of the Knee during Weight Bearing in High Flexion. *J. Biomech*, 46, 1576-1582. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.03.014.
- Rebmann, A. J., & Sheehan, F. T. (2003). Precise 3D skeletal kinematics using fast phase contrast magnetic resonance imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 17, 206-213. doi: 10.1002/jmri.10253
- Rejeski, W. J., Ettinger Jr., W. H., Schumaker, S., James, P., Burns, R., & Elam, J. T. (1995). Assessing performance-related disability in patients with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*, 3, 157-167.
- Roche, A. (2001). *roc* (Université Nice Sophia Antipolis, Nice, France).
- Roos, E. M., & Toksvig-Larsen, S. (2003). Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS) - validation and comparison to the WOMAC in total knee replacement. *Health and quality of life outcomes*, 1, 17. doi: 10.1186/1477-7525-1-17
- Giffin, J., Vogrin, T., Zantop, T., Woo, S., Harner, C. (2004). Effects of Increasing Tibial Slope on the Biomechanics of the Knee. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(2), 396-382.
- Sanghi, D., Avasthi, S., Mishra, A., Singh, A., Agarwal, S., & Srivastava, R. (2011). Is radiology a determinant of pain, stiffness, and functional disability in knee osteoarthritis? A cross-sectional study. *Journal of Orthopaedic Science*, 16, 719-725. doi: 10.1007/s00776-011-0147-y
- Sati, M., de Guise, J. A., Larouche, S., & Drouin, G. (1996). Quantitative assessment of skin-bone movement at the knee. *The Knee*, 3, 121-138. doi: 10.1016/0968-0160(96)00210-4
- Scarvell, J. M., Pickering, M. R., & Smith, P. N. (2009). New registration algorithm for determining 3D knee kinematics using CT and single-plane fluoroscopy with improved out-of-plane translation accuracy. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, 28, 334-340. doi: 10.1002/jor.21003

- Schlatterer, B., Südhoff, I., Bonnet, X., Catonne, Y., Maestro, M., & Skalli, W. (2009). Skeletal landmarks for TKR implantations: Evaluation of their accuracy using EOS imaging acquisition system. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 95, 2-11.
- Shapiro, L. M., & Gold, G. E. (2012). MRI of weight bearing and movement. *Osteoarthritis and Cartilage*, 20, 69-78. doi: 10.1016/j.joca.2011.11.003
- Sharma, L., Kapoor, D., & Issa, S. (2006). Epidemiology of osteoarthritis: an update. *Current Opinion in Rheumatology*, 18, 147-156.
- Sharma, L., Song, J., Dunlop, D., Felson, D., Lewis, C. E., Segal, N., . . . Nevitt, M. (2010). Varus and valgus alignment and incident and progressive knee osteoarthritis. *Annals of the rheumatic diseases*, 69, 1940-1945. doi: 10.1136/ard.2010.129742
- Sheehan, F. T., Zajac, F. E., & Drace, J. E. (1998). Using cine phase contrast magnetic resonance imaging to non-invasively study in vivo knee dynamics. *Journal of Biomechanics*, 31, 21.
- Shultz, S. J., & Schmitz, R. J. (2012). Tibial Plateau Geometry Influences Lower Extremity Biomechanics During Landing. *The American Journal of Sports Medicine*, 40, 2029-2036. doi: 10.1177/0363546512453295
- Smoger, L. M., Fitzpatrick, C. K., Clary, C. W., Cyr, A. J., Maletsky, L. P., Rullkoetter, P. J., & Laz, P. J. (2015). Statistical modeling to characterize relationships between knee anatomy and kinematics. *Journal of Orthopaedic Research*, 33, 1620-1630. doi: 10.1002/jor.22948
- Südhoff, I. (2007). *Modélisation géométrique et mécanique personnalisée de l'appareil locomoteur. Dissertation, ENSAM Arts et métiers ParisTech.*
- Südhoff, I., Van Driessche, S., Laporte, S., de Guise, J. A., & Skalli, W. (2007). Comparing three attachment systems used to determine knee kinematics during gait. *Gait and Posture*. doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.06.002
- Tanifuji, O., Sato, T., Kobayashi, K., Mochizuki, T., Koga, Y., Yamagiwa, H., . . . Endo, N. (2011). Three-dimensional in vivo motion analysis of normal knees using single-plane fluoroscopy. *Journal of Orthopaedic Science*, 16, 710-718. doi: 10.1007/s00776-011-0149-9
- Tashman, S., & Anderst, W. (2003). In-vivo measurement of dynamic joint motion using high speed biplane radiography and CT: application to canine ACL deficiency. *J Biomech Eng*, 125, 238-245. doi: 10.1115/1.1559896

- Tsai, T.-Y., Li, J.-S., Wang, S., Li, P., Kwon, Y.-M., & Li, G. (2015). Principal component analysis in construction of 3D human knee joint models using a statistical shape model method. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 18, 721-729. doi: 10.1080/10255842.2013.843676
- Tsai, T.-Y., Lu, T.-W., Chen, C.-M., Kuo, M.-Y., & Hsu, H.-C. (2010). A volumetric model-based 2D to 3D registration method for measuring kinematics of natural knees with single-plane fluoroscopy. *Med. Phys.*, 37.
- Tsai, T.-Y., Lu, T.-W., Kuo, M.-Y., & Lin, C.-C. (2011). Effects of soft tissue artifacts on the calculated kinematics and kinetics of the knee during stair-ascent. *Journal of Biomechanics*, 44, 1182-1188. doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.01.009
- Tuominen, E. K. J., Kankare, J., Koskinen, S. K., & Mattila, K. T. (2013). Weight-bearing CT imaging of the lower extremity. *American Journal of Roentgenology*, 200, 146-148. doi: 10.2214/AJR.12.8481
- Turcot, K. (2008). *Développement d'une méthode accélérométrique tridimensionnelle pour l'évaluation d'une population atteinte d'arthrose du genou: application a un contexte de marche* (Thèse de doctorat, Université de Montreal, Montréal, Canada).
- Valenti, M., de Momi, E., Yu, W., Ferrigno, G., Akbari Shandiz, M., Anglin, C., & Zheng, G. (2015). Fluoroscopy-based tracking of femoral kinematics with statistical shape models. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 2-10. doi: 10.1007/s11548-015-1299-6
- von Eisenhart-Rothe, R., Lenze, U., Hinterwimmer, S., Pohlig, F., Graichen, H., Stein, T., . . . Burgkart, R. (2012). Tibiofemoral and patellofemoral joint 3D-kinematics in patients with posterior cruciate ligament deficiency compared to healthy volunteers. *BMC musculoskeletal disorders*, 13, 231. doi: 10.1186/1471-2474-13-231
- Vos, T., Flaxman, A. D., Naghavi, M., Lozano, R., Michaud, C., Ezzati, M., . . . Memish, Z. A. (2014). Years lived with disability (YLDs) for 1160 sequelae of 289 diseases and injuries 1990-2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. *Lancet*, 380, 2163-2196. doi: 10.1016/S0140-6736(12)61729-2
- Wylie, J. D., Beckmann, J. T., Granger, E., & Tashjian, R. Z. (2014). Functional outcomes assessment in shoulder surgery. *World journal of orthopedics*, 5, 623-633. doi: 10.5312/wjo.v5.i5.623
- You, B.-m., Siy, P., Anderst, W., & Tashman, S. (2001). In vivo measurement of 3-D skeletal kinematics from sequences of biplane radiographs: application to knee kinematics. *IEEE Trans Med Imaging*, 20, 514-525.

- Zhang, W., Moskowitz, R. W., Nuki, G., Abramson, S., Altman, R. D., Arden, N., . . . Tugwell, P. (2008). OARSI recommendations for the management of hip and knee osteoarthritis, Part II: OARSI evidence-based, expert consensus guidelines. *Osteoarthritis and cartilage*, 16, 137-162. doi: 10.1016/j.joca.2007.12.013
- Zheng, G. (2009a). Statistical Deformable Model-Based Reconstruction of a Patient-Specific Surface Model from Single Standard X-ray Radiograph. *Computer Analysis of Images and Patterns*, 5702, 672-679. doi: 10.1007/978-3-642-03767-2_82
- Zhu, Z., & Li, G. (2011). Construction of 3D human distal femoral surface models using a 3D statistical deformable model. *Journal of Biomechanics*. doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.07.006
- Zifchock, R., Kirane, Y., Hillstrom, H., and The Hospital for Special Surgery Lower Extremity Realignment Research Group. (2011). Are Joint Structure and Function Related to Medial Knee OA Pain? A Pilot Study. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 469, 2866-2873. doi: 10.1007/s11999-011-1969-9