

3D analysis of the misalignment fo the lower extremity, a pre, per and postoperative study

Laurent Nodé-Langlois

► To cite this version:

Laurent Nodé-Langlois. 3D analysis of the misalignment fo the lower extremity, a pre, per and postoperative study. Engineering Sciences [physics]. Arts et Métiers ParisTech, 2003. English. NNT: 2003ENAM0021. pastel-00000981

HAL Id: pastel-00000981 https://pastel.hal.science/pastel-00000981

Submitted on 17 Jan 2005 $\,$

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers. L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers Centre de Paris



présentée pour obtenir le grade de

DOCTEUR

De

L'ÉCOLE NATIONALE SUPÉRIEURE **D'ARTS ET MÉTIERS**

Spécialité : Biomécanique

Par

Laurent NODÉ-LANGLOIS

ANALYSES TRIDIMENSIONNELLES DES DEVIATIONS ANGULAIRES DES AXES DU MEMBRE INFERIEUR, EN PRE PER ET POSTOPERATOIRE

Soutenue le 19 décembre 2003, devant le Jury d'examen :

MM.

NEYRET, Professeur des universités, Hôpital de la Croix Rousse, Lyon Ρ. Р. Professeur des universités, CTO de la CRAMAM, Illkirch KEHR.

Rapporteur

L. RAKOTOMANANA, Professeur des universités, université Rennes I, Rennes

F. LAVASTE, Professeur des universités, LBM-ENSAM-CNRS, Paris

L. CHEZE, Maître de conférence, HDR, université Lyon I, Lyon

W. SKALLI, Professeur des universités, LBM-ENSAM-CNRS, Paris.

L'ENSAM est un Grand Etablissement dépendant du Ministère de l'Education Nationale, composé de huit centres : AIX-EN-PROVENCE ANGERS BORDEAUX CHÂLONS-SUR-MARNE CLUNY LILLE METZ PARIS

Rapporteur

À Delphine

Pour sa patience, son amour...

Remerciements

Je souhaite vivement remercier les personnes qui ont contribué à la réalisation de ce travail. Veuillez me pardonner si j'oublie aujourd'hui certains d'entre vous, ce n'était pas ma volonté.

Le Pr. Philippe NEYRET, pour m'avoir enseigné les notions indispensables à la chirurgie prothétique du genou et suivi tout au long de ce travail de thèse.

Le Dr. Roger BADET, pour sa gentillesse, sa disponibilité et la pertinence de ses remarques.

Le Pr. François LAVASTE, directeur du LBM, pour m'avoir transmis sa passion pour la biomécanique et suivi en tant que directeur de ce travail de thèse en doctorat.

Le Pr. Wafa SKALLI, co-directrice du LBM, pour son soutien et son expertise essentielle dans le développement et l'amélioration de mes travaux.

David MITTON, maître de conférence au LBM, pour son aide précieuse, sa disponibilité et sa gentillesse.

Alexandre TEMPLIER, directeur de la société Surgiview, pour sa confiance qui m'a permis de réaliser ce travail de recherche parallèlement à mon activité professionnelle.

Yves Alain RATRON, directeur R&D de la société Tornier, pour la confiance qu'il m'a témoigné, sa patience et sa gentillesse.

Eric BELOUX, attaché scientifique de la société Tornier, qui m'a conseillé dès le début les ouvrages de référence et complété ma formation en anatomie du membre inférieur.

Christophe NENNIG, ingénieur chez Praxim, pour son écoute et les bons moments que nous avons passé lors de la conception du logiciel de navigation chirurgicale.

Le Dr. Thomas BAUER, pour la qualité et la quantité de travail réalisé et sa très grande disponibilité. Merci pour tout.

Sébastien LAPORTE, enseignant chercheur au LBM, sans qui ces travaux auraient été impossibles, pour ses connaissances, sa passion pour les sciences et son goût pour les enseigner.

Benjamin AUBERT, programmeur au LBM, pour son aide très précieuse et ses capacités à imaginer et mettre en place des solutions informatiques qui améliorent la qualité du travail à réaliser.

Mohamed MARHOUM, bibliothécaire au LBM, pour la réorganisation complète de notre outil de travail : la bibliothèque, mais aussi pour son franc parler et sa bonne humeur.

Patricia SIASSIA et Christophe CANU, pour leur sympathie et leur aide logistique qui m'ont aidé à mener, dans de bonnes conditions, la préparation de la soutenance.

L'équipe de radiologie du centre Livet à Caluire et Cuire représentée par Maryse DELLIANCE, l'équipe du bloc opératoire dirigée par Anne Marie GIRAUD et enfin l'équipe de soins hospitaliers avec Mlle FOLLIET et Mme ALLARD. Un grand merci à vous tous. Votre accueil m'a permis de réaliser ce travail dans des conditions optimales.

Les étudiants en doctorat et en DEA au LBM, pour leur bonne humeur et leur soutien tout au long de ce travail. Merci de préserver cet esprit d'équipe qui règne au laboratoire...

Enfin, merci à ma famille pour son soutien et pour m'avoir permis de réaliser mes études dans les meilleurs conditions...

Tables des matières

REMERCIEMENTS	5
TABLES DES MATIERES	7
PREAMBULE	13
INTRODUCTION GENERALE	15
CHAPITRE I	19
1 Le genou	21
1. Le GENOU	21
1.1.1. Structure osseuse	
1.1.2. Les movens d'union	
1.2. Analyse cinématique	
1.3. Architecture générale du membre inférieur : aspect morphologique	
2. L'ARTHROSE FEMORO-TIBIALE ET SON TRAITEMENT CHIRURGICAL	
2.1. Anatomie radiologique de l'articulation fémoro-tibiale	
2.2. Radiologie standard de l'arthrose fémoro-tibiale	
2.2.1. Techniques radiologiques	
2.2.2. Signes radiologiques d'arthrose fémoro-tibiale	
2.3. Place et intérêt de la gonométrie	
2.4. Le traitement chirurgical	41
2.4.1. La prothèse totale de genou	41
2.4.2. Les critères de pose et d'évaluation du résultat clinique	
2.4.3. La technique opératoire	
3. PROBLEMATIQUE ACTUELLE	51
4. CONCLUSION ET OBJECTIFS DE LA THESE	
CHAPITRE II	55
1. Stereoradiographie et algorithme de recon-struction : Non	Stereo
Corresponding Contour	
2. MISE EN ŒUVRE EN MILIEU CLINIQUE	
2.1. Dispositif de calibrage	58
2.2. Support radiographique	59
2.3. Position du patient	60
2.4. Outil de mesure informatique	61
3. CALCULS 3D ET EVALUATION PREOPERATOIRE DE LA DEVIATION ANGULAIRE.	61
3.1. Matériels et méthodes	61
3.1.1. Population	61
3.1.2. Définition des paramètres mesurés	
3.1.3. Méthode descriptive et tests statistiques	
3.1.4. Evaluation de la reproductibilité morphométrique et morphologiqu	ue 70

3.1.5.	Analyse	morphologique	tridimensionnelle :	le	choix	du	repère
d'interpr	étation						
3.2. Rés	ultats			•••••			75
3.2.1.	Durée du	protocole 3D					
3.2.2.	Première	étude : reproductil	oilité morphométrique				
3.2.3.	Deuxième	étude : reproduct	ibilité morphologique				81
3.2.4.	Troisième	étude : choix du 1	repère d'interprétation	۱			
3.3. Dis	cussion			•••••			86
3.3.1.	Aspect me	orphométrique					86
3.3.2.	Analyse n	norphologique (go	nométrie)				89
4. EVALUA	TION POSTC	PERATOIRE DE LA	DEVIATION ANGULAI	RE D	ES AXES	DU N	IEMBRE
INFERIEUR						•••••	
4.1. Ma	tériels et me	éthodes		•••••		•••••	
4.1.1.	Matériel c	l'ostéosynthèse					
4.1.2.	Protocoles	s de mesure				•••••	
4.2. Rés	ultats et dis	cussions		•••••			95
5. CONCLU	SION ET PER	SPECTIVES					
CHAPITRE III	r 			•••••	•••••	•••••	101
1. Introdu	JCTION A LA	CHIRURGIE ORTHO	OPEDIQUE ASSISTEE PA	R OR	DINATEU	J R	103
1.1. Per	ception de l	l'information					103
1.2. Rai	sonnement			•••••			105
1.3. Act	ion			•••••			107
1.3.1.	Les systèr	nes passifs					107
1.3.2.	Les systèr	nes actifs					109
1.3.3.	Les systèr	nes semi-actifs					110
1.4. Syn	thèse et and	alyse de la bibliog	raphie			•••••	111
2. CONTRIBUTION AU DEVELOPPEMENT D'UN OUTIL INFORMATIQUE D'ASSISTANCE AU							
GESTE CHIRUF	RGICAL DU C	GENOU					112
2.1. Ma	tériels et me	éthodes		•••••			112
2.1.1.	Le localis	ateur tridimension	nel				112
2.1.2.	Une imag	erie 3D peropérato	oire				112
2.1.3.	L'ancillai	re mécanique de p	ose				113
2.1.4.	Déroulem	ent des étapes per	opératoires				115
2.1.5.	Application	on clinique					120
2.2. Rés	ultat				•••••		121
2.3. Dis	cussion			•••••	•••••		123
2.4. Syn	thèse				•••••	•••••	125
3. Evalua	TION PRE, PI	ER ET POSTOPERAT	OIRE				127
3.1. Ma	tériels et me	éthodes					127
3.1.1.	Population	n					127
3.1.2.	Protocole	d'étude					127
3.2. Rés	ultats cliniq	ques préliminaires	, discussion	•••••			128

3.3.	Synthèse	
CONCLU	SION GENERALE	
BIBLIOG	SRAPHIE	

PREAMBULE

Ce travail de recherche a été réalisé dans le cadre d'un contrat avec la société SURGIVIEW s.a (Paris). SURGIVIEW est spécialisée dans le développement de systèmes informatiques, dédiés à la sauvegarde de données cliniques et au traitement de l'imagerie médicale.

Pour appliquer nos recherches, nous avons utilisé les produits d'ostéosynthèses développés par la société TORNIER s.a (Grenoble). Les essais cliniques, mettant en œuvre le protocole de mesure tridimensionnel, ont été réalisés avec le Professeur Philippe NEYRET, chef de service à l'hôpital de la Croix Rousse, centre Livet (Caluire et Cuire).

Enfin, le logiciel de reconstruction tridimensionnelle, présenté dans ce rapport, est issu d'une collaboration entre le Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie CRCHUM-ETS (LIO) de Montréal et le Laboratoire de Biomécanique de Paris ENSAM-CNRS (LBM). C'est au Laboratoire de Biomécanique de Paris, que nos travaux ont été menés.

Introduction générale

La pose de prothèse de genou a considérablement évolué durant ces vingt dernières années. Les indications deviennent de plus en plus larges, outre Atlantique le nombre de prothèses de genou posées, dépasserait celui des prothèses totales de hanche¹. En France, on compte en moyenne depuis 1999, près de quarante cinq mille arthroplasties de genou par an². L'arthroplastie du genou se généralise et concerne désormais des patients plus jeunes. Il n'est plus rare de proposer ce type d'intervention pour une population encore très active. La qualité de l'implant et la précision du geste chirurgical sont dans ce cas déterminants.

La gonarthrose, terme spécifique pour décrire l'arthrose du genou, est à l'origine de l'arthroplastie. Elle traduit un vieillissement prématuré du cartilage. Cette usure altère l'interligne articulaire et modifie la répartition des efforts au niveau de l'articulation. La posture et la marche du patient sont directement touchées.

Le diagnostic de la gonarthrose repose essentiellement sur un examen radiologique complet. C'est à partir de cette évaluation, réalisée dans le plan frontal, que la déviation angulaire du genou est quantifiée et que le geste chirurgical est planifié. La gonométrie définit cette mesure radiologique.

Une revue de la littérature montre que la gonométrie est très largement utilisée et cependant critiquée. L'image de Henry MANKIN [GRE1994] illustre assez bien le problème « La radiographie n'est qu'une ombre de la réalité ». En conséquence, la chirurgie s'appuie sur une évaluation monoplanaire alors qu'au final, le chirurgien décide de la position tridimensionnelle de l'implant, lors de la réalisation des coupes osseuses.

Il faut attendre le début des années quatre vingt dix, pour suivre les premiers pas de la chirurgie orthopédique assistée par ordinateur. L'imagerie préopératoire n'est plus indispensable pour planifier le geste opératoire. Le système calcule, en trois dimensions, la déviation du membre inférieur, pendant l'intervention chirurgicale [KRA1999]. Bien que ce système innovant et précis intervienne durant la chirurgie, le suivi postopératoire est toujours réalisé sur un support radiographique conventionnel, laissant peu de moyen de vérifier, en trois dimensions, la correction réalisée. La radiographie conventionnelle atteint ici ses limites, en terme de représentation mais également de précision.

Les objectifs de ce travail sont de mettre en place un protocole de mesure tridimensionnel, permettant d'évaluer selon les trois plans anatomiques [CAB1998], les déviations angulaires des axes du membre inférieur et les paramètres de pose de la prothèse tout au long du cycle chirurgical, y compris lors du suivi postopératoire.

Pour atteindre ces objectifs nous aborderons après une courte description anatomique, la problématique de la planification et du suivi postopératoire. Nous présenterons dans le

¹ Source Internet 2002. U.S. Departement of Health and Human services - National Center for Health Statistics

² Source SOFCOT : Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatique.

deuxième chapitre, nos travaux concernant la reconstruction tridimensionnelle du genou pathologique et la mesure des paramètres cliniques associés, avec et sans prothèse. C'est dans le troisième et dernier chapitre que nous aborderons nos travaux portant sur le système de navigation chirurgicale. L'association de ces outils devrait nous permettre de proposer au clinicien un protocole de mesure tridimensionnel fiable et reproductible.

Chapitre I Base d'anatomie fonctionnelle du genou et bibliographie

1. Le genou

Il ne s'agit pas ici de traiter en détail l'anatomie descriptive et fonctionnelle du genou, l'objectif est de rappeler certaines structures anatomiques et leurs rôles au sein de l'articulation fémoro-tibiale. La description des éléments nécessaires à la compréhension de ce travail, s'appuie sur les ouvrages de CABROL (1998) et KAPANDJI (1994).

1.1. Anatomie descriptive

Le genou est composé de deux articulations : l'articulation fémoro-tibiale et l'articulation fémoro-patellaire [FIGURE 1]. Notre travail, repose sur la compréhension de l'équilibre statique du membre inférieur et donc principalement sur l'articulation fémoro-tibiale.



Figure 1 : Coupe sagittale du genou. I. l'articulation fémoro-tibiale. II. L'articulation fémoro-patellaire [CAB1998].

1.1.1. Structure osseuse

Le fémur

La partie postérieure de l'épiphyse distale du fémur supporte les deux condyles (1) et (2). Ils sont proéminents et divergents vers l'arrière, présentant une double convexité transversale et sagittale [FIGURE 2]. Les condyles sont séparés en arrière par l'échancrure intercondylienne (3).



Figure 2 : Le fémur [CAB1998]. La région supérieure ou épiphyse proximale, contient le col du fémur et la tête fémorale. La région inférieure ou épiphyse distale, correspond aux condyles. a) Vue postérieure frontale. b) Vue transversale de l'épiphyse distale. 1. Condyle médial. 2. Condyle latéral. 3. Echancrure intercondylienne.

Comme le montre Kapandji [KAP1994], dans un plan sagittal, la courbure des surfaces articulaires de ces condyles évolue. L'ensemble des centres de courbure décrit une courbe évolute, dite évolute de Fick [FIGURE 3].



Figure 3 : Coupe latérale et médiale du fémur montrant les courbures et le lieu des centres de courbures [KAP1994].

La trochlée fémorale, est située à la face antérieure de l'épiphyse distale du fémur, elle est formée de deux joues (2) et (3) séparées par une gorge (1); la joue latérale étant plus saillante que la joue médiale [FIGURE 4]. La trochlée et la rotule ou patella forment l'articulation femoro-patellaire.



Figure 4 : Articulation du genou droit ouverte, la rotule est rabattue vers le bas [CAB1998]. 1. Gorge trochléenne. 2. Joue Latérale. 3. Joue médiale.

Le tibia

L'épiphyse proximale du tibia est constituée de deux tubérosités [FIGURE 5], chacune surmontée d'une cavité glénoïde qui forme le plateau tibial. La cavité glénoïde médiale (1) est concave transversalement et sagittalement, constituant une cupule dans laquelle se stabilise le condyle médial. La cavité glénoïde latérale (2) est concave transversalement et convexe sagittalement, permettant un déplacement sagittal du condyle latéral. Dans la partie centrale du plateau, les cavités se redressent pour former le massif des épines (3). Ce massif crée un pivot de rotation qui s'engage dans la fosse intercondylienne.



Figure 5 : a) Le tibia, vue antérieure [CAB1998]. b) Le plateau tibial. 1. Cavité glénoïde médiale. 2. Cavité glénoïde latérale. 3. Massif des épines tibiales.

1.1.2. Les moyens d'union

Un système ligamentaire assure la liaison mécanique entre le fémur et le tibia. Il est complété par un système musculaire qui assure une stabilisation statique et dynamique. De même, la patella ou rotule est liée au tibia par le ligament patellaire (4) [FIGURE 4].

Les ligaments, la capsule [FIGURE 6]

Les ligaments de l'articulation fémoro-tibiale sont :

- Le ligament croisé postérieur (LCP) qui s'insère au niveau de la moitié supérieure de la face médiale de l'échancrure intercondylienne et sur la partie postérieure de l'épine tibiale, en dessous de l'interligne articulaire,
- Le ligament croisé antérieur (LCA) qui s'insère dans la partie postérieure de la face latérale de l'échancrure intercondylienne, il croise par devant le ligament croisé postérieur pour se fixer sur la partie antérieure de l'épine tibiale,
- *Le ligament latéral interne* (LLI) qui s'insère sur la face médiale du condyle médial et sur la face médiale du tibia,

- *Le ligament latéral externe* (LLE) qui s'insère sur la face externe du condyle latéral et sur la tête de la fibula. A noter que l'articulation fibulo-tibiale ne possède pratiquement aucune mobilité.

En complément des ligaments, les coques condyliennes postérieures ont un rôle primordial dans la stabilité du genou en extension. Enfin, la capsule enserre la totalité de l'articulation du genou et contient le liquide synovial.



Figure 6 : a) Les ligaments latéraux interne (1) et externe (2). b) Les ligaments croisés antérieur (3) et postérieur (4).c) Insertion de la capsule articulaire [CAB1998].

Les ménisques

Si aucune structure n'augmente la congruence³ fémoro-patellaire, la congruence fémorotibiale est grandement améliorée par la présence de ces fibrocartilages [FIGURE 7b].

Le ménisque médial assez ouvert (en forme de C) accroît la concavité glénoïdienne médiale et le ménisque latéral (en forme de O) transforme en discrète concavité la convexité de la cavité glénoïdienne latérale. Les ménisques augmentent donc la stabilité du genou, répartissent la charge axiale et participent à l'amortissement des chocs.

³ Congruence : Fait de coïncider, de s'ajuster parfaitement.



Figure 7 : a) Les ménisques, vue axiale du plateau tibial. b) Surfaces portantes fémoro-tibiales pour le genou intact (à gauche) et après une double méniscectomie⁴ (à droite) [MAQ1993].

Les muscles extenseurs du genou [FIGURE 8a]

Le muscle quadriceps est responsable de l'extension du genou et ses quatre chefs y contribuent à des degrés divers : ainsi le muscle droit antérieur de la cuisse (1) ne suffit pas à maintenir l'extension complète et les fibres inférieures du muscle vaste médial (2) assurent les 15 derniers degrés de l'extension. Au-delà de la patella, le muscle quadriceps exerce son action sur la jambe, par l'intermédiaire du ligament patellaire (3) et des expansions fibreuses des muscles vastes. Cet ensemble ostéo-ligamentaire constitue l'appareil extenseur du genou.

Les muscles fléchisseurs du genou [FIGURE 8 b]

Ils sont placés essentiellement dans la loge postérieure de la cuisse, ce sont :

- Les muscles ischio-jambiers formés par le demi-tendineux (4), le demi membraneux (5) et le long biceps (6). Ils sont tous les trois polyarticulaires, et ont une action couplée sur la hanche et le genou. Plus la hanche se fléchit, plus les muscles ischio-jambiers, en tension progressive, sont efficaces dans la flexion du genou,
- Le muscle sartorius (7), c'est un muscle fin et long, superficiel, qui s'enroule autour de la hanche. Iliaque fixe (os du bassin), il est fléchisseur du fémur et du tibia. C'est un stabilisateur du genou lorsque celui-ci est en hyper-extension
- *Le muscle gracile* (8), bien qu'il soit adducteur, il est aussi fléchisseur commun de la hanche et du genou et rotateur médial.

Les muscles rotateurs du genou [FIGURE 8a et b]

La rotation latérale est assurée par les muscles biceps fémoral et tenseur du fascia lata (9). Lorsque le genou est fléchi, leur contraction provoque une rotation latérale des plateaux

⁴ Méniscectomie : ablation des ménisques.

tibiaux. La rotation médiale est assurée par les muscles sartorius, demi-membraneux, demitendineux, gracile et poplité.



Figure 8 : a) Vue antérieure, les muscles extenseurs du genou. b) Vue postérieure, les muscles fléchisseurs (Source Internet : Virtual Hospital).

1.2. Analyse cinématique

Le genou est une articulation à deux degrés de liberté principaux, représentés par la flexion extension et par la rotation autour de l'axe longitudinal de la jambe [KAP1994].

Mouvement de flexion-extension

Son amplitude s'apprécie à partir d'une position de référence où l'axe de la jambe est situé dans le prolongement de l'axe de la cuisse. Dans cette position de référence, le membre inférieur est dans son état d'allongement maximum. Cependant, il est possible passivement d'effectuer un mouvement d'hyper extension de 5 à 10° par rapport à cette position.

La flexion active atteint 140° si la hanche est fléchie et 120° seulement si la hanche est en extension [FIGURE 9]. La flexion passive atteint 160°.



Figure 9 : Mouvements de flexion extension du genou [KAP1994].

La flexion-extension s'associe à un mouvement de roulement glissement des condyles fémoraux sur les plateaux tibiaux. La flexion commence par un glissement isolé, puis apparaît le roulement qui augmente progressivement, pour atteindre 60% du mouvement entre 60 et 90° de flexion. Au-delà, le roulement diminue et la flexion se termine par un glissement pur [FIGURE 10c].



Figure 10 : La flexion du genou [KAP1994]. a) Effet de roulement pur. b) Effet du glissement pur. c) Principe de roulement glissement du genou.

Les surfaces articulaires ainsi que les structures ligamentaires collatérales et croisées sont à l'origine de ce mouvement de roulement-glissement.

Mouvement de rotation axiale [FIGURE 11]

La rotation active de la jambe autour de son axe longitudinal ne peut être effectuée que genou fléchi. A une flexion de 90°, à partir de la position de référence, la rotation latérale atteint 30°, la rotation médiale 40°.



Figure 11 : Amplitude de rotation [KAP1994]. b) Position de référence.

Il existe une rotation automatique lors des mouvements de flexion extension. Lorsque le genou fléchit, le segment jambier tourne en rotation interne. Cette rotation automatique est imposée par :

- L'inégalité des courbures condyliennes : le développement de la surface articulaire du condyle médial est plus important que celui du condyle latéral,
- La forme des cavités glénoïdes,
- La longueur et l'orientation des ligaments latéraux.

L'axe de la rotation axiale passe en dedans de l'épine tibiale médiale et par l'insertion fémorale du ligament croisé postérieur [HUT1993].

1.3. Architecture générale du membre inférieur : aspect morphologique

Le fémur et le tibia sont deux os courbes. Selon Kapandji, ces courbures traduisent les efforts qui sont appliqués sur le membre inférieur. Ces deux os sont, dans le plan sagittal, concaves vers l'arrière. Cette géométrie permet aux masses musculaires de venir se loger dans ces volumes disponibles, offrant ainsi une meilleure mobilité en flexion-extension. Malgré ces courbures, dans le cas d'un genou sain, les extrémités osseuses restent alignées dans le plan frontal.

Dans le plan horizontal, les différentes surfaces articulaires ne sont plus alignées [FIGURE 12]. Trois angles anatomiques permettent de définir cet alignement axial [KAP1994] :

- La torsion fémorale, mesurée entre le col du fémur et l'axe des condyles,
- *La torsion tibiale*, mesurée entre l'axe passant par les deux plateaux tibiaux et l'axe joignant les malléoles,
- *La rotation fémoro-tibiale*, à distinguer d'une torsion, qui traduit la rotation des plateaux sous le fémur.

Par définition une torsion interne est négative, une torsion externe est positive.

Lerat [LER1982] via une analyse tomodensitométrique, définit les critères de normalité chez l'adulte sain. L'étude porte sur soixante membres inférieurs :

- La torsion fémorale est en moyenne de -14° (avec un écart type de $\pm 6^{\circ}$) avec des extrêmes entre 0 et -40°, 50% de la population se situe entre -10 et -20°
- La torsion tibiale assimilée ici à l'angle condyles/malléoles est de 34° (avec un écart type de ±8°) avec des extrêmes de 15 à 48°,
- La rotation fémoro-tibiale, mesurée comme la rotation des condyles sur les plateaux tibiaux, est de 3° en moyenne.



Figure 12 : Torsion du membre inférieur dans un plan horizontal [LER1982]. Cas où les torsions fémorales et tibiales sont fortes et où l'index tibio-fémoral (somme des torsions signées du fémur et du tibia) est compensé par une importante détorsion sous malléolaire.

En 1992, Duparc *et coll* [DUP1992] complètent les travaux de Lerat en portant l'analyse sur des genoux arthrosiques [FIGURE 13] :

- La torsion fémorale est en moyenne de -16°, mais avec des valeurs extrêmes témoignant de l'importante dispersion (-31° à + 3°).
- La torsion tibiale assimilée à l'angle bord postérieur des plateaux/malléoles est de 27,7° (avec un écart type de ±11,6°), mais là encore la dispersion est très importante (+9° à +45°).
- La rotation fémoro-tibiale est en moyenne de type externe +3° (avec un écart type de ±5,47°) et d'amplitude faible (-7° à +15°).



Figure 13 : Torsions osseuses fémorale et tibiale [DUP1992]. –a) niveau des coupes tomodensitométriques. b) Tracés des axes. c) mesure des angles. T.F : torsion fémorale ; T.T : torsion tibiale ; R.F.T : rotation fémoro-tibiale.

La diversité de ces résultats et des méthodes de mesure ne permet pas de conclure sur un éventuel morphotype osseux du membre inférieur. Mais la considération de ces torsions dans la répartition des contraintes fémoro-tibiales est aujourd'hui admise [GOU1997; DUP1992]. La torsion horizontale ne peut être isolée des variations frontales du varus et du valgus du genou. Notions que nous aborderons dans la suite de ce travail.

2. L'arthrose fémoro-tibiale et son traitement chirurgical

L'arthrose fémoro-tibiale ou gonarthrose, se caractérise par une dégénérescence du cartilage différente d'un simple processus de vieillissement. Les lésions du cartilage arthrosique sont la conséquence d'un déséquilibre entre les mécanismes chondroformateurs et ceux de la chondrolyse. Ce déséquilibre est créé par le manque de régénérescence du cartilage face au processus de destruction [GLI1970]. Les facteurs qui interviennent dans la genèse de l'arthrose sont mécaniques et génétiques.

2.1. Anatomie radiologique de l'articulation fémoro-tibiale

Pour le praticien, la définition de l'arthrose est avant tout radiologique. Les clichés de face et de profil du genou restent l'examen de première intention dans l'exploration de la pathologie dégénérative de l'articulation fémoro-tibiale. Si la réalisation et l'analyse de ces clichés est rigoureuse, ils permettent le diagnostic d'une gonarthrose avérée ou débutante et l'appréciation sommaire des déviations angulaires dans le plan frontal. La radiologie standard de l'articulation fémoro-tibiale garde donc une place importante parmi tous les moyens d'imagerie à disposition actuellement.

L'interprétation des clichés de face et de profil du genou nécessite une parfaite connaissance de l'anatomie radiologique du genou.

Articulation fémoro-tibiale interne (flèches blanches)

Dans les plans frontal et sagittal, les surfaces articulaires ont une géométrie relativement simple et régulière, convexe pour le pôle inférieur du condyle et concave pour le plateau tibial. Une encoche [FIGURE 14] peut être présente dans la portion antérieure du condyle, mais dans plus de la moitié des cas cette encoche manque ou est remplacée par des irrégularités discrètes [MAL1986; TIL1947].



Figure 14 : Cliché de profil du genou [VAN1992]. Le condyle interne présente une encoche située très antérieurement (flèche blanche) tandis que l'encoche condylienne externe (flèche noire) est située plus postérieurement. Le plateau tibial interne est long et concave vers le haut (têtes de flèches blanches) tandis que l'externe (têtes de flèches noires) est plus court et convexe.

Articulation fémoro-tibiale externe (flèches noires)

Dans le plan sagittal, l'articulation fémoro-tibiale externe est une articulation biconvexe. Le plateau tibial est court et généralement convexe. Cette convexité n'est marquée que dans 15% des cas et manque dans plus d'un tiers des cas [JAC1976; MALD1987]. Le condyle externe comporte une dépression relativement large située dans le prolongement de la tangence au plafond de l'espace intercondylien [FIGURE 14]. Cette encoche, située plus postérieurement que celle du condyle interne, délimite l'articulation fémoro-tibiale de l'articulation fémoro-patellaire et en extension, elle entre en contact étroit avec la corne antérieure du ménisque externe [MAL1986].

Interligne articulaire

C'est l'espace mesuré entre les condyles distaux et les plateaux tibiaux dans le plan frontal, genou en extension. En interne, l'interligne articulaire radiologique reflète fidèlement l'interligne articulaire réel. En effet, vu la congruence des surfaces articulaires et la similitude de leur rayon de courbure, le rayon incident est tangent à des zones articulaires situées dans un même plan [FIGURE 15].

Par contre, en externe, l'interligne articulaire radiologique peut sous-estimer l'épaisseur cartilagineuse. En raison de l'incongruence des surfaces articulaires, le rayon incident peut être tangent à des surfaces articulaires situées dans des plans différents, et il peut donc en résulter un pseudo-amincissement de l'interligne radiologique [BAR1997].



Figure 15 : Schéma des compartiments fémoro-tibiaux interne (a) et externe (b) [VAN1992]. En interne, le rayon X incident est tangent à des territoires articulaires situés dans un même plan et l'épaisseur de l'interligne radiologique traduit fidèlement l'interligne articulaire. En externe, le rayon X incident est tangent à des territoires qui ne sont pas situés dans un même plan. Il peut en résulter un pseudo-amincissement de l'interligne radiologique.

2.2. Radiologie standard de l'arthrose fémorotibiale

2.2.1. Techniques radiologiques

La réalisation d'un cliché de face en position debout assure une mise en contrainte des surfaces articulaires. C'est un prérequis à toute recherche attentive d'un pincement de l'espace interosseux, comme signe indirect de lésion cartilagineuse. Le cliché réalisé en charge et en légère flexion du genou (cliché en schuss) est le plus favorable à la mise en évidence des lésions cartilagineuses [RAIL1981].

A défaut d'une mise en contrainte par la position debout, les clichés peuvent être réalisés avec une mise en contrainte passive des extrémités osseuses par des manœuvres de varus et de valgus. Cette action permet l'analyse de l'épaisseur des interlignes articulaires interne puis externe.

2.2.2. Signes radiologiques d'arthrose fémoro-tibiale

Pincement de l'interligne articulaire

Le chirurgien diagnostique la gonarthrose débutante grâce à la mise en évidence d'un pincement focal même millimétrique de l'interligne articulaire [FIGURE 16b].



Figure 16 : Interligne articulaire. a) Genou sain. b) Genou présentant une arthrose fémoro tibiale interne.

Il s'intéresse également au profil évolutif de la gonarthrose détectée, essentiellement sur la base de clichés radiologiques séquentiels : réalisés lors de plusieurs évaluations radiographiques préopératoires. En effet, il existe d'importantes variations dans la vitesse de dégradation du cartilage au cours de la maladie (du quart de millimètre à plus de 2 millimètres par an).

Toutefois, si le degré de pincement de l'interligne fémoro-tibial reste un marqueur utile de la gonarthrose, il ne reflète qu'indirectement l'épaisseur du cartilage [AMO1989] [FIGURE 15].

Anomalies de l'os sous-chondral

La condensation⁵ de l'os sous-chondral est un bon signe d'arthrose. En cas d'abrasion cartilagineuse totale, les surfaces osseuses en contact peuvent s'abraser par frottement « os sur os » générant une déformation en cupule, essentiellement des plateaux tibiaux. Qualitativement, l'os abrasé s'épaissit et la nouvelle surface articulaire prend l'aspect d'une couche épaisse d'os, quasi compact [HER1990].

⁵ Terme radiologique pour définir, l'augmentation de densité osseuse.

L'os sous-chondral peut présenter d'autres anomalies sous la forme de géodes⁶ (de tailles variables) situées sur le versant fémoral ou tibial. Elles représentent aussi un signe fiable de lésion cartilagineuse [MAL1987].

Anomalies de voisinage

L'atteinte cartilagineuse d'un compartiment articulaire, s'accompagne généralement d'une atteinte des autres composantes de ce compartiment : ménisques, tissus mous périméniscaux et ligaments.

L'ostéophytose⁷ marginale ou plus rarement centrale, témoigne de tentatives de reconstruction articulaire dans cette pathologie chronique. L'importance de son développement semble corrélée à la sévérité du pincement articulaire bien que certaines formes destructrices rapides ne s'accompagnent pas de prolifération ostéophytique [ALB1968].

2.3. Place et intérêt de la gonométrie

Le bilan radiographique pré-opératoire de l'arthrose fémoro-tibiale comporte les clichés cités précédemment (clichés des deux genoux de face en charge, en extension et en position de schuss et de profil à 30° de flexion) puis d'autres clichés, telles les incidences fémoro-patellaires à 30° de flexion et les clichés de face en varus et en valgus forcés.

A ce bilan morphologique, il convient d'ajouter la gonométrie, nécessaire pour authentifier et quantifier la déviation estimée cliniquement et pour établir le schéma de l'intervention. La standardisation de cette technique et des mesures fémoro-tibiales a été proposée par Duparc et Massare en 1967 [DUP1967]. La gonométrie s'appuie sur un cliché long de 120cm par 30 ou 40 cm, permettant d'apprécier la totalité du membre inférieur : des pieds jusqu'aux têtes fémorales [FIGURE 17]. Ce cliché se nomme le pangonogramme.

2.3.1.1. La gonométrie classique

Définition des axes géométriques

La gonométrie classique consiste à tracer directement sur le pangonogramme, quatre segments géométriques reliant différentes références anatomiques [FIGURE 18] :

- L'axe mécanique fémoral (1) est l'axe passant par le centre de la tête fémorale et le centre du genou,
- L'axe mécanique tibial (2) lie le centre cheville au centre du genou,
- L'axe bicondylien distal (3) passe par le sommet des deux condyles distaux fémoraux,

⁶ Destruction complète de l'os, formation de trous isolés dans l'os sous chondral.

⁷ Ostéophytose : formation d'ostéophytes, métabolisme osseux qui compense de façon désordonnée le manque de cartilage.
L'axe des fonds de plateaux ou axe biglénoïdien (4), joint les deux compartiments tibiaux.



Figure 17 : A gauche, cliché long 120 x 40 cm appelé aussi Pangonogramme.

Définition des références anatomiques

On relève dans la littérature un très grand nombre de variantes dans la définition de ces points anatomiques de référence :

- Le point fémoral supérieur reste toutefois le plus simple à déterminer : il s'agit du centre de la tête fémorale [FIGURE 19a],
- Le centre de la cheville est plus délicat. Moreland et coll. [MOR1987] proposent trois points [FIGURE 19b] proches les uns des autres. Le milieu du dôme astragalien (*center of talus*) est très utilisé dans les études théoriques car il est bien visible sur la radiographie.

Figure 18 : A droite, la gonométrie. (1) Axe mécanique fémoral. (2) Axe mécanique tibial. (3) Axe bicondylien distal du fémur. (4) Axe biglénoïdien proximal du tibia.



Figure 19 : Références anatomiques [MOR1987]. a) le centre de la tête fémorale. b) Schéma de Moreland présentant les différents centres chevilles. L'auteur propose au final d'établir la moyenne des points proposés.

Le centre du genou, est le point théorique de convergence entre les axes mécaniques tibiaux et fémoraux. Ce point est sujet à de nombreuses discussions. Moreland et coll proposent cinq points différents [FIGURE 20], Duparc et Massare [DUP1967] déterminent le centre du genou comme étant l'intersection d'une ligne tangente aux condyles distaux avec la perpendiculaire abaissée du milieu de la ligne qui joint les épines tibiales. Deltour *et coll* [DEL1998] considèrent que le centre du genou est le point situé au milieu de la ligne qui joint le sommet des épines tibiales.



Figure 20 : Les cinq méthodes de détermination du centre genou [MOR1987].

Dans le cas d'une translation du tibia sous le fémur dans le plan frontal [FIGURE 21], il est nécessaire de changer de convention. Une seule référence anatomique (centre genou) ne suffit plus, on choisit alors deux points : l'un sur le fémur distal, l'autre sur le tibia proximal.

En général, le point le plus haut de l'échancrure inter condylienne, correspond au point fémoral inférieur de l'axe mécanique fémoral [COO1991] et le milieu des épines tibiales, est le point supérieur de l'axe mécanique tibial [DEL1998].



Figure 21 : Identification du centre genou, dans le cas d'une translation du tibia sous le fémur dans le plan frontal [MOR1987].

Définition des paramètres angulaires mesurés

L'alignement du membre inférieur est évalué en mesurant, à l'aide d'un rapporteur directement sur la radiographie, les angles séparant deux à deux les axes géométriques précités.

La déviation angulaire frontale ou angle fémoro-tibial mécanique (AFTM) [FIGURE 22a], est l'angle aigu formé par l'axe mécanique du fémur et l'axe mécanique du tibia. Cet angle est mesuré en dedans Les données de la littérature sont concordantes : il semble exister physiologiquement un varus très minime pour le genou sain [TABLEAU 1].

L'angle de la composante condylienne ou angle fémoral mécanique (AFM) [FIGURE 22b], c'est l'angle compris entre l'axe mécanique du fémur et l'axe bicondylien distal ; il est mesuré en dedans et en haut.

L'angle de la composante tibiale ou angle tibial mécanique (ATM) [FIGURE 22c], c'est l'angle compris entre l'axe mécanique du tibia et la tangente aux plateaux tibiaux ; il est mesuré en dedans et en bas.



Figure 22 : Tracé des angles de déviation dans le plan frontal. a) Mesure de l'angle fémoro tibial mécanique. b) Mesure de l'angle fémoral mécanique. c) Mesure de l'angle tibial mécanique.

 Tableau 1 : Relevé bibliographique des paramètres angulaires traduisant l'alignement du membre inférieur dans le plan frontal ; genou asymptomatique.

	Valeurs angulaires moyennes (écart type)			
	en degrés			
	AFTM	AFM	ATM	
Cooke [COO1991]	0° (2,9)	94° (2,1)	87° (2)	
Levigne [LEV1991]	0,8° (2,6)	92° (2)	87,6° (NA)	
Moreland [MOR1987]	1,5° (2)	NA ⁸	NA	
Yoshioka [YOS1987 ; YOS1989]	NA	93°(2,3)	88° (1,6)	

⁸ NA : Données non disponibles (note available)

Les travaux de Pauwels [PAU1965], Blaimont [BLA1971], Maquet [MAQ1976], Thomine *et coll* [THO1981] ont contribué à la normalisation de ces mesures, tout en considérant un élément nouveau : l'importance de la répartition des efforts dans l'étude de la désaxation. Ces travaux ont également permis de définir le genu varum, genu valgum ou normo-axé [FIGURE 23].



Figure 23 : a) Genu Valgum. b) Normo-axé c) Genu varum [CAB1998]. Le tracé de l'axe mécanique global (du centre de la tête fémorale jusqu'au sommet du talus) permet de classer la déviation angulaire selon 3 catégories, en fonction de la position du centre genou par rapport à l'axe.

2.3.1.2. Principe de l'alignement du patient lors de la prise du cliché radiologique

Le cliché pangonogramme, support de la gonométrie, doit être réalisé sur des genoux de face strict. La position de face du genou correspond au plan perpendiculaire au plan de flexion du genou [CAB1998]. Ce plan est presque toujours différent de celui induit par le placement des pieds de face (à cause de la torsion externe du squelette jambier) [WYB1997]. Il est également différent de celui déterminé par la position des rotules « à l'horizon », repère utilisé en clinique, du fait de la position variable de la rotule par rapport au fémur.

Ainsi, la détermination clinique de la position de face du genou est difficile. Elle est en pratique remplacée par des méthodes d'approximation plus reproductibles d'un examen à l'autre :

Détermination du plan de profil bicondylien sous scopie télévisée, réalisation d'un calque de la position des pieds dans ce profil, rotation du calque de 90°, placement du patient sur le calque ainsi tourné pour la réalisation du cliché de gonométrie [RAM1982]

Alignement, sous scopie télévisée, du sommet de l'échancrure intercondylienne et du milieu du massif des épines tibiales sur la même verticale et calque de la position des pieds du patient [GRE1982].

2.4. Le traitement chirurgical

2.4.1. La prothèse totale de genou

Une prothèse a pour premier objectif le remplacement des surfaces articulaires usées par un matériau adapté biocompatible. L'articulation est conservée, il s'agit d'endoprothèse.

2.4.1.1. Généralités

L'expérience des arthroplasties du genou a débuté en 1890 par les tentatives de Von GLUCK avec des implants en ivoire, mais c'est à partir de 1940 que les premiers pas véritables ont commencé, notamment avec R. et J. JUDET en 1947 qui implantèrent une prothèse acrylique contrainte à charnière en 1947 [FIGURE 24].



Figure 24 : Prothèse contrainte à charnière (Blauth®).

C'est à GUNSTON en 1967, que revient le mérite d'avoir mis au point la première prothèse non contrainte à glissement. Il est le premier à réaliser un remplacement complet des surfaces articulaires sans stabilisation mécanique entre les deux parties fémorales et tibiales [FIGURE 25]. Cette innovation donnera naissance aux prothèses unicondyliennes ou unicompartimentales que nous ne développerons pas ici.



Figure 25 : Prothèse non contrainte à glissement, avec conservation des deux ligaments croisés, à droite et uniquement le ligament croisé postérieur, à gauche (Hermes[™]).

Ce type de prothèse non contrainte, demande des appareils ligamentaires et musculaires intègres. Leur mise en place est délicate.

C'est ainsi que SWANSON et FREEMAN [FRE1973] mettent au point la première prothèse semi-contrainte à glissement en 1969. L'originalité de cet implant, réside dans la forme spécifique de ses pièces qui va induire une certaine cinématique et permettre une certaine stabilité de l'articulation [FIGURE 26]. Le dessin des implants dépend directement de la conservation plus ou moins complète du pivot central ligamentaire ou de son ablation. Bien que semi-contrainte, cette prothèse reste à glissement car il n'existe pas de moyen mécanique d'union entre les deux pièces fémorale et tibiale.

En 1972, INSALL popularise ces prothèses semi-contraintes à glissement en présentant la « *Total Condylar »*.



Figure 26 : Prothèse semi-contrainte à glissement (PFC SigmaTM).

2.4.1.2. La prothèse totale de genou HLS

Il s'agit de la prothèse utilisée dans le cadre de ce travail. Cet implant est issu d'une étroite collaboration entre les ingénieurs de la société TORNIER S.A (Grenoble) et un groupe de chirurgiens concepteurs spécialisés dans la chirurgie du genou dont : H.DEJOUR, G.DESCHAMPS et P.CHAMBAT.

La prothèse HLS est une prothèse à glissement, semi-contrainte, à stabilisation postérieure. Elle est dérivée de la prothèse « *Total Condylar* », elle est conçue pour fonctionner sans ligament croisé. Son originalité vient du système de stabilisation postérieure : une came réalisant un troisième condyle médian dans l'échancrure intercondylienne, venant au contact avec une partie femelle moulée dans la pièce tibiale. Les deux pièces ne viennent en butée qu'à partir de 60° de flexion du genou [FIGURE 27]. Cette prothèse est conçue pour être scellée.



Figure 27 : Coupe médiane de la prothèse, montrant le troisième condyle et la cale tibiale permettant la stabilisation postérieure en flexion (Tornier, Grenoble).

Depuis son lancement, il y a plus de 15 ans, la prothèse HLS a bénéficié de nombreuses évolutions. Elle existe aujourd'hui en deux versions : standard à plateau fixe (HLS Evolution) ou à plateau mobile (HLS Evolution Rotatoire).

Aujourd'hui, la prothèse HLS NOETOS comporte un bouclier fémoral remodelé se rapprochant du profil anatomique de la trochlée, améliorant ainsi la mobilité rotulienne lors de la flexion du genou.

Dans le cadre de notre travail, les patients ayant bénéficié d'une chirurgie assistée par ordinateur ont reçu une prothèse HLS Evolution à plateau mobile. Pour ceux dont l'analyse porte uniquement sur l'évaluation des déviations angulaires postopératoires, il s'agit de la prothèse HLS NOETOS en version rotatoire. Seul le profil anatomique du bouclier change entre ces deux versions ; la technique de pose reste la même.

2.4.2. Les critères de pose et d'évaluation du résultat clinique

La tenue à long terme des prothèses du genou dépend de plusieurs facteurs dont la réaxation du membre inférieur, la récupération d'une mobilité satisfaisante et l'obtention d'un équilibrage ligamentaire optimal [INS1983 ; JON1988 ; TEW1985]. Nous nous focalisons ici sur les critères biomécaniques de réussite d'une pose de prothèse et plus particulièrement sur l'analyse des radiographies dans le plan frontal (gonométrie).

Alignement mécanique

Pour la majorité des auteurs, le moyen de restituer un bon équilibre des charges sur le membre inférieur consiste, à redonner un angle fémoro-tibial mécanique de 180° tout en respectant l'équilibrage ligamentaire.

C'est en réalisant des coupes osseuses spécifiques, que cette correction est réalisée. Deux méthodes sont décrites dans la littérature [FIGURE 28] :

- l'alignement mécanique, méthode proposée par Insall et Freemann [INS1985] qui consiste à faire une coupe fémorale distale et tibiale proximale à 90° par rapport aux axes mécaniques,
- l'alignement anatomique proposé par Hungerford et Krackow [HUN1985].
 L'interligne articulaire en station bipodale est de 3° de varus pour un genou sain. En appui unipodal, lors de la marche, cette interligne est parallèle au sol. Les pièces prothétiques seront positionnées avec 3° de valgus fémoral et de 3° de varus tibial.



Figure 28 : En haut coupes orthogonales avec résection plus importante du condyle interne et du plateau tibial externe. En bas, coupes à 3° de varus, parallèles à chacune des surfaces articulaires.

La détermination de ces coupes se fait grâce à des dispositifs mécaniques intra ou extra médullaires de visée [FIGURE 32 et 34]. Pour des problèmes techniques (utilisation d'un amplificateur de brillance, épaisseur des champs opératoires...), la visée extra-médullaire est réservée à la coupe tibiale.

Pour le Fémur, le principe de l'ancillaire intra médullaire est de rapporter l'axe anatomique (axe diaphysaire) à l'axe mécanique qui est le véritable objectif dans la mise en place de la prothèse. En conséquence, lors de l'évaluation radiographique préopératoire, le chirurgien mesure en plus des paramètres précédemment présentés, l'angle HKS compris entre les deux axes anatomique et mécanique fémoraux [FIGURE 29].

Repérage radiographique des axes anatomiques des os du membre inférieur

L'axe anatomique du tibia se confond avec son axe mécanique [DUP1967]. Oswald *et coll* [OSW1993] dans une étude plus récente, confirment ces premiers résultats dans le plan frontal et sagittal pour des genoux sains.

L'axe anatomique du fémur a une définition moins évidente, à cause de la courbure antérieure et externe de sa diaphyse. Selon Moreland [MOR1987], cet axe passe par deux points à hémi distances entre les deux corticales et situés à 10cm puis 50% de la diaphyse par rapport à la ligne bicondylienne distale [FIGURE 29].



Figure 29 : Axes anatomiques fémoral et tibial [MOR1997].

L'analyse dans le plan frontal des déviations angulaires apparaît donc incontournable pour une bonne planification chirurgicale. Maquet [MAQ1982], montre via le calcul de la somme des efforts en un point, que lorsque deux axes mécaniques sont alignés (genoux normoaxés), les deux compartiments fémoro-tibiaux reçoivent des charges équivalentes ; lorsque les axes font un angle, les charges passant par les deux compartiments deviennent inégales [FIGURE 30]. Ainsi une déformation en varus surcharge le compartiment interne ; une déformation en valgus surcharge le compartiment externe.



Figure 30 : Illustration du principe des efforts appliqués sur le genou [MAQ1982]. Soit la force R : résultante des forces P (poids du corps) et L (force musculaire). a) Pour un genou sain, la résultante R s'exerce perpendiculairement au plan tangentiel aux plateaux tibiaux. b) Dans le cas d'un genu varum, R se rapproche du bord médial des plateaux tibiaux.

Hsu [HSU, 1989] apporte à cette première étude qualitative, des résultats numériques. Il montre qu'un défaut d'alignement de 5° entraîne une modification de 40% de la charge supportée par les plateaux tibiaux interne ou externe.

2.4.3. La technique opératoire

La description du geste chirurgical est nécessaire pour compléter notre réflexion sur l'évaluation radiographique pré et postopératoire. La technique de pose décrite, concerne la prothèse HLS. Cependant, cette description reste valable pour l'ensemble des prothèses semi-contraintes à glissement, sans conservation des ligaments croisés. Seuls certains temps opératoires peuvent être inversés.

2.4.3.1. Préparation et installation du patient

Le patient est en décubitus dorsal (dos à la table). L'essentiel de la chirurgie est réalisé genou en flexion, mais il est également indispensable de pouvoir tester le genou en extension complète, bien à plat, pour juger de l'axe osseux et des laxités en extension.

2.4.3.2. Voie d'abord

Le chirurgien décrit la voie d'abord en utilisant des références visuelles : « l'incision rectiligne antéro-interne débute de 6 à 7 cm du bord supérieur de la rotule et descend à deux travers de doigt en dedans de son bord interne jusqu'à la tubérosité tibiale antérieure » [FIGURE 31]. La rotule est alors basculée et retournée en dehors, on doit pouvoir faire une flexion normale [DEJ1989].



Figure 31 : Voie d'abord antéro-interne. La section du ligament croisé antérieur facilite la subluxation en avant des plateaux tibiaux [DEJ1989].

2.4.3.3. Coupes osseuses

Coupe tibiale

Pour la plupart des auteurs, elle doit être perpendiculaire à l'axe mécanique tibial dans les deux plans : frontal et sagittal. C'est grâce au système mécanique de visée intra médullaire(1) [FIGURE 32] que cette perpendicularité est respectée et souvent confirmée par un mécanisme extra-médullaire(3) : la diaphyse tibiale pouvant être courbe dans le plan frontal.



Figure 32 : Systèmes mécaniques de visée intra et extra médullaire tibial (FHI, Quimper).

La hauteur de coupe est déterminée par un palpeur (2), solidarisé au guide lui-même. Lors de l'insertion de la tige centro-médullaire, le palpeur vient en butée sur la glène tibiale saine : il désigne le niveau « zéro » de la coupe. Le support de lame est alors translaté, vers le pied, de 10 mm par rapport à cette référence, sur un axe parallèle à la tige intramédullaire. La coupe est réalisée [FIGURE 33]. Un gabarit permet de déterminer la taille de l'embase tibiale à prévoir.



Figure 33 : Coupe tibiale, réalisée à l'aide d'un guide mécanique (Tornier, Grenoble).

Coupes fémorales postérieure et antérieure [FIGURE 35a]

Le genou est mis en flexion à 90°, tibia subluxé en arrière. La coupe des condyles postérieurs correspond à l'épaisseur des condyles prothétiques, soit 10 mm. Les contraintes de perpendicularité dans le plan sagittal et frontal sont obtenues à l'aide du mécanisme de visée intra-médullaire. Le point d'entrée de la tige centro-médullaire est capital, il se situe au dessus de l'échancrure intercondylienne, à 5mm de son bord supérieur, au niveau du bord externe du ligament croisé postérieur.

C'est l'orientation de la coupe postérieure des condyles qui détermine la rotation du composant fémoral [AIT1998]. Cette rotation est neutre si la coupe est parallèle à la ligne bi-condylienne postérieure, la rotation est externe si la résection du condyle postéro-interne est supérieure à celle du condyle postéro-externe.

La coupe antérieure est déduite de la coupe postérieure. Un palpeur de cortical permet à cet instant de déduire la taille du bouclier fémoral correspondant.

Coupe distale

Dans le plan frontal, la perpendicularité de la coupe distale, dépend directement de la valeur de l'angle HKS relevé sur la radiographie préopératoire. La qualité de la mesure réalisée lors de l'évaluation radiographique, est déterminante dans la réussite de cette coupe et donc dans la réussite de la pose du bouclier fémoral. Une molette fixée sur le mécanisme de visée intramédullaire, oriente la coupe dans le plan frontal, selon la valeur de l'angle HKS renseignée [FIGURE 34].



Figure 34 : Tendeur orientable, élément de l'ancillaire HLS (Tornier, Grenoble). Pour rendre la coupe orthogonale à l'axe mécanique fémoral, il est nécessaire de reporter la mesure de l'angle HKS sur l'ancillaire afin de rapporter l'axe anatomique à l'axe mécanique.

La hauteur de résection est réalisée sous distraction [FIGURE 35b], elle dépend de l'espace vide laissé en flexion par la coupe fémorale postérieure et la coupe tibiale (noté P). Il s'agit en effet de conserver cet espace lorsque le genou est en extension afin de restituer l'encombrement prothétique. Par défaut, la hauteur de coupe distale est de 10mm.



Figure 35 : a) Les coupes fémorales antéro-postérieures : leur écartement induit la taille du bouclier fémoral. b) La coupe fémorale distale se fait en dernier après l'équilibrage et sous distraction (1) (Tornier, Grenoble). L'espace P en extension doit correspondre au même espace P en flexion qui a été défini lors des deux coupes précédentes.

2.4.3.4. Equilibrage ligamentaire dans le plan frontal

Il existe deux types de laxité : Les laxités liées à la distension ligamentaire ou au relâchement ligamentaire et les laxités de résection osseuse qui définissent l'espace prothétique. Dans le second cas, le simple remplacement des surfaces usées par une quantité équivalente de matériel prothétique suffit à la fois, à réaxer le membre inférieur et à équilibrer la balance ligamentaire [DEJ1998].

Geste technique d'équilibrage

Pour apprécier l'équilibrage ligamentaire, le chirurgien teste la tension des ligaments latéraux en plaçant une cale d'épaisseur connue entre les deux plans de coupe préalablement réalisés, genou en flexion. Ce geste est reconduit en extension, en tenant compte de l'épaisseur de la cale utilisée en flexion. Une libération interne ou externe, des ligaments latéraux est réalisée si nécessaire [FIGURE 36], afin d'obtenir un espace inter prothétique rectangulaire.



Figure 36 : Libération du ligament latéral interne par dissectomie.

Dans le cas où il existe une distension ligamentaire du genou en extension, l'excès de vide est compensé en abaissant, grâce au tendeur orientable, le niveau de la résection osseuse distale : la hauteur de coupe devient alors inférieure au 10 mm initiaux *(cf. paragraphe précédent : Coupes osseuses)*. La hauteur de l'interligne est ainsi rétablie, la rotule est stable.

2.4.3.5. Rotule et système extenseur

Dans le cas où la rotule est prothésée, la coupe osseuse doit être parallèle à sa corticale antérieure, mais celle-ci est difficilement évaluable. On peut également se baser sur la terminaison des versants interne et externe. Il faut conserver une épaisseur de rotule suffisante pour recevoir le plot d'ancrage prothétique. Ce plot doit être inséré au milieu de la rotule. L'épaisseur de la rotule munie de la prothèse, ne doit pas être supérieure à l'épaisseur de la rotule normale.

3. Problématique actuelle

Les études réalisées sur la tenue des implants dans le temps [BAR1983 ; HOO1981 ; INS1985 ; MOR1988 ; RAN2002 ; TEW1985] mènent à la même conclusion : un alignement anormal du genou dans le plan frontal est l'une des causes majeures de descellement et d'usure précoce de la prothèse. L'orientation des coupes osseuses est donc capitale et par déduction l'analyse de la gonométrie préopératoire indispensable.

A partir de ces conclusions, certains auteurs [HSU1989; KRA1983; LAS1984; MOR1987; YOS1987 et 1989] ont présenté leurs travaux, en insistant sur le protocole de mesure associé. L'objectif étant de normaliser la mesure de la gonométrie en vue de comparer les résultats obtenus. On remarque toutefois qu'il existe encore des différences dans la définition de certains paramètres cliniques : l'AFTM peut définir l'angle entre les *axes mécaniques* du fémur et du tibia, mais aussi, l'angle entre les *axes anatomiques* du fémur et du tibia, mais aussi, l'angle entre les *axes anatomiques* du fémur et du tibia.

Des études complémentaires, montrent que certains facteurs comme le format de la cassette radiographique et la position du patient lors de la prise du cliché, influencent la gonométrie : Le choix d'une évaluation biomécanique sur un grand cliché radiographique (pangonogramme) plutôt qu'un cliché centré sur le genou est issu principalement des travaux de Dorr [DOR1985] puis Petersen *et coll* [PET1988]. Dorr montre qu'il existe une différence en moyenne de 1,9° sur l'angle de déviation frontale (AFTM) selon le support radiographique utilisé.



Figure 37 : Lieu d'intersection des axes mécanique (M) et anatomique (A) du fémur selon la rotation du fémur

L'alignement du patient, lors de la prise du cliché radiographique, agit sur la mesure des paramètres cliniques. Jiang et Insall [JIA1989] ont montré l'influence de la rotation du fémur sur la projection de son axe mécanique dans le plan frontal [FIGURE 37]: entre 20° de rotation externe et 20° de rotation interne, l'axe mécanique du fémur voit sa projection radiographique varier de 8° par rapport au plan bicondylien inférieur. Entre 10° de rotation interne et 10° de rotation externe, l'erreur vaut encore 4°.

Certains auteurs, au début des années quatre vingt dix, orientent leur recherche sur la mesure des axes du membre inférieur dans le plan sagittal [OSW1993, COO1991]. Oswald *et coll* présentent un protocole basé sur une analyse in-vitro. Cette étude s'appuie sur une revue bibliographique de la définition des axes anatomiques. Il s'agit de comparer les techniques existantes au protocole bi-planaire présenté.

Cook et *coll*, introduisent en complément de l'analyse sagittale, un protocole de mesure standard, faisant appel à une cabine de positionnement calibrée (QUESTOR Precision Radiography, PARTEQ Research and Development Innovations, Queen's University, Kingston, Ontario, Canada). Les auteurs montrent que la reproductibilité des mesures est améliorée et que le système de calibrage apporte un moyen précis d'évaluer en millimètre, des distances sur le cliché.

En introduisant la vue sagittale dans la définition des paramètres cliniques, les auteurs vont plus loin et abordent l'intérêt d'une vue axiale. Ils précisent que leurs protocoles ne sont pas tridimensionnels : certains points anatomiques n'ont pas la même définition dans le plan frontal et le plan sagittal.

Le rôle des torsions fémorales et tibiales dans l'analyse de la gonarthrose a déjà été envisagé par quelques auteurs [BLA1977 ; TAK1985 ; TUR1981; YAG1986]. Ces études reposent essentiellement sur un protocole basé sur la tomodensitométrie. Ainsi, il apparaît complexe d'évaluer la relation entre ces paramètres axiaux et la gonométrie classique, obtenues selon deux modes d'acquisition différents. Pourtant, la lecture de travaux plus récents [DUP1990] montre que la prise en compte des torsions osseuses est utile dans la recherche de la gonarthrose et des discussions thérapeutiques.

La venue de l'assistance informatique, a permis de réaliser avec un même outil, un guidage du geste chirurgical et une analyse tridimensionnelle de la morphologie du membre inférieur. Ces nouveaux systèmes déterminent l'alignement du membre inférieur, sans radiographie et pendant l'intervention [SAR2001]. Les coupes osseuses sont guidées dans les trois plans de l'espace sans aucune planification préopératoire, le repérage des références anatomiques est réalisé à l'aide d'un palpeur localisé par des caméras infrarouges durant l'intervention. La précision avancée par les fabricants de ces systèmes est infra millimétrique.

H.Dejour [DEJ1996] exprime très clairement, il y a quelques années, les propos suivants : l'avenir doit essayer de définir quand on doit mettre une rotation du bouclier fémoral ? De

combien de degrés ? Quels repères osseux sont les plus fiables ? Enfin, comment permettre d'établir une relation de dépendance entre le plan frontal et le plan horizontal lors du diagnostic et du suivi postopératoire ? Ces questions sont capitales et le restent encore aujourd'hui. Les outils informatiques n'ont pas été conçus pour définir seuls la position d'un implant sur l'os. Ils peuvent néanmoins fournir au chirurgien un moyen d'assistance : précis, fiable et reproductible.

4. Conclusion et objectifs de la thèse

Dans le cycle thérapeutique d'une pose de prothèse totale du genou, l'évaluation radiologique pré et postopératoire est toujours réalisée en deux dimensions. La gonométrie frontale est monoplanaire et reste fondamentale pour l'étude de la statique des membres inférieurs. Cette évaluation existe depuis 1967 grâce aux travaux de Duparc et Massare, la technologie a permis de perfectionner non pas le protocole de mesure mais la réalisation technique de cet examen. C'est aujourd'hui une analyse incontournable dans la chirurgie prothétique du genou.

L'acte chirurgical repose sur une réflexion tridimensionnelle. L'implant doit être positionné selon six degrés de liberté et non trois comme le laisse supposer l'évaluation radiographique préopératoire. Déjà en 1982, Lerat [LER1982] propose que la détermination des axes frontaux des membres inférieurs tienne compte du plan transversal, aussi bien en raison des torsions osseuses que des rotations.

L'objectif de notre travail est d'explorer les possibilités d'analyse tridimensionnelle, pour fournir au chirurgien une assistance informatique pré, per et postopératoire capable d'identifier spatialement la structure osseuse considérée, dans notre cas le genou.

Les spécifications techniques de ces outils informatiques seront de mesurer et d'enregistrer les paramètres cliniques nécessaires en chirurgie prothétique du genou. Les contraintes principales sont de mettre en place des outils précis, fiables, fournissant des analyses reproductibles.

Il s'agit dans le *chapitre II*, d'évaluer et compléter sur le versant clinique, une technologie existante développé entre le LBM et le LIO, permettant la reconstruction tridimensionnelle d'un membre, à partir de deux radiographies. Nous nous efforcerons de :

- vérifier la reproductibilité des reconstructions 3D via une analyse morphométrique,
- intégrer l'analyse de la statique du membre inférieur, à partir de calculs tridimensionnels (gonométrie 3D),
- réaliser une étude intra et inter-observateur visant à tester la reproductibilité des mesures cliniques considérés,
- puis intégrer à nouveau mais dans le cas du genou prothésé, l'analyse des déviations angulaires.

Dans le *chapitre III*, nous aborderons la mise en œuvre du système d'assistance informatique peropératoire. Notre contribution a porté sur les trois points suivants :

- identifier les systèmes existants, sélectionner les technologies pertinentes et réalisables dans un délai minimum,
- écrire la solution technique retenue en tenant compte des limites de l'informatique et des contraintes imposées par le chirurgien,
- réaliser une première étude clinique après la mise en conformité aux normes européennes du système et une validation technique sur spécimens.

La deuxième partie du *chapitre III*, concerne la mise en place en milieu clinique du protocole de mesure tridimensionnel preopératoire, peropératoire et postopératoire, développé au cours de ce travail de doctorat.

Chapitre II Assistance informatique pré et postoperatoire

Une méthode permettant la reconstruction tridimensionnelle du genou a été développée conjointement entre le LBM et le LIO. L'originalité de cette technologie repose sur le support d'imagerie utilisé : la radiographie.

L'objectif de ce travail, est de tester la faisabilité de cet outil et la possibilité de son utilisation en milieu clinique, de définir un protocole tridimensionnel pré et postopératoire mettant en avant l'analyse statique du membre inférieur, puis d'évaluer la reproductibilité des reconstructions et des calculs tridimensionnels réalisés. Nous comparerons nos résultats, avec les mesures classiques réalisées en clinique quotidienne.

Le paragraphe suivant décrit brièvement l'algorithme utilisé lors de la reconstruction tridimensionnelle d'un segment osseux.

1. Stéréoradiographie et algorithme de reconstruction : Non Stereo Corresponding Contour

Le principe général de la stéréoradiographie (et de la radiologie multi planaire) est de réaliser deux (ou plusieurs) radiologies calibrées avec des angles d'incidence différents. A partir de ces différentes projections bidimensionnelles, il est alors possible de reconstruire la position tridimensionnelle de points anatomiques par une méthode de triangulation [Figure 38].

Le principe fondamental du calibrage est d'évaluer, à partir d'un objet de référence de coordonnées 3D connues, la transformation géométrique entre les coordonnées 3D d'un point de l'espace, les coordonnées 2D de son image dans les plans radiologiques, en considérant les différents paramètres géométriques de l'environnement stéréoradiographique. L'objet de référence est généralement composé de billes radio-opaques.



Figure 38 : Principe général de reconstruction tridimensionnelle par stéréoradiographie [LAP2002].

La technique de reconstruction réside dans l'association de contours 2D identifiables sur les radiographies avec des lignes 3D définies sur les surfaces d'un objet générique. Cet algorithme est appelé « *Non Stereo Corresponding Contour* » (NSCC). Cet outil a été très largement décrit dans de précédents travaux [LAP2003], aussi nous ne présenterons ici que le principe général de l'algorithme NSCC en six étapes :

- Définition d'un objet générique surfacique décomposé en régions « anatomiques »,
- Identification, sur les clichés radiologiques, des contours « anatomiques » associés aux régions « anatomiques » tridimensionnelles et de repères anatomiques,
- Calcul d'une solution initiale pour l'algorithme d'optimisation : recalage d'un objet
 3D par rapport aux informations radiologiques (points et contours),
- Projection des contours tridimensionnels de l'objet 3D dans les plans radiographiques et association avec les contours radiologiques identifiés,
- Algorithme d'optimisation de la solution initiale à partir des associations précédentes : recalage élastique itératif,
- Déformation non linéaire itérative par krigeage, de l'objet 3D puis obtention de la reconstruction personnalisée.

Les erreurs de reconstruction moyennes pour cette technique, sur segments osseux secs et isolés, sont inférieures au millimètre (0,9 mm pour le fémur distal et 0,8 mm pour le tibia proximal). Le protocole de validation est présenté dans le travail de thèse de doctorat de S.Laporte [LAP2002].

2. Mise en œuvre en milieu clinique

Il s'agit d'évaluer l'adaptabilité du système, face à son utilisation en site clinique, sur des patients souffrants d'arthrose du genou.

2.1. Dispositif de calibrage

Il existe à ce jour différents systèmes et protocoles de stéréoradiographie [PLA1988; DAN1988; PEA1985; STO1993; LEB1998]. La configuration idéale pour la stéréoradiographie est un dispositif radiologique équipé de deux sources de rayons X et de deux détecteurs à des angles d'incidences différents permettant une acquisition simultanée des deux vues.

Cette configuration n'est pas utilisée de façon courante dans le milieu clinique (pour des raisons diverses : encombrement, coût,...). Il se présente alors deux alternatives possibles pour la réalisation des deux clichés d'incidences différentes :

- *Déplacement du patient* : première acquisition, déplacement du patient et seconde acquisition.
- *Déplacement de l'ensemble source détecteur* : première acquisition, déplacement de l'ensemble source détecteur, seconde acquisition.

Dans ces deux cas, le patient doit être maintenu par un système de fixation afin de limiter ses mouvements qui pourraient engendrer des erreurs de reconstruction tridimensionnelle.

Le système utilisé dans ce travail, s'appuie sur les travaux du LBM [DUM2003]. Ainsi nous utilisons un dispositif de calibrage, dont le support possède 2 degrés de liberté : une translation pour une approche du patient vers le film radiographique et une rotation axiale en vue de l'obtention du second cliché sous incidence différente. C'est donc le système qui est mobile dans notre cas et non l'ensemble source détecteur.

De fines billes radio opaques sont disposées dans un bâti en plexiglas servant au calibrage des radiographies. Des barres de maintien verticales permettent au patient de conserver sa position pendant toute la durée du protocole [Figure 39].

2.2. Support radiographique

Le système radiographique est conventionnel, la source est ponctuelle. La distance qui sépare le patient de la source est d'environ 2 mètres. La source est centrée à la hauteur du genou pathologique : proche de l'interligne articulaire.

Chaque patient bénéficie de deux clichés : une vue de face et une vue de profil à 90°. Les dimensions des clichés radiographiques sont celles d'un pangonogramme (*cf. Chapitre I*). Les mobilités de la plateforme permettent de déplacer le patient entre les deux prises de vue, afin d'éviter tout mouvement de ce dernier.



Figure 39 : Schéma du système de stéréoradiographie [DUM2003]. Réalisation du cliché de face.

2.3. Position du patient

Le patient prend place sur la plateforme. Il est en position debout, dos à la source lors de la prise du pangonogramme de face. De profil, la plateforme subit une rotation menant le genou pathologique contre la plaque radiographique.

Afin de dissocier sur le pangonogramme sagittal, les condyles de chaque genou, les pieds du patient sont décalés selon l'axe antero-postérieur. L'articulation métatarso-phallangienne du gros orteil du membre inférieur sain, vient au contact de la voûte plantaire du pied opposé. L'appui reste bi-podal [FIGURE 40]. La stabilité de l'appui monopodale, sur un genou douloureux, étant incompatible avec la netteté des clichés indispensables aux mesures. Duparc *et coll* [DUP1967] ont montré qu'entre une position monopode ou dipode, la différence entre les mesures est peu sensible hormis dans le cas de grande laxité ligamentaire.



Figure 40 : Position des pieds lors de la prise des clichés radiographiques. Le patient conserve cette position stable durant tout le protocole.

Une fois installé le patient a pour consigne de conserver la même position durant tout le protocole radiologique (6 minutes \pm 3mn).

2.4. Outil de mesure informatique

Avant de pouvoir exploiter les données, il est nécessaire de numériser les films argentiques obtenus. Nous avons utilisé le scanner à rouleau Vidar® VXR12 (*VIDAR Systems Corporation, 460 Springpark Place, Herndon, VA, USA*).

Les clichés numérisés sont ensuite traités grâce à un outil informatique qui intègre l'algorithme de calibrage ELC [MIT2000, DUM2003], et l'algorithme de reconstruction NSCC [LAP2003].

Après reconstruction 3D et analyse de la morphométrie, des paramètres cliniques sont évalués afin d'étudier les déviations angulaires des axes du membre inférieur, en respectant la technique de mesure classique (*cf. Chapitre I*). Le protocole est décrit ci-après.

3. Calculs 3D et évaluation préopératoire de la déviation angulaire

L'objectif ici est de présenter le protocole de mesure, destiné à évaluer l'alignement tridimensionnel des axes du membre inférieur avant l'intervention chirurgicale.

3.1. Matériels et méthodes

3.1.1. Population

Notre étude s'est déroulée à l'hôpital de la Croix Rousse au centre Livet à Caluire et Cuire, sous la responsabilité du Professeur Philippe NEYRET.

16 patients ont bénéficié de stéréoradiographies préopératoires [TABLEAU 2]. Tous ces patients ont été informés du protocole de l'étude et ont consenti à y participer.

En raison de contraintes techniques qu'impose le système utilisé, des critères d'exclusions inhérents à la morphologie des patients ont été retenus :

- Non visibilité des deux têtes fémorales sur les clichés (sujet ayant un bassin large),
- Distance entre les deux condyles externes supérieure à 31,3 cm (sujet ayant un très fort genu Varum).

Les 16 patients retenus souffraient d'une gonarthrose (12 arthroses du compartiment interne et 4 du compartiment externe) et ont été traités par une arthroplastie (15 Prothèses Totales de Genou et 1 Prothèse unicompartimentaire). Les chirurgies effectuées étaient de première intention. L'âge moyen des patients lors de l'intervention était de 71 ans (de 52 à 82 ans).

Patients	Genou	Age	Taille (Cm)	Poids (Kg)	Diagnostic	Gradation ⁹
1	Gauche	75	175	85	AFTI	Stade II
2	Gauche	70	168	47	AFTI	Stade II
3	Droite	68	160	75	AFTI	Stade III
4	Droite	74	155	70	AFTI	Stade II, III
5	Droite	68	169	105	AFTE	Stade III
6	Droite	80	166	78	AFTE	Stade III
7	Gauche	70	167	75	AFTE	Stade II
8	Gauche	74	173	73	AFTI	Sade III
9	Droite	82	165	70	AFTI	Stade III
10	Gauche	73	160	69	AFTI	Stade II
11	Droite	64	160	72	AFTI	Stade IV
12	Gauche	72	163	82	AFTI	Stade IV
13	Gauche	79	183	88	AFTI	Stade III
14	Droite	78	155	69	AFTI	Stade III
15	Gauche	64	160	65	AFTI	Stade III
16	Droite	52	176	71	AFTE	Stade III

 Tableau 2 :
 Liste des patients participant à l'étude. Données cliniques minimums.

3.1.2. Définition des paramètres mesurés

3.1.2.1. Méthodes de détection des références anatomiques

Pour évaluer les déviations angulaires des axes du membre inférieur, il est nécessaire d'identifier des points anatomiques de référence qui seront utilisés pour la mesure de la gonométrie (*cf. Chapitre I*). Dans notre étude il s'agit de détecter, non pas sur la radiographie mais directement sur le modèle tridimensionnel du genou reconstruit, ces références anatomiques.

A l'exception de deux points stéréocorrespondants : le centre de la tête fémorale et le milieu du dôme astragalien, qui sont pointés à l'aide de la souris directement sur les clichés numérisés, les autres références sont issues d'un calcul mathématique.

Cette méthode fait appel à la détection automatique de sommets surfaciques, définis selon des régions anatomiques d'intérêt. Nous présentons succinctement le mode d'obtention de chacun de ces points :

- Sommets des condyles fémoraux postérieurs : Soit une sphère S, modélisant la tête fémorale. Son rayon est déterminé par un point stéréocorrespondant, identifié sur les clichés radiographiques. On cherche le plan P1 [FIGURE 41a], tel que P1 soit tangent à la sphère S mais également au deux condyles postérieurs, les points de tangence étant considérés comme les sommets des condyles,
- Sommets des condyles distaux : on note P2 [FIGURE 41b], le plan orthogonal à P1.
 L'intersection de ce plan transversal avec la surface distale du fémur, donne les deux points sommets des condyles distaux,

⁹ Gradation de Ahlback modifiée [AHL1968].

- Sommet de l'échancrure intercondylienne : soit P3 [FIGURE 41c], le plan perpendiculaire à P1 et P2. l'intersection de ce plan sagittal avec la surface intercondylienne dessine une courbe présentant un maximum local. Ce maximum correspond au sommet de l'échancrure intercondylienne,



Figure 41 : Recherche automatique des références anatomiques fémorales. a) Plan P1 pour les condyles postérieurs. b) Plan P2, pour la recherche des condyles distaux. c) Plan P3, pour la recherche du sommet de l'échancrure intercondylienne.

- Bords postérieurs du plateau : on note P4 [FIGURE 42a], le plan parallèle à l'axe diaphysaire tibial et tangent à la surface postérieure du plateau tibial. L'intersection donne le sommet des bords postérieurs interne puis externe,
- *Fond des glènes (1) et (2)* : ces deux points sont obtenus en cherchant le barycentre du compartiment interne puis externe du plateau tibial [FIGURE 42b],
- Sommets des épines tibiales (3) et (4) : ces points sont, selon la direction de l'axe diaphysaire tibial (pieds vers tête), les points les plus hauts du modèle tibia [FIGURE 42c]. Le point milieu du segment reliant les épines tibiales est le milieu des épines tibiales.



Figure 42 : Recherche automatique des références anatomiques tibiales. a) Plan P4, pour la recherche des bords postérieurs. b) Calcul du centre de gravité des sous régions, interne et externe, du plateau tibial. c) Recherche des sommets du modèle tibia, selon la direction de l'axe anatomique tibial.

3.1.2.2. Construction des axes modélisant l'alignement du membre inférieur

Grâce à la détermination de ces points anatomiques, nous pouvons définir les axes géométriques qui décrivent l'alignement du membre inférieur [FIGURE 43] :

- L'axe mécanique fémoral, c'est la droite passant par le sommet de l'échancrure intercondylienne et le centre de la tête fémorale,
- Le segment bi-condylien distal joint les sommets des deux condyles distaux,
- L'axe mécanique tibial passe par le milieu du dôme astragalien et le milieu des sommets des épines tibiales,
- Le segment bi-glénoidien tibial passe par le fond des plateaux interne et externe du tibia,
- Les deux axes anatomiques, fémoral et tibial font office d'exception, ils ne font pas appel à des points anatomiques particuliers et correspondent à l'axe d'inertie de la diaphyse fémorale et réciproquement de la diaphyse tibiale.

3.1.2.3. Mesures des paramètres cliniques angulaires

En analogie avec la gonométrie classique, nous calculons le produit scalaire entre les vecteurs directeurs des axes définis ci-dessus. Ces angles 3D permettent de définir une gonométrie tridimensionnelle [FIGURE 43] :

- L'angle fémoro-tibial mécanique 3D (AFTM3D) (1), correspond à l'angle tridimensionnel entre l'axe mécanique fémoral et l'axe mécanique tibial,

- L'angle fémoral mécanique 3D (AFM3D) (2), correspond à l'angle tridimensionnel entre l'axe mécanique fémoral et l'axe bi-condylien distal du fémur,
- Le valgus physiologique 3D (HKS3D) (3), correspond à l'angle tridimensionnel entre l'axe mécanique fémoral et l'axe anatomique fémoral,
- L'angle tibial mécanique 3D (ATM3D) (4), correspond à l'angle tridimensionnel entre l'axe mécanique tibial et le segment bi-glénoidien tibial
- L'angle de rotation fémoro-tibial 3D (IFT3D) (5), correspond à l'angle tridimensionnel entre l'axe passant par les bords postérieurs du plateau tibial et l'axe passant par les bords postérieurs des condyles fémoraux, selon la définition de Duparc [DUPARC,1992].

L'information tridimensionnelle permet à partir d'une seule et unique modalité d'acquisition : la radiographie, d'exploiter les déviations angulaires mais aussi la rotation axiale du tibia sous le fémur.



Figure 43 : Jambe droite. Paramètres angulaires mesurés. Les angles 1, 2,4 sont mesurés en interne. L'angle 5 est positif lorsque le tibia est en rotation externe par rapport au fémur.

Il est particulièrement difficile d'interpréter les valeurs angulaires, issues du calcul de la gonométrie 3D, sans se reporter à un référentiel connu. Par comparaison, lorsque l'on souhaite analyser la cinématique d'un objet, on décompose son mouvement selon ses composantes principales. Notre analyse de la statique du membre inférieur s'appuie sur le même raisonnement. Nous avons défini différents repères d'interprétation : trois repères anatomiques locaux, dépendant de la reconstruction tridimensionnelle du segment osseux, et un repère d'interprétation global.

(a) <u>Repère d'interprétation global</u>

Il s'agit du repère plateforme [R_{global}], sachant que ce dernier est confondu avec le repère radiographique. Les axes de la plateforme (OY) et (OZ) définissent le plan frontal. Le plan sagittal est formé des axes (OX) et (OY) [FIGURE 44]. L'origine du repère, correspond à la bille de calibrage baptisée « Mg0B », située sur le montant gauche du portique et à environ mi-hauteur du cliché radiologique.

La projection des angles 3D dans le plan (OYZ), permet de comparer directement nos résultats avec la gonométrie classique : les deux plans sont parallèles.



Figure 44 : Définition du repère global. Les repères plateforme et radio sont confondus.

(b) <u>Repères d'interprétation locale</u>

Nous définissons, en cohérence avec les recommandations de l'international Society of Biomechanics (ISB), les axes suivants :

pour le fémur [FIGURE 45a], l'axe Yf est selon l'axe fémoral mécanique, l'axe Zf correspond à la projection du segment bi-condylien distal dans un plan perpendiculaire à Yf, enfin l'axe Xf est issu du produit vectoriel de Yf par Zf. L'origine du repère fémur [R_f] coïncide avec l'intersection de l'axe anatomique fémoral et la surface trochléenne du modèle 3D. Cette définition coïncide avec le point d'entrée de la tige centromédullaire utilisée en chirurgie classique.

- pour le tibia [FIGURE 45b], l'axe Yt est selon l'axe mécanique tibial, l'axe Zt correspond à la projection du segment bi-glénoidien tibial selon un plan perpendiculaire à Yt, enfin l'axe Xt est issu du produit vectoriel de Yt par Zt. L'origine du repère tibia [R_t] coïncide avec l'intersection de l'axe anatomique tibial et la surface des plateaux tibiaux. Comme pour le fémur, cette définition coïncide avec le point d'entrée de la tige centromédullaire.
- pour le genou [FIGURE 45c], l'axe Yg est dirigé selon la droite passant par le milieu du dôme astragalien et le centre de la tête fémorale. L'axe Zg, correspond à la projection du vecteur V dans un plan perpendiculaire à l'axe Yg, le vecteur V [FIGURE 45d] étant défini selon deux points situés à mi-distance entre les bords postérieurs du fémur et du tibia. Enfin l'axe Xg est issu du produit vectoriel de Yg par Zg. L'origine du repère [R_{genou}], est à mi distance entre l'origine du repère fémur et l'origine du repère tibia.



Figure 45 : Définition des repères anatomiques locaux ; soit a) le repère anatomique fémur dans lequel sont interprétés les angles fémoraux ; b) le repère anatomique tibial, spécifique aux paramètres tibiaux ; c) le repère genou, permettant d'interpréter les angles entre le fémur et le tibia.

Le rôle des repères anatomiques $[R_f]$, $[R_t]$ ou $[R_{genou}]$ est de limiter l'effet sur le calcul des défauts d'alignement du patient lors de la prise du cliché radiographique. Ces repères sont liés rigidement aux os et correspondent aux plans anatomiques décrits par Cabrol *et coll* [CAB1998].

3.1.3. Méthode descriptive et tests statistiques

Nous présentons brièvement, dans ce paragraphe, les rappels de statistiques nécessaires à la compréhension du travail réalisé.

Quantification des paramètres radiologiques

Pour un même paramètre radiologique, mesuré sur n radiographie(s) par p observateur(s), les données peuvent se mettre sous la forme :

Objets	Ech. 1	 Ech. i	 Ech. p
1	X11	 X1i	 X1p
i	Xi1	 Xii	 Xip
n	Xn1	 Xni	 Xnp

Tableau 3 : Tableau de données (Ech., signifie Echantillon).

Méthodes descriptives de comparaison d'échantillons appariés

L'objectif des méthodes descriptives de comparaison d'échantillons appariés est de résumer les différences entre les p échantillons à l'aide de caractéristiques numériques.

l'erreur absolue moyenne : pour un p échantillon donné, chaque mesure réalisée est comparée à une valeur de référence μ . La différence (si elle existe), correspond à l'erreur x_i . L'erreur moyenne est donc évaluée en considérant les n différences obtenues sur chaque objet. L'erreur moyenne globale tient compte des p échantillon(s).

Soit \overline{x} : l'erreur moyenne pour un échantillon p donné et x_i l'erreur sur la i^{ème} mesure : $x_i = Abs (Xip - \mu ip), l'erreur moyenne s'écrit :$

$$\overline{\mathcal{X}} = \sqrt{\frac{1}{\mathsf{n}}\sum_{i=1}^{\mathsf{n}}x_i}$$

l'erreur absolue maximum, notée x_{im} est donnée par :

$$x_{im} = max |X_{ip} - \mu_{ip}|$$
 avec $i = 1$ à n

le « Root Mean Square » permet d'estimer l'incertitude sur la mesure réalisée, le RMS s'écrit pour un échantillon *p* sur un ensemble de n données continues (x1,x2,...xi,...xn) :

$$\mathsf{RMS} = \sqrt{\frac{1}{\mathsf{n}} \sum_{i=1}^{\mathsf{n}} x_i^2} = \sqrt{\frac{x_1^2 + x_2^2 + \dots + x_n^2}{\mathsf{n}}}$$

Dans le cas où les données initiales sont approximativement normalement distribuées (*cf. paragraphe suivant*) et de moyenne non significativement non nulle, 95% des différences absolues se situent dans un intervalle équivalent à *2 fois le RMS*.

Tests de comparaison d'échantillons appariés

L'objectif des tests de comparaison d'échantillons appariés est de déterminer s'il existe une différence significative ou non entre les p échantillons.

Dans le cas de test paramétrique¹⁰, cette comparaison est mesurée en terme de différence des moyennes des échantillons. Les échantillons seront ainsi considérés comme significativement différents si leur moyenne le sont. Pour les tests non paramétriques la comparaison est mesurée en terme de différence des médianes.

On comparera la probabilité, noté p, résultante du test, au seuil de signification [SAP1990, SCH1984] choisi pour notre étude à 5%, comme cela est généralement fait dans la littérature.

Dans le cadre de cette étude, le choix d'un test en particulier a été effectué selon l'arbre de décision donnée dans la [FIGURE 46].



Figure 46 : Arbre décisionnel, choix du test statistique à réaliser en fonction des données d'entrées.

¹⁰ Un test paramétrique est un test qui suppose que les données sont distribuées selon une certaine loi, généralement, la loi normale. Le test de Shapiro-Wilk confirme si l'hypothèse de normalité est vérifiée ou non.

3.1.4. Evaluation de la reproductibilité morphométrique et morphologique

Les éléments indispensables à la description de notre travail ont été présentés. Il s'agit maintenant de vérifier la validité et la robustesse de notre protocole de mesure.

Nous avons réalisé une première étude, portant sur la reproductibilité intra et inter observateur des reconstructions 3D. La seconde étude concerne directement la reproductibilité des mesures cliniques. Bien que dissociées, ces deux études font appel au même protocole de mesure 3D. Les deux observateurs distincts sont un clinicien familiarisé avec le système et un ingénieur expérimenté.

3.1.4.1. Description du protocole de mesure

Le protocole suivant a été appliqué trois fois sur chaque genou considéré. Les reconstructions ont été faites de façon aléatoire pour éviter toute adaptation.

- ETAPE 1 : identification des contours osseux du fémur et du tibia selon des régions anatomiques bien identifiables sur les clichés.

Sur le cliché de face : nous identifions 3 régions anatomiques pour le fémur : la diaphyse interne, la diaphyse externe et l'épiphyse. L'épiphyse contenant le condyle interne et le condyle externe.

4 régions définissent le tibia : la diaphyse interne, la diaphyse externe, l'épiphyse et la surface articulaire. Une fois encore l'épiphyse regroupe deux sous régions le plateau interne [FIGURE 47] et le plateau externe.

Sur le cliché de profil : 5 régions pour le fémur : la diaphyse antérieure, la diaphyse postérieure, le condyle interne, le condyle externe et la trochlée puis 6 régions pour le tibia : la diaphyse antérieure, la diaphyse postérieure, la glène interne, la glène externe, la crête tibiale et la ligne rétro-spinale.



Figure 47 : Représentation graphique 2D et 3D des contours définissants le plateau tibial interne.

- *ETAPE 2* : identification sur les deux clichés radiographiques du centre de la tête fémorale et du milieu du dôme astragalien.

- *ETAPE 3*: reconstruction tridimensionnelle selon l'algorithme NSCC. Affichage et sauvegarde des modèles 3D fémurs (1100 triangles; 561 nœuds) et tibias (2720 triangles; 1392 nœuds) au format VRML.
- *ETAPE 4* : calcul tridimensionnel des paramètres cliniques.

3.1.4.2. Evaluation intra observateur

L'objectif est d'identifier les régions anatomiques les plus et les moins reproductibles. La reproductibilité est évaluée en calculant la distance point / surface entre le modèle 3D référent et chaque modèle 3D reconstruit.

Pour chaque patient, un modèle référent est défini. Il est issu de la position moyenne (X, Y, Z) de chaque nœud lors des trois reconstructions successives. Nous n'avons pas utilisé de modèle référent issu de coupe tomodensitométrique. Ce protocole ne pouvant être mis en place dans le cadre de notre étude.

Les paramètres cliniques comparés sont les 5 angles décrits au préalable : l'angle fémorotibial mécanique 3D (AFTM3D), l'angle fémoral mécanique 3D (AFM3D), l'angle tibial mécanique 3D (ATM3D), l'angle de rotation fémoro-tibial (IFT3D) et le valgus physiologique (HKS3D). Comme pour l'analyse morphométrique, le référent de chaque paramètre clinique, est issu de la moyenne des trois séries de mesure réalisées.

Pour chaque *j* objet (paramètres cliniques ou nœuds du maillage) [FIGURE 48], nous quantifions les différences obtenues, grâce aux caractéristiques numériques présentées précédemment. Pour rappel, il s'agit de l'erreur absolue moyenne, de l'erreur absolue maximum et de l'incertitude via le calcul du RMS, 2 RMS indiquant l'erreur maximale pour 95% de l'échantillon.

Afin de déterminer les différences sur l'ensemble de l'échantillon considéré, on étend le calcul des caractéristiques numériques aux k patients (k =16). Dans le cadre de l'étude morphométrique, on peut également étendre le calcul sur les j objets. Chaque objet définissant un nœud du maillage, un groupe d'objets définit une région anatomique.

Pour l'ensemble des k patients, on obtient alors : l'erreur moyenne globale correspondant à la moyenne des erreurs absolues moyennes, l'erreur maximum globale correspond à l'erreur maximum des erreurs absolues et le RMS global qui correspond au RMS des RMS obtenus par objet.
Chapitre II : Assistance informatique pré et postopératoire



Figure 48 : Représentation schématique des calculs réalisés dans le cadre de l'évaluation intra et inter observateur.
Seul le nombre *i* correspondant aux séries de mesure varie, *i*=3 pour l'étude intra observateur et *i*= 6 pour l'étude inter observateur.

Une étude statistique préalable est réalisée avant la détermination des caractéristiques numériques. Il s'agit de vérifier qu'il n'existe pas de différence significative en terme de moyenne sur les *trois* séries de mesure calculées. On applique alors une analyse de variance (ANOVA) sur mesures répétées. Pour chacune de ces séries, nous vérifions au préalable, si la distribution des données rejette ou non l'hypothèse de normalité.

Dans le cas où l'hypothèse de normalité est rejetée, nous calculons le modèle moyen de chaque patient en excluant la série de mesure concernée. Le calcul des erreurs s'appuie, dans tous les cas, sur les trois séries réalisées.

3.1.4.3. Evaluation inter observateur

Le calcul des caractéristiques numériques est identique à la précédente étude. Seul, le nombre *i* de série de mesure varie [FIGURE 48]. Chaque observateur ayant réalisé trois séries de mesure, l'analyse porte désormais sur 6 échantillons. L'analyse morphométrique s'appuie sur un modèle moyen crée à partir de 6 reconstructions, il en est de même pour le calcul des paramètres cliniques : la valeur angulaire moyenne est issue des six valeurs calculées.

Le but de cette seconde étude est de vérifier qu'il n'existe pas de différence significative en terme de moyenne sur les *six* échantillons calculés : le protocole est reproductible quelque

soit l'observateur considéré. A nouveau, nous suivrons le diagramme décisionnel présenté [FIGURE 46] pour réaliser l'analyse statistique.

Pour illustrer les résultats obtenus au cours de l'analyse morphométrique, nous utilisons une représentation cartographique des erreurs. Il s'agit d'identifier les zones anatomiques où l'erreur (2RMS) est inférieure strictement à 3mm. L'objectif étant de visualiser si ces régions sont des zones fonctionnelles, nécessaires à l'évaluation radiographique pré et postopératoire. L'échelle des couleurs est binaire : en blanc, l'erreur est inférieure strictement à 3mm, en noire l'erreur est supérieure ou égale à 3mm.

3.1.5. Analyse morphologique tridimensionnelle : le choix du repère d'interprétation

L'objectif de cette troisième étude est d'identifier si, en fonction de la position du patient lors de la prise du cliché, le repère radiographique $[R_{Global}]$, permet ou non d'évaluer les déviations angulaires réelles des axes du membre inférieur.

3.1.5.1. Un protocole, plusieurs repères d'interprétation

Paramètres calculés

On considère les angles suivants : l'AFTM3D, l'AFM3D, l'HKS3D et l'ATM3D issus du protocole 3D. Ces paramètres 3D sont projetés sur le plan frontal du repère anatomique associé, puis sur le plan frontal du repère global [R_{Global}].

Le paramètre *DELTA* exprime la différence angulaire entre le résultat obtenu dans l'un et l'autre repère. On écrit :

$$DELTA = |angle_{Anat}[i] - angle_{Global}[i]|$$

Alignement radiographique du genou

Afin d'avoir une connaissance a priori de la position du patient lors de la prise du cliché radiographique, nous avons utilisé deux critères géométriques :

- l'angle de flexion-extension du genou (noté β), mesuré entre l'axe mécanique fémoral et l'axe mécanique tibial [FIGURE 49a]. La valeur 3D résultante est interprétée dans le plan sagittal, appartenant au repère genou [R_{genou}].
- l'alignement axial (noté α), mesuré entre l'axe passant par les condyles postérieurs du fémur et l'axe Z du repère global [FIGURE 49b]. Cette définition correspond à une définition radiologique : le genou est de face, lorsque les condyles sont superposés sur le cliché sagittal (*cf. Chapitre I*).



Figure 49 : Critères géométriques permettant d'évaluer l'alignement du genou par rapport au film radiographique.
a) la projection de l'angle fémoro-tibial 3D (AFTM3D) dans le plan sagittal du Repère genou permet d'évaluer la flexion vraie du genou. b) la superposition des deux condyles postérieurs est quantifiée par l'angle alpha, mesuré dans le plan horizontal du repère global.

3.1.5.2. Deux protocoles, un repère d'interprétation commun

Nous l'avons vu précédemment, le plan frontal appartenant au repère global $[R_{Global}]$, est parallèle au plan frontal de la radiographie. A partir de cette hypothèse, nous avons comparé statistiquement les angles 3D, projetés selon le plan frontal du repère global, à la gonométrie classique mesurée directement sur la radiographie. Il s'agit de vérifier que les valeurs calculées sont conformes aux valeurs classiques mesurées.

Un clinicien a mesuré directement sur la radiographie frontale de chaque patient, leur gonométrie. La définition des références anatomiques est identique à celle utilisée dans notre algorithme informatique. La méthode consiste à comparer statistiquement, les résultats obtenus via l'algorithme de détection automatique, à ceux obtenus selon la mesure classique.

3.2. Résultats

3.2.1. Durée du protocole 3D

Le temps de reconstruction peut être détaillé comme suit : la phase de détection des billes de calibrage est en moyenne de 9min (± 5), la numérisation des contours sur les deux clichés requièrent 15min (± 10) et le temps de reconstruction est négligeable car inférieur à 1min.

3.2.2. Première étude : reproductibilité morphométrique

3.2.2.1. Evaluation intra observateur

La méthode décrite précédemment a pu être appliquée sur chaque genou reconstruit.

Condition de calcul des modèles moyens (référent)

D'après le test de Shapiro Wilk, appliqué sur un échantillon représentatif, l'hypothèse de normalité est vérifiée pour les trois reconstructions tridimensionnelles réalisées sur le genou considéré (minimum[p_1 , p_2 , p_3] > 0,05), pour le premier et le second observateur. Nous avons appliqué une analyse de variance (ANOVA) sur mesure répétée. Pour le second observateur, ce test paramétrique, montre qu'il existe une différence significative en terme de moyenne (p = 0,01) sur les trois séries de reconstruction. Ainsi, nous isolons pour le calcul du modèle moyen, la série qui présente cette différence.

Enfin d'après le test t (Student), il n'existe pas de différence statistique significative entre les résultats obtenus par le premier puis le second observateur (p = 0,11). Les résultats sont comparables statistiquement.

Résultats par patient

Le [TABLEAU 4a] contient les caractéristiques numériques obtenues pour l'étude de reproductibilité morphométrique sur le modèle fémur, pour chaque patient. Ceci pour le premier et le second observateur.

Ces résultats permettent d'observer globalement, une excellente reproductibilité avec une erreur moyenne inférieure à 1 mm. Sur l'ensemble des 551 nœuds de maillage du modèle fémur, la distance point / surface entre le modèle référent et chaque échantillon est de 1,6mm, pour un intervalle de confiance à 95%. L'erreur maximale est de 5,3 mm, les valeurs d'erreur comprises entre 1,6 et 5,3mm concernent 5% de l'ensemble des mesures réalisées.

Le [TABLEAU 4b] contient les résultats obtenus sur le modèle tibia. Comme pour le fémur, la reproductibilité est très bonne : l'erreur moyenne est inférieure à 1 mm, même si le nombre de nœud du maillage est deux fois plus élevé que pour le fémur (1340 nœuds). L'erreur de reproductibilité, pour un intervalle de confiance à 95%, est de 1,4 mm. L'erreur maximale est légèrement supérieure à celle du fémur : 7,2mm, soit 1,9mm de plus. Toutefois, les valeurs comprises entre 1,4 et 7,2 mm concernent 5% de l'ensemble des mesures réalisées.

Les résultats obtenus par le second observateur sont également bons. L'erreur est évaluée à 2mm pour le fémur et 2,2mm pour le tibia, selon un intervalle de confiance à 95%.

Tableau 4 : Reproductibilité morphologique intra observateur. Le tableau (a) présente les valeurs calculéesen moyenne sur l'ensemble des nœuds du fémur (551 nœuds) de chaque patient considéré. Le tableau (b)présente les valeurs calculées en moyenne sur l'ensemble des nœuds du tibia (1340 nœuds).

a.	FEMUR	2						b.	TIBIA					
	OBSERV	ATEUR	N°1	OBSERV	ATEUF	R N°2			OBSERV	ATEUR	N°1	OBSERV	ATEUR	N°2 ا
		Distance	es point	s/surface (m	ım)				Dis	stances	s points	s/surface (m	m)	
Patient	Moyenne	RMS	Мах	Moyenne	RMS	Max		Patient	Moyenne	RMS	Мах	Moyenne	RMS	Max
1	0,7	1,0	4,1	0,6	0,8	2,4		1	0,6	0,8	3,4	0,6	0,8	3,6
2	0,5	0,6	3,1	0,3	0,5	2,0		2	0,2	0,4	3,4	0,2	0,4	2,4
3	0,5	0,6	4,4	0,4	0,5	2,5		3	0,6	1,0	7,2	0,4	0,7	6,3
4	0,2	0,3	2,1	0,3	0,4	2,4	[4	0,2	0,3	2,2	0,2	0,3	1,9
5	0,8	1,0	3,9	0,4	0,6	4,5	1 [5	0,7	0,9	4,1	0,3	0,4	3,1
6	0,4	0,5	2,1	0,9	1,3	7,5	[6	0,4	0,6	3,0	1,2	1,8	8,5
7	0,6	0,8	3,1	1,0	1,2	6,9	[7	0,5	0,7	4,5	1,2	1,5	7,0
8	0,4	0,5	2,5	0,2	0,3	2,5		8	0,4	0,5	2,9	0,2	0,3	2,1
9	0,7	0,9	4,5	0,5	0,6	2,5		9	0,6	0,9	4,2	0,6	0,8	5,2
10	0,4	0,6	4,6	0,4	0,6	3,8	[10	0,5	0,7	4,2	0,2	0,3	2,4
11	0,7	1,0	5,3	2,0	2,5	6,6		11	0,3	0,4	2,2	2,1	2,5	6,3
12	0,7	0,9	4,1	0,5	0,7	4,4	[12	0,5	0,7	3,1	0,4	0,6	4,3
13	0,8	1,0	4,4	1,0	1,4	6,2		13	0,8	1,1	4,9	0,7	1,0	3,7
14	0,5	0,7	4,6	0,8	1,0	3,9		14	0,4	0,6	4,0	0,8	1,0	4,3
15	0,4	0,5	2,2	0,5	0,7	3,3		15	0,3	0,5	3,9	0,7	1,0	5,2
16	0,5	0,7	2,7	0,6	0,9	4,3		16	0,5	0,7	3,8	0,3	0,5	2,7
Total	0,5	0,8	5,3	0,6	1,0	7,5		Total	0,5	0,7	7,2	0,6	1,1	8,5

Résultats par région

Ces premiers résultats sont encourageants, ils ont été complétés par une analyse des caractéristiques numériques appliquées aux régions anatomiques d'intérêt [TABLEAU 5].

Tableau 5 : Reproductibilité morphologique intra observateur selon les régions anatomiques d'intérêt.
Le tableau (a) présente les valeurs calculées en moyenne pour les 16 patients sur les 4 régions du fémur.
Le tableau (b) contient les valeurs moyennes obtenues pour les 5 régions du tibia. (Légende : « P. » pour plateau, « C. » pour condyle, « Int. » pour interne et « Ext. » pour externe).

							b.			TIE	BIA		
a.			FEM	IUR				OBSERVATEUR			OBSERVATEUR		
	OBS	ERVAT	EUR	OBSE	OBSERVATEUR				n°1		n°2		
	n°1 n°2					Distanc	e point	s/surfac	e (mm)			
		Distance	e points	s/surface	e (mm)		Régions	Moy.	RMS	MAX	Moy.	RMS	MAX
Régions	Moy.	RMS	MAX	Moy.	RMS	MAX	Diaphyse	0,4	0,6	5,4	0,5	1,0	7,0
Diaphyse	0,4	0,7	4,6	0,6	0,9	5,7	P. Int	0,5	0,7	4,2	0,6	1,2	8,5
C. Int	0,6	0,8	5,3	0,6	1,1	6,2	P. Ext	0,6	0,8	7,2	0,6	1,0	7,0
C. Ext	0,6	0,9	4,6	0,7	1,0	7,5	Epiphyse	0,6	0,8	7,2	0,7	1,1	8,5
Trochlée	0,5	0,6	4,6	0,6	0,9	5,9	E. Int	0,6	0,6	3,4	0,7	1,1	4,4
Epiphyse	0,6	0,7	5,3	0,7	0,7	7,5	E. Ext	0,6	0,8	5,9	0,7	0,9	4,2
Total	0,5	0,8	5,3	0,6	0,9	7,5	Total	0,5	0,7	7,2	0,6	1,1	8,5

Quelque soit l'observateur considéré, il est difficile de conclure sur la meilleure reproductibilité d'une région anatomique par rapport à une autre. La variation est trop faible :

- dans le cas du fémur, l'erreur varie, pour 95% des mesures, de 1,2mm pour la diaphyse à 1,8mm pour le condyle externe,
- pour le tibia, la variation est encore moins importante que pour le fémur : de 1,2mm pour la diaphyse à 1,6mm pour le plateau externe, toujours selon un intervalle de confiance à 95%.

Ainsi chaque région anatomique présente une excellente reproductibilité, proche de la valeur moyenne obtenue sur l'ensemble des nœuds qui compose le modèle fémur ou tibia.

Représentation cartographique

Ce support graphique affiche les nœuds dont l'erreur (RMS) est supérieure ou inférieure à un seuil fixé. Pour le modèle 3D du fémur [FIGURE 50] comme pour le tibia [FIGURE 51], le calcul totalise les 48 reconstructions réalisées par observateur (3 reconstructions par patient, 16 patients).

Pour le fémur, les reconstructions issues du premier observateur, ne contiennent pas d'erreur (2RMS) supérieure à 3mm, le seuil, documenté dans le paragraphe *Matériels et méthodes*, a été abaissé à 2,5mm (2 RMS). Les résultats montrent que quelque soit l'observateur concerné et à l'exception du sommet des condyles postérieurs, il n'y a pas de nœud appartenant à une zone fonctionnelle dont l'erreur de reproductibilité soit supérieure à 2,5mm.



Figure 50 : Cartographie des erreurs de reproductibilité sur le fémur. a) Observateur n°1. b) Observateur n°2. En noir, l'erreur (2RMS) est supérieure ou égale à 2,5mm. En blanc, l'erreur est inférieure strictement à 2,5mm.



Figure 51 : Cartographie des erreurs de reproductibilité sur le tibia. a) Observateur n°1. b) Observateur n°2. En noir, l'erreur (2RMS) est supérieure ou égale à 3mm. En blanc, l'erreur est inférieure strictement à 3mm.

Pour le tibia, le seuil entre les zones blanches et noires est conservé à 3mm. C'est principalement, les régions anatomiques de la tubérosité tibiale antérieure et les bords postérieurs du plateau tibial, qui sont directement concernés. Ce ne sont pas des zones fonctionnelles, nécessaires à la planification du geste chirurgical.

3.2.2.2. Evaluation inter observateur

Condition de calcul des modèles moyens (référent)

Toujours pour un échantillon représentatif donné et d'après le test de Shapiro Wilk, appliqué sur 6 reconstructions d'un même genou, les données sont normalement distribuées (minimum[p_1 , p_2 , p_3 , p_4 , p_5 , p_6] >0,05). Le modèle référent est cependant calculé à partir de 5 reconstructions : les résultats du test paramétrique ANOVA montre qu'il existe une différence significative sur l'ensemble des mesures (p=0,03).

Résultats par régions

L'erreur moyenne de reproductibilité du modèle genou (fémur et tibia) reste inférieure à 1mm (sur l'ensemble des 16 patients), premier et deuxième observateur confondu.

95% des erreurs observées sur le fémur sont inférieures à 2,4mm. L'erreur maximale est de 9,1mm. Les nœuds dont l'écart se situe entre 2,4mm et 9,1mm d'erreur, représentent 5% des 551 nœuds du modèle fémur.

	INTER OBSERVATEUR						
	Distance	points/surf	ace (mm)				
Régions FEMUR	Moyenne	RMS	Max				
Condyle interne	0,8	1,2	7,6				
Condyle externe	0,9	1,3	9,1				
Trochlée	0,8	1,1	7,1				
Diaphyse	0,7	1,0	7,4				
Epiphyse	0,8	1,2	9,1				
Erreur globale fémur	0,8	1,2	9,1				
Régions TIBIA							
Diaphyse	0,7	1,1	9,3				
Epine interne	0,9	1,3	6,8				
Epine externe	0,8	1,1	6,5				
Epiphyse	0,9	1,3	9,5				
Plateau interne	0,8	1,2	10,1				
Plateau externe	0,9	1,4	7,6				
Erreur globale tibia	0,8	1,2	10,1				

Tableau 6 : Evaluation inter observateur des erreurs de reconstruction morphométrique. Résultats par régions anatomiques

Pour le tibia les résultats sont comparables, l'erreur de reproductibilité est de 2,4mm, toujours selon un intervalle de confiance de 95%. L'erreur maximale est de 10,1mm. Les nœuds dont l'erreur est comprise entre 2,4mm et 10,1 mm représentent 5% des 1340 nœuds du modèle tibia.

Comme pour l'étude morphométrique intra observateur, il est difficile de conclure sur la meilleure reproductibilité d'une région anatomique :

- pour le fémur, l'écart varie de 2 mm (2RMS) pour la diaphyse, à 2,6 mm pour le condyle externe, selon un intervalle de confiance à 95%,
- pour le tibia l'erreur absolue est plus importante, mais l'écart relatif entre la diaphyse (2,2mm) et le plateau externe (2,8mm) reste identique au fémur, soit 0,6mm, toujours pour un intervalle de confiance à 95%.

Le condyle externe et le plateau interne sont les deux régions anatomiques qui contiennent le nœud dont l'erreur de reproductibilité est maximum.

Représentation cartographique

Nous vérifions à partir de la représentation cartographique, si les nœuds qui présentent la moins bonne reproductibilité, appartiennent à des zones fonctionnelles. Pour cette seconde évaluation morphométrique, les erreurs calculées (2RMS) tiennent compte des 96 reconstructions réalisées sur le fémur et le tibia.



Figure 52 : Cartographie des erreurs de reproductibilité inter observateur. a) Résultat obtenus sur le fémur. b) Sur le tibia. En noir, l'erreur (2RMS) est supérieure ou égale à 3mm. En blanc, l'erreur est inférieure strictement à 3mm.

Sur le fémur [FIGURE 52a], les surfaces distales des condyles ainsi que la trochlée ne contiennent pas d'erreur (2RMS) supérieure à 3mm. Les zones qui présentent une moins bonne reproductibilité sont localisées sur le sommet des condyles postérieurs (externe) et antérieurs (externe).

Pour le tibia [FIGURE 52b], les résultats sont comparables aux résultats intra observateur : les plateaux interne et externe ne contiennent pas de nœud dont l'erreur de reproductibilité est supérieure à 3mm. Ces écarts se situent principalement sur les bords postérieurs du plateau tibial (externe principalement) et la zone antérieure de la diaphyse tibiale. Ces zones ne sont pas des régions fonctionnelles : elles ne sont pas utilisées comme référence lors de la pose d'une prothèse de genou.

3.2.3. Deuxième étude : reproductibilité morphologique

3.2.3.1. Evaluation intra observateur

Condition de calcul des paramètres cliniques moyens (référents)

D'après le test de Shapiro Wilk, la distribution des paramètres : AFM3D, HKS3D, ATM3D et AFTM3D, mesurés sur les 48 genoux reconstruits pour chaque observateur, suit une loi normale [TABLEAU 7].

Les résultats du test paramétrique (ANOVA), montrent qu'il n'existe pas de différences statistiques significatives sur les trois séries de mesure considérées et ce pour chaque paramètre. Seule la troisième série de mesure concernant l'ATM3D, réalisée par le second observateur, est statistiquement différente. Cette troisième série n'est pas comptabilisée pour le calcul du paramètre référent à l'ATM3D. Les résultats du test t (p=0,116) appliqué sur les deux premières séries confirment que ces séries sont comparables.

Tableau 7 :	Résultats	statistiques	intra	observateur.	р	correspond	àl	la j	probabilité	que	l'hypothèse	soit
vérifié	e ; f et t sor	nt des coeffic	ients r	elatifs à l'AN	OV	'A et au test o	le S	tud	lent.			

		Test de r (Shapi	normalité ro Wilk)		Test A	NOVA		ר (ST	ſest t UDENT)
		Obs. 1	Obs. 2	Obs. 1 Obs. 2			Obs. 1		
	N ^{bre}	Minimum	Minimum						
Paramètres	de cas	$[p_1, p_2, p_3]$	$[p_1, p_2, p_3]$	f	р	f	р	t	р
AFM3D	16	0,058	0,196	1,513	0,237	0,685	0,512		
HKS3D	16	0,767	0,176	1,013	0,375	1,437	0,254		
ATM3D	16	0,442	0,049	NA	NA	0,165	0,848	-1,67	0,116
AFTM3D	16	0,057	0,05	0,265	0,769	0,180	0,836		
IFT3D	16	0,001	0,001	NA	NA	NA	NA		

La distribution du cinquième et dernier paramètre : l'IFT3D (*Angle de rotation fémorotibial*), ne suit pas une loi normale, quelque soit l'observateur et la série de mesure réalisée [TABLEAU 7]. Pour ce paramètre, nous présentons à titre indicatif, les caractéristiques numériques pour les patients dont la différence entre deux mesures consécutives n'excèdent pas 3° [TABLEAU 8]. Ce qui correspond à 10 patients pour le premier observateur et 8 pour le second.

Caractéristiques numériques calculées

		OBSERV	ATEUR	t n°1	OBSERV	/ATEUR n°2		
			Ecart	à la m	ioyenne (d°)			
	N ^{bre} de							
Paramètres	cas	Moyenne	RMS	Max	Moyenne	RMS	Max	
AFM3D	16	0,5	0,6	2,2	0,5	0,5	1,8	
ATM3D	16	0,8	1,0	4,9	0,7	0,8	4,6	
AFTM3D	16	0,3	0,3	1,4	0,3	0,4	1,0	
HKS3D	16	0,3	0,3	1,4	0,2	0,3	1,9	
IFT3D	10 et 8	1,8	2,6	9,9	1,7	2,5	15,7	
Erreur globale								
(hors IFT3D)	16	0,5	0,6	4,9	0,4	0,5	4,6	

 Tableau 8 :
 Reproductibilité morphologique intra observateur. Caractéristiques numériques.

La reproductibilité des paramètres angulaires est excellente. L'erreur moyenne est inférieure à 1° quelque soit l'observateur considéré.

D'après le test paramétrique de Student, il n'existe pas de différence statistique significative entre les résultats obtenus par le premier puis le second observateur (p=0,26). Ainsi pour les deux observateurs réunis :

- l'angle HKS3D est la mesure la plus reproductible. L'erreur est de 0,6° pour un intervalle de confiance à 95% (2RMS),
- l'angle ATM3D est la mesure la moins reproductible, avec pour 95% des mesures réalisées une erreur inférieure à 1,8°. L'erreur maximale est de 4,9°, les valeurs d'erreur comprises entre 1,8° et 4,9° concernent 5% de l'ensemble des mesures réalisées.

Pour l'angle IFT3D, l'échantillon considéré est trop faible pour conclure sur la reproductibilité de la mesure.

3.2.3.2. Evaluation inter observateur

Condition de calcul des paramètres cliniques moyens (référents)

Toujours selon le test de Shapiro Wilk, l'ensemble des paramètres cliniques considérés suit une loi normale [TABLEAU 9]. Les résultats du test paramétrique (ANOVA) montre que pour chacun d'eux, il n'existe pas de différence statistique significative, sur l'ensemble des 6 séries de mesure. Pour chaque paramètre, la valeur de référence est donc calculée à partir de la moyenne de ces 6 mesures.

Etant donné le faible échantillon (6 patients) utilisé pour le calcul de l'IFT3D (pour rappel, on ne considère que les patients dont la différence entre deux mesures consécutives n'excèdent pas 3°), nous ne procédons à aucune analyse statistique de ces valeurs.

		INTER obse	ervateur	
		Test de normalité (Shapiro Wilk)	Test	ANOVA
		Minimum		
Paramètres	N ^{bre} de cas	$[p_1, p_2, p_3, p_4, p_5, p_6]$	f	р
AFM3D	16	0,058	1,148	0,343
HKS3D	16	0,176	0,622	0,684
ATM3D	16	0,049	0,543	0,743
AFTM3D	16	0,050	0,584	0,713

 Tableau 9 : Résultats statistiques inter observateur.

Tableau 10 :	Reproductibilité inter	observateur,	caractéristiques	numériques.
	1	,		

		INTER o	bservateı	ır
		Ecart à la r	moyenne ((d°)
Paramètres	N ^{bre} de cas	Moyenne	RMS	Max
AFM3D	16	0,6	0,7	2,4
ATM3D	16	1,0	1,2	5,7
AFTM3D	16	0,4	0,5	2,2
HKS3D	16	0,4	0,4	1,2
IFT3D	6	3,6	4,2	14,3
Erreur globale				
(hors IFT3D)	16	0,6	0,8	5,7

Sur les 96 mesures réalisées pour chaque paramètre clinique, l'erreur moyenne de reproductibilité est inférieure à 1°. L'incertitude sur la mesure, montre que 95% des écarts sont inférieurs à 1,6° pour l'ensemble des paramètres cliniques définissant la statique du membre inférieur.

Si l'on s'intéresse aux résultats de chaque paramètre clinique, on constate que :

- l'HKS3D est toujours l'angle le plus reproductible, avec une erreur de 0,8° pour 95% des mesures réalisées.
- l'ATM3D est à nouveau, le paramètre clinique le moins reproductible, avec une erreur de 2,4° selon un intervalle de confiance à 95%. L'erreur maximale est de 5,7°, les valeurs comprises entre 2,4° et 5,7° correspondent à 5% des mesures réalisées.

3.2.4. Troisième étude : choix du repère d'interprétation

Quelque soit le choix du repère d'interprétation : anatomique ou radiographique, les paramètres calculés sont issus du même protocole de mesure tridimensionnelle. [TABLEAU 11].

Nous présentons toutefois à la fin de ce paragraphe, les mêmes paramètres cliniques obtenus selon deux protocoles dissociés. Il s'agit de confronter les résultats du protocole 3D aux résultats issus de la mesure classique.

Un protocole, plusieurs repères d'interprétation

			Inte r	rpréta éférer	tion des ntiel anate	paramètr omique /	es clini référen	ques tridir tiel radiog	nension raphique	nels e		
					Ν	/lesures e	en degré	ė (d°)				
Patients	AFM	AFM_R	DELTA	ATM	ATM_R	DELTA	AFTM	AFTM_R	DELTA	нкѕ	HKS_R	DELTA
1	91	90	1	87	87	0	167	169	2	7	7	0
2	95	95	1	94	94	0	190	190	1	8	8	0
3	90	90	0	88	88	0	172	172	0	11	10	0
4	90	88	3	87	87	0	164	165	1	9	10	1
5	89	90	1	89	89	0	171	173	2	10	9	0
6	93	92	1	86	85	1	172	174	1	7	7	0
7	98	97	0	95	95	0	192	192	0	5	5	0
8	90	94	4	86	86	0	170	172	2	10	9	1
9	91	90	0	91	92	1	169	169	0	8	8	0
10	92	91	1	89	89	0	167	169	2	8	9	1
11	95	99	3	84	84	0	161	164	3	9	8	1
12	90	91	0	99	101	1	191	191	0	9	9	0
13	100	100	0	89	87	2	187	187	0	5	5	0
14	93	92	1	94	96	2	180	180	0	7	8	0
15	95	95	0	85	85	0	170	171	1	7	7	0
16	94	95	1	88	88	0	185	183	2	6	6	0

 Tableau 11 : Influence du repère d'interprétation dans l'analyse des paramètres cliniques.

Bien que le calcul des angles soit issu du même algorithme, on constate une différence non nulle selon le choix du repère d'interprétation. L'angle le plus influencé est l'AFTM : la différence (DELTA) vaut en moyenne $1,2^{\circ}$ avec un écart type de $\pm 1,1^{\circ}$. C'est l'angle HKS qui présente le moins de différence : $0,4^{\circ}$ avec un écart type de $\pm 0,3^{\circ}$.

Il s'agit désormais de vérifier, s'il existe une correspondance entre le différentiel DELTA et les paramètres d'alignement du patient lors de la prise du cliché radiologique [TABLEAU 12].

Patients	FLEXION	ROTATION	DELTA_AFM	DELTA_ATM	DELTA_AFTM
1	14	7	1	0	2
4	16	6	3	0	1
5	14	9	1	0	2
8	6	16	4	0	2
9	3	0	0	1	0
10	17	8	1	0	2
11	5	21	3	0	3
13	4	14	0	2	0
16	6	18	1	0	2

 Tableau 12 : Relevé des paramètres d'alignement pour 8 patients caractéristiques.

Nous avons retenu 8 patients dont l'écart DELTA est non négligeable. Pour le patient n°9, on constate que les condyles postérieurs sont superposés (angle $\alpha = 0^{\circ}$) et que la flexion du genou est très faible (angle $\beta < 3^{\circ}$) : les paramètres cliniques calculés ne sont pas influencés par le choix du repère d'interprétation (DELTA AFM, ATM et AFTM <1°).

A l'opposé le patient n°8 présente, une différence angulaire (DELTA) de 4° sur la mesure de l'AFM. Les paramètres d'alignement α =16° et β =6° montre que le patient n'était pas aligné lors de la prise du cliché.

En synthèse on remarque que lorsqu'une différence apparaît entre les résultats interprétés dans le repère anatomique et ceux dans le repère radiographique, il existe à la fois une rotation et une flexion du membre inférieur.

Deux protocoles, un repère d'interprétation

Nous confrontons à présent les paramètres issus du calcul tridimensionnel, interprétés dans le repère radiographique [R_{global}], aux valeurs mesurées à l'aide de la gonométrie classique [TABLEAU 13].

D'après le test t (Student), il n'existe pas de différence statistique significative entre les deux protocoles de mesure, en terme de moyenne pour : l'HKS (p=0,764) et l'ATM (p=0,055). Les données relatives aux angles AFTM et AFM ne suivent pas une loi normale : les résultats du test non paramétrique (Wilcoxon) montre qu'il n'existe pas de différence

statistique siginificative pour l'AFTM (p=0,744). Ce qui n'est pas vérifiée pour l'AFM (p=0,032).

Paramètre 3D projeté [R _{Global}] / gonométrie classique										
		Mesur	e en d	egré (d°)						
Patients	AFM	AFM_R	АТМ	ATM_R	AFTM	AFTM_R				
1	90	90	87	81	169	170				
2	95	93	94	94	189	191				
3	90	90	88	90	172	172				
4	88	87	87	83	165	166				
5	90	89	89	89	173	173				
6	92	93	86	86	174	174				
7	97	96	95	90	192	191				
8	94	93	86	85	172	171				
9	90	89	91	87	169	169				
10	91	90	89	85	169	170				
11	99	98	84	85	164	165				
12	91	89	99	97	191	191				
13	100	96	89	90	187	186				
14	92	90	94	95	180	180				
15	95	94	85	85	171	172				
16	95	94	88	87	183	177				

 Tableau 13 : Paramètres 3D projetés dans le repère de la radiographie versus paramètres issus de la mesure bi-planaire réalisée en gonométrie classique.

3.3. Discussion

3.3.1. Aspect morphométrique

Résultats inter et intra observateur

La qualité du cliché radiographique est l'une des raisons majeures à l'origine de la différence des résultats entre les deux observateurs. Le second observateur, obtient des erreurs moyennes absolues pouvant fluctuer entre 0,2 et 2,1mm selon le patient considéré. Ce qui n'est pas le cas pour le premier observateur pour qui les valeurs restent proches de 0,5 mm. Le cliché est pourtant le même. On peut suggérer que le chirurgien (second observateur) est moins familiarisé avec l'ensemble des réglages numériques (luminosité-contraste) permettant d'isoler les contours osseux à identifier. La fin de la courbe d'apprentissage n'était sans doute pas atteinte non plus : la différence la plus flagrante, entre les deux observateurs, apparaît sur le premier patient analysé par le chirurgien. Toutefois, nous confirmons que la divergence existe surtout lorsque les clichés radiographiques sont de qualité médiocre (soit 3 radiographies sur 16).

Malgré quelques erreurs maximales non négligeables, les résultats obtenus en reproductibilité sont excellents. L'erreur globale moyenne sur le tibia en inter observateur est <1mm. Il en est de même pour le fémur. Sur l'ensemble des reconstructions réalisées (96), 95% des erreurs par rapport à l'objet moyen, se situent pour le fémur comme pour le tibia en dessous de 2,4mm. A notre connaissance, il n'existe pas dans la littérature d'étude permettant de comparer ces résultats. La reproductibilité des reconstructions osseuses issues de coupes tomodensitométriques a certainement été testée dans les laboratoires où ont été conçus les systèmes, mais aucune publication n'est également disponible.

Qualité des reconstructions

Notre protocole tridimensionnel ne prévoyait pas d'utiliser les données de tomodensitométrie. Nous n'avons donc pas réalisé de validation in vivo portant sur la qualité des reconstructions. Néanmoins, une étude préliminaire réalisée au LBM, dans le cadre du DEA de T.BAUER [BAU2003], a permis de confronter la reconstruction 3D par stéréoradiographie à celle à partir de coupes tomodensitométriques, et d'observer une erreur moyenne de 1,1mm pour le fémur et 1,2mm pour le tibia. Ce travail réalisé sur quatre genoux arthrosiques, fournit une première estimation très encourageante.

Dans notre étude morphométrique, la reconstruction 3D des compartiments tibiaux arthrosiques est en accord avec la littérature [FIGURE 53]. La trace et le lieu de ces usures sont identiques aux descriptions faites par H.Dejour [DEJ1991]. Lors de la marche, l'appui monopodal se fait toujours à un certain degré de flexion, autour de 30°. Ainsi le point de chargement maximal se situe à la partie moyenne ou postérieure des plateaux tibiaux.



Figure 53 : Reconstruction tridimensionnelle d'un tibia dont l'usure est particulièrement marquée au niveau du compartiment interne, en région postérieure.

Les grands atouts de cette représentation 3D sont : de pouvoir apprécier l'usure, sa localisation, la position du fémur sur le tibia et d'en tenir compte lors de l'intervention sur les tissus mous.

Nous l'avons vu, les erreurs maximales de reproductibilité se situent au niveau des régions postérieures du fémur et du tibia. Pourtant les contours fémoraux postérieures, relevés sur les clichés, sont de bonnes qualités souvent au détriment des régions antérieures [FIGURE 54].



Figure 54 : Extrait d'un cliché sagittal. Sur cette radiographie les condyles antérieurs ainsi que la tubérosité tibiale sont difficilement identifiables. L'épaisseur postérieure du genou étant plus importante, la région antérieure est surexposée.

La technique radiologique qui consiste à superposer les condyles postérieurs, pour obtenir un cliché de face vrai, nous impose ici une difficulté. Il est hasardeux, lors de la numérisation semi-automatique des contours, de dissocier le condyle interne du condyle externe. Aussi, sur les trois séries de mesures réalisées, il arrive que l'association soit inversée sur l'une des trois séries. C'est un cas rare, mais dépendant également de la qualité des radiographies [FIGURE 55].



Figure 55 : Superposition des contours numérisés. L'échelle indiquée sur la figure, montre que la différence entre la premier contour (1^{er}) et le troisième (3^{ème}) du condyle postérieur interne, atteint pour ce patient plus de 5mm.

Bien que pour certaines reconstructions la reproductibilité soit meilleure pour le premier observateur, sur l'ensemble des cas, il n'existe pas de différence significative entre les deux observateurs. La morphométrie des genoux pathologiques est respectée, les usures locales sont apparentes sur le modèle 3D. Les erreurs maximales de reproductibilité sont localisées sur les condyles postérieurs. Cette région anatomique est, du fait de la proche superposition des condyles sur les clichés radiographiques, difficile à identifier.

3.3.2. Analyse morphologique (gonométrie)

Radiographie et alignement du patient

La gonométrie permet de planifier le geste chirurgical. Néanmoins pour fiabiliser la mesure, la littérature nous rappelle qu'il faut se placer dans des conditions particulières lors de la prise des clichés. Les pieds parallèles ou perpendiculaires au plan du film, le deuxième métatarsien comme référence sagittale ou la rotule au zénith : tous sont des critères imprécis et variables en fonction de l'observateur [RAM1982]. Ramadier propose une définition du plan frontal par le « profil vrai », cette technique est employée dans le cadre de nombreuses études radiologiques [OSW1993 ; DUP1992 ; WYB1997 ; VAN1982 ; MAL1985]. Toutefois dans le cas d'un genu valgum, il n'est pas rare d'observer une hypoplasie du condyle externe. La position dite du profil vrai engendre alors une face en rotation externe. Il n'existe donc pas de technique universelle, applicable quelque soit le patient considéré.

La reconstruction tridimensionnelle représente ici une vraie alternative dans l'évaluation de la statique du membre inférieur. Dans notre étude, le patient est radiographié en position bipode (debout), sous l'effet de la gravité. Les résultats de cette position sont immédiats sur l'analyse des laxités ligamentaires. Par conséquent, notre protocole de mesure est peu comparable aux reconstructions issues de coupes tomodensitométriques : le patient est couché et la dose de rayonnement correspondante est très supérieure à la radiographie.

La représentation tridimensionnelle permet d'apprécier, quelque soit l'angle de vue, les axes mécaniques et anatomiques du membre inférieur. Le calcul des angles est lui aussi tridimensionnel. Chaque angle exprimé en 3D, tient compte de ces composantes axiales, frontales et sagittales. Nous l'avons vu ces paramètres 3D sont comparables aux mesures classiques 2D, une fois la projection des axes réalisées dans un repère anatomique adéquat. Le différentiel DELTA, montre l'importance du choix de ce repère d'interprétation en fonction de la position du patient lors de la prise du cliché. C'est ce que confirment plusieurs études biomécaniques [JIA1989; KRA1990; LON1996; ROU1997; WRI1991]. Néanmoins, le différentiel DELTA reste faible. Il faut signaler que dans le cadre de notre étude, la plupart des patients ont bénéficié d'un pré cliché pour vérifier leur bon alignement. Cette manipulation reste très rare en clinique quotidienne.

Selon nous, on ne peut montrer qu'un patient est aligné avec l'environnement radiographique, sans comparer la position de son repère anatomique avec celle du repère radiographique. L'un des intérêts de la représentation tridimensionnelle est ici. Il est possible d'associer au genou en tant que modèle 3D isolé, un repère anatomique non dépendant de la radiographie et donc de la position du patient.

Reproductibilité des mesures angulaires

En synthèse, sur les 96 mesures réalisées, l'erreur moyenne de reproductibilité est inférieure à 1°, elle est de plus inférieure à 1,6° pour 95% des mesures réalisées et ce sur l'ensemble des paramètres calculés.

Quelques travaux de référence portent sur la mesure répétée de paramètres cliniques [PRA2001 ; ILA2001 ; ODE1993]. Il s'agit de travaux réalisés sur gonométrie classique. Les protocoles de mesure sont peu décrits, aussi il est difficile de comparer nos résultats. Toutefois, Ilahi *et coll* obtiennent une erreur de reproductibilité de 3,1° (2RMS) en intra observateur à partir de deux séries de mesure. Ces résultats concernent uniquement l'angle fémoro-tibial mécanique. Pour rappel, nous obtenons de notre côté une erreur de 1° (2RMS) pour ce même angle sur 96 mesures effectuées par deux observateurs différents.

En plus des paramètres classiques décrivant la gonométrie, nous avons calculé pour chaque patient un paramètre axial : l'angle de rotation fémoro-tibial. Ce paramètre clinique est généralement mesuré sur des coupes tomodensitométriques [DEP1989; DUV1980; LER1982]. La distribution des données ne suit pas une loi normale et l'analyse statistique a montré qu'il existait une différence significative entre les trois séries de mesure réalisées. La lecture des résultats numériques, confirme la faible reproductibilité de cette mesure.



d = distance entre les deux références anatomiques

Figure 56 : Prenons le cas isolé de l'axe bicondylien postérieur. Soit deux points distants de 50mm (distance moyenne entre les sommets des deux condyles postérieurs). Une incertitude de 5 mm sur l'un de ces points, entraîne une différence angulaire équivalente à tan (alpha) = 5/50, soit alpha ≈ 6°. L'axe obtenu lors de la première reconstruction 3D diffère de 6° à l'axe obtenu lors de la seconde reconstruction. L'angle IFT3D est directement influencé.

Après étude, cette différence ne provient pas du protocole de mesure : la détection automatique du sommet des bords postérieurs du fémur et du tibia est bonne. Cependant, les tests de reproductibilité morphométrique ont montré que la localisation des erreurs maximales se situait dans plus de 80% des cas sur ces mêmes régions postérieures. La [FIGURE 56] montre, via une analyse géométrique, comment l'angle de rotation fémoro-tibial peut varier en fonction de l'erreur de reproductibilité obtenu sur un nœud du maillage : le sommet du condyle postérieur, par exemple.

En vue d'améliorer ces résultats, il conviendrait de déterminer ce paramètre de rotation non plus au travers de références ponctuelles postérieures, mais à partir de la position moyenne d'un ensemble de point. Pour le fémur, chacun des deux condyles pourrait être approximé par une sphère au moindre carré [FIGURE 57]. Cette sphère tiendrait compte des surfaces antérieure, distale et proximale du condyle. L'angle de rotation fémoral-tibial serait alors mesuré entre l'axe passant par le centre de ces deux sphères condyliennes et l'axe tibial obtenu via une méthodologie similaire.



Figure 57 : Représentation graphique de la sphère aux moindres carrées passant par les surfaces antérieure, distale et postérieure du condyle interne. Les centres des deux sphères constituent le nouvel axe de mesure pour la rotation fémoro-tibial.

Heripret [HER1982] réalise une synthèse des différentes méthodes radiologiques permettant via des prises de vue semi-axiales de mesurer les paramètres de torsion du membre inférieur. Ses conclusions sont claires : l'imprécision de ces protocoles est en moyenne de $\pm 10^{\circ}$, soit au dessus de la marge d'erreur clinique. Le recours à une technique tridimensionnelle est ici impératif. La tomodensitométrie est une solution, mais elle est irradiante. Cet avis nous conforte dans le choix de poursuivre nos travaux vers une optimisation de ces mesures.

Nous l'avons présenté au cours des résultats, la durée de notre protocole complet : reconstruction et mesure des paramètres cliniques est en moyenne de 25 minutes. De leur côté Siu *et coll* [SIU1991] utilisent également une cabine de stéréoradiographie afin d'analyser la statique du membre inférieur, la détermination des références anatomiques

demande 30 minutes de travail pour un technicien expert. Le temps de calcul n'est pas précisé.

Ces durées bien que comparables en valeur absolue, ne le sont pas en réalité. Notre protocole fourni une représentation tridimensionnelle personnalisée du genou du patient alors que l'étude de Siu *et coll* repose sur une étude filaire bidimensionnelle.

La représentation tridimensionnelle du genou permet la mesure 3D des déviations angulaires du membre inférieur. Les mesures 3D obtenues sont interprétées dans des repères anatomiques indépendants de la radiographie. Pour l'AFTM3D, AFM3D, ATM3D et HKS3D la reproductibilité du protocole est vérifiée. Les erreurs de reproductibilité morphométriques étant principalement localisées sur les sommets des condyles postérieurs, la reproductibilité de l'angle IFT3D n'a pu être vérifiée. Nous proposons, en perspective, de ne plus utiliser un seul point anatomique de référence, mais un point moyen issu d'une approximation au moindres carrées.

Il s'agit désormais de vérifier si ce protocole de mesure est applicable sur les clichés postopératoires, prothèse implantée.

4. Evaluation postopératoire de la déviation angulaire des axes du membre inférieur

La difficulté pour le radiologue consiste à radiographier le patient dans des conditions identiques voire proches du cliché préopératoire. Ceci en vue d'une lecture comparable des paramètres cliniques et une bonne analyse de la correction réalisée. Il s'agit ici d'adapter notre outil de mesure tridimensionnel au cliché postopératoire, les références osseuses étant remplacées par des références prothétiques.

4.1. Matériels et méthodes

4.1.1. Matériel d'ostéosynthèse

Sur les clichés postopératoires, les coupes osseuses sont apparentes et la prothèse remplace la matière réséquée. Comme les références de mesure sont prothétiques, il est capital de bien connaître la géométrie de l'implant.

L'ostéosynthèse est réalisée avec la prothèse HLS NOETOS (*cf. Chapitre I*). Les modèles 3D de cet implant, ont été fournis par la société TORNIER s.a (Grenoble) pour la durée de l'étude.



Figure 58 : Représentation tridimensionnelle de la prothèse HLS NOETOS à plateau mobile. C'est ce modèle que nous venons recaler manuellement sur le cliché postopératoire jusqu'à correspondance entre les contours virtuels et réels de l'implant.

4.1.2. Protocoles de mesure

Population

10 parmi les seize patients présentés lors de l'évaluation radiographique préopératoire, ont participé à cette étude. Ces 10 genoux ont été reconstruits en trois dimensions, tel que nous l'avons décrit précédemment. Bien que cette étude concerne en priorité l'analyse postopératoire, nous avons calculé trois paramètres cliniques définissant l'alignement du membre inférieur avant l'intervention. Il s'agit de l'angle fémoro tibial mécanique (AFTM_pre), l'angle fémoral mécanique (AFM_pre), l'angle fémoral mécanique (AFM_pre), l'angle tibial mécanique (ATM_pre). Ces angles tridimensionnels sont interprétés dans le repère global [R_{Global}].

Recalage de la prothèse

Les modèles 3D du bouclier fémoral et de l'embase tibiale sont importés sur les radiographies calibrées. Le recalage consiste à superposer les contours du modèle 3D aux contours radiologiques. L'action est facilitée par les bords radio-opaque de l'implant. Une approximation automatique de la position de l'implant est proposée par le logiciel. La position finale est optimisée manuellement par l'utilisateur, via des rotations puis translations successives, guidées à l'aide de la souris.

Paramètres calculés

Pour valider cette manipulation un observateur a réitéré, pour chaque patient, trois fois l'opération de positionnement de la prothèse. A chacune de ces itérations, les 3 angles suivants ont été calculés : l'angle fémoro tibial mécanique (AFTM_post), l'angle fémoral mécanique (AFM_post), l'angle tibial mécanique (ATM_post). A nouveau, ces angles tridimensionnels sont interprétés dans le repère global [R_{Global}].

C'est à partir de ces paramètres cliniques postopératoires, que nous avons évalué la reproductibilité du positionnement de l'implant. Comme pour la précédente étude, aucune tomodensitométrie de contrôle n'a pu être réalisée. La reproductibilité a donc été évaluée par rapport à la moyenne des mesures, pour chaque angle considéré.

L'écart à la moyenne, l'erreur maximum et le RMS sont les caractéristiques numériques qui ont été calculées. Au préalable, un test statistique (ANOVA) a été appliqué pour vérifier qu'il n'existe pas de différence significative entre les trois séries de mesure réalisées.

Les références géométriques indispensables à la mesure de ces angles sont identifiées directement sur le modèle 3D de l'implant [FIGURE 59].

Le point milieu (1) du segment reliant les deux condyles distaux prothétiques, correspond à la référence distale de l'axe mécanique fémoral. L'axe bicondylien distal passe par les deux sommets distaux (2 et 3) prothétiques. Le centre de la quille prothétique (4), projeté sur la surface du plateau tibial, correspond à la référence proximale de l'axe mécanique tibial. Enfin les fonds des glènes (5 et 6) sont calculés à partir de la projection des fonds de cupules prothétique de l'embase sur l'insert tibial. Ces points définissent l'axe biglénoïdien tibial.



Figure 59 : Définition des références prothétiques. a) Trois références 1, 2 et 3 sont pointées sur le bouclier fémoral.
b) Les points 5 et 6, sont issus de la projection du fond des glènes prothétiques sur l'insert tibial. Ces 2 points permettent de construire l'axe biglénoïdiens tibial prothétique.

Les références anatomiques : tête fémorale et sommet du dôme astragalien sont toujours définis manuellement sur les clichés radiographiques.

4.2. Résultats et discussions

Pour chaque patient considéré, nous avons repositionné les modèles 3D du bouclier fémoral et de l'embase tibiale sur les clichés radiographiques [FIGURE 60]. La qualité du cliché a très peu influencé le recalage de la prothèse. Les contours radio opaques de l'implant sont parfaitement visibles. La durée de cette opération manuelle n'a pas excédé 7 minutes.

Condition de calcul des paramètres cliniques moyens (référents)

La reproductibilité des mesures morphologiques a été testée. D'après le test de Shapiro Wilk, l'hypothèse de normalité n'est pas rejetée (minimum $[p_1, p_2, p_3] > 0,05$) et ceci pour chacun des paramètres considérés. Nous avons donc appliqué un test paramétrique (ANOVA) sur mesures répétées. D'après ce test, il n'existe pas de différence statistique significative entre les trois séries de mesure réalisées (p>0,05) [TABLEAU 14].

		Test de normalité (Shapiro Wilk)	Test ANOVA	
Paramètres	N ^{bre} de cas	min p	f	р
AFM3D_post	10	0,286	0,805	0,220
ATM3D_post	10	0,279	0,120	0,887
AFTM3D_post	10	0,598	1,640	0,221

 Tableau 14 :
 Reproductibilité des mesures postopératoires, résultats statistiques.

A partir de ce résultat statistique, pour chaque angle calculé, nous avons défini une valeur de référence issue de la moyenne des trois séries de mesure.

On constate que le positionnement itératif de la prothèse, via un procédé semi automatique de recalage, est particulièrement reproductible [TABLEAU 15].



Figure 60 : Recalage manuel de la prothèse. a) Recalage semi automatique 3D. b) Optimisation manuelle de ce recalage.

 Tableau 15 : Caractéristiques numériques calculées après trois séries de mesure réalisées par un même observateur.

		Intra observateur			
		Ecart à la moyenne (d°)			
	N ^{bre}				
Paramètres	de cas	Moyenne	RMS	Max	
AFM3D_post	10	0,5	0,6	1,1	
ATM3D_post	10	0,2	0,3	0,6	
AFTM3D_post	10	0,1	0,1	0,2	
Erreur globale	10	0,3	0,4	1,1	

Sur les 30 mesures postopératoires réalisées, l'erreur moyenne de reproductibilité est inférieure à 1°. L'écart entre la valeur de référence et la mesure réalisée est inférieur à $0,8^{\circ}$, pour tout angle confondu, selon un intervalle de confiance à 95%. L'erreur maximale est de $1,1^{\circ}$ et 5% des mesures sont comprises entre $0,8^{\circ}$ et $1,1^{\circ}$.

Ces excellents résultats ne sont pas à comparer directement aux résultats obtenus avec l'étude morphologique préopératoire. Dans le cas présent, on ne parle pas de reconstruction des structures osseuses. Il s'agit uniquement du positionnement manuel de l'implant selon les deux vues calibrées face et profil. L'erreur de reproductibilité liée à la morphométrie n'intervient pas.

Les résultats consignés dans le [TABLEAU 16], permettent d'apprécier la correction réalisée par le chirurgien lors de l'intervention chirurgicale.

	Mesure pré et postopératoire des paramètres cliniques					
	Angle en degré (d°)					
	AFM		АТМ		AFTM	
Patients	Pré Post		Pré Post		Pré Post	
1	91	93	87	89	167	179
2	95	90	94	92	190	176
3	90	88	87	88	164	176
4	89	86	89	91	171	177
5	93	90	86	91	172	178
6	91	89	91	91	169	178
7	100	86	89	89	187	175
8	93	92	94	92	180	174
9	95	89	85	89	170	179
10	94	89	88	90	185	180

Tableau 16 : Présentation des paramètres cliniques obtenus en pré et postopératoires.

On constate que les valeurs angulaires postopératoires se rapprochent de la cible théorique énoncée dans le *chapitre I* : l'alignement dans le plan frontal du membre inférieur doit tendre vers 180° tout en respectant une coupe distale fémorale de 90° et réciproquement 90° pour la coupe proximale tibiale.

Le protocole de mesure postopératoire est opérationnel et sa reproductibilité est validée. Notre objectif était de montrer que le recalage manuel de la prothèse était fiable et ne demandait pas une manipulation trop longue.

Parmi les prochaines étapes de développement, il est préférable de ne plus interpréter les résultats dans le repère global mais plutôt dans le repère anatomique. Par conséquent, il sera nécessaire de recaler la prothèse puis le modèle 3D du genou préopératoire sur le cliché postopératoire. Il vaut mieux ne pas utiliser de références prothétiques, afin d'interpréter le positionnement de la prothèse par rapport à des références anatomiques connues. Nous reviendrons sur cette problématique dans la dernière partie du troisième chapitre.

5. Conclusion et perspectives

Ce chapitre de validation constitue une part importante du présent travail de recherche. Le but de celui-ci était de vérifier la reproductibilité des reconstructions 3D via une analyse morphométrique, d'intégrer l'analyse statique du membre inférieur en pré et postopératoire (gonométrie 3D) puis de réaliser une étude intra et inter-observateur visant à tester la reproductibilité des mesures cliniques considérées. L'ensemble de ces points a été traité. En première conclusion, il s'avère que quelque soit l'utilisateur on obtient une très bonne reproductibilité des représentations 3D (2,4mm selon un intervalle de confiance à 95%). Ces représentations tridimensionnelles permettent également, du fait de la position érigée du patient lors de la prise des clichés, d'estimer une éventuelle instabilité ligamentaire sur l'articulation du genou. La gonométrie 3D, en plus de sa très bonne reproductibilité (1,6° selon un intervalle de confiance à 95%) est désormais indépendante de l'orientation du patient lors de la réalisation des radiographies. L'automatisation du pointage des références anatomiques et la définition de repère associé, laisse présager un très grand potentiel dans la mesure de paramètre complexe telles que les torsions osseuses. Enfin, la méthode de reconstruction et l'algorithme de détection sont robustes et ils ont d'ores et déjà été appliqués en milieu clinique

Les perspectives d'avenir visent à améliorer, la mesure des paramètres axiaux mais surtout l'automatisation du protocole décrit dans ce travail. Le rôle de la radiographie EOSTM (Biospace Instruments, Paris), issue des travaux de recherche de G.CHARPAK et de la collaboration avec le LIO, le LBM et l'hôpital Saint Vincent de Paul (Paris), prend ici toute sa dimension. Les problèmes rencontrés en stéréoradiographie conventionnelle ne sont plus. Les deux clichés sont pris simultanément, il ne peut donc y avoir de mouvement du patient entre la radiographie de face et celle de profil. Le système est calibré, il ne nécessite pas la présence de marqueurs radio opaques : le temps d'identification des billes sur le cliché devient nul. La qualité de la radiographie est meilleure, les contrastes sont plus marqués mais surtout homogène sur l'ensemble du membre inférieur : l'épaisseur des tissus mous ne modifie pas la qualité du cliché réalisé. Enfin l'image obtenue est numérique, il n'est plus nécessaire de la digitaliser à l'aide d'un scanner manuel.

Au final en utilisant ce type d'imagerie, la durée de notre protocole serait diminuée (divisée par 2, selon une première estimation) et le travail de numérisation des contours grandement amélioré grâce à la très bonne qualité des clichés. Améliorant ainsi la reproductibilité des reconstructions et des mesures effectuées. Côté patient, il existe un avantage non négligeable : la dose d'irradiation est environ 10 fois moindre qu'en radiographie conventionnelle.

Nous rappelons ici l'objectif final de notre travail : il s'agit de fournir tout au long du cycle opératoire, y compris pendant l'intervention chirurgicale, une assistance informatique permettant la mesure tridimensionnelle de paramètres cliniques.

Le prochain et dernier chapitre de ce travail décrit un système informatique guidé par l'image. Cet outil permet au chirurgien de connaître en temps réel l'alignement du membre inférieur en fonction des coupes osseuses réalisées. Nous aborderons au préalable, une brève description des technologies existantes, afin de mieux considérer les choix retenus. C'est en dernière partie que nous présenterons les résultats de l'étude clinique, mettant en œuvre le protocole tridimensionnel développé dans ce travail de thèse et appliqué sur l'ensemble du cycle opératoire.

Contribution à la chirurgie du genou assistée par ordinateur

1. Introduction à la chirurgie orthopédique assistée par ordinateur

Les progrès en informatique et la numérisation de l'imagerie médicale sont à la base de la navigation chirurgicale. C'est une discipline très jeune. Les premiers essais cliniques en orthopédie ont eu lieu au début des années 90. L'objectif de ces systèmes informatiques était de fournir au chirurgien des systèmes d'assistance susceptibles de rendre le geste chirurgical plus précis et moins invasif ; de permettre au chirurgien de simuler certains gestes opératoires ; enfin de lui fournir des outils dont le maniement serait facile et convivial. Cette première partie s'appuie essentiellement sur les travaux de plusieurs équipes dont celles de A.Digioia à Pittsburgh (Carnegie Mellon University), de L.P Nolte à Bern (Müller Institute for Surgical Technology and Biomechanics) et enfin de P.Cinquin à Grenoble (Laboratoire du TIMC Technique de l'imagerie, de la modélisation et de la cognition).

Le professeur P.Merloz, un des premiers clinicien à avoir pratiqué cette discipline, a pour habitude de présenter la chirurgie orthopédique guidée par l'image selon trois principes fondamentaux : la perception de l'information, le raisonnement puis l'action. Nous reprendrons ces mêmes étapes pour permettre au lecteur de retrouver cette même hiérarchie dans la bibliographie.

1.1. Perception de l'information

En chirurgie orthopédique, l'information concerne avant tout l'appareil locomoteur. Il existe plusieurs moyens pour numériser cette information. Ce qui signifie permettre au système informatique d'accéder à une connaissance a priori de la géométrie de l'organe à opérer.

Cette information peut être préopératoire sous forme d'images tomodensitométriques (TDM), sous forme d'images obtenues par résonance magnétique (IRM) ou échographique. L'information peut également être acquise en peropératoire via la fluoroscopie, les appareils à ultrasons ou enfin via des palpeurs mécaniques repérés dans l'espace grâce à des localisateurs tridimensionnels (3D). Ces systèmes de repérage représentent la clé de voûte de la navigation chirurgicale [MER2001].

Un localisateur tridimensionnel calcule à la manière d'un GPS (Global positionning system) la position d'un objet dans l'espace par rapport à un référentiel. Dans le cas de la chirurgie orthopédique, ces objets sont d'une part les ancillaires (ex. guides de coupe) et d'autre part l'organe à opérer. Il est donc impératif de situer spatialement l'un par rapport à l'autre et c'est grâce à l'utilisation de marqueurs que ce résultat est obtenu [FIGURE 61].



Figure 61 : Représentation schématique du bloc opératoire équipé d'un système d'assistance au geste chirurgical. les marqueurs A localisent les ancillaires alors que les marqueurs B précisent la position de l'organe à opérer.

Cette localisation peut être mécanique (Viewing-WandsTM), acoustique (PegasusTM, ZebrisTM), magnétique (PolhemusTM) ou optique (PolarisTM, FP5000TM) [FIGURE 62]. Pour des raisons de fiabilité et de précision (1mm pour 1m³) nécessaire en chirurgie guidée par l'image, les systèmes infrarouges (optiques) sont les plus utilisés.



Figure 62 : a) le système acoustique Zébris[™]. b) le système magnétique Polhemus[™]. c) le système optique Polaris[™]. 4 diodes sont disposées sur le support carré. Les diodes sont actives (liaison filaire).

Par définition un système infrarouge « actif » est constitué de 2 voire 3 caméras infrarouges capables de localiser dans un repère à trois dimensions un émetteur muni de diodes électroluminescentes infrarouges. La contrainte de ce système est que cette liaison active se fait par câble. Les diodes nécessitent une alimentation en courant électrique.

La gène occasionnée par ces câbles ne fut que de courte durée puisque on a pu voir apparaître sur le marché une deuxième génération d'outils dépourvus de diode infrarouge (1995). Il s'agit de marqueurs passifs réfléchissants de type catadioptre d'où l'appellation de système infrarouge « passif » [FIGURE 63].



Figure 63 : Marqueur palpeur (Northern Digital Inc.) Les 3 sphères réfléchissantes remplacent les diodes infrarouges émettrices.

Schmerber *et coll* [SCH2001] décrivent le protocole expérimental qui leur a permis de mettre en avant la précision de différents localisateurs tridimensionnels disponibles sur le marché [TABLEAU 17].

 Tableau 17 : Evaluation de la précision de 4 types de localisateurs tridimensionnels. Extrait des résultats obtenus [SCH2001].

	RMS (distance in mm)					
	Optotrack	FP5000	Polaris Active	Polaris Passive		
Static measure	0,07	0,41	0,19	0,14		
Pivot repetability	0,10	0,81	0,39	0,61		
Surface digitization	0,06	0,71	0,59	0,25		

Ces conclusions montrent que le système Optotrak[™] (Northern Digital Inc.Ontario Canada) fait office de référence. Sa précision pouvant atteindre le 1/100 mm selon le test réalisé. Cependant pour des raisons d'encombrement et de coût, le Polaris[™] Passif (Northern Digital Inc.Ontario Canada) répond d'avantage à une utilisation en bloc opératoire avec une précision moindre mais très largement suffisante (1/10mm).

1.2. Raisonnement

Cette étape est incontournable dans la chirurgie guidée par l'image. Il s'agit de mettre en correspondance, les données préopératoires relatives à l'imagerie avec la position du patient lors de l'intervention chirurgicale. Il faut ainsi recaler dans un référentiel commun une image dite virtuelle par rapport aux données numériques peropératoires.

Cette mise en correspondance ou recalage osseux peut s'effectuer de plusieurs façons.

A l'aide de repères métalliques [ELI1996], lors d'une première intervention chirurgicale trois repères radio-opaques sont implantés directement sur la surface osseuse du patient. L'organe considéré bénéficie ensuite de coupe tomodensitométrique (TDM).

L'identification des contours osseux par segmentation manuelle ou automatique sur chacun des clichés [FIGURE 64] permet de reconstruire la structure osseuse en trois dimensions [LOR1987; DEG1988]. Les repères métalliques apparaissent également sur cette reconstruction.



Figure 64 : Reconstruction 3D à partir de coupes tomodensitométriques. Les repères métalliques sont situés sur l'épine iliaque antéro-supérieure.

En peropératoire, ces mêmes repères vont être numérisés à l'aide d'un outil (palpeur) localisé dans l'espace. Cette identification permet la fusion du référentiel image avec le référentiel du bloc opératoire.

Cette reconstruction 3D, issue de coupes tomodensitométriques, conjuguée à l'utilisation des repères métalliques en vue du recalage osseux, est une solution particulièrement invasive pour le patient. Cette solution entraîne deux interventions chirurgicales et une augmentation des risques infectieux.

Par marquage de points anatomiques [ZAN1994], sur un modèle 3D numérique correspondant à l'organe du patient à opérer. Le chirurgien vient repérer des points anatomiques remarquables. Ces mêmes points devront être repérés à nouveau en peropératoire sur l'organe lui-même. Ceci toujours à l'aide d'un palpeur localisé dans l'espace.

Cette deuxième solution est difficilement reproductible : la référence est ponctuelle. Il faut également se méfier de toutes dispersions que pourrait provoquer des ostéophytes.

Par marquage de surface [BES1992 ;LAV1995], au lieu de marquer des points anatomiques ponctuels, le chirurgien repère toujours à l'aide d'un palpeur, pendant l'intervention, des surfaces régionalisées de l'organe à opérer. Ce système de recalage est aussi appelé « recalage par nuage de points » [FIGURE 65].



Figure 65 : Recalage surfacique. Le nuage de point dessine la surface réelle palpée.

L'utilisation d'un modèle numérique tridimensionnel, obtenu par une modalité d'acquisition numérique, reste indispensable.

Cette dernière solution parait la plus pertinente. Elle ne demande pas au chirurgien d'être particulièrement précis lors de l'acquisition du nuage de point et surtout ne nécessite pas de geste chirurgical préopératoire.

Une variante de cette solution consiste à utiliser à défaut du palpeur mécanique une technologie à base d'ultrasons. Les ondes ultrasonores ne traversent pas le tissu osseux, mais se réfléchissent à sa surface. La surface peut ainsi être acquise avant la voie d'abord ce qui limite les risques infectieux [TON1997]. Cette technique est à ce jour peu utilisé par manque de précision des contours osseux relevés. Toutefois des travaux sont en cours [TRE2002; BRE2002] pour améliorer la précision.

Au final, l'information contenue dans l'image numérique fournit au chirurgien, une aide à la décision non négligeable. A partir de la représentation tridimensionnelle de l'organe à opérer, laissant accès aux surfaces cachées ; la visualisation de la trajectoire de l'outil navigué ; une interface de visualisation conviviale, le clinicien est à même d'affiner en temps réel sa stratégie opératoire.

1.3. Action

Cette dernière étape permet de réaliser de façon précise et fiable le guidage du geste chirurgical, conformément au planning préopératoire. Il existe à l'heure actuelle 3 niveaux d'intervention proposés par les outils d'assistance au geste chirurgical : passif, actif ou semi-actif.

1.3.1. Les systèmes passifs

Ils fournissent aux chirurgiens une information en temps réel sur la position et le guidage d'outil chirurgicaux dans le champ opératoire, lui permettant à tout instant de comparer la tâche courante à la tâche planifiée. Le but n'est pas d'atteindre à tout prix la cible planifiée mais au contraire d'avoir la possibilité de suivre à tout instant le chemin pour l'atteindre [DIG1999].

Trois sous systèmes sont habituellement décrits.

Les systèmes passifs basés sur les images tomodensitométriques préopératoires et sur la fusion de données (ou recalage) : ce sont les plus classiques. Grâce à un localisateur tridimensionnel et à la fusion (recalage osseux) entre l'information préopératoire et la connaissance a priori de la position du patient en bloc, le chirurgien suit la direction de son outil de coupe selon les 3 plans de l'espace. Grâce à ce recalage solide 3D virtuel/3D réel, la précision de cette solution est particulièrement bonne (inférieure à 1mm généralement [NIS2003]). Les applications les plus courantes concernent le rachis avec la visée pédiculaire [FIGURE 66] [MER1998]. Exemples de système commercialisé : la Stealth Station™ (Medtronic Sofamor Danek).


Figure 66 : Photo (Brain Lab[™]) d'une visée pédiculaire assistée par ordinateur. Vérification de la trajectoire de l'outil de perçage. La vertèbre et l'ancillaire sont équipés de marqueurs passifs.

Les systèmes passifs basés uniquement sur des images radiographiques peropératoires (sans imagerie préopératoire ni fusion de données ; cette technologie plus récente (2000) fait intervenir directement les amplificateurs de brillance ou fluoroscope. Via un algorithme mathématique permettant de corriger les effets parasites dû à la radiographie (distorsion, problème d'échelle), la fluoroscopie offre au chirurgien un moyen bi-dimensionnel de suivre la trajectoire de son geste. L'amplificateur de brillance est pourvu de marqueur (en général des diodes électroluminescentes) repéré par le localisateur tridimensionnel, ce qui permet de se passer de l'étape manuelle du recalage osseux. Dans ce cas, le recalage osseux est 2D virtuel / 3D réel. La réduction de fractures du bassin ou l'aide au verrouillage de clou centromédullaire [JOS1998] traduisent différentes applications chirurgicales [FIGURE 67]. Exemples de systèmes commercialisés : Fluoronav TM (Medtronic Sofamor Danek), SurgigateTM (Medivision AG).



Figure 67 : Visée pédiculaire réalisée sous fluoroscopie et chirurgie assistée par ordinateur.

Les systèmes passifs basés sur des données cinématiques ou des modèles statistiques tridimensionnels et sur la fusion de données ; cette solution se présente comme une alternative à celle utilisant une imagerie préopératoire de type TDM. Ces systèmes sont basés sur la seule acquisition de données peropératoires. Deux types d'outil sont actuellement proposés : le premier fait appel à la détermination de centres instantanés de rotation. Ces points sont enregistrés lors des tests de mobilité effectués par le chirurgien, pendant l'intervention. Dans ce cas il n'y a pas à proprement parler de recalage osseux. Le second système fait lui aussi appel à des notions de cinématique, mais introduit en plus des données morphométriques basées sur l'utilisation de modèles statistiques d'organes. La fusion (recalage osseux) est dans ce cas impérative, c'est un recalage élastique 3D virtuel / 3D réel. La chirurgie prothétique du genou et les ostéotomies du membre inférieur sont les deux principales applications de cette technologie. Exemple de systèmes commercialisés : OrthopilotTM (Aesculap AG), SurgeticTM (Praxim).



Figure 68 : Interface Genou du Système Orthopilot[™]. Seules les données issues de la cinématique sont utilisées dans cette application. Il n'y a pas de personnalisation de l'interface en fonction du genou considéré. Les axes modélisés définissent la cible à atteindre.

1.3.2. Les systèmes actifs

Ces outils réalisent de manière autonome une partie de la stratégie opératoire. Les systèmes actifs sont par définition robotisés. Le chirurgien supervise cette étape. L'une des premières application clinique fut le perçage robotisé du fut fémoral en vue d'une pose de prothèse de hanche [BAR1998] [FIGURE 69]. Les fonctionnalités suivantes font les spécificités des systèmes actifs :

Tâche à géométrie complexe, c'est le cas du placement des prothèses. Le robot est amené à préparer la cavité qui recevra l'implant. Les degrés de mobilité de son bras motorisé lui donnent une liberté que le chirurgien ne pourrait pas forcement reproduire en une seule passe.

Augmentation de la précision et lissage du geste, la précision et la qualité du geste (filtrage des tremblements) peuvent être augmentées de plusieurs ordres de grandeur par des moyens mécaniques.



Figure 69 : Système actif ROBODOC[™]. L'application est dédiée à la mise en place d'une prothèse de hanche. a) et b) Représentent deux vues en coupe de la diaphyse fémorales. Le perçage est réalisé avec (b) et sans robot (a).

Synchronisation avec un signal externe, certaines interventions nécessitent un geste synchronisé avec un événement externe tel le mouvement du patient ou le battement de son cœur par exemple.

Parmi les études cliniques publiées à ce jour certaines mettent en évidence une augmentation du temps opératoire ainsi qu'une augmentation significative des saignements. Par contre il a été montré, sur la base de mesures radiographiques, que la pose de prothèse de hanche était plus précise avec le système robotisé [BAU1999]. Cependant le recul clinique n'est pas suffisant pour démontrer que cette précision est un facteur d'amélioration de la durée de vie de la prothèse et de sa fonctionnalité.

Encore aujourd'hui, la robotique en orthopédie est la très directe descendance de la robotique manufacturière. Les systèmes développés jusqu'ici l'ont été sur la base de robots industriels reconvertis pour des applications chirurgicales. Ces systèmes doivent encore évoluer [DAV2000].

1.3.3. Les systèmes semi-actifs

Ils matérialisent la stratégie planifiée dans le champ opératoire au moyen de guides mécaniques, mais le geste reste exécuté par le chirurgien. Ces systèmes peuvent être robotisés. Ainsi un robot positionnera un canon de visée par lequel le chirurgien introduira un outil linéaire pour réaliser son perçage [LAV1992].

Mais il existe aussi des cas où le bras robotisé est utilisé selon une dynamique inverse. C'est le chirurgien qui l'actionne et le robot introduit une limitation à ce mouvement selon la trajectoire planifiée [DAV1999].

Ces systèmes apportent un support physique au geste du chirurgien en augmentant sa précision et sa stabilité par rapport à un guidage totalement passif. Par rapport au système actif, le chirurgien reste ici dans la boucle du contrôle du geste [TRO2002]. Il peut ajuster le

geste en fonction de ce qu'il analyse et juger du bon déroulement de l'intervention de manière plus directe.

Cependant cette technologie reste très coûteuse et encore très peu développée en orthopédie. Ses domaines de prédilection sont par exemple la chirurgie cardiaque totalement endoscopique à cœur battant. Exemple de système commercialisé : Da Vinci[™] (Intuitive Surgical Inc). Il existe toutefois quelques applications issues de la recherche en laboratoire et dédiées à l'orthopédie. Ces travaux portent sur la pose de prothèse totale de genou et mettent en œuvre le système Acrobot® (Imperial college of Science, Londres).

1.4. Synthèse et analyse de la bibliographie

La chirurgie orthopédique n'est pas prête à accepter la présence au bloc d'une machine outil. L'adaptation de ces robots aux contraintes du bloc opératoire requiert encore beaucoup de travail [SIE2002]. La solution d'un système intermédiaire ou semi-actif est très séduisante mais encore très expérimentale en orthopédie et surtout très coûteuse. A l'heure actuelle, ce sont les systèmes de navigation qui sont les plus utilisés [NIZ2002; SCH2003], ils correspondent davantage à la pratique quotidienne. Ces derniers sont malgré tout conçus par des ingénieurs. Ce qui ne répond pas forcement à l'attente du spécialiste clinique.

Notre premier objectif est de concevoir à partir de briques existantes et en étroite collaboration avec un partenaire clinique, un outil de navigation chirurgicale (système passif) qui réponde à son besoin en pratique clinique.

Parmi les supports visuels fournissant une représentation 3D, la tomodensitométrie est fréquemment utilisée et cependant peu appréciée en chirurgie du membre inférieur. Cet examen radiologique est une étape supplémentaire lors du planning préopératoire.

La solution la plus récente consiste à combiner un système basé sur des données cinématiques, avec un modèle 3D statistique personnalisable [STI2002]. Ce modèle générique est construit à partir de coupes tomodensitométriques réalisées sur plusieurs genoux secs. L'accès aux surfaces osseuses dans la chirurgie prothétique du genou devrait favoriser l'utilisation de cette technique.

Au regard des premiers résultats cliniques obtenus en navigation chirurgicale [SAR2001], nous choisissons de ne pas guider le geste chirurgical vers une cible théorique mais au contraire d'utiliser le système informatique comme un outil de mesure précis et fiable, capable de fournir en temps réel, la position du guide de coupe d'un ancillaire classique. Les études cliniques récentes [PHI2003 ; BAT2003] montrent qu'il n'existe pas de différence significative entre un patient opéré à l'aide de l'informatique et un patient ayant bénéficié d'une chirurgie classique.

2. Contribution au développement d'un outil informatique d'assistance au geste chirurgical du genou

Ma contribution a porté sur la mise en œuvre du système : définition des fonctionnalités et développement d'ancillaires spécifiques. Puis sur l'évaluation de la technique retenue, sa simplicité, la convivialité et enfin son adaptation à l'environnement clinique.

C'est en étroite liaison avec un chirurgien concepteur (Pr. P.NEYRET), un fabricant d'implant (TORNIER s.a) et une équipe d'ingénieurs informaticiens (PRAXIM s.a, Grenoble) que ce projet a pris naissance. La convivialité et la simplicité d'utilisation ont été les mots clés à respecter tout au long du développement

2.1. Matériels et méthodes

2.1.1. Le localisateur tridimensionnel

Une étude préliminaire nous a montré qu'en terme de localisateur tridimensionnel, il était préférable d'opter pour un système optique passif. En effet, les localisateurs magnétiques ont l'avantage d'être indépendant de la notion de ligne de vue, toutefois ils sont particulièrement sensibles à un environnement ferromagnétique. Quant aux localisateurs à base ultrasons, ils n'ont pas la précision attendue [TABLEAU 17] et surtout présentent des difficultés à la stérilisation. Enfin les localisateurs optiques à diodes émettrices (actifs) disposent de leur propre source lumineuse mais ont un poids relativement élevé lorsqu'ils fonctionnent sur batterie ; dans le cas contraire le système de câblage encombre le champ opératoire.

La solution présentée par la plateforme Surgetics (PRAXIM s.a), intègre un localisateur optique passif. Cet avantage technique couplé à une bibliothèque logicielle novatrice nous a conforté dans le choix de ce partenariat industriel.

2.1.2. Une imagerie 3D peropératoire

A l'exception des clichés radiographiques conventionnels, le système ne doit pas s'appuyer sur une imagerie préopératoire. Notre choix s'est dirigé vers un système passif basé sur des données cinématiques couplées à un modèle statistique tridimensionnel.

Le choix de cette technologie s'est avéré judicieux au regard de la tendance actuelle. En effet, les systèmes existant migrent peu à peu vers ce type d'imagerie en délaissant la tomodensitométrie (BrainLab AG, Orthosoft Inc.). Ce qui au début de ce travail de thèse était plutôt considéré comme un challenge. Ce procédé était avant tout expérimental et issu d'un laboratoire de recherche : le TIMC à Grenoble [FLE1999].

Concrètement, c'est durant l'intervention lorsque la voie d'abord est terminée et que les parties molles sont isolées, que le chirurgien vient tracer à l'aide d'un palpeur (localisé dans l'espace) les régions d'intérêt du fémur et du tibia [STI2002].

2.1.3. L'ancillaire mécanique de pose

L'outil de navigation chirurgicale que nous avons conçu doit permettre au chirurgien de l'assister dans la pose d'une prothèse de genou dite de première intention. Afin de contrôler à tout instant, les paramètres de coupe osseuse, les guides de coupe sont munis de marqueur. Dans un souci d'optimisation, nous n'avons pas souhaité modifier l'ancillaire classique. Une interface de liaison, dite générique, a donc été conçue [FIGURE 70].

DiGioa [DIG1999] a présenté, un procédé capable de se connecter à n'importe quel ancillaire classique. L'originalité du système consiste à venir placer une palette directement dans la fente de coupe du guide mécanique. Cette solution reste cependant critiquable. En fonction du volume (hauteur, largeur, bord d'appui) de la fente de coupe, la mesure peut être décalée par rapport à la coupe osseuse réalisée.

Le marqueur guide de coupe

A partir de cette idée, nous avons adapté sur l'ancillaire classique de la prothèse HLS evolution® (Tornier s.a) une solution générique intermédiaire. Ce système s'adjoint à l'ancillaire classique via une interface mécanique de type mâle femelle. L'avantage de cette solution est qu'il suffit d'un seul et même outil pour suivre tour à tour la position des différents guides de coupe. En utilisant les orifices des broches nous assurons une parfaite stabilité du marqueur selon 5 degrés de liberté. La mobilité restante est une translation orientée selon la profondeur, sans influence pour l'orientation de la coupe osseuse puisque dans sa continuité.



Figure 70 : Marqueur guide de coupe (Tornier, Grenoble). 3 pastilles réfléchissantes sont fixées rigidement au support triangulaire. Les deux broches permettent de fixer cette interface sur le guide de coupe.

A tout moment, en cas de faillite du système informatique le chirurgien peut repasser au système classique sans conséquence sur la mise en place optimale de la prothèse.

Le marqueur palpeur

C'est à partir de ce palpeur que le chirurgien, en traçant les contours osseux, personnalise le modèle statistique de genou selon la morphologie du patient [FIGURE 71]. Il est équipé de six pastilles réflechissantes. Trois sur le recto et trois autres sur le verso. La disposition de ces références est parfaitement symétrique et spécifique. Ainsi, le localisateur optique à infrarouge peut différencier les marqueurs les uns des autres.



Figure 71 : Vue latérale du stylo palpeur (Tornier, Grenoble).

Les marqueurs fémur et tibia.

Le rôle de ces marqueurs, appelés aussi « corps rigides » est de situer le fémur et le tibia dans l'espace du bloc opératoire. De géométrie différente, ils permettent à la fois au chirurgien mais surtout au localisateur de bien différencier les deux [FIGURE 72].



Figure 72 : Marqueur fémur (a) et Tibia (b) (Tornier, Grenoble).

2.1.4. Déroulement des étapes peropératoires

L'interface de commande du système informatique est réduite au maximum. Pas de souris classique ni de clavier, une double pédale permet de dérouler le programme informatique ou au contraire de réitérer une étape erronée.

Phase d'installation

L'acte chirurgical débute par une voie d'abord classique. Puis intervient la fixation des marqueurs fémur et tibia, dont le but est de localiser les mouvements de jambe du malade lors des différentes manipulations. Ces repères sont fixés de préférence en interne et en retrait de l'ancillaire classique pour éviter toute gène lors de l'intervention chirurgicale.

Numérisation de points anatomiques fondamentaux

Le challenge que représente la pose assistée d'une prothèse totale de genou, est d'aligner celle-ci par rapport aux axes mécaniques du membre inférieur. Il conviendra, en l'absence de données préopératoires, de construire dans l'espace les axes fémoraux et tibiaux. Il est donc nécessaire de localiser en 3D : le centre hanche, le centre genou et le centre cheville.

Le centre hanche : le chirurgien ne disposant d'aucun accès à la cavité articulaire coxofémorale durant l'intervention, la détection du centre hanche s'effectue à l'aide d'une méthode cinématique. La précision de cette méthode a été montrée dans les travaux de Stindel et Briard [STIN2002].

Le centre genou : Une revue de la littérature montre la difficulté qu'ont les chirurgiens à exprimer précisément ce qu'est le centre du genou. Pour certain, il est le centre cinématique d'un mouvement complexe (roulement + glissement) pour d'autres c'est un point anatomique qui varie selon l'auteur. Par contre les auteurs s'accordent sur le fait qu'une fois la prothèse en position : jambe en flexion à 0°, l'angle entre l'axe mécanique fémoral et l'axe mécanique tibial doit être de 180° dans le plan frontal. C'est le principe que nous retiendrons pour notre système le centre genou est une référence prothétique.

Le centre cheville : la détermination du centre cheville est également un challenge difficile dans l'hypothèse où aucun accès à la cavité articulaire n'est possible. L'approche morphologique, consiste à numériser un certain nombre de point à la surface des malléoles interne et externe, d'en extraire un point moyen de chaque côté de la cheville puis de déterminer le milieu de ce segment. On considère que le milieu de l'axe bi-malléolaire ne correspond pas au centre de la pince malléolaire.

Numérisation des surfaces fémorales et tibiales

L'acquisition numérique de la morphométrie du genou se fait en cours d'intervention. Après préparation des surfaces fémorales et tibiales, résection des ostéophytes et ablation des ménisques restant, le chirurgien utilise le corps rigide palpeur localisé dans l'espace. Ce dernier est déplacé au contact de la surface à numériser et les variations topographiques sont enregistrées en temps réel.

Le fémur est divisé en 4 sous régions clairement identifiables [FIGURE 73] : la joue condylienne interne, la joue condylienne externe, la corticale antérieure et la surface distale. Chacune de ces régions a un but bien précis en vue du positionnement du bouclier fémoral. Les deux joues permettent d'appréhender l'encombrement medio latéral que la prothèse devra combler. La corticale antérieure donne la taille du bouclier fémoral. La géométrie 3D de chaque taille d'implant étant définie dans une bibliothèque numérique, l'algorithme peut grâce à ces trois sous régions proposer la taille la plus appropriée. Enfin la surface distale-postérieure renseigne sur le niveau d'usure des condyles. Le nombre de points à acquérir par région est de 300 \pm 150 points. Le système enregistre 2 points par seconde. En plus de ces surfaces anatomiques, il est impératif de préciser le sommet des condyles postérieurs et le condyle distal sain.



Figure 73 : Découpage du fémur distal en régions distinctes. Grâce à ce découpage, l'acquisition numérique est de meilleure qualité (Praxim, Grenoble).

Le tibia est divisé en 2 sous régions distinctes : le plateau proximal et la surface antérieure. La surface antérieure permet d'appréhender le positionnement de la tubérosité tibiale antérieure (TTA) mais également la forme du tibia au niveau de la résection osseuse à venir. L'acquisition du plateau permet d'évaluer la taille de l'embase tibiale. De la même manière que pour le fémur, il est nécessaire de préciser par un palpage ponctuel le compartiment usée, le compartiment sain et le sommet de la TTA.

Planning peropératoire

Les propositions de planification faite par la machine, dépendent des conseils dictés au préalable par les concepteurs de l'implant et bien sûr de la morphologie du patient. Cette étape consiste à présenter au chirurgien une proposition optimale du positionnement de la prothèse sur l'os. Cette représentation est tridimensionnelle toutefois pour une lecture simplifiée, le montage os + prothèse est projeté selon les trois plans anatomiques : le plan frontal, le plan sagittal et le plan horizontal.

L'écran interactif (*Touch screen*) permet au chirurgien de modifier la proposition faite par le système informatique. Des curseurs « plus-moins » sont disposés en fonction des paramètres modifiables. Le point fort de ce planning est que le chirurgien peut visualiser, avant la première coupe osseuse, le résultat obtenu. Ce planning correspond à une simulation du positionnement de la prothèse sur l'os.



Figure 74 : Planning préopératoire fémoral.

Le Planning tibial. La première contrainte de positionnement concerne l'alignement de l'embase tibial dans le plan frontal et sagittal. Cet alignement se fait grâce à la connaissance a priori de l'axe mécanique tibial. Le centre cheville a été numérisé lors de la précédente étape. Le centre genou, côté tibia a été défini par les concepteurs de l'implant, directement sur le modèle numérique [FIGURE 75]. La position de ce point correspond à l'intersection de l'axe symbolisant la quille tibiale avec le plan milieu définissant le plateau tibial.



Figure 75 : Définition du point proximal de l'axe mécanique tibial.

Dans le plan horizontal, le positionnement antéro-postérieur du plateau tibial est contraint selon une tangente au bord antérieur de l'os. La rotation axiale est par défaut alignée par rapport à l'axe de symétrie antéro-postérieur du plateau. Pour le positionnement médio-latéral, l'implant est centré grâce à la connaissance morphologique des bords du plateau.

Concernant les résections osseuses planifiées, dans le plan frontal, la hauteur de coupe tibiale est proposée par défaut à 10mm en dessous du plateau tibial le moins usé ; l'angle tibial mécanique est fixé à 90°. Dans le plan sagittal la pente tibiale est réglée à 0° par rapport à l'axe mécanique tibial.

Le planning fémoral, l'alignement du bouclier fémoral, dans le plan frontal et sagittal, se fait en fonction des contraintes imposées par l'axe mécanique fémoral et les connaissances morphométriques du modèle numérique fémur.

Le centre de la tête fémorale est déterminé par le calcul de la cinématique articulaire. Le point distal de l'axe mécanique fémoral, fait référence à un point situé sur le modèle numérique de la pièce prothétique. Dans le plan frontal et horizontal, ce point correspond au barycentre de la région distale de l'implant [FIGURE 76]. Ce point est ensuite projeté sur la droite reliant les sommets des condyles distaux.



Figure 76 : Définition du point distal de l'axe mécanique fémoral.

La coupe fémorale postérieure est symétrique et parallèle aux bords postérieurs anatomiques, la hauteur de résection est de 10mm. Il est possible via l'interface du planning peropératoire de modifier la position en rotation axiale de l'implant. Ce degré de mobilité est bloqué sur l'ancillaire classique. Pour rester en analogie avec l'ancillaire mécanique et la technique opératoire classique, ce paramètre sera toujours fixé à 0° de rotation. Dans le plan frontal, l'angle fémoral mécanique est fixé à 90°, la hauteur de coupe distale n'est pas planifiée car elle dépend de l'équilibrage ligamentaire. Dans le plan sagittal, le flexum est par défaut fixé à 90°.

Equilibrage ligamentaire

Cette étape est réalisée une fois les coupes tibiale et fémorales postérieures terminées. L'objectif est d'évaluer grâce au localisateur tridimensionnel, l'espace interosseux en millimètre entre les plans de coupe, en interne et en externe [FIGURE 77]. La relation géométrique utilisée s'appuie sur le calcul de la distance d'un point au plan. La distance est mesurée entre le fond de la cupule tibiale, projeté sur le plan de coupe réalisé, et le plan de coupe fémoral postérieur. Cette mesure est calculée en temps réel.

Il a été montré dans le premier chapitre, que la balance ligamentaire s'effectuait en deux temps : en flexion à 0° puis 90°. L'affichage de l'amplitude de flexion extension est donc indispensable durant les tests de laxité. Son calcul est issu du produit scalaire entre deux vecteurs portés par l'axe mécanique fémoral et l'axe mécanique tibial. L'angle obtenu est interprété dans le plan anatomique sagittal.



Figure 77 : Ecran de contrôle de la balance ligamentaire, en flexion.

Mesures de la position des guides de coupe

Le but, lorsque l'on pratique la navigation guidée par l'image, est d'aligner visuellement sur le trait de coupe planifié le plan du guide de coupe réel [FIGURE 78]. Dans notre solution, la démarche consiste à faire abstraction du système informatique. Le chirurgien effectue la coupe osseuse tel qu'il le fait habituellement avec son ancillaire classique et son expérience. Une fois le guide en position, le marqueur guide de coupe, contrôle et enregistre la position du plan de coupe. A l'écran, s'affiche le décalage éventuel entre la valeur planifiée et la valeur mesurée. Ce décalage est enregistré et pris en compte pour les étapes suivantes. Cette opération est effectuée à chaque coupe osseuse.



Figure 78 : Coupe tibiale. Le plan de coupe mesuré devrait correspondre au trait de coupe planifié.

Test cinématique et contrôle final

Une fois les coupes réalisées et les implants d'essai en position, il est possible de :

- vérifier l'alignement du membre inférieur à n'importe quel degré de flexion du genou,
- contrôler la position relative des implants par rapport aux os.

Pendant cette étape, il est possible de vérifier la correspondance entre les plans de coupe réalisés et la position finale de l'implant.

2.1.5. Application clinique

En prévision de la mise en conformité aux exigences essentielles de ce système informatique dédié à la mesure de paramètres cliniques, de nombreux tests ont été réalisés. Ces tests concernent la mise en conformité aux normes électriques et électromagnétiques de la plateforme (directives 89/336/CEE du 03.05.89 modifié par 92/31/CEE du 28.04.92, par 93/68/CEE du 22.07.93 (art.5) et par 1999/5/CE du 09.03.1999) mais également à l'évaluation de la précision intrinsèque, du logiciel. Cet aspect a été réalisé dans le cadre d'un partenariat industriel et ne sera pas abordé dans cette thèse pour des raisons de confidentialité. La plateforme et le logiciel de navigation sont conformes techniquement, il faut maintenant tester la faisabilité de cet outil en milieu clinique.

Population

Pour cette première étude, 14 patients ont bénéficié d'un acte chirurgical assisté par ordinateur. Ils n'ont pas fait l'objet d'une sélection particulière. Ces patients souffraient d'arthrose femoro-tibiale de stade II voire III (d'après la gradation de ALBACH modifiée). Aucun d'entre eux n'a présenté une déformation nécessitant une ostéotomie préalable. Les mesures radiographiques préopératoires traduisant les déviations angulaires de chaque patient, sont consignées dans le tableau ci-dessous [TABLEAU 18]. Ces paramètres sont issus de la mesure classique faisant appel au goniomètre.

Matériel d'ostéosynthèse

L'implant utilisé dans le cadre de cette étude clinique est la prothèse totale de genou HLS evolution à plateau mobile *(cf. Chapitre I)*. Les dimensions géométriques de la prothèse ont été numérisées et intégrées au logiciel de navigation chirurgicale. L'ancillaire utilisé correspond à l'ancillaire classique agrémenté du marqueur guide de coupe.

Protocole

Nous cherchons à évaluer la technique retenue, sa convivialité et son adaptation à l'environnement clinique. L'objectif de cette étude préliminaire est de vérifier la bonne intégration en milieu clinique du logiciel d'assistance au geste chirurgical.

La mesure des paramètres radiographiques postopératoires selon la méthode clinique, nous permet de comparer les valeurs calculées au cours de l'intervention chirurgicale à ceux issus de la technique classique. Il s'agit de l'angle fémoral mécanique (AFM) et de l'angle tibial

mécanique (ATM). Les données peropératoires sont obtenues via un calcul tridimensionnel et interprétées chacune dans leur repère anatomique : [Rfémur] ou [Rtibia].

 Tableau 18 : Paramètres cliniques préopératoires définissant les déviations angulaires des axes du membre inférieur dans le plan frontal. Mesures effectuées sur 14 patients devant bénéficier d'une chirurgie assistée par ordinateur.

	Angles mesurés en degré (d°)				
Patients	AFTM	AFM	АТМ		
1	174	92	88		
2	176	95	83		
3	175	90	85		
4	174	90	87		
5	176	90	85		
6	187	90	94		
7	176	94	86		
8	168	87	84		
9	178	93	87		
10	171	77	90		
11	186	90	84		
12	175	92	90		
13	176	92	89		
14	190	95	88		

2.2. Résultat

Les 14 interventions programmées se sont déroulées sans interruption du système informatique de guidage par l'image. Nous ne présentons ici que les résultats des étapes les plus marquantes.

Installation et acquisition anatomique

L'incision crée par la voie d'abord, augmente en moyenne de 2cm la voie d'abord classique. Ceci afin d'éviter toute collision entre l'ancillaire mécanique et les marqueurs [FIGURE 79]. Le mode de fixation des corps rigides Fémur et Tibia n'est pas assez fiable. Les vis monocorticales subissent de fortes vibrations lors de l'utilisation de la scie oscillante. L'étape d'installation du localisateur tridimensionnel requière une baisse de l'intensité lumineuse dans le bloc opératoire. Les caméras infrarouges repèrent difficilement les marqueurs dans le cas contraire.



Figure 79 : Voie d'abord et disposition des marqueurs fémur et tibia.

L'acquisition anatomique des surfaces, à l'aide du palpeur localisé spatialement, augmente le temps opératoire. Toutefois on remarque, entre la première et la dernière intervention, un gain de temps relatif de plus de 50%. Cette acquisition nécessite en moyenne moins de 10mn aujourd'hui. La ligne de vue du localisateur tridimensionnel est souvent interrompue comme le montre les fichiers d'acquisition. Le personnel du bloc opératoire n'est pas encore accoutumé à la présence des caméras ni à leurs contraintes de fonctionnement.

Coupes osseuses

La palpation des points anatomiques de référence est capitale. Ils doivent être en correspondance avec ceux de l'ancillaire classique. Dans le cas contraire un décalage systématique apparaît sur la mesure fournie par l'ancillaire électronique [FIGURE 80].



Figure 80 : Palpation par l'ancillaire mécanique du compartiment tibial sain. Pour comparer la mesure finale, il est indispensable que le chirurgien palpe à l'aide du marqueur stylo cette même référence.

Equilibrage ligamentaire

L'équilibrage ligamentaire fournit au chirurgien une information de qualité. L'espace entre la coupe postérieure et la coupe tibiale est mesuré en temps réel. Le delta avant et après libération des parties molles est visible à l'écran.

Contrôle final

Nous présentons ici les valeurs angulaires mesurées à l'aide du système de guidage informatique puis les valeurs relevées sur les clichés postopératoires (données mesurées selon la méthode clinique). Le manque d'information postopératoire ne nous permet pas d'appliquer un test statistique pour vérifier s'il existe une différence ou non entre les deux techniques de mesure.

 Tableau 19 : Confrontation entre les mesures effectuées pendant l'intervention par le système informatique versus les mesures réalisées par le chirurgien sur les clichés postopératoires.

	Mesures angulaires en degré (d°)				
	AFM (angle fén	noral mécanique)	ATM (angle tibial mécanique)		
Patients	PERopératoire	POSTopératoire	PERopératoire	POSTopératoire	
1	87	Pas de suivi	92	Pas de suivi	
2	86	NA	89	NA	
3	91	NA	90	NA	
4	86	87	91	90	
5	88	90	90	86	
6	91	90	89	90	
7	86	94	90	90	
8	90	Pas de suivi	90	Pas de suivi	
9	86	NA	90	NA	
10	90	85	90	88	
11	82	NA	91	NA	
12	88	90	88	91	
13	89	90	91	90	
14	89	Pas de suivi	90	Pas de suivi	

Cependant, en isolant les sept patients pour qui les valeurs ont été mesurées en per et postopératoire, on obtient pour l'AFM une différence moyenne de $2,8^{\circ}$ avec un écart type de $2,7^{\circ}$ et une différence max de 8° . Et pour l'ATM, la différence moyenne est de $1,5^{\circ}$ avec un écart type de $1,4^{\circ}$ et une différence max de 4° .

2.3. Discussion

Cette première étude n'a pas pour objectif de prouver que le système de guidage fournit au chirurgien une information de meilleure qualité que l'ancillaire classique. Toutefois il est arrivé lors de l'intervention que le chirurgien préfère suivre l'information fournie par le système informatique plutôt que celle donnée par l'ancillaire classique.

La première étape est atteinte, il s'agissait d'évaluer la technique retenue, d'approuver sa simplicité de fonctionnement et de prouver son adaptation à l'environnement clinique. Les problèmes rencontrés sont pour la plupart contournables.

Installation

La fixation des corps rigides a depuis été modifiée. A la place d'une simple vis monocorticale, notre choix s'est porté sur un montage mécanique rigide utilisé dans une autre application médicale : les fixateurs externes. Deux broches bicorticales soutiennent une rotule dans laquelle le corps rigide fémur ou tibia vient coulisser selon une articulation pivot glissant. La rotation engendrée par la sphère ou rotule permet d'orienter le marqueur au mieux face aux caméras du localisateur [FIGURE 81].



Figure 81 : Nouveau système de fixation des marqueurs fémur et tibia (système Fixano®). (1) broches bicorticales. (2) Corps du marqueur fémur ou tibia. (3) Rotule permettant d'orienter le marqueur, face aux caméras.

Quant au site de fixation des marqueurs sur l'os, l'expérience et la pratique devraient permettre d'optimiser leur positionnement ; entraînant par cette occasion une réduction de l'incision. Une fixation extracutanée reste néanmoins possible mais d'après les travaux de Aldinger et al [ALD2003] lors des mouvement passifs de flexion extension du genou, le marqueur du fémur oscille de 9mm par rapport à sa position initiale.

Acquisition anatomique

L'acquisition des surfaces anatomiques via le palpeur muni de marqueur, permet de ne pas utiliser d'imagerie préopératoire. Cependant il est impératif avant la digitalisation de retirer toutes les parties molles : ménisques, insertion des ligaments croisés ; sans oublier de réséquer à la pince gouge le maximum d'ostéophytes. Un ostéophyte pouvant être interprété par le système informatique comme un maximum local.

Cette numérisation des surfaces, demande une certaine concentration de la part du chirurgien. C'est à partir du modèle numérique obtenu que tous les paramètres de pose sont calculés. La division en sous région des os permet au clinicien de procéder zone après zone en lui laissant le temps de numériser les déformations locales.

Toutefois dans la version existante, le passage d'une zone à l'autre n'est pas signalé. Le chirurgien doit tout en palpant la surface suivre à l'écran la fin d'acquisition. Cette position très inconfortable a été corrigée par l'ajout d'un signal sonore, en fin de chaque acquisition.

Intérêt du Planning peropératoire

De part la définition de l'ancillaire mécanique qui impose une position « idéale » en bloquant tout degré de liberté, les possibilités de réglage offertes par le planning peropératoire ne sont pas exploitées. La tige centromédullaire contraint le positionnement des implants selon un angle de 90° dans les plans frontal et sagittal. Toutefois, ce planning apporte au chirurgien un moyen de contrôler la bonne congruence des implants par rapport aux surfaces osseuses digitalisées. Ce qui est un véritable atout, puisqu'en chirurgie classique il faut attendre la fin des résections osseuses et les essais en cinématique, implant d'essai en position, pour apprécier le bon choix des paramètres de pose et la taille optimale de l'implant.

Balance ligamentaire

Lorsque le chirurgien teste la tension des ligaments latéraux, le système informatique lui fournit une distance (en mm) et non une tension (en Newton). Mettre en place des tensiomètres reste encore très expérimental [MAR2003] mais certainement l'objectif à atteindre.

L'informatique apporte ici un moyen d'évaluer en temps réel, l'alignement du membre inférieur au cours des mouvements de flexion extension du membre inférieur. Cet alignement habituellement mesuré jambe en extension, debout, peut désormais être analysé quelle que soit la flexion du genou.

Contrôle final

Cette mesure finale met en avant les différences éventuelles entre la position franche du guide de coupe et celle de la coupe terminée. La qualité et la consistance des coupes osseuses sont dépendantes de la dureté ou au contraire de la fragilité de l'os [AUB2002]. De plus, la longueur des pans de coupe (support de la lame) conjuguée à la distance entre le guide et l'os sont également source de dispersion [LAS2003]. La bibliographie montre ici l'intérêt d'un contrôle final sur implant d'essai. La finalité aurait été de mesurer l'implant cimenté dans sa position définitive, mais pour des raisons de micro rayures potentielles, il n'est pas envisageable de digitaliser mécaniquement les surfaces de l'implant définitif.

2.4. Synthèse

Il est souvent dit que c'est le système qui doit se plier aux exigences de l'homme, cependant il faut encore accepter quelques contraintes liées à la jeunesse de ces outils informatiques. On constate que le localisateur 3D malgré sa très grande précision, oblige à baisser l'intensité lumineuse du bloc. Les déplacements du personnel de bloc sont déjà très réglementés, ils doivent maintenant prendre en compte la ligne de vue du localisateur pour ne pas perturber une mesure. Le milieu médical n'est pas encore familiarisé avec ces outils. L'informatique demande un temps d'apprentissage non négligeable. Donnelly *et coll* [DON2003] montrent que 82% des difficultés sont rencontrées lors des cinq premières interventions.

Ces contraintes, au regard des résultats cliniques annoncés par la bibliographie, peuvent décourager les chirurgiens dans l'utilisation de ces systèmes modernes. A titre d'information, nous rapportons ici les résultats de deux séries de prothèses HLS (Tornier s.a) obtenu par chirurgie classique [JAC2000] ' revues à plus de 5 et 10 ans. Les taux de survie sont de 97,9 % à 6 ans (série à plus de 5 ans), de 93,7 % (\pm 1,4) à 10 ans, et de 86 % (\pm 3,6) à 14 ans (série à plus de 10 ans). Il n'y a eu aucun changement pour usure.

La première question que l'on se pose au regard de ces résultats concerne la nécessité ou non d'un guidage informatique. Peut on améliorer des résultats déjà très bons ?

L'objectif est bien sûr d'atteindre des résultats tout aussi prometteurs, mais aussi de les améliorer à long terme, de rendre moins invasif et plus reproductible le geste chirurgical et ce quelle que soit l'expérience du clinicien. C'est là, le point fort de cet outil.

3. Evaluation pré, per et postopératoire

La porte ouverte par les systèmes de guidage du geste chirurgical, laisse entrevoir une nouvelle vision des déviations angulaires des axes du membre inférieur : la représentation tridimensionnelle. Grâce à cet outil le clinicien peut contrôler selon les 3 plans de l'espace, les paramètres de pose d'un implant. L'apport de ces systèmes est à double tranchant, d'un côté l'information est conséquente, de l'autre il est difficile de l'exploiter avec les outils classiques. Continuer à comparer les paramètres obtenus en peropératoire, avec ceux mesurés sur les clichés en radiographie classique, ne représente pas une solution adaptée.

Notre objectif est de fournir au clinicien un outil 3D, qui l'assiste dans son travail tout au long du cycle opératoire, en lui offrant la possibilité de comparer et d'analyser dans chaque plan de l'espace l'évolution de la déformation du membre inférieur avant, pendant et après correction.

3.1. Matériels et méthodes

Il s'agit de mettre en place notre protocole tridimensionnel dont les outils ont été présentés dans le deuxième et troisième chapitre.

3.1.1. Population

Un unique patient a bénéficié de stéréoradiographie pré et postopératoire calibrées ainsi que d'une chirurgie assistée par ordinateur. Ce patient souffre d'une arthrose fémoro-tibiale interne de stade II [TABLEAU 20].

	Genou	Age	Taille	Poids		Gradation	
Patients	opéré	(ans)	(cm)	(kg)	Diagnostic	(Ahlback modifiée)	
1	PTG Gauche	73	160	69	AFTI	Stade II	

3.1.2. Protocole d'étude

La veille de la chirurgie, les deux clichés calibrés ont été réalisés. Après numérisation des films radiographiques, chaque bille de calibrage a été repérée ainsi que les contours osseux en vue de la reconstruction 3D du genou pathologique. Les paramètres cliniques, définissant l'alignement du membre inférieur, ont été calculés via la méthode évoquée au *chapitre II*.

L'acte chirurgical est effectué avec l'assistance du système informatique. Chaque référence anatomique palpée à l'aide du marqueur stylo, est identique aux références utilisées par l'ancillaire classique. Les paramètres de pose du bouclier fémoral et de l'embase sont enregistrés. L'objectif est de mesurer le geste chirurgical réalisé.

Le contrôle postopératoire est effectué 3 mois après l'intervention chirurgicale. L'appui du patient est bipodal, il marche sans béquille. Deux clichés pangonogrammes face et profil sont réalisés. Sur ces clichés calibrés, on définit les contours osseux restant, afin de recaler le modèle numérique de la prothèse mais aussi le modèle 3D du genou issu de la reconstruction préopératoire.

On cherche à évaluer, pour les trois temps opératoires énoncés, les quatre paramètres cliniques suivants : l'angle fémoral mécanique (AFM3D), l'angle tibial mécanique (ATM3D), l'angle fémoro-tibial mécanique (AFTM3D) et le valgus physiologique (HKS3D). Ces angles sont interprétés dans les repères anatomiques décrits précédemment.

3.2. Résultats cliniques préliminaires, discussion

Nous n'avons pas rencontré de contrainte lors de l'application du protocole tridimensionnel. Les paramètres cliniques considérés ont pu être mesurés et enregistrés selon les trois temps opératoires. L'ordre de grandeur des valeurs obtenues est parfaitement cohérent [TABLEAU 21].

Entre les mesures réalisées en fin d'intervention chirurgicale et celles réalisées lors du suivi clinique, les résultats montrent que les résultats sont comparables voir identiques pour l'AFM et l'ATM. Ce qui est rassurant. Toutefois, il est important de noter que dans le premier cas le patient était couché, alors que lors de la seconde mesure ce dernier était debout à 3 mois de l'intervention.

Tableau 21 : Valeurs angulaires issues du calcul tridimensionnel des paramètres cliniques pré, per et postopératoire.

	Angles mesurés en degré (d°)								
	Protocole Tridimensionnel								
PREopératoire			PERopératoire			POSTopératoire			
AFM	ATM	AFTM	HKS	AFM	ATM	AFTM	AFM	ATM	AFTM
94	88	185	6	90	91	NA	89	90	180

On note que la valeur correspondante à l'AFTM peropératoire n'est pas renseignée dans ce tableau résultat. Cette mesure a été réalisée dynamiquement durant l'intervention chirurgicale : elle dépend d'une part de la flexion du membre inférieur mais également de la charge axiale appliquée par le chirurgien sur le pied. Cette notion de varus/valgus dynamique est nouvelle et directement liée au développement de la chirurgie assistée par ordinateur.

Nous avons constaté que lorsque le genou fléchit, l'AFTM peut varier de $\pm 10^{\circ}$, alors qu'en position d'extension sous l'effet d'une charge axiale, il varie plus faiblement, de l'ordre de $\pm 5^{\circ}$: une fois la prothèse en place. Ces valeurs sont à manipuler avec précaution : elles concernent l'analyse d'un patient unique.

De nombreux travaux montrent que les arthroplasties réalisées sous chirurgie assistée par ordinateur sont plus précises qu'une chirurgie classique [MIE2000; SAR2001; JEN2001; SPA2003]. Le démontrer n'est cependant pas évident, surtout avec les systèmes de radiographie monoplanaire existants [HEN2003]. Henckel *et coll* proposent une solution de suivi du positionnement de l'implant basée sur la tomodensitométrie. Au regard de l'irradiation que provoque cet examen, le rôle de la stéréoradiographie devient ici très pertinent.

Contrairement aux résultats énoncés dans le deuxième chapitre, nous avons pu interpréter les résultats postopératoires selon les mêmes repères anatomiques que ceux définis sur le genou avant l'intervention. C'est bien le modèle numérique de la prothèse et le modèle numérique du genou, qui ont été recalés sur la radiographie postopératoire. Les données mesurées sont donc parfaitement comparables avant et après l'intervention.

C'est grâce à ce travail, qu'il est désormais possible de fournir au clinicien en plus des valeurs numériques postopératoires, une représentation tridimensionnelle du fémur avec le bouclier fémoral tel que celui-ci a été posé [FIGURE 82].



Figure 82 : Représentation tridimensionnelle personnalisée, correspondant au fémur gauche du patient étudié. La représentation de la prothèse permet d'apprécier la qualité de la pose sur l'os.

Pour compléter cette représentation, nos derniers travaux ont permis de superposer à cette première image 3D postopératoire, l'implant en position planifié. Les [FIGURE 83 et 84] montrent les résultats préliminaires obtenus. Il est possible de représenter en double affichage les positions planifiées et posée du bouclier fémoral, selon plusieurs vues 3D.

Jusqu'à maintenant, nous mesurions uniquement des paramètres en relation directe avec les déviations angulaires des axes du membre inférieur, il est désormais possible de vérifier lors du suivi clinique les paramètres de pose de l'implant, selon les 3 plans anatomiques.



Figure 83 : En rouge, le bouclier fémoral implanté, en vert la position théorique. La vue a) et c) mettent en avant une légère bascule de l'implant vers l'avant : un flexum. Sur la vue b), l'angle de coupe distal ou AFM est proche de la position planifiée, on remarque toutefois un très léger varus.



Figure 84 : Vue axiale, il existe une faible rotation externe du bouclier fémoral par rapport à la position planifiée.

3.3. Synthèse

Le système de chirurgie guidé par l'image est opérationnel. Des outils pré et postopératoire ont été mis en place et validés. La finalité de cette dernière étude était de mettre bout à bout ces trois systèmes experts. Les résultats préliminaires obtenus nous confortent dans l'idée qu'un protocole tridimensionnel est tout à fait applicable en milieu clinique.

Pendant le developpement, nous avons bénéficié au quotidien de l'expérience de notre partenaire clinique. Cette relation nous a orienté vers une approche de la navigation chirurgicale différente. L'objectif n'était plus de guider le geste mais de comprendre et mesurer l'influence de paramètres cliniques fondamentaux qui jusqu'alors ne pouvaient être simplement identifiés. Pourtant l'intervention chirurgicale est « minutée » et ne laisse guère de temps à la réflexion : les risques d'infections sont trop importants et le patient est sous anesthésie. C'est en tenant compte de ces considérations que nous avons cherché un moyen de visualiser la déformation du membre inférieur avant l'intervention et selon une vision tridimensionnelle. Le suivi clinique étant tout aussi capital, notre système devait s'adapter également à l'évaluation tridimensionnelle postopératoire.

La tendance actuelle en orthopédie, confirme notre choix d'utiliser l'informatique comme un outil de mesure plutôt qu'un outil de guidage. Nizard [NIZ2003] dans un article récent, émet un avis réservé concernant le temps opératoire assisté par ordinateur : aucun de ces systèmes informatiques n'est encore mature. La valeur ajoutée de ces outils n'est pas encore prouvée. Il est plus raisonnable pour le moment, d'évaluer la sécurité et la fiabilité de ces nouvelles technologies [STU2002].

La quantité d'information fournies par ces systèmes modernes devraient permettre : d'améliorer la technique chirurgicale actuelle, de faire évoluer les ancillaires existants et enfin d'optimiser la géométrie des prothèses.

Conclusion générale

L'analyse de la bibliographie nous a montré que la gonométrie était fréquemment utilisée lors de l'évaluation pré et postopératoire des déviations angulaires des axes du membre inférieur. Les auteurs proposent différents protocoles de mesure, dans le but de quantifier au plus juste la mesure. Certaines contraintes, telle que l'influence de la position du patient sur le résultat radiographique, sont connues mais difficilement contournables : la radiographie est une représentation monoplanaire de la réalité.

L'objectif de ce travail a été de mettre en place des outils de mesure complémentaires, permettant de suivre en trois dimensions, l'évolution de la déformation du membre inférieur avant, pendant et après une pose de prothèse de genou. Chaque outil développé, a fait l'objet d'une évaluation puis d'une validation. Ces études on été réalisées de manière indépendantes les unes des autres, puis ont été, en fin de parcours, appliquées conjointement sur un patient.

Les conclusions du deuxième chapitre montrent que le protocole de reconstruction tridimensionnel du genou, à partir de la stéréoradiographie est opérationnel en milieu clinique. Les études réalisées sur la morphométrie et la morphologie du membre inférieur, présentent une très bonne reproductibilité. Pour la morphométrie, l'erreur moyenne de reproductibilité inter observateur est inférieure à 1 mm, sur le fémur et le tibia réunis. Pour la morphologie, qui s'appuie sur la gonométrie 3D, la reproductibilité inter observateur est également excellente, l'erreur est évaluée, pour 95% des essais à 1,6°, à l'exception de certaines mesures qui s'appuient sur des repères anatomiques peu reproductibles actuellement.

Au regard de ces très bons résultats, nous avons porté notre analyse sur l'évaluation postopératoire. L'alignement des axes du membre inférieur est calculé prothèse en position : les références anatomiques ne sont plus anatomiques mais prothétiques. A nouveau, l'évaluation morphologique montre de très bons résultats : l'erreur de reproductibilité, pour un intervalle de confiance à 95%, est inférieur à 0,8°.

Les conclusions du troisième chapitre mettent en avant la précision et la reproductibilité du geste opératoire réalisé sous navigation chirurgicale. 14 chirurgies assistées par ordinateur ont été réalisées. L'objectif premier de cet outil n'a pas été de guider le chirurgien dans la réalisation de son acte, mais de fournir à celui-ci un moyen d'enregistrer toutes les informations relatives à la pose de l'implant. L'échange quotidien d'information entre clinicien et ingénieurs, durant la phase de conception, nous a mené à une réflexion commune : la position idéale de la pose d'une prothèse n'est pas encore clairement identifiée. Cette position dépend d'un nombre de facteur important, ces facteurs sont mécanique, morphométrique et biologique. La plateforme de navigation est un moyen de quantifier précisément le geste réalisé, mais à l'heure actuelle il est encore, trop tôt pour parler d'un guidage du geste chirurgical.

La dernière étude nous a permis d'évaluer sur un cycle chirurgical complet, la bonne complémentarité de chaque outil développé. Il est bien sûr possible d'optimiser ce protocole. La première évolution consisterait à n'utiliser qu'un seul modèle 3D de genou personnalisé :

celui issu de la stéréoradiographie préopératoire. La période d'acquisition numériques peropératoire serait simplifiée, la durée de l'intervention raccourcie, diminuant ainsi les risques de complication chirurgicale.

Ce travail pourrait être complété par une analyse dynamique de la répartition des efforts sur le genou, en tenant compte de l'appui du pied sur le sol. Une analyse de la bibliographie montre que l'équilibre des forces est determinant, dans la réussite d'une pose de prothèse. Néanmoins cet équilibre est vérifiable uniquement après l'intervention, une fois la prothèse scellée. L'évolution consisterait à intégrer ces efforts dans le modèle 3D préopératoire. Ce même modèle utilisé durant l'intervention pourrait simuler, en charge, l'alignement du membre inférieur en fonction de l'orientation de l'implant.

Bibliographie

А	
[AHL1968]	<u>Ahlback S.</u> Osteoarthritis of the knee. A radiographic investigation. Acta Radiol. 277 (supp). 1968.
[ALD2003]	<u>Aldinger et al.</u> Influence of marker position on relative marker displacement in image guided Oxford unicompartimental knee arthroplasty - a cadaver study. In: Langlotz F, Davis BL, Bauer A, Eds. Computer assisted orthopaedic surgery. Marbella: Steinkopff Darmstadt : p.4-5. 2003.
[AMO1989]	<u>Amor B.</u> Le diagnostic précoce de l'arthrose des hanches et des genoux. Rev Prat 39 : 559-63. 1989.
[AUB2002]	<u>Aubart F.</u> Utilisation du robot pour la mise en place des prothèses totales de hanche de première intention. Cahier d'enseignement de la SOFCOT. Tome 80. Edition scientifiques et medicales Elsevier SAS.2002
[AUG1993]	<u>Augereau B, Nordin JY.</u> Principe techniques des prothèses tricompartimentales à glissement. Ann Radiol (Paris).36(3):256-64.1993.
В	
[BAR1997]	Bard H, Drape JL, Gouttalier D, Laredo JD. Le genou traumatique et dégénératif. Sauramps médical. 23-31. 1997
[BAR1983]	Bargren JH, Blaha JD, Freeman MA. Alignment in total knee arthroplasty. Correlated biomechanical and clinical observations. Clin Orthop. Mar;(173):178-83. 1983.
[BAR1998]	Bargar WL, Bauer A, Borner M. Primary and revision total hip remplacement using the Robodoc system. Clin Orthop. 354 : 82-91. 1998.
[BAT2003]	Bathis H, Perlick L, Luring C, Kalteis T, Grifka J. Results of the BrainLab CT-free navigation system in total knee arthroplasty. In : Langlotz F, Davis BL, Bauer A, Eds. Computer assisted orthopaedic surgery. Marbella : Steinkopff Darmstadt : p.20-1. 2003.
[BAU1999]	Bauer A. Primary THR using the robodoc system. Proceedings of the CAOS USA 1999. Conference on computer assisted orthopaedic surgery UPMC, Shadyside Hospital, Penn, USA.p 107-8. 1999.

[BAU2003]	<u>Bauer T.</u> Reconstruction 3D de l'articulation du genou par stéréoradiographie : de l'apprentissage in vitro à l'application clinique dans le cas de la gonarthrose. DEA, ENSAM, Paris, 2003.
[BES1992]	<u>P. Besl and N. McKay.</u> A method for registration of 3-D shapes. IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell. 14 2, pp. 239–256. 1992.
[BLA1971]	Blaimont P, Burnotte J, Baillon JM, Duby P. Biomechanical contribution to the study of equilibrium conditions in the normal and pathological knee. Use in the treatment of varus arthrosis. Preliminary notes. Acta Orthop Belg. Oct;37(5):573-92. 1971.
[BLA1971]	<u>Blaimont P.</u> Definition of biomechanical osteosynthesis. Acta Orthop Belg.37(6):597-601. 1971.
[BLA1977]	<u>Blaimont P, Schoon R.</u> A propos de deux cas de gonarthrose associée à un vice de torsion interne du tibia. Acta Orthop Belg. 43, 476-480. 1977.
[BRE2002]	Brendel B, Winter S, Rick A, Stockheim M, Ermert H. Registration of 3D CT and ultrasound datasets of the spine using bone structures. Comput Aided Surg.7(3):146-55.2002.
С	
[CAB1998]	<u>Cabrol C</u> Anatomie. Atlas commenté d'anatomie humaine pour étudiants et praticiens par W.Kahle, H.Leonhardt, W.Platzer. Tome 1. Appareil locomoteur. Medecine-Sciences. Flammarion. 1998.
[COO1991]	<u>CooK TDV, Scudamore RA, Bryant J, Sorbie C, Siu D, Fisher B.</u> A quantitative approach to radiography of the lower limb. Principes and applications. J Bone Joint Surg. 73 B: 715-720. 1991.
[COO1993]	<u>Cook TDV.</u> Standardisation of long radiographs. J Bone Joint Surg. 75-B,1,164-165.Correspondence. 1993.
E	
[ELI1996]	Ellis RE, Toksvig-Larsen S, Marcacci M, Caramella M, Fadda M. Use of a biocompatible fiducial marker in evaluating the accuracy of CT image registration <i>Invest. Radiol.</i> 31 10, pp. 658–667. 1996.

D	
[DAN1988]	Dansereau J, Stokes IA. Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage. J. Biomechanics, Vol 21, N°11, pages 893-901, 1988.
[DAV1999]	Davis B, Harris S, Jakopec M, Cobb J. A novel hands on robot for knee replacement surgery. Proceedings of the CAOS USA 1999. Conference on computer assisted orthopaedic surgery UPMC, Shadyside Hospital, Penn, USA.p 70-4. 1999.
[DAV2000]	Davis B. A review of robotics in surgery. Proc Inst Mech Eng [H].214(1):129-40. 2000.
[DEG1988]	De Guise JA, Martel Y. 3D biomedical modeling: merging image processing and computer aided design. IEEE EMBS 10 th International Conference, New Orleans, pages 426-427, 1988.
[DEJ1991]	<u>Dejour H.</u> Histoire naturelle de l'arthrose fémoro-tibiale. Données anatomiques, biomécaniques, classification anatomo-clinique. Communication au 7 ^{ème} journées Lyonnaises de chirurgie du genou : les gonarthroses, Lyon. 1991.
[DEJ1989]	<u>Dejour H, Deschamps G.</u> Technique opératoire de la prothèse totale à glissement du genou. In : Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Tome 35. Elsevier France. 1989.
[DEL1998]	<u>Deltour F, Ceccaldi JP</u> Prothèse unicompartimentale de genou : bilan radiographique préopératoire. In : Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Tome 65. Elsevier France. 1998.
[DEP1989]	<u>Deprey F.</u> Place de l'ostéotomie tibiale de rotation dans le traitement des anomalies torsionnelles isolées des membres inférieurs (à propose d'une de 92 cas). Thèse de Médecine, Reims. 1989.
[DES1998]	<u>Deschamps G.</u> Le pangonogramme, pièce maitresse du planning préopératoire. In : Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Tome 65. Elsevier France. 1998.
[DIG1998]	<u>DiGioia A.M, Jaramaz B, Colgan B.D.</u> Image guided and robotic assistive technologies. Clinical orthpaedics, Sept Vol 354. 1998.

[DON2003]	Donnelly W, Whitting KA. Knee navigation - A clinical learning curve In : Langlotz F, Davis BL, Bauer A.Eds. Computer assisted orthopaedic surgery. Marbella : Steinkopff Darmstadt : p.92-3. 2003. Dorr LD
[DORI503]	Optimizing results of total joint arthroplasty. Instr Course Lect. 34: 401-4. 1985
[DUM2003]	Dumas R, Mitton D, Laporte S, Dubousset J, Steib JP, Lavaste F, Skalli W. Explicite calibration method and specific device designed for stereoradiography. J Biomech. Jun; 36(6) : 827-34. 2003.
[DUP1967]	<u>Duparc J, Massare C.</u> Mesures radiologiques des déviations angulaires du genou sur le plan frontal. Ann Radiol 10 : 635-656. 1967.
[DUP1990]	<u>Duparc F.</u> Gonarthrose et torsions Thèse médecine, Rouen. 1990.
[DUP1992]	Duparc F, Thomine JM, Simonet J, Biga N. Torsions osseuses fémorales et tibiales associées à la gonarthrose fémoro tibiale interne. Rev chir orthop. 78, 430-437. 1992.
[DUV1980]	Duvauferrier R, Blanc G, Fouche M, Catier P. A radiological method for the measurement of torsion in the lower limb skeleton. Comparison of anatomical and computed tomography findings. Ann Radiol (Paris). Nov; 23(7):605-8. 1980.
F	
[FLE1992]	<u>Fleute M.</u> Incorporating a statistically based shape model into a system for computer- assisted anterior cruciate ligament surgery Medical Image anal. Sept3(3): 209-22. 1999.
[FRE1973]	<u>Freeman MA, Swanson SA, Todd RC.</u> Total replacement of the knee using the Freeman-Swanson knee prosthesis. Clin Orthop. Jul-Aug;94:153-70. 1973.
G	
[GLI1970]	Glimet T.J Gonarthrose. Encyclopédie médico-chirurgicale (Paris), appareil locomoteur.14325 A10.1970.
[GOU1997]	<u>Goutallier D, Garabedian JM, Allain J, Bernageau J.</u> Effect of osseous torsions of the lower limb on the development of lateral femorotibial knee arthrosis. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.83(7):613-21. 1997.

[GRE1982]	<u>Gregoire E.</u> Note technique. Comment obtenir un genou de face en extension ? J Radiol. 63 : 681-686. 1982.
[GRE1994]	<u>Green SA, Green HD.</u> The influence of radiographic projection on the appearance of deformities Orthop Clin of North Am. 3: 467-475. 1994.
Η	
[HEN2003]	Henckel J, Richards R, Cobb JP, Harris SJ, Rodriguez y Baena FM, Jakopec <u>M, Gomes MPSF, Davies BL</u> . The use of X-ray computerized tomography to measure the accuracy of total knee arthroplasty. In : Langlotz F, Davis BL, Bauer A, Eds. Computer assisted orthopaedic surgery. Marbella : Steinkopff Darmstadt : p.222-3. 2003.
[HER1982]	<u>Heripret G.</u> Torsion fémorale et torsion tibiale. Mesures radiologiques. Revue de chirurgie orthopédique, Vol 68, n°1, pages 29-31. 1982.
[HER1990]	H <u>ernigou P, Gouttalier D.</u> Usure osseuse sous-chondrale des plateaux tibiaux dans les gonarthroses fémoro-tibiales. Aspects radiologiques sur l'incidence de profil. Rev Rhum 57 : 67-72. 1990.
[HOO1985]	Hood RW, Vanni M, Insall JN. The correction of knee alignment in 225 consecutive total condylar knee replacements. Clin Orthop. 1981 Oct ;(160):94-105. Hungerford DS, Krackow KA: Total joint arthroplasty of the knee. Clin Orthop.Jan-Feb;(192):23-33. 1985.
[HSU1989]	<u>Hsu HP, Garg A, Walker PS, Spector M, Ewald FC.</u> Effect of knee component alignment on tibial load distribution with clinical correlation. Clin Orthop. 248:135-144. 1989.
Ι	
[ILA2001]	Ilahi OA, Kadakia NR, Huo MH Inter- and intraobserver variability of radiographic measurements of knee alignment. Am. J. Knee Surg ; 14 (4): 238-42. 2001.
[INS1979]	<u>Insall JN.</u> The total condylar prosthesis. A report of two hundred and twenty cases. J Bone Joint Surgery Am.61 :173-80. 1979.
[INS1983]	Insall JN, Hood RW, Flawn LB, Sullivan DJ. Total condylar knee prosthesis in gonarthrosis. A five to nine-year follow-up of the first one hundred consecutive replacements. J Bone Joint Surg Am.Jun;65(5):619-28. 1983.
------------	------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------
[INS 1985]	Insall JN, Binazzi R, Soudry M, Mestriner LA. Total knee arthoplasty. Clin Orthop 192:13, 1985.
J	
[JAC1976]	Jacobsen K. Landmarks of the knee joint on the lateral radiograph during rotation. Fortschr Röntgenstr.1 (25) : 399-404. 1976.
[JAC2000]	<u>Jacquot L.</u> La prothèse totale de genou HLS: à propos d'une série continue de 610 prothèses. Thèse de medecine. Lyon n°78. 2000.
[JAC2002]	<u>Jacquot L, T. Ait Si Selmi, Neyret P.</u> Prothèses totales du genou postéro-stabilisées : résultats à 5 et 10 ans. Cahier d'enseignement de la SOFCOT. Tome 81. Edition scientifiques et medicales Elsevier SAS.2002.
[JEN2001]	<u>Jenny JY, Boeri C.</u> Computer assisted Implantation of Total Knee Prosthese: A case-Control Comparative Study Classical Instrumentation. Computer Aided Surgery. Volume 6, pages 217-220. 2001.
[JIA1989]	<u>Jiang CC, Insall JN.</u> Effect of rotation on the axial alignment of the femur. Pitfalls in the use of femoral intramedullary guides in total knee arthroplasty. Clin Orthop 248 : 50-56. 1989.
[JON1988]	Jonsson B, Astrom J. Alignment and long-term clinical results of a semiconstrained knee prosthesis. Clin Orthop.Jan;(226):124-8. 1988
[JOS1998]	Joskowicz L, Milgrom C, Simkin A, Tockus L, Yaniv Z. FRACAS: a system for computer-aided image-guided long bone fracture surgery. Comput Aided Surg.3(6):271-88. 1998.
K	
[KAP1994]	Kapandji IA. Physiologia articulaira. La mambra infériour

Physiologie articulaire. Le membre inférieur. Maloine, Paris. 1975-94.

[KRA1983]	<u>Krackow KA.</u> Approaches to planning lower extremity alignment for total knee artroplasty and osteotomy about the knee. Adv Orthop Surg 69. 1983.
[KRA1990]	<u>Krackow KA, Pepe CL, Galloway EJ.</u> A mathematical analysis of the effect of flexion and rotation on apparent varus/valgus alignment at the knee. Orthopedics Aug:13(8):861-8, 1990
[KRA1999]	 <u>Krackow KA.</u> A new technique for determining proper mechanical axis alignment during total knee artroplasty: progress towards computer assisted TKA. In : Digioia AM, Nolte LP, Third annual north American program on computer assisted orthopaedic surgery. Pittsburgh, June 17-19. 1999.
L	
[LAP2002]	Laporte S. Reconstruction 3D du squelette humain pour la biomécanique par radiographie biplane à dose minimale d'irradation Thèse de doctorat, ENSAM, Paris, 2002.
[LAP2003]	Laporte S, Skalli W, De Guise J.A, Lavaste F, Mitton D. A 3D Reconstruction method for stereoradiography based on 2D and 3D contours: Application to the distal femur. Comput Methods Biomech Biomed Engin. Feb; 6(1):1-6. 2003.
[LAS1984]	<u>Laskin LS.</u> Alignment in total knee components. Orthopedics 7:62. 1984.
[LAS2003]	Laskin RS. Instrumentation pitfalls: You just can't go on autopilot! J Arthroplasty. Apr;18(3 suppl 1): 18-22. 2003.
[LAV1992]	Lavallée S, Troccaz J et Al. Image guided robot : a clinical application in stereotactic neurosurgery. IEEE International Conference on Robotics and Automation. Nice ; p 618-25. 1992.
[LAV1995]	<u>Lavallée S</u> Registration for computer integrated surgery: Methodology, state of the art In: R.H. Taylor, S. Lavallée, G.C. Burdea and R. Mösges, Editors, <i>Computer</i> <i>Integrated Surgery</i> , MIT Press, Cambridge, MA, pp. 77–98.1995.
[LEB1998]	<u>Le Borgne P.</u> Modélisation par éléments finis de la correction chirurgicale de la scoliose par instrumentation Cotrel-Dubousset. Thèse de Doctorat, ENSAM, Paris. 1998.

[LER1982]	Lerat JL, Moyen B, Bochu M. Clinical examination of bone axes in the adult. Tomodensitometry Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.68(1):37-43. 1982.
[LER1982]	<u>Lerat JL.</u> Morphotypes of the lower limbs in adults Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.68(1):44-6. 1982.
[LEV1991]	<u>Levigne C</u> Intérêt de l'axe épiphysaire dans l'arthrose. Analyse du groupe temoin. Communication au 7 ^{ème} journées Lyonnaises de chirurgie du genou : les gonarthroses, Lyon. 1991.
[LON1996]	Lonner JH, Laird MT, Stuchin SA. Effect of rotation and knee flexion on radiographic alignment in total knee arthroplasties. Clin Orthop. Oct;(331):102-6. 1996.
[LOR1987]	Lorensen WE, Cline HE. Marching Cube. A High Resolution 3-D Surface Construction Algorithm. Computer Graphics, Vol 21, N°3, pages 163-169, 1987.
Μ	
[MAL1985]	Maldague B, Malghem J. Significance of the radiograph of the knee profile in the detection of patellar instability. Preliminary report] Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 71 Suppl 2:5-13. 1985.
[MALD1987]	Maldague B, Malghem J. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. 1987 ; Conférences d'enseignement, Imagerie du genou en 1987. p. 343-70.
[MAL1986]	<u>Malghem J, Maldague B.</u> Le profil du genou, anatomie radiologique différentielle des surfaces articulaires. J Radiol. 67 (10) : 725-35. 1986.
[MAL1987]	<u>Malghem J, Brasseur JL, Maldague B.</u> Le ressaut trochléen : un facteur additionnel de la chondropathie rotulienne ? Ann Radiol 30: 367. 1987.
[MAQ1976]	Maquet P : Biomechanics of the knee. Springer, Berlin-Heidelberg-New York. 1976.
[MAQ1976]	<u>Maquet P.</u> Valgus osteotomy for osteoarthritis of the knee. Clin Orthop. 00(120):143-8. 1976
[MAQ1982]	<u>Maquet P.</u> Traitement chirurgical de l'arthrose fémoro-tibiale. Acta Orthop Belg. 48 (1): p.172-189. 1982.

[MAQ1993]	<u>Maquet, P.</u> Principes de biomécanique statique. Application au genou. In : Cahier d'enseignement de la SOFCOT, (22) :p.19-35. 1993.
[MAR2003]	<u>Marmignon C et al.</u> Robotized Distraction device for ligament balance monitoring in total knee arthroplasty. In : Langlotz F, Davis BL, Bauer A, Eds. Computer assisted orthopaedic surgery. Marbella : Steinkopff Darmstadt :p.222-3.2003.
[MER1998]	Merloz P, Tonnetti J, Pittet L, Coulomb M, Lavallee S, Sautot P. Pedicle screw placement using image guided techniques. Clin Orthop. 354 : p.39-48. 1998.
[MER2001]	<u>Merloz P, Huberson C.</u> Concepts de base pour la chirurgie orthopédique assistée par ordinateur. Maitrise orthop. 106 : p.6-11. 2001.
[MIT2000]	Mitton M, Landry C, Veron S, Skalli W, Lavaste F, De Guise JA. A 3D reconstruction method from biplanar radiography using non stereocorresponding points and elastic deformable meshes. Med Biol Eng Comput 38, p.133 – 139. 2000.
[MOR1987]	Moreland JR, Basset LW, Hanker GJ. Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. J Bone Joint Surg. 69-A: p.745-749. 1987.
[MOR1988]	<u>Moreland JR.</u> Mechanisms of failure in total knee arthroplasty. Clin Orthop.Jan;(226) :49-64. 1988.
Ν	
[NIS2003]	Nishihara S, Sugano N, Ikai M, Sasama T, Tamura Y, Tamura S, Yoshikawa <u>H, Ochi T.</u> Accuracy evaluation of a shape-based registration method for a computer navigation system for total knee arthroplasty. J Knee Surg. Apr; 16(2) :98-105.2003.
[NIZ2002]	<u>Nizard R.</u> Computer assisted surgery for total knee arthroplasty. Acta Orthop Belg.Jun;68(3):215-30.2002.
Ο	
[ODE1993]	Odenbring S, Berggren AM, Peil L. Roentgenographic assessment of the hip-knee-ankle axis in medial gonarthrosis. A study of reproducibility. Clin Orthop. Apr;(289):195-6. 1993.

[OSW1993]	Oswald M.H., Jakob R.P., Schneider E., Hoogewood H-M. Radiological analysis of normal axial alignment of femur and tibia in view of total knee artroplasty. Journal of Arthoplasty.8(4): 419-426. 1993.
Р	
[PAU1965]	<u>Pauwels F.</u> Biomécanique de l'appareil moteur. Springer Verlag, Berlin, Heidelberg. New York. 1965.
[PER1985]	<u>Pearcy MJ.</u> Stereo Radiography of Lumbar Spine Motion, Acta Orthopaedica Scandinavica, Supplementum, pages 212-256. 1985.
[PET1988]	<u>Petersen TL, Engh GA.</u> Radiographic assessment of knee alignment after total knee artroplasty. J Artoplasty. 3(1):66-72. 1988.
[PHI2003]	<u>Philipps MJ, Krackow KA, Bayers-Thering M.</u> Computer-assisted total knee replacement - result of the first 90 cases using the Stryker navigation system. In : Langlotz F, Davis BL, Bauer A, Eds. Computer assisted orthopaedic surgery. Marbella : Steinkopff Darmstadt : p.20-1. 2003.
[PLA1988]	<u>Plamandon A, Gnon M, Maurais G.</u> Application of a stereoradiographic method for the study of intervertebral motion. Spine, vol 13, N°9, pages 1027-1032. 1988.
[POT2002]	<u>Pott P, Schwarz M.</u> Robots, navigation, telesurgery: state of the art and market overview. Z Orthop Ihre Grenzgeb.Mar-Apr;140(2):218-31. 2002.
[PRA2001]	Prakash U, Wigderowitz CA, MacGurty DW, Rowley DI Computerised measurement of tibiofemoral alignment. J. Bone Joint Surg. Aug ; 83 (6) : 819-24. 2001.
R	
[RAI1981]	Railhac JJ, Fournie A, Gay R, Mansat M, Putois J. Exploration radiologique du genou de face en légère flexion et en charge. Son intérêt dans le diagnostic de l'arthrose fémoro-tibiale. J Radiol 62 : 157-66. 1981.
[RAM1982]	<u>Ramadier JO, Buard JE, Lortat-Jacob A et Coll.</u> Mesure radiologique des déformations frontales du genou. Procédé du profil vrai radiologique. Rev Chir Orthop. 68 : 75-78. 1982.
[RAN2002]	<u>Ranawat CS.</u> History of total knee replacement. J South Orthop Assoc.Winter;11(4):218-26. 2002.

[ROU1997]	Rousselin B, Ravaud P, Godefroy D, Bernageau J, Dougados M. Influence du positionnement du genou et de la technique sur l'épaisseur de l'interligne fémoro-tibial interne chez des sujets sains. Sauramps médical. 23-31. 1997.
S	
[SAP1990]	<u>Saporta G.</u> Probabilités Analyse des données et statistique. Editions Technip. 1990.
[SAR2001]	Saragaglia D, Picard F, Chaussard C, Montbarbon E, Leitner F, Cinquin P. Computer-assisted knee arthroplasty: comparison with a conventional procedure. Results of 50 cases in a prospective randomized study Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. Feb 1; 87(1):18-28. 2001
[SCH2003]	<u>Schep NW, Broeders IA, van der Werken C.</u> Computer assisted orthopaedic and trauma surgery. State of the art and future perspectives. Injury.May;34(4):299-306.2003.
[SCH1984]	<u>Scherrer B</u> Biostatistique Chicoutimi : Gaëtan Morin. 1984.
[SCH2001]	<u>Schmerber S, Chassat F.</u> Accuracy evaluation of a CAS system: laboratory protocol and results with 6D localizers, and clinical experiences in otorhinolaryngology. Comput Aided Surg.6(1):1-13.2001.
[SIE2002]	Siebert W, Mai S, Kober R, Heeckt PF. Technique and first clinical results of robot-assisted total knee replacement. Knee.Sep;9(3):173-80.2002.
[SIU1991]	Siu D, Cook T-D-V, Broekhoven L-D, Lam M, Fisher B, Saunders G, Challis <u>T-W.</u> A standardized technique for lower limb radiography. Practice, applications and error analysis. Invest Radiol. 26, 71-77.1991.
[SPA2003]	<u>Sparmann M, Wolk B, Czupalla H, Banzer D, Zink A.</u> Positioning of total knee arthroplasty with and without navigation support. A prospective, randomised study. J Bone Surg BR.Aug; 85(6):830-5. 2003.
[STI2002]	Stindel E, Briard JL, Merloz P, Plaweski S, Dubrana F, Lefevre C, Troccaz J. Bone morphing: 3D morphological data for total knee arthroplasty. Comput Aided Surg.7(3):156-68. 2002.

[STIN2002]	Stindel E, Gyl D, Briard JL, Merloz P, Dubrana F, Lefevre C. Detection of the Center of the Hip in CT Less Based System for TKA Navigational Guidance: An Evaluation Study of the Accuracy and Reproducibility of the Surgetic's Algorithm CAOS 2002 : 2d annual conference of the International Society for Computed Assisted Orthopedic Surgery, Santa Fe, New Mexico, June 19-23, 2002.
[STO1992]	<u>Stokes I, Gardner-Morse M.</u> Three-dimensional simulations of the surgical correction of idiopathic scoliosis, International Symposium on 3D ScolioticDeformities. Ed. Ecole Polytechnique de Montréal. 1992
[STU2002]	<u>Stulberg SD, Loan P, Sarin V.</u> Computer assisted navigation in total knee replacement:results of an initial experience in thirty-five patients. The journal of bone and joint surgery. Volume 84-A Supplement 2, 2002.
Τ	
[TAK1985]	Takai SK, Sakadida K, Yamashita F, Sozo F, Izuta F. Rotational alignment of the lower limb in osteoarthritis of the knee. Int Orthop (SICOT). 9, 209-216. 1985.
[TAR1999]	<u>Tarik Ait Si Selmi.</u> Influence de l'ordre des coupes. Coupes dépendantes et indépendantes. Rôle du tenseur. 9 ^{ème} Journée lyonnaise, Lyon.1999.
[TEW1985]	<u>Tew M, Waugh W.</u> Tibiofemoral alignment and the results of knee replacement. J Bone Joint Surg Br.Aug;67(4):551-6. 1985.
[THO1981]	<u>Thomine JM, Boudjemaa A, Gibon Y, Biga N.</u> Varizing axial distances in osteoarthrosis of the knee (author's transl) Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 67(3):319-27. 1981.
[TIL1947]	<u>Tillier H.</u> Anatomie radiologique normale. Paris. Doin. 1947.
[TON1997]	<u>Tonetti J, Carat L, Lavallée S, Cinquin P, Merloz P, Pittet L.</u> Ultrasound-based registration for percutaneous computer assisted pelvis surgery : application to ilio sacral screwing of pelvis ring fracture. In : Lemk HU, Vannier MW, Inamura K, Eds. Computer assisted radiology and surgery.Amsterdam : Elsevier Science : p.961-6. 1997.
[TRE2002]	Tretbar SH, Weiss EC, Hoss M, Schreiner S, Keppler P, Blomer W, Lemor <u>RM.</u> Ultrasound hard tissue detection for registration in orthopedics and traumatology. Biomed Tech (Berl).47 Suppl 1 Pt 1:434-7.2002.

[TRO2002]	<u>Troccaz J.</u> Les robots en chirurgie orthopédique <u>.</u>
	Cahier d'enseignement de la SOFCOT. Tome 80.Edition scientifiques et medicales Elsevier SAS.2002
[TUR1981]	<u>Turner MS, Smillie JS.</u> The effect of tibial torsion on the pathology of the knee. J Bone Joint Surg (Br), 63, 396-398, 1981
V	
[VAN1997]	Vande Berg B, Malghem J, Lebon C, Lecouvet F, Maldague B Radiologie standard de l'arthrose fémoro-tibiale. Sauramps médical. 23-31. 1997.
[VAN1982]	<u>Van de Berg A, Collard P, Quiriny M.</u> Gonarthrose et déviation angulaire du genou dans le plan frontal. Acta Orthop Belg 48(1) : 8-27. 1982.
W	
[WRI1991]	Wright JG, Treble N, Feinstein AR. Measurement of lower limb alignment using long radiographs. J Bone Joint Surg. 73 B:721-723, 1991.
[WYB1997]	<u>Wybier M, Morvan G, Massare C.</u> Bilan radiographique preopératoire de l'arthrose fémoro-tibial. Sauramps médical. 63-73. 1997.
Y	
[YAG1986]	Yagi T, Sasaki T. Tibial torsion in patient with medial types osteoarthritic knee. Clin Orthop. 213, 177-182. 1986.
[YOS1987]	<u>Yoshioka Y, Siu D, Cook T-V-D.</u> The anatomy and fonctional axes of the femur. J Bone Joint Surg, 69A: 873-880.1987.
[YOS1989]	<u>Yoshioka Y, Siu D-W, Scudamore R-A, Cook T-V-D:</u> Tibial anatomy and functional axes. J Orthop Res, 7: 132-137. 1989.
[ZAN1994]	Zang Z. Iterative point matching for registration of free-form curves and surfaces. Int. J. Comput. Vis. 13 2, pp. 119–152. 1994.

ANALYSES TRIDIMENSIONNELLES DES DEVIATIONS ANGULAIRES DES AXES DU MEMBRE INFERIEUR, EN PRE PER ET POSTOPERATOIRE

RESUME : L'arthroplastie du genou se généralise et concerne désormais des patients plus jeunes. La gonarthrose, terme spécifique pour décrire l'arthrose du genou, est à l'origine de l'arthroplastie. C'est à partir d'une évaluation radiologique, réalisée dans le plan frontal, que la déviation angulaire du membre inférieur est quantifiée (gonométrie) et que le geste chirurgical est planifié. Une revue de la littérature montre que cette méthode de mesure est cependant très critiquée. Ce travail s'appuie sur une méthode existante : la reconstruction tridimensionnelle du genou à partir de la stéréoradiographie. Afin de transférer cette technique vers la clinique notre objectif a été de mettre en place une recherche sur le développement des outils de mesure, permettant de suivre en trois dimensions l'évolution de la déviation des axes du membre inférieur avant, pendant et après une pose de prothèse de genou. Les résultats montrent que le protocole de reconstruction tridimensionnel du genou à partir de la stéréoradiographie est opérationnel en milieu clinique. Pour la morphométrie, l'erreur moyenne de reproductibilité inter observateur est inférieure à 1 mm, sur le fémur et le tibia réunis. Pour la morphologie, qui s'appuie sur la gonométrie 3D, l'erreur est évaluée pour 95% des essais à 1,6°, à l'exception de certaines mesures qui s'appuient sur des repères anatomiques peu reproductibles actuellement. 14 chirurgies assistées par ordinateur ont été réalisées. La plateforme de navigation est un moyen de quantifier précisément le geste réalisé, c'est avant tout un outil de mesure. Enfin la gonométrie 3D postopératoire est également accessible via la stéréoradiographie. Le protocole 3D pre, per et postopératoire d'analyse de la déviation des axes du membre inférieur est opérationnel, il a pu être appliqué en milieu clinique sur genou pathologique.

Mots clés : *Biomécanique*, *Genou*, *Stéréoradiographie*, *Gonométrie tridimensionnelle*, *Prothèse*, *Reconstruction 3D*.

3D ANALYSIS OF THE MISALIGNMENT OF THE LOWER EXTREMITY, A PRE, PER AND POSTOPERATIVE STUDY

SUMMARY: Knee arthroplasty is widely used nowadays and concerns younger and younger patients. Gonarthrosis, i.e. knee arthrosis, is the most common indication for arthroplasty. The angular alteration of the leg alignment (gonometry) is quantified by means of frontal X-rays analysis allowing for surgical planning. Previously published studies show that this analysis restricted to the frontal plane is far from being the optimum one. The present study is based on an existing technique: three dimensional reconstruction of the knee from stereoradiography. In order to tranfer this new technique in routine clinical practice, we defined and evaluated a series of measurement and analysis tools, allowing for a three dimensional quantification of the evolution of the leg alignment alterations pre-, per- and post-operatively. The results show that the knee three dimensional reconstruction protocol from stereoradiography may be used in clinical practice. The inter observer mean reproducibility error is less than 1 mm for the femur and tibia morphometry. As for the 3D morphology, for 95 % of the test, the error is inferior or equal to 1.6°, except for a few measurements based on hardly identifiable anatomical landmarks. 14 arthroplasties have been done with the computer navigation system. This system has allowed the surgeon to follow and to determine axial alignment during surgery, the navigation remains a interoperative measurement tool. Finally, the present study also provides three dimensional postoperative gonometry from stereoradiography. A pre-, per-, postoperative three dimensional analysis protocol is now available for the quantification of the leg alignment alterations and was evaluated in a clinical environment on pathologic knees.

Keywords: Biomechanic, knee, Stereoradiography, 3D alignment, Prosthesis, 3D reconstruction..

