



HAL
open science

Intérêt des nouvelles modalités d'imagerie de type BXR dans le bilan préopératoire de prothèse totale du genou

Pablo Molina

► **To cite this version:**

Pablo Molina. Intérêt des nouvelles modalités d'imagerie de type BXR dans le bilan préopératoire de prothèse totale du genou. Médecine humaine et pathologie. 2016. dumas-01401091

HAL Id: dumas-01401091

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01401091>

Submitted on 22 Nov 2016

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.

UNIVERSITE DES ANTILLES ET DE LA GUYANE



FACULTE DE MEDECINE HYACINTHE BASTARAUD

Présidente de l'Université : Corinne MENCE-CASTER
Doyen de la Faculté de Médecine : Raymond CESAIRE
Vice-Doyen de la Faculté de Médecine: Suzy DUFLO

2016ANTI0063

Professeurs des Universités - Praticiens Hospitaliers

Serge ARFI	Médecine interne CHU de FORT- DE - FRANCE
Pascal BLANCHET	Chirurgie Urologique CHU de POINTE- À -PITRE/ABYMES
André CABIE	Maladies Infectieuses CHU de FORT- DE - FRANCE
Philippe CABRE	Neurologie CHU de FORT- DE - FRANCE
Raymond CESAIRE	Bactériologie-Virologie-Hygiène CHU de FORT- DE - FRANCE
Pierre COUPPIE	Dermatologie CH de CAYENNE
Philippe DABADIE	Anesthésiologie/Réanimation CHU de POINTE- À -PITRE/ABYMES
Thierry DAVID	Ophtalmologie CHU de POINTE-A-PITRE/ABYMES
Magalie DEMAR-PIERRE	Parasitologie et Infectiologie CH de CAYENNE
Maryvonne DUEYMES-BODENES	Immunologie CHU de FORT- DE – FRANCE

Suzy DUFLO	ORL – Chirurgie Cervico-Faciale CHU de POINTE-A-PITRE/ABYMES
Régis DUVAUFERRIER	Radiologie et imagerie Médicale CHU de FORT- DE - FRANCE
Bruno HOEN	Maladies Infectieuses CHU de POINTE- À -PITRE/ABYMES
Eustase JANKY	Gynécologie-Obstétrique CHU de POINTE-A-PITRE/ABYMES
Georges JEAN-BAPTISTE	Rhumatologie CHU de FORT- DE - FRANCE
Louis JEHEL	Psychiatrie Adulte CHU de FORT- DE - FRANCE
Philippe KADHEL	Gynécologie-Obstétrique CHU de FORT- DE - FRANCE
Annie LANNUZEL	Neurologie CHU de POINTE- À -PITRE/ABYMES
Vincent MOLINIE	Anatomie et Cytologie CHU de FORT- DE - FRANCE
Mathieu NACHER	Epidémiologie CH de CAYENNE
François ROQUES	Chirurgie Thoracique et Cardiovasculaire CHU de FORT- DE - FRANCE
Jean ROUDIE	Chirurgie Digestive CHU de FORT- DE - FRANCE
Jean-Louis ROUVILLAIN	Chirurgie Orthopédique CHU de FORT- DE - FRANCE
Guillaume THIERY	Réanimation CHU de POINTE-A-PITRE/BYMES
André-Pierre UZEL	Chirurgie Orthopédique et Traumatologie CHU de POINTE-A-PITRE/ABYMES
André WARTER	Anatomopathologie CHU de FORT- DE - FRANCE

Professeurs des Universités Associés

Jeannie HELENE-PELAGE

Médecine générale
Cabinet libéral au Gosier

Karim FARID

Médecine Nucléaire
CHU de FORT-DE-FRANCE

Maître de Conférences des Universités - Praticiens Hospitaliers

Sébastien BREUREC

Bactériologie & Vénérologie
CHU de POINTE- À -PITRE/ABYMES

Christophe DELIGNY

Gériatrie et biologie du vieillissement
CHU de FORT- DE - FRANCE

Narcisse ELENGA

Pédiatrie
CH de CAYENNE

Jocelyn INAMO

Cardiologie
CHU de FORT- DE - FRANCE

Marie-Laure LALANNE-MISTRIH

Nutrition
CHU de POINTE- À -PITRE/ABYMES

Fritz-Line VELAYOUDOM-CEPHISE

Endocrinologie
CHU de POINTE- À -PITRE/ABYMES

Praticien Attaché de Médecine Générale

Franciane GANE-TROPLENT

Médecine Générale
Cabinet libéral aux Abymes

Remerciements

A Monsieur le Professeur Alain Sautet,

Vous m'avez accordé votre confiance en me proposant ce travail interdisciplinaire. Merci pour votre énergie et votre disponibilité, et ce malgré les milliers de kilomètres qui nous séparent. Merci d'avoir cru en moi.

A Monsieur le Professeur Régis Duvauferrier,

Votre engagement donne au DES de radiologie des Antilles ses lettres de noblesse universitaire. Vous me faites l'honneur de présider cette thèse, veuillez trouver ici l'expression de ma reconnaissance et de mon profond respect.

A Monsieur le Professeur Georges Jean-Baptiste

Votre présence et votre réputation honorent ce travail, auquel vous saurez apporter votre expérience clinique, indispensable à la collaboration de nos spécialités.

A Monsieur le Professeur Jean-Louis Rouvillain

Votre relecture et votre réputation honorent ce travail ortho-radiologique, qui – je l'espère – trouvera en vous une résonance particulière et aidera au rapprochement de nos pratiques.

A Madame le Docteur Anne Miquel,

Anne, tu as su me guider et me conseiller tout au long de ce projet. Mille mercis pour ton investissement de tous les instants et pour ta grande pédagogie.

A Monsieur le Docteur Michel Crema,

Michel, ton arrivée à St Antoine est incontestablement une chance pour ce service. Merci de m'avoir consacré ton temps et ton talent de *reviewer*.

A mon collaborateur Monsieur Sergio Quijano,

Sergio, merci pour tes conseils techniques et tes corrections, sans lesquels rien n'aurait été possible.

A mes Maitres, Professeurs, PH et chefs de Radiologie

Tout au long de mon cursus, vous m'avez donné le goût de la radiologie diagnostique et interventionnelle, vous avez su m'inspirer et me montrer la voie, vous avez fondé les bases du médecin que je suis devenu, et tous vos conseils restés gravés dans ma mémoire continueront à me faire avancer. Merci à vous,

Lionel Arrivé, Alain Chevrot, Jean-Luc Drapé, Régis Duvauferrier, Antoine Feydy, André Gaston, Yves Menu, Jean-Michel Tubiana

Alessandro Arrigo, Raphaël Campagna, Mona Cara, Julien Cazejust, Laurence Cholley-Monnier, Nikias Colignon, Sylvie Colombani, Michel Crema, Carmela Garcia, Sophie Gallas, Marianne Hodoul, Sanaa El Mouhadi, Henri Guerini, Mehdi Lebbadi, Catherine Lombard, Mehdi Mejdoubi, Anne Miquel, Catherine Phan, Clément Pradel, Fabrice Thévenin, Tissien Tuillier (the vapoteur), Jean-Vincent Zinc.

Sonia Ahmoud, Antoune Arbache, Isaure Biette, Stéphane Charlon (Défonce-man... BO !), Gabriel Corcos, Laure Lacoste, Julien Lincot, Marjorie Ramirez, Fanny Rouget.

A mes Maitres d'autres spécialités

Vous m'avez enseigné la clinique et le rapport au patient, vous m'avez ouvert à la globalité de notre belle profession. Merci à vous,

Lionel Belia (un jour je serai un super chef comme vous !), Philippe Cabre, Caroline Faes, Thibaut Michelin (T-Mich), Stéphane Olindo, Aissatou Signaté, Martine Saint-Vil et j'en oublie.

A mes co-internes et ami(e)s tout au long de ce périple

Nous avons avancé ensemble, pour le meilleur et pour le pire, avec nos joies et nos regrets, nos rires et nos pleurs. Cela a payé, et aujourd'hui le monde nous appartient ! Merci à vous,

Une pensée particulière pour mes copains sous les Drapeaux : Prout, Geogeo, Boboch, Cam's (Que vive la BIA !)

Et spécial Big up pour Hub' : nous avons tout partagé, traversé toutes les épreuves côte à côte. Tu es un ami et un frère, je serai toujours là pour toi.

A ma vie alternative, qui m'a permis de souffler durant ces longues années

Bachouille, Basto, Doudou, Peyo et Hélène, Romain et Lizette, Stéphane, et les autres.

2° Big up pour Bouletto : Isa, si tu n'existais pas je devrais t'inventer !

Et finalement à ma famille,

Vous êtes mon socle, mon essentiel, ce que j'ai de plus cher au monde. Les mots ne suffisent pas à l'exprimer, et vous me comprenez. Merci à vous,

A ma chère mère Frédérique et mon cher père Raphaël,

A ma chère sœur Laura et mon cher frère Bruno,

Para ti Mamie, a mi difunto Papi y a toda la familia Molina,

A mes regrettés Mimaman et Yves (confrère dans l'Au-delà), à toute la famille Chleq et Jacques,

A ceux qui sont partis mais dont la mémoire survit dans mon cœur.

A toi Lucie,

Qui m'aime comme je suis depuis tant d'années (courage...). La vie est devant nous !

Résumé

La prothèse totale du genou (PTG) est de nos jours une procédure fiable et personnalisée, aux indications largement dominées par l'arthrose – corollaire du vieillissement de la population et de l'explosion de l'obésité – et dont le taux de reprise croît conjointement à une demande exponentielle. L'étude de l'angle fémoro-tibial coronal (HKA) est reconnue comme point essentiel du bilan avant PTG, car elle permet de restaurer un alignement post-prothétique correct du membre inférieur et d'éviter un sur-risque de descellement ou d'usure anticipée de prothèse, avec pour objectif post-opératoire consensuel : $HKA = 180 \pm 3^\circ$. Sa mesure est habituellement pangonométrique en extension (position de repos) et aucune mesure n'évalue HKA en position de fonction (position de sollicitation de la PTG) : le postulat de ce travail est qu'il existe un intérêt à l'étude préopératoire du genou en position de fonction et nous proposons une argumentation en ce sens suivant des critères biomécaniques, techniques, épidémiologiques et médico-économiques.

Afin de comparer les valeurs de HKA entre extension et position de fonction, l'analyse du membre inférieur par un système d'imagerie assurant à la fois l'étude de la statique et la reproductibilité de mesures 3D s'impose ; la technologie Biplanar X-Ray (BXR) est un système radiographique à balayage permettant la réalisation de clichés corps entier basse dose en position debout, dont le post-traitement permet une reconstruction volumique et l'accès à un panel de mesures 2D et 3D incluant HKA. Toutefois, cette technologie récente et encore peu répandue justifie une revue de la littérature pour bien comprendre son fonctionnement, ses avantages et ses inconvénients.

Le volet expérimental de notre travail consiste en la comparaison des valeurs de HKA entre extension et position de fonction sur 60 genoux adressés pour bilan préopératoire de PTG. Il conclut à une variation moyenne de 4° ($p < 0.001$) : 60% des genoux ont une différence d'au moins 3° , dont 15% entre $[3-4[$, 11.7% entre $[4-5[$, 13.3% entre $[5-6[$ et 20% $\geq 6^\circ$. Par ailleurs, une différence significative des valeurs pangonométriques standards pour l'angle fémoral mécanique et HKS (ou « angle fémoral anatomo-mécanique ») est constatée entre les patients ayant une différence de HKA inférieure à 3° et ceux ayant une différence supérieure.

Les résultats de notre étude soulignent l'intérêt que pourrait avoir en pratique courante la prise en compte de HKA en position de fonction avant PTG : de cette mesure exacte dépend le bon positionnement de la PTG et donc directement le pronostic fonctionnel du patient. Toutefois, la systématisation de l'imagerie BXR n'est pas envisageable ; il sera donc intéressant de définir des seuils d'angle fémoral mécanique et HKS qui, mesurés sur pangonométrie standard, permettront d'orienter le bilan préopératoire vers une analyse BXR complémentaire des membres inférieurs.

Table des matières

Glossaire	9
Index des figures	10
Index des tableaux	12
I – Chirurgie de la prothèse totale du genou	13
a : Anatomie du genou et contraintes biomécaniques	13
b : Evolutions techniques de la PTG	17
c : Indications des PTG	29
d : Bilan préopératoire conventionnel	32
e : Résultats des PTG – facteurs pronostiques	35
f : Epidémiologie et aspect médico-économique de la PTG	37
II – Technologie de l’imagerie BXR et application dans la pathologie chirurgicale du genou	40
a : Imagerie BXR : exemple de l’appareil EOS	40
b : Avantages et inconvénients de l’imagerie BXR	59
c : Application BXR au membre inférieur et dans la pathologie chirurgicale du genou	75
III – Etude préopératoire du genou en position de fonction	84
a : Variation de HKA entre extension et position de fonction	84
i . Rationnel et objectif	84
ii . Matériel et méthodes	86
iii . Résultats	90
b : Lien entre HKA et les angles fémoral mécanique et HKS	92
i . Rationnel et objectif	92
ii . Matériel et méthodes	94
iii . Résultats	99
IV – Discussion	103
V – Conclusion et perspectives	112
Références bibliographiques	114
Serment d’Hippocrate	120
Demande d’imprimatur	121

Glossaire

ATIH : agence technique de l'information sur l'hospitalisation

BXR : Biplanar X-Ray

EOS : acquisition BXR de type EOS (EOS Imaging System®)

HAS : Haute Autorité de Santé

HKA : angle *Hip-Knee-Ankle* (hanche-genou-cheville), correspondant à l'axe du membre inférieur dans le plan frontal

HKS : angle formé par les axes anatomique et mécanique du fémur

IRSN : Institut de Radioprotection et de Sécurité Nucléaire

LCA : ligament croisé antérieur du genou

LCP : ligament croisé postérieur du genou

LLI : ligament latéral interne du genou

LLE : ligament latéral externe du genou

LPPR : liste des produits et prestations remboursables par l'Assurance Maladie

PR : polyarthrite rhumatoïde

PTG : prothèse totale du genou

PUC : prothèse unicompartmentale (du genou)

Index des illustrations

Figures

Figure 1a : genou droit de face en flexion : structures ligamentaires et méniscales.....	15
Figure 1b : genou droit de face en extension : structures musculo-tendineuses.....	15
Figure 2 : mobilisation du membre inférieur dans le plan sagittal, à la marche et à la course	17
Figure 3 : La prothèse de Judet, 1947	18
Figure 4 : Les prothèses de Shiers (1954) et de Merle d'Aubigné	19
Figure 5 : La prothèse de Guepar - Guepar II (1977)	19
Figure 6 : La prothèse de Guston (1965)	20
Figure 7 : PTG à glissement (Nexgen®), vue de ¾ en extension et flexion prothétique.....	21
Figure 8 : réglage de l'orientation du plan de coupe frontal du tibia à l'aide de la tige extramédullaire, vue de face et de profil (Nexgen®)	23
Figure 9 : réglage de l'orientation de la tige fémorale servant de référence pour la pose du guide de coupe fémoral	24
Figure 10 : test en extension du bon alignement du membre inférieur et aspect peropératoire après coupes tibiale puis fémorale (genou fléchi de face) avant mise en place des éléments prothétiques (Nexgen®).....	24
Figure 11 : exemple de PTG par navigation	25
Figure 12 : Guides PSI Medacta – MyKnee	26
Figure 13 : Outil de planning chirurgical Tornier©.....	28
Figure 14 : représentation de l'angle HKA sur goniométrie standard	34
Figure 15 : évolution du nombre de PTG en Grande Bretagne entre 1991 et 2006.....	38
Figure 16 : évolution de l'incidence de PTG primaires pour 100 000 habitants et de l'âge des patients concernés en Suède, au Danemark et en Norvège entre 1975 et 2005	38
Figure 17 : appareil EOS : 2 tubes à rayons X sont attachés à 2 détecteurs et coulisent le long de barres métalliques verticales	43
Figure 18 : cabine EOS à l'hôpital Cochin	43
Figure 19 : Accessoires de stabilisation : plot crânien et barre de carbone	44
Figure 20 : organisation de la salle d'acquisition EOS de l'hôpital Cochin	44
Figure 21 : détecteur basé sur la chambre proportionnelle multifils de Charpak	45
Figure 22 : Différences entre EOS et radiographie standard	46
Figure 23 : Liste exhaustive d'indications actuelles EOS.....	49
Figure 24 : « l'Homme debout »	49
Figure 25 : acquisition EOS biplanes et reconstructions rapides SterEOS correspondantes d'un rachis dorso-lombaire scoliotique	50
Figure 26 : acquisition EOS biplanes et reconstructions complètes SterEOS 3D correspondantes d'un rachis dorso-lombaire scoliotique	51

Figure 27 : acquisition EOS face + reconstructions rapides SterEOS membres inférieurs	51
Figure 28 : acquisition EOS biplanes et reconstructions complètes SterEOS correspondantes des membres inférieurs chez un patient arthrosique	52
Figure 29 : acquisition EOS biplanes et reconstructions SterEOS 3D correspondantes des membres inférieurs chez un patient arthrosique.....	53
Figure 30 : sommation en vue axiale de la position et de la direction des vecteurs représentant chaque vertèbre d'un rachis scoliotique, par rapport à l'axe sagittal de symétrie du corps.....	53
Figure 31 : mesures automatiques fournies par SterEOS : paramètres rachidiens de scoliose	54
Figure 32 : mesures automatiques fournies par SterEOS : paramètres pelviens.....	54
Figure 33 : mesures automatiques fournies par SterEOS: paramètres membres inférieurs.....	55
Figure 34 : acquisition EOS biplanes du rachis et des articulations sacro-iliaques chez un patient suivi pour Spondylarthrite Ankylosante.....	57
Figure 35 : acquisition EOS de profil du crâne chez un patient suivi Myélome Multiple.....	58
Figure 36 : acquisition EOS face et zoom des genoux chez un patient suivi pour Maladie Exostosante Multiple.....	58
Figure 37 : acquisition EOS face et zoom des fémurs chez un patient suivi pour Dysplasie Fibreuse polyostotique hémimélique	59
Figure 38 : modification de la statique rachidienne dans le plan sagittal selon la version pelvienne, et implication sur les rapports coxo-fémoraux	60
Figure 39 : différence de focale entre radiographie standard et BXR.....	61
Figure 40 : exemple d'erreur de mesure de longueur des membres en 2D, corrigée en 3D	62
Figure 41 : variation de mesure de HKA selon la rotation de hanche	62
Figure 42 : variation de mesure de HKA selon la rotation fémoro-tibiale.....	63
Figure 43 : rachis lombaire de profil en BXR et en radiographie standard	64
Figure 44 : rachis lombaire de face en BXR et en radiographie standard.....	65
Figure 45 : comparaison BXR vs radiographie standard pour l'analyse d'un rachis cervico-dorsal arthrosynthésé.....	65
Figure 46 : doses délivrées sur chaque organe selon la modalité BXR ou TDM	66
Figure 47 : déformation axiale artéfactuelle de la diaphyse fémorale droite chez un patient opéré de PTH.....	68
Figure 48 : déformation axiale artéfactuelle rachidienne chez un patient arthrodésé, et contours cardiaques lobulés artéfactuels sur une radiographie thoracique BXR.....	69
Figure 49 : artéfact de « rehaussement des berges » sur un rachis arthrodésé, corrigé secondairement par l'algorithme de suppression	70
Figure 50 : aspect faussement raccourci et élargi du squelette axial	71
Figure 51 : allongement artéfactuel des membres inférieurs et image corrigée	72
Figure 52 : repères osseux utilisés par le logiciel de reconstruction BXR pour mesurer les torsions fémorales et tibiales	80
Figure 53 : bilan préopératoire de PTG : choix du modèle et de la taille de prothèse selon la correspondance avec l'anatomie 3D préopératoire du patient	80
Figure 54 : bilan préopératoire de PTH : choix du modèle et de la taille de prothèse selon la correspondance avec l'anatomie 3D préopératoire du patient	82

Figure 55 : bilan post-opératoire de PTH : rapports prothétiques, debout et assis	83
Figure 56 : bilan post-opératoire de PTH : détection d'un impingement prothétique	83
Figure 57 : représentation de l'angle HKA sur un genou en extension	84
Figure 58 : positionnement du patient lors des acquisitions BXR en position de fonction	87
Figure 59 : représentation 3D et mesures BXR Stereos des membres inférieurs en extension et position de fonction	89
Figure 60 : répartition des 60 genoux étudiés (en pourcentage) selon la différence (en degrés) entre leur valeur de HKA en extension et en flexion	91
Figure 61 : acquisitions et mesures BXR des membres inférieurs debout en extension et puis en position de fonction	96
Figure 62 : schémas explicatifs des mesures HKA, HKS et angle fémoral mécanique.....	97

Tableaux

Tableau 1 : pour chaque seuil du groupe B : valeur moyenne (en degrés) de HKA en extension et position de fonction, et variation moyenne de HKA	91
Tableau 2 : pour chaque seuil du groupe B : valeur moyenne (en degrés) de flexion, différence par rapport à celle du groupe B et comparaison selon Student.....	92
Tableau 3 : paramètres morphologiques des membres inférieurs proposés par SterEOS	99
Tableau 4 : valeurs 2D moyennes et écart-types des paramètres morphologiques étudiés en extension dans les groupes A et B, et comparaison selon Student.....	102
Tableau 5 : comparaison selon Student des valeurs 2D et 3D des paramètres morphologiques étudiés aux membres inférieurs.....	102

I. Chirurgie de la prothèse totale du genou :

a. Anatomie du genou et contraintes biomécaniques :

Le genou est l'une des articulations les plus complexes du corps humain. Sa cinématique repose sur l'interaction élaborée entre structures osseuses, ligamentaires, méniscales et musculaires [1-2-3].

Il est composé de trois compartiments articulaires : les deux compartiments fémoro-tibiaux médial et latéral situés entre les condyles et les plateaux tibiaux, et le compartiment fémoro-patellaire situé entre la trochlée et la face postérieure de la rotule - ces trois compartiments partageant la même enceinte capsulo-synoviale. Il existe physiologiquement un léger valgus du membre inférieur dans le plan frontal, expliqué par l'asymétrie des compartiments fémoro-tibiaux : le condyle latéral est positionné plus haut que le médial, son rayon de courbure est plus important et le plateau tibial médial est plus concave que le latéral.

La biomécanique du genou est donc complexe : c'est une articulation aux sollicitations mécaniques très élevées, devant supporter le poids du corps statique et les contraintes dynamiques qu'impliquent la marche et la pratique sportive, et cela dans de mauvaises conditions mécaniques : surfaces non concordantes, articulations superficielles, tendons terminaux proches du centre de rotation ce qui diminue leurs moments et leur action stabilisatrice, et système ligamentaire sophistiqué [4-5].

Le genou doit pour autant répondre à deux impératifs : d'une part assurer une grande stabilité en particulier en extension afin de supporter une charge maximale, d'autre part permettre une grande mobilité en flexion/extension (autorisant la course).

Il offre ainsi deux degrés utiles de liberté : les mouvements de flexion/extension dans le plan sagittal, mais aussi de rotation (en flexion du genou) dans le plan axial.

On notera que les mouvements de varus et valgus – 3ème degré de liberté, dans le plan frontal – ne sont permis qu'en flexion sur un genou sain, et n'ont pas d'utilité biomécanique ; leur amplitude est faible et difficilement évaluable car associée à la rotation de la hanche.

Autant de contraintes justifient un système stabilisateur puissant (Figure 1), constitué d'éléments passifs que sont les ligaments croisés et collatéraux médial et latéral, et d'éléments actifs musculo-tendineux dont l'acteur principal est l'appareil extenseur (continuité du quadriceps, de la rotule et du tendon rotulien). Cette stabilisation active et passive nécessite par ailleurs que le membre inférieur soit parfaitement normo-axé.

Les ménisques jouent quant à eux des rôles multiples : ils augmentent la concavité des glènes et donc la congruence articulaire, ils améliorent la répartition des contraintes, ils participent à la lubrification par une meilleure répartition du liquide et la réalisation d'un double film liquidien, et enfin ils majorent la stabilité articulaire par leur action de « cales ».

La flexion du genou associe un mouvement de rotation interne automatique et de roulement-glissement postérieur des condyles sur les plateaux tibiaux (le condyle latéral reculant plus que le médial), mouvement qui est lié à la mise sous tension du LCP. Outre l'action de prévention de l'enclavement des tissus mous de la fosse poplitée entre le bord postérieur du plateau tibial et la face postérieure du fémur distal, ce déplacement postérieur des condyles fémoraux provoque également une augmentation du bras de levier de l'appareil extenseur.

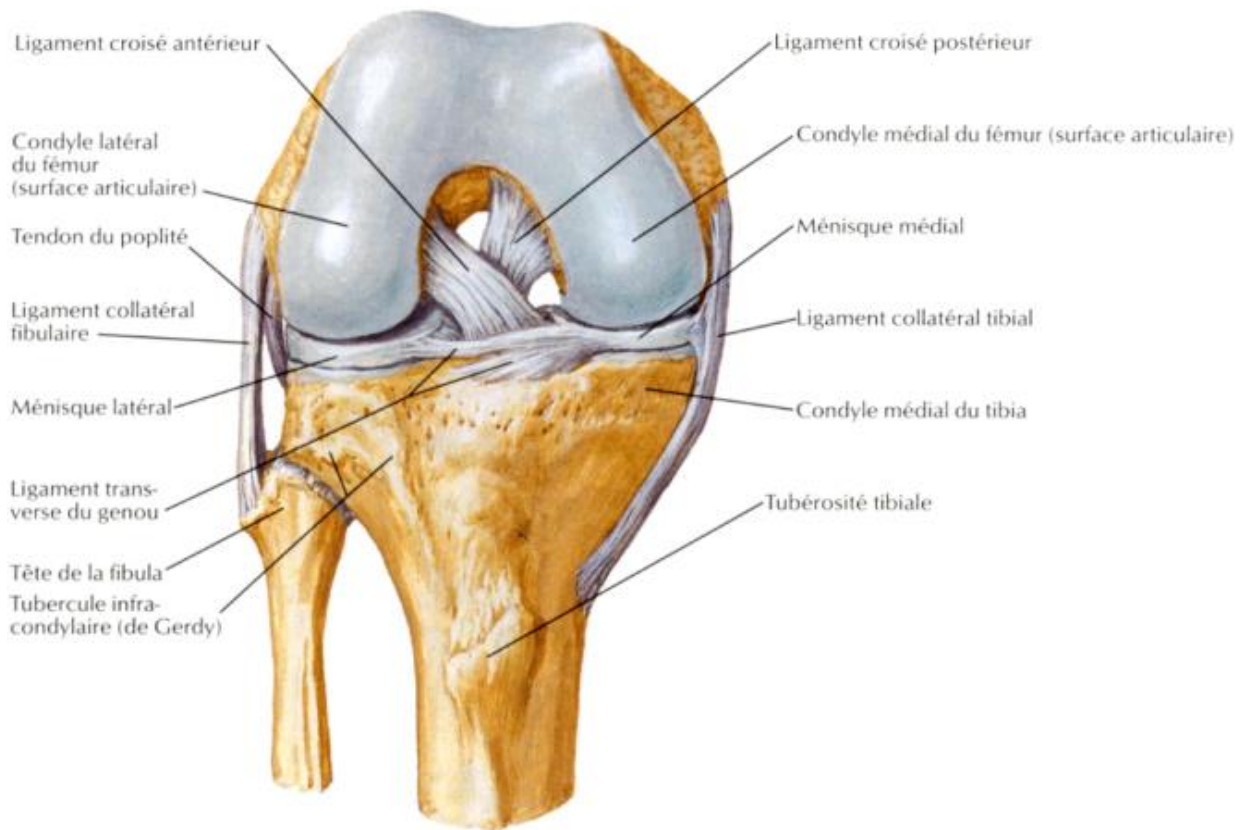


Figure 1a : genou droit de face en flexion vue antérieure: structures ligamentaires et méniscales. D'après Netter.

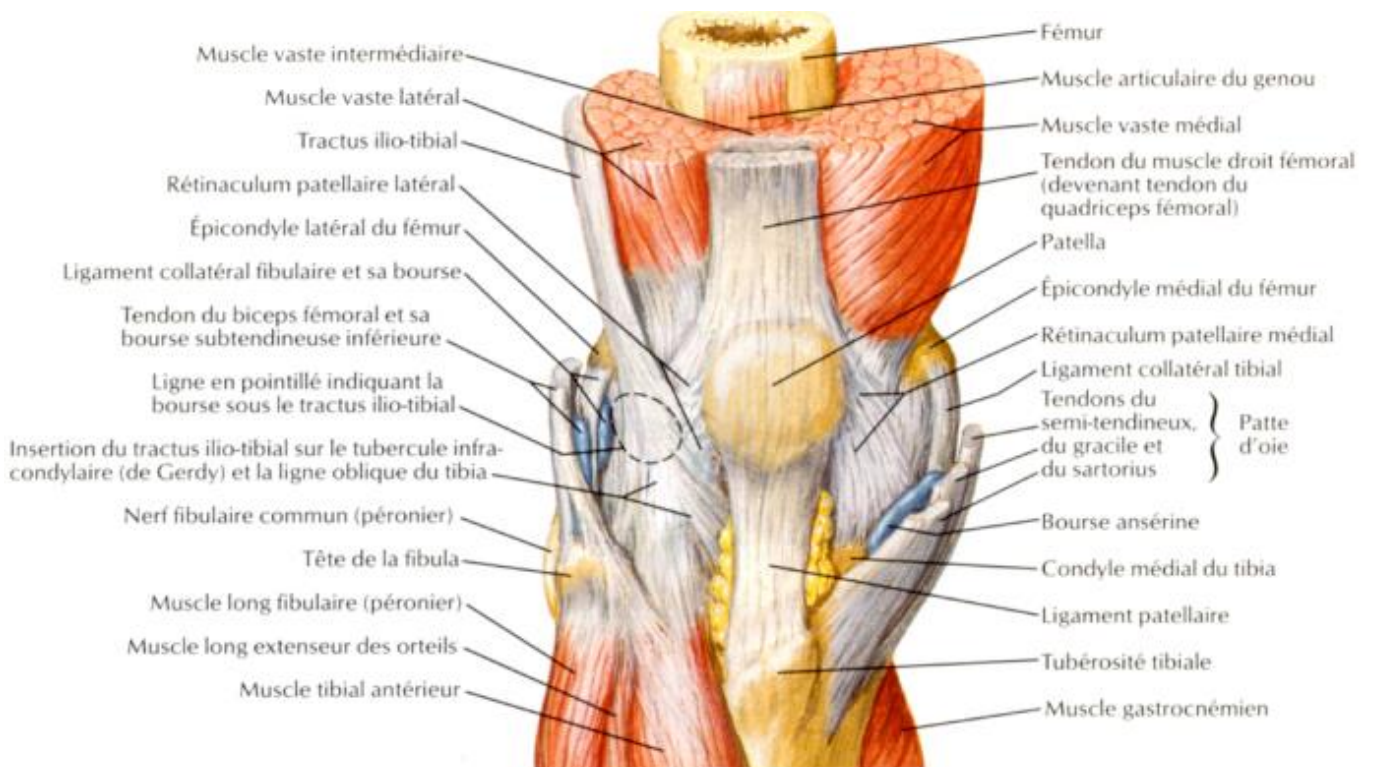


Figure 1b : genou droit de face en extension : structures musculo-tendineuses. D'après Netter.

Inversement, en fin d'extension, on observe une rotation externe automatique du genou liée à la fois au déplacement différentiel des deux condyles (déplacement antérieur plus important du condyle latéral) et à la mise sous tension du LCA. Cette rotation externe du genou en extension est fondamentale pour assurer la bipédie, en provoquant un léger valgus en extension et en empêchant ainsi qu'une jambe ne vienne s'entraver dans l'autre !

Des travaux antérieurs ont prouvé que la marche se fait avec un flessum naturel entre 15 et 60°, atteignant 90° lors de la montée des escaliers [6-7]. Lafortune et al. ont précisément décrit la cinématique du genou dans le plan sagittal lors du pas : alors que le talon touche encore le sol, le genou fléchit une première fois jusqu'à une angulation de 20° en un temps d'environ 190ms, puis durant les 300ms suivantes il s'étend alors que le talon décolle du sol et que le pied effectue sa propulsion; en suivant, la flexion véritable du genou débute pour atteindre 35° lorsque les orteils décollent du sol jusqu'à 60° dès le début de la phase de balancement du membre inférieur; enfin, dans les dernières 30ms de propulsion du membre vers l'avant, le genou atteint la quasi-extension en préparation du contact talonnier suivant.

La marche normale est donc divisée en deux phases (Figure 2), la phase d'appui et la phase oscillante, décrites par Blickhan [8]. Dans le plan sagittal, le genou fléchit deux fois durant le cycle de la marche (la flexion maximale ayant lieu pendant la phase oscillante). Au cours de la marche, le genou ne passe jamais en extension complète, la flexion offrant le 2e degré de liberté qu'est la rotation axiale. Dans le plan frontal, il existe une variation angulaire de quelques degrés de l'angle fémoro-tibial avec, lors de la phase d'appui, une tendance au valgus (évoqué précédemment).

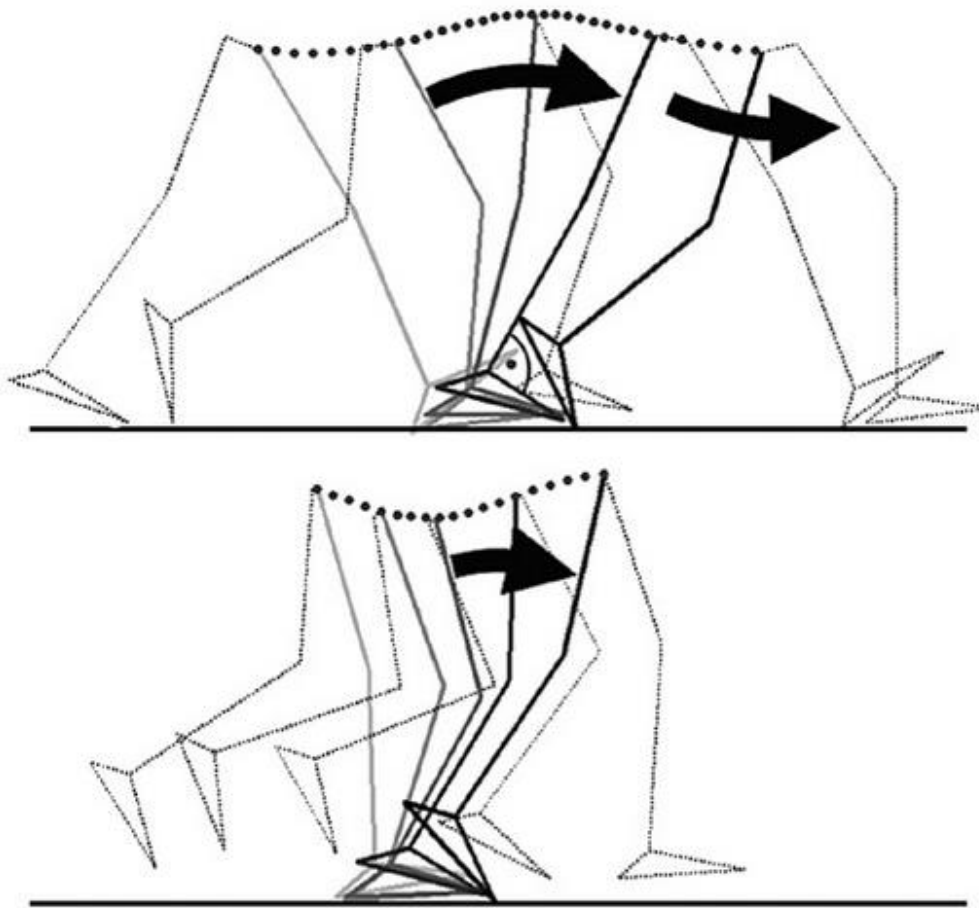


Figure 2 : mobilisation du membre inférieur dans le plan sagittal, à la marche (1) et à la course (2). D'après Blickhan.

b. Evolutions techniques de la PTG

La prothèse totale du genou est de nos jours une procédure fiable, reproductible et fréquente (71000 procédures en France en 2011) [9-10].

Les premières tentatives d'élaboration de prothèses de genou datent du XIX^{ème} siècle (Verneuil, Péan, Gluck). Ces premiers essais utilisaient initialement des matériaux comme le caoutchouc, le platine ou l'ivoire. Gluck en 1891, confronté au traitement d'une tumeur blanche, est le premier à mettre au point une prothèse inter condylienne en ivoire. Murphy en 1913, puis Putti en 1920 et Albee en 1928, tentent un resurfaçage par interposition de tissu autologue. En 1938, Boyle – bientôt suivi en 1940 par Campbell – effectue les premiers

remplacements condyliens isolés par des implants métalliques. Mac Keever en 1950 puis Macintosh développent les premiers plateaux tibiaux métalliques. En France, Robert et Jean Judet implantent en 1947 une prothèse bicompartimentale acrylique sur une ankylose de genou (figure 3) [11].

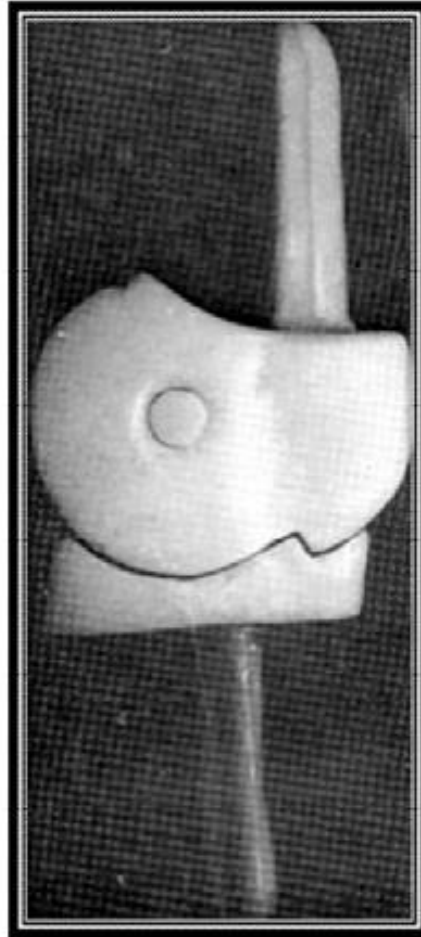


Figure 3 : La prothèse de Judet, 1947. D'après Aubriot.

En 1951, Waldius puis Shiers mettent au point les premières charnières métalliques bientôt suivis en France par Merle d'Aubigné (figure 4) [1]. Le groupe Guepar conçoit en 1967 la Guepar I, puis en 1977 la Guepar II (figure 5) [1].

Mais les résultats de ces prothèses chez des patients polyarthritiques avec d'importantes déformations restent limités par la fragilité du matériau employé (acrylique, puis inox).

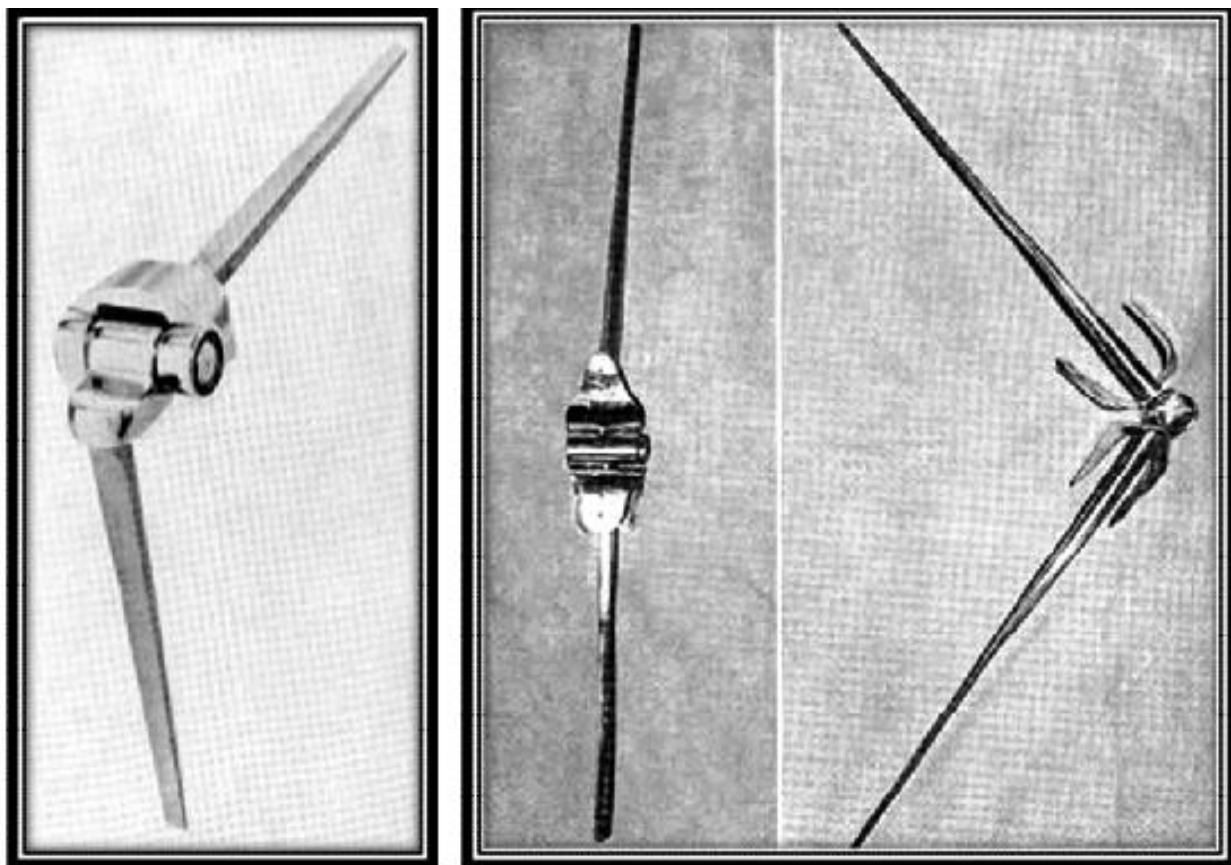


Figure 4 : La prothèse de Shiers (1954) à gauche, et la prothèse « hirondelle » de Merle d'Aubigné (1953) à droite. D'après Bonnin et Chambat.



Figure 5 : La prothèse de Guepar - Guepar II (1977). D'après Bonnin et Chambat.

C'est en 1968 que s'ouvre véritablement l'ère moderne de l'arthroplastie du genou avec le Canadien Guston. Celui-ci décrit en effet la première prothèse totale à glissement constituée de deux implants condyliens métalliques hémisphériques positionnés en face de deux rails tibiaux en polyéthylène, préservant le pivot central (figure 6) [1].

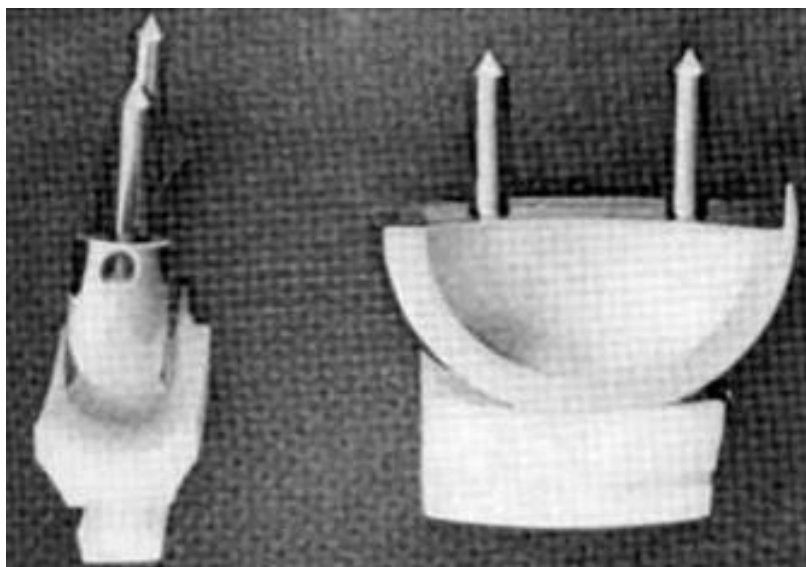


Figure 6 : La prothèse de Guston (1965). D'après Bonnin et Chambat.

De nombreux modèles furent développés jusqu'à aujourd'hui, améliorant progressivement matériaux et modes de fixation et notamment en cas de révision ou de déformations sévères. Ces dernières années d'importants développements ont été réalisés : augmentation de la modularité des implants, diffusion des prothèses à plateau mobile (permettant d'augmenter la congruence sans augmenter les pressions de contact os-prothèse), la fixation sans ciment et les modes de fixation hybride, l'emploi de nouveaux matériaux (polyéthylène haute densité, chrome cobalt, titane, céramique) et enfin l'évolution de l'instrumentation.

De nos jours, la prothèse totale de genou est généralement constituée d'une pièce tibiale et d'une pièce fémorale en chrome cobalt, et d'une pièce intermédiaire fixe ou mobile

en polyéthylène qui assure une congruence articulaire parfaite entre les 2 pièces métalliques et joue le rôle de stabilisateur antéro-postérieur (figure 7).

Cette stabilisation antéro-postérieure est un objectif impératif dans les PTG à glissement, aussi appelées « non contraintes », qui sont les prothèses actuellement les plus utilisées ; le glissement reproduit la biomécanique physiologique du genou évoquée dans le chapitre Ia.

Le fabricant propose en général 6 tailles tibiales et 5 tailles fémorales (gauches ou droites), et des pièces intermédiaires avec plusieurs tailles et épaisseurs.

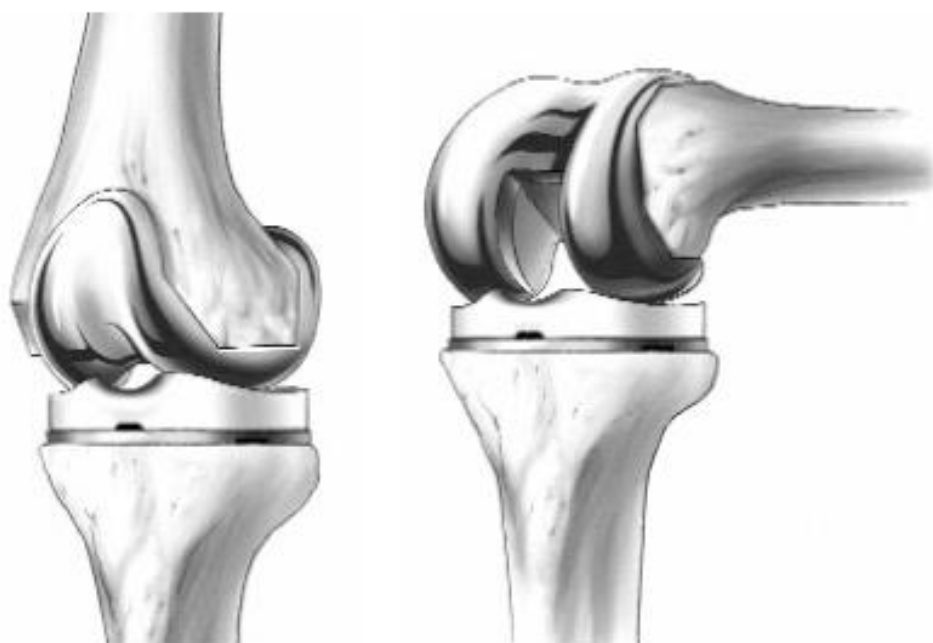


Figure 7 : PTG à glissement (Nexgen®), vue de 3/4 en extension et flexion prothétique.

La pose de la prothèse est soumise à trois impératifs :

- la taille des pièces prothétiques adaptées à la taille du genou opéré : le chirurgien choisit la taille la mieux adaptée au genou en fonction des radiographies préopératoires et de calques reproduisant la prothèse.
- l'axe du membre inférieur : l'axe post-opératoire du membre inférieur doit être proche de 0° ($\pm 3^\circ$).

- les pièces de la prothèse doivent glisser l'une sur l'autre tout en restant au contact grâce aux ligaments collatéraux. Ces ligaments peuvent être rétractés ou étirés : le « release » consiste à équilibrer les ligaments pour que la prothèse soit stable et qu'il n'existe aucune contrainte autre que celles autorisées et biomécaniquement nécessaires (cf. IV – 1er paragraphe).

L'intervention se déroule en plusieurs étapes :

- ouverture du genou en respectant les muscles et en prévoyant la fermeture à la fin de l'intervention.
- ensuite sont réalisées les coupes osseuses puis l'équilibrage ligamentaire.
- les pièces d'essai sont ensuite posées pour vérifier la stabilité de la prothèse.
- si les essais sont concluants, les pièces définitives stériles sont posées en respectant les tailles et épaisseur des pièces d'essai.

L'objectif d'un alignement du membre inférieur (ou angle HKA pour Hip-Knee-Ankle) à $0^\circ \pm 3^\circ$ est particulièrement important et largement démontré dans la littérature : il sera développé et discuté dans le chapitre I-e. Le chirurgien apporte donc une attention toute particulière au bilan préopératoire afin de prévoir le positionnement prothétique en fonction de l'angle HKA souhaité (chapitre I-d), puis au positionnement peropératoire du matériel prothétique afin d'obtenir un résultat fonctionnel satisfaisant.

Ainsi, lors du geste, la découpe des pièces osseuses avant implantation des pièces prothétiques suit une procédure stricte :

- préparation tibiale : réglage de l'orientation du plan de coupe frontal du tibia à l'aide de la tige extramédullaire (Figure 8).
- préparation fémorale : mise en place de la tige fémorale centromédullaire (sur laquelle est ensuite axé le guide de coupe fémoral) (Figure 9), qui requière :

- le repérage du point d'entrée sur la surface articulaire fémorale, dans le prolongement de la diaphyse de face et de profil (après avoir vérifié sur les radiographies sa direction) ; il est généralement situé juste en avant du point d'insertion du LCP.
 - puis la correction du valgus fémoral : la correction est déterminée sur les goniométries préopératoires, dont les valeurs sont à moduler en fonction de la taille, du poids et de la morphologie du patient.
- testing du bon alignement du membre inférieur en extension puis découpe tibiale puis fémorale (Figure 10).

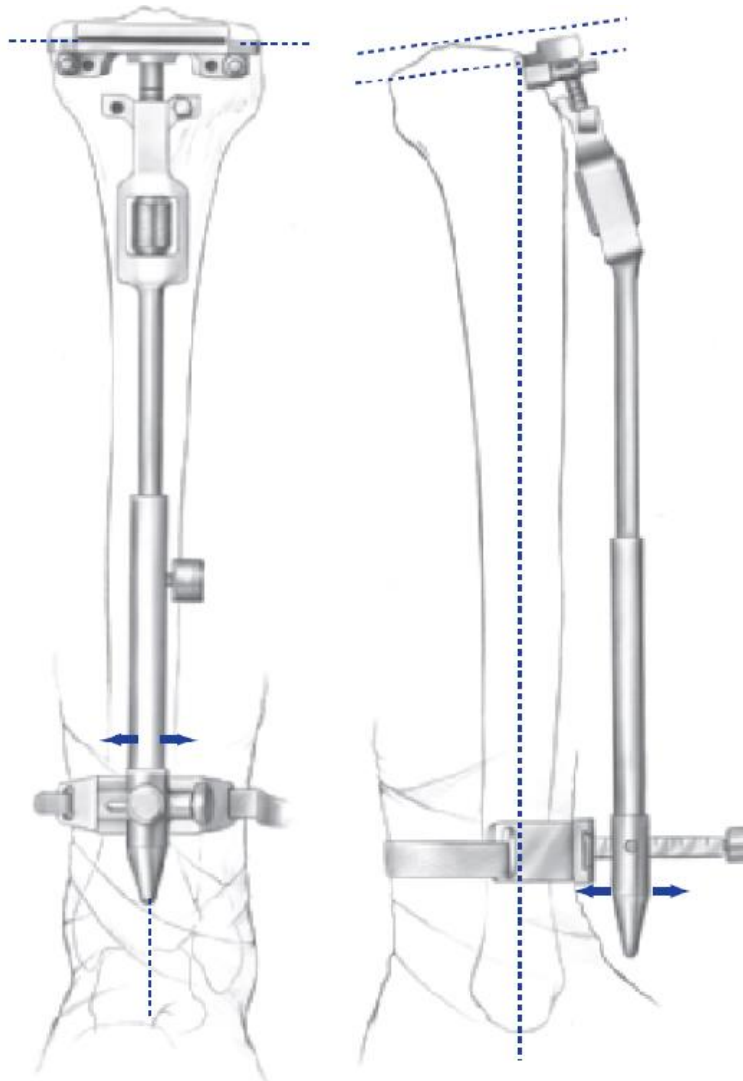


Figure 8 : réglage de l'orientation du plan de coupe frontal du tibia à l'aide de la tige extramédullaire, vue de face et de profil. (Nexgen®)

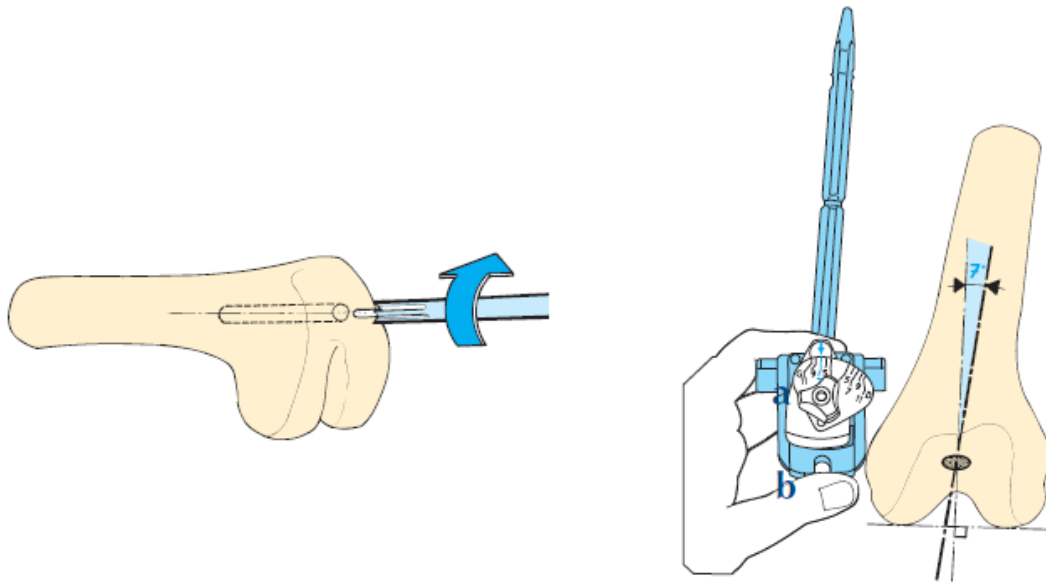


Figure 9 : réglage de l'orientation de la tige fémorale servant de référence pour la pose du guide de coupe fémoral. (Nexgen®)

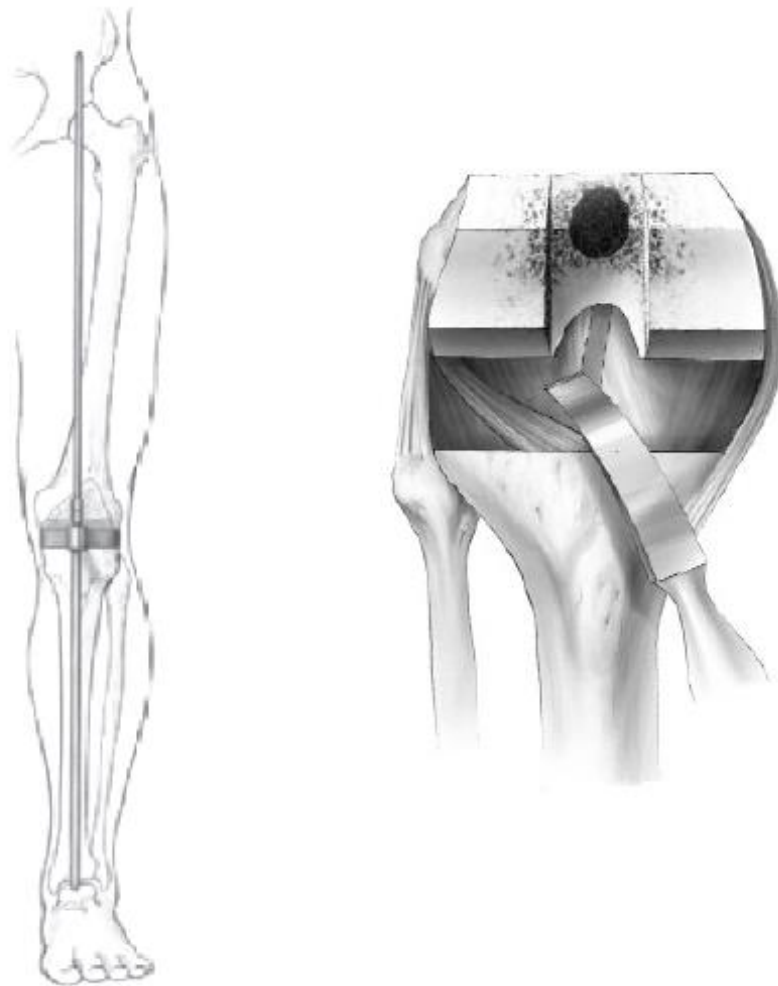


Figure 10 : test en extension du bon alignement du membre inférieur et aspect peropératoire après coupes tibiale puis fémorale (genou fléchi de face) avant mise en place des éléments prothétiques (Nexgen®).

Les difficultés de positionnement des implants par les techniques conventionnelles ont entraîné ces dernières années l'essor de la chirurgie assistée par ordinateur. Cependant bien que la littérature ait montré la supériorité de la chirurgie assistée par ordinateur (navigation : Figure 11) en diminuant le nombre des « outliers » (patients dont les valeurs post-opératoires de HKA ne sont pas dans l'intervalle accepté de $0^{\circ} \pm 3^{\circ}$), son acceptation par l'ensemble des chirurgiens a été freinée par des complications spécifiques telles que les fractures ou infections liées aux fiches de navigation, la durée opératoire légèrement augmentée, la courbe d'apprentissage avant une bonne maîtrise de la technique et les investissements en termes de matériel [12-13-14-15].



***Figure 11 : exemple de PTG par navigation : augmentation de la précision du positionnement prothétique en adaptant le geste aux mesures données par des capteurs placés sur les repères osseux du patient.
D'après le Dr Mouhsine (Clinique Bois-Cerf, Lausanne).***

Parallèlement à la navigation et toujours dans le souci de l'amélioration du positionnement prothétique – mais sans augmenter la durée opératoire – une nouvelle technique a vu le jour en 2008 : les guides de coupe sur mesure. Le principe de la chirurgie

assistée par ordinateur est conservé mais le travail de planification des coupes est réalisé en amont de la chirurgie. Cette procédure appelée Patient-Specific Instrumentation (PSI) est en plein essor [16-17].

Le principe général des guides de coupe sur mesure repose sur l'obtention d'un modèle tridimensionnel du genou du patient à partir d'une imagerie en coupe permettant la réalisation d'une planification préopératoire puis la construction des guides personnalisés par impression 3D. Ces guides sont appliqués en peropératoire sur le patient afin de guider la réalisation des coupes osseuses, permettant ainsi d'optimiser le positionnement des implants [18] (Figures 12 et 13).



Figure 12 : Guides PSI Medacta – MyKnee.

Mais là encore la pertinence d'une nouvelle procédure chirurgicale dans les PTG utilisant des guides de coupe sur mesure pour chaque patient n'a pas été démontrée.

Abane et al. rapportent les sources d'erreurs potentielles [19].

- Dans le bilan préopératoire : ces erreurs proviennent de l'acquisition des images (artefacts de mouvement), du protocole de reconstruction 3D, de la conception et de la manufacture des guides, pouvant être à l'origine de multiples erreurs de coupe de l'ordre du degré. De plus, les points de contact des guides créés sur la base de l'IRM reposent sur le cartilage, tandis que les guides créés à partir du scanner reposent sur l'os et les ostéophytes, les deux présentant des limites d'adéquation optimale au patient.
- En peropératoire : le matériel des blocs de guide de coupe, dérivé du nylon, a une élasticité inhérente qui peut entraîner un mauvais placement. Enfin la lame de scie elle-même peut entraîner des erreurs de coupe, particulièrement dans le plan frontal.

Il est donc évident que, si pour un cas donné, toutes les sources d'erreurs se conjuguent, un malalignement de plus de 3° peut rapidement être observé.

Les évolutions techniques de la PTG n'ont ainsi eu de cesse d'optimiser le positionnement prothétique dans le plan frontal en tentant d'obtenir un axe HKA nul.

Pour autant, la technique « conventionnelle » actuelle ne répond pas toujours à cet impératif : Shetty et al. [20] ont évalué la qualité de l'estimation de l'alignement du membre inférieur en per-opératoire de PTG, et notent que 15% des chirurgiens dévient de plus de 5° en tentant d'obtenir un alignement neutre, et seulement 25% des opérateurs réussissent à obtenir un angle HKA post-opératoire dans l'intervalle 0 +/- 3°.

Enfin, les nouvelles procédures visant à personnaliser le geste opératoire et/ou le matériel prothétique n'offrent pas nécessairement la précision escomptée.

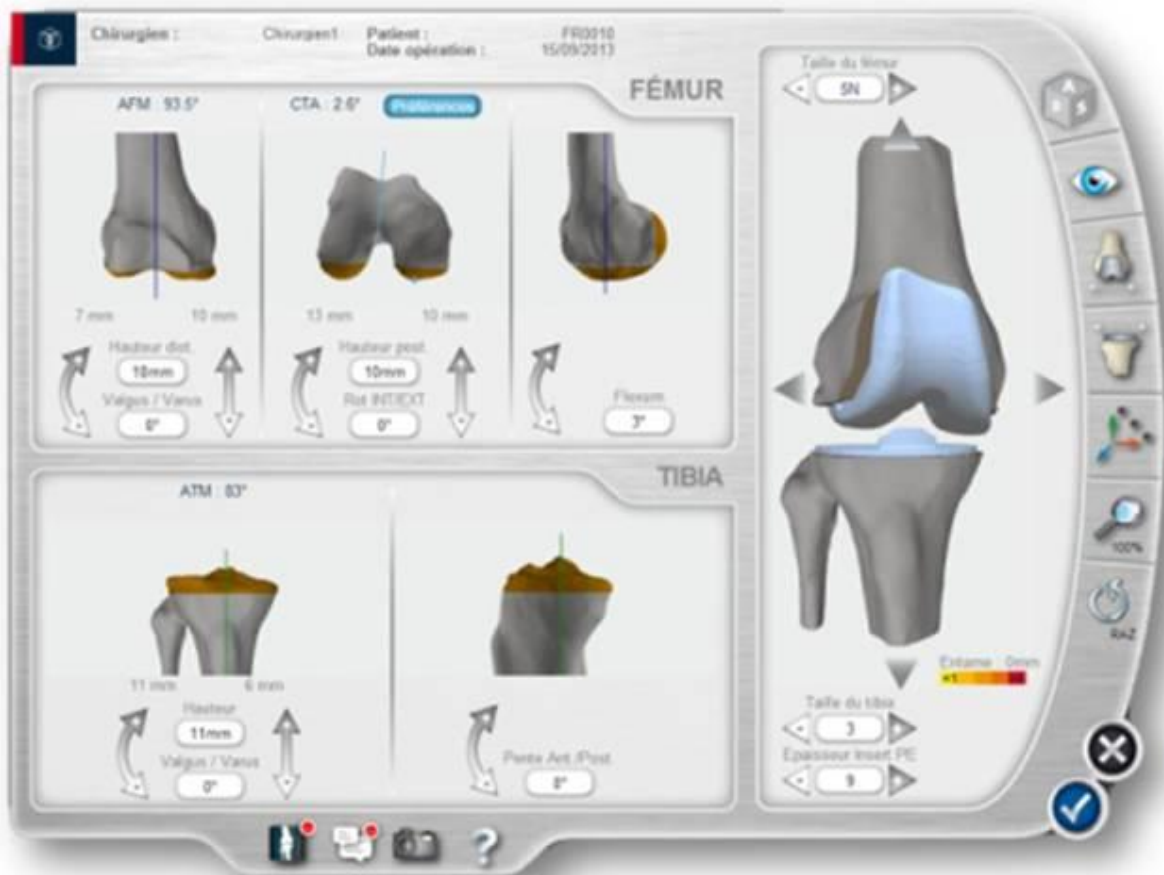
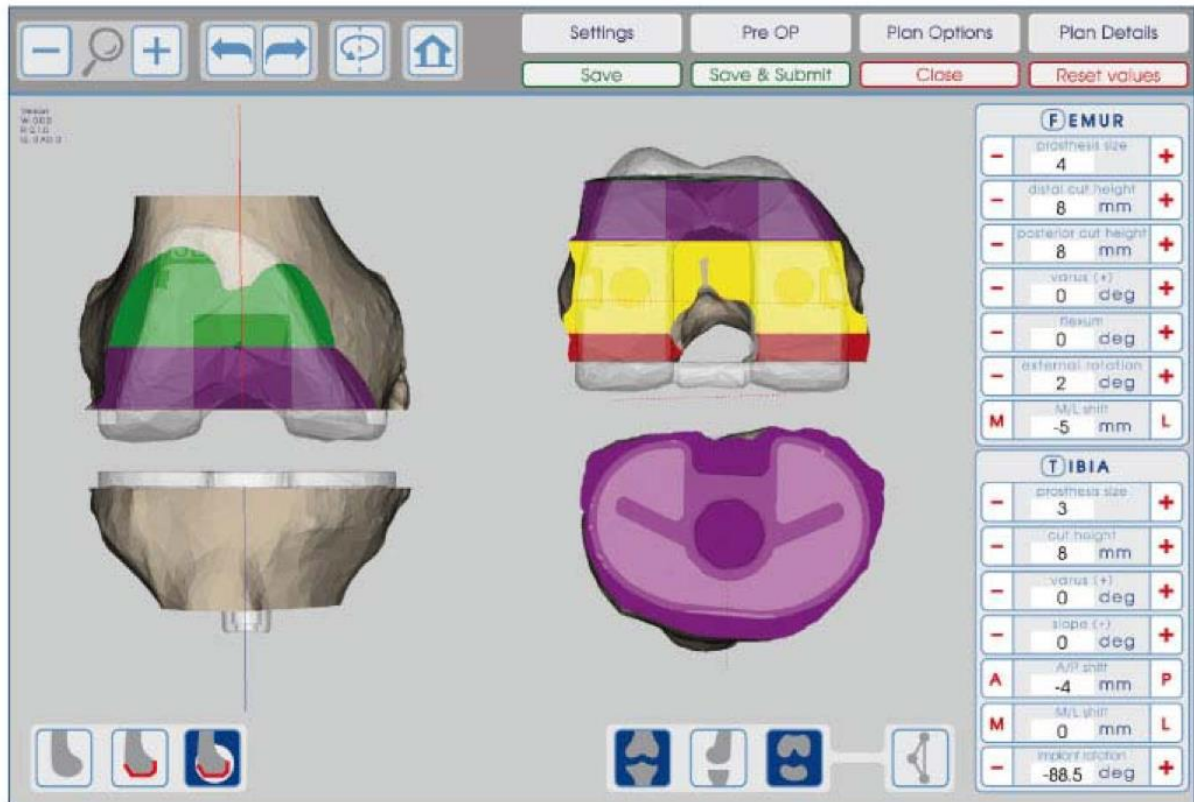


Figure 13 : Outil de planning chirurgical Tornier©

c. Indications des PTG :

La mise en place d'une prothèse vise à réduire la douleur et la limitation des mouvements. L'enjeu est de trouver un compromis acceptable entre contrainte, stabilité et mobilité, tout en assurant la pérennité de la fixation à long terme.

L'étiologie majeure indiquant la nécessité de substitution totale de l'articulation du genou est l'arthrose, représentant de 94 à 97% des cas. Ceci étant dû au vieillissement des populations dans les pays développés, mais aussi à l'explosion du surpoids [10].

L'arthrose primitive constitue la pathologie principale pouvant conduire à la pose d'une PTG. Plus rarement, la gonarthrose peut être secondaire à un autre processus pathologique (post-traumatique, métabolique, endocrinien). Invalidante, elle se caractérise par une dégénérescence progressive du cartilage de l'articulation du genou, sous forme de fissures puis d'érosions, qui peuvent mettre à nu l'os sous-chondral. Quoique les mécanismes physiopathologiques ne soient pas parfaitement connus, plusieurs facteurs joueraient un rôle dans la survenue de l'arthrose : l'âge croissant, le sexe féminin [21], la génétique [22], les facteurs socioculturels. L'expression clinique associe des douleurs d'intensité variable (essentiellement pendant la marche, parfois au repos), une impotence fonctionnelle (limitation du périmètre de marche et des amplitudes articulaires) et une dégradation de la qualité de vie [23].

L'arthrose représente la pathologie articulaire la plus fréquente au monde et l'une des causes les plus fréquentes de douleur et de déficience dans les pays occidentaux [21-23-24]. Les données internationales disponibles font état d'une prévalence comprise respectivement entre 9 % et 15 % de la population pour l'arthrose et entre 4 % et 10 % pour la gonarthrose. La variabilité importante des données disponibles tient à la fois aux différences vraies entre pays et aux difficultés inhérentes aux enquêtes de prévalence. Dans le contexte du

vieillessement des populations des pays occidentaux, il faut par ailleurs souligner qu'une augmentation continue et massive de ces chiffres est à prévoir, rendant rapidement obsolètes les résultats des études passées [25].

Au niveau international, les résultats de plusieurs enquêtes en population générale ont été publiés. Aux États-Unis [26], on estimait à 40 millions (15 %) le nombre de sujets déclarant une forme d'arthropathie en 1995. En Grèce, il a été observé un taux de prévalence de 8,9 % pour l'arthrose dans son ensemble, et 6,0 % pour la gonarthrose [27]. Aux Pays-Bas, une étude récente montrait des taux de prévalence de gonarthrose de 3,9 % pour les hommes et 9,9 % pour les femmes. Dans une étude norvégienne [28], la prévalence globale de l'arthrose a été estimée à 12,8 %, et celle de la gonarthrose à 7,1 %. En Espagne [29], le taux de prévalence de l'arthrose dans une population âgée (60-90 ans) a été estimé à 12,2 %. En France, une étude nationale de prévalence a été récemment réalisée auprès de sujets de 40 à 75 ans, permettant d'estimer la prévalence de l'arthrose symptomatique du genou à 4,7 % pour les hommes (de 2,1 % à 40 ans à 10,1 % à 75 ans) et 6,6 % pour les femmes (de 1,6 % à 40 ans à 14,9 % à 75 ans) [30-31-32].

Le patient arthrosique présente souvent un malalignement du membre inférieur, pouvant être cause ou conséquence de sa maladie, ce qui justifiera une attention particulière lors du bilan préopératoire et lors du geste afin de rétablir au mieux un angle HKA correct [33-34].

Le surpoids qui – outre le vieillissement constant des populations – représente une cause évitable majeure d'arthrose, a augmenté de façon exponentielle dans nos sociétés occidentales ces dernières années. En France plus particulièrement, l'enquête ObEpi 2012 a étudié 25714 adultes et noté 32.3% patients en surpoids et 15% obèses [35].

Dans une fréquence moindre, on trouve certaines arthrites inflammatoires, dont la polyarthrite rhumatoïde (PR).

Enfin, les pathologies tumorales du genou, qu'elles soient primitives (ostéosarcome, chondrosarcome) ou métastatiques peuvent donner lieu, selon la pathologie, à une prise en charge impliquant une résection-reconstruction.

Une revue générale récente de la prothèse du genou par Carr et al., parue dans le Lancet en 2012 [10], rappelle les indications principales de PTG et leurs évolutions. Malgré l'augmentation globale du nombre de PTG, l'analyse par indication dévoile des tendances différentes. Comme attendu, le nombre de PTG pour arthrose a crû de façon exponentielle, quasiment multipliées par 10 entre 1986 et 2003 en Finlande et Suède ; alors que celui lié à la polyarthrite rhumatoïde (PR) reste stable. En Californie (USA), le nombre de PTG pour PR a même diminué significativement en passant de 524 / 100 000 en 1983 à 460 / 100 000 en 2007, avec une réduction touchant plus particulièrement la tranche d'âge des 40-59 ans. L'explication d'une telle évolution concernant la PR est l'apparition récente de traitements médicaux efficaces (biothérapies), ce qui devrait accentuer à l'avenir cette baisse du nombre de PTG en contexte de PR.

L'impact des pathologies concernées peut être d'intensité très variable en fonction de l'ancienneté et de la sévérité de la maladie. Les répercussions toucheront des domaines aussi variés que le travail, les loisirs et les tâches de la vie quotidienne [36] ou la qualité de vie liée à la santé [37-38].

d. bilan préopératoire conventionnel :

Le bilan préopératoire avant PTG doit comprendre – outre le bilan général préalable à toute chirurgie – l'évaluation du rachis et la recherche de déformations de la hanche, du genou et du pied, ces éléments ayant une répercussion importante sur le pronostic post-opératoire des patients [32-39-40]. Le statut vasculaire devra lui aussi être considéré [41].

Plus particulièrement – puisqu'il constitue le sujet de cette thèse – on recherche une éventuelle malformation ou malposition du genou posant le risque d'un échec prothétique [42-43]:

- une subluxation latérale qui nécessite un release du tendon poplité
- un varus ou un valgus important : est-il fixé ou réductible ?
- un varus réductible : est-il secondaire à la perte dégénérative de substance articulaire médiale (cartilage, ménisque) ? dans ce cas, un release pourra être envisagé sur le LLI.
- un varus fixé pourra quant à lui justifier d'une compensation en épaississant le compartiment articulaire prothétique médial.
- un valgus important oriente vers un release du LLE, afin d'améliorer le tracking patellaire au sein de la trochlée en flexion et prévenir ainsi la luxation patellaire.
- un flessum ou au contraire un recurvatum du genou (qui s'associe fréquemment à une flexion incomplète), pouvant nécessiter respectivement une résection fémorale ou un « remplissage » de l'espace d'extension avec un épais composant prothétique tibial (associé à un release quadricipital).

Enfin, l'examen de l'appareil extenseur – dont nous avons rappelé le rôle primordial dans la stabilisation du genou – permet de compléter ce bilan [44-45-46].

On note que nombre de ces éléments d'évaluation préopératoire ont trait au rétablissement d'un alignement coronal correct du membre inférieur.

Afin de répondre à l'ensemble de ces questions, le bilan radiologique doit donc être systématique et précis.

Le Gold Standard pour l'exploration radiographique du genou demeure celui de l'ensemble du membre inférieur en charge et en extension, à savoir la pangonométrie standard, de face et profil. De face, certains auteurs proposent l'alternative du simple cliché antéropostérieur du genou [47]. La goniométrie reste consensuellement fondamentale pour l'évaluation de l'alignement du membre et la prévision du geste en vue du rétablissement postopératoire d'un alignement coronal optimal [48-49-50].

Il faut s'assurer du respect des critères de qualité lors de la réalisation de ce cliché, et notamment de l'absence de rotation axiale du tube à rayons X : un moyen simple de dépister cet écueil est d'évaluer les positions respectives du tibia et de la fibula, et l'espace clair les séparant.

Le principal paramètre à évaluer de face est l'angle HKA (de l'anglo-saxon « Hip-Knee-Ankle ») qui correspond à la mesure de l'angle fémoro-tibial mécanique dans le plan coronal, à savoir l'angle mesuré sur une radiographie de face entre les axes mécaniques fémoral et tibial (Figure 14). L'axe mécanique du fémur est la droite reliant le centre de la tête fémorale avec le milieu de l'échancrure inter condylienne fémorale ; l'axe mécanique du tibia est la droite reliant le milieu de l'axe joignant les tubercules inter-condylaires médial et latéral au milieu de la surface articulaire tibiale inférieure.

Enfin, on ajoutera de face le cliché en Schuss permettant l'étude de la portion postérieure de l'articulation fémoro-tibiale (« zone portante »), à la recherche d'un pincement postérieur pouvant nécessiter une compensation lors du geste prothétique.

De profil, il faut évaluer les diamètres antéro-postérieurs des condyles afin d'adapter la coupe fémorale et conserver ainsi une amplitude de flexion/extension et une rotation physiologiques, mais aussi pour assurer une dynamique correcte du quadriceps.

La connaissance des diamètres permet également de prévoir la dimension nécessaire des composants fémoral et tibial du futur implant prothétique :

- Un implant trop petit entrainera un relâchement trop important du genou et le risque d'un conflit antérieur avec la corticale fémorale.
- Un implant trop grand entraine un resserrement et une raideur articulaire en flexion, avec augmentation de la tension quadricipitale.

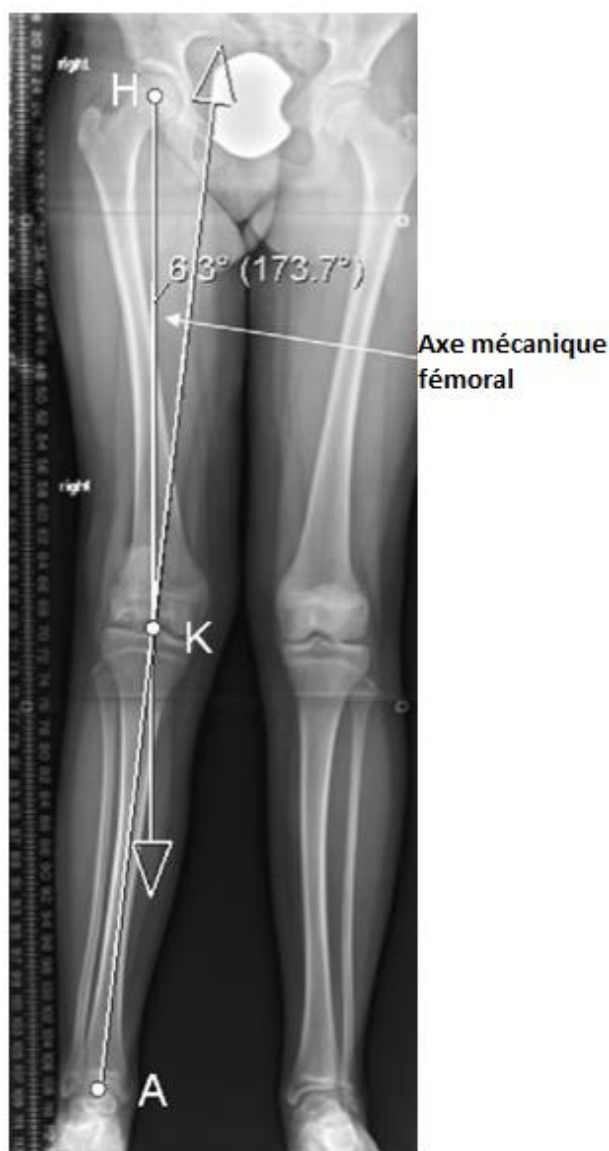


Figure 14 : représentation de l'angle HKA sur goniométrie standard.

e. Résultats des PTG – facteurs pronostiques

Kosninen et al. ont étudié le registre national suédois et rapportent un taux de survie matérielle à 15 ans de 80% sur 48 607 PTG [51]. Pour autant, la Suède est l'un des pays présentant les meilleurs taux de réussite. Ainsi, Robertsson et al. [52] ont comparé les taux de survie entre la Suède, le Danemark et la Norvège, et ont observé des taux de reprise à 10 ans de 1.4 et 1.6 fois plus élevés que le taux suédois respectivement pour le Danemark et la Norvège.

En France, le rapport de la HAS 2012 sur la PTG révélait un taux de reprise de l'ordre de 5% à neuf ans. L'étude rétrospective multicentrique française d'Argenson et al. portant sur 828 patients a montré un taux de survie de 92% à 10 ans [53].

L'obtention de bons résultats cliniques et la durée de survie des implants seraient associés aux caractéristiques des patients avec un sur-risque d'échec chez les femmes et les patients de plus de 70 ans [54], au bon positionnement tridimensionnel des implants, à l'équilibrage ligamentaire, à la rééducation et au niveau d'exigence fonctionnelle des patients [55].

Point important faisant écho aux données de l'ObEpi, le surpoids – cause majeure d'arthrose et donc d'arthroplastie du genou – est une forte pourvoyeuse de révision de PTG : Zingg note un doublement du nombre de révisions de PTG chez les patients ayant un IMC > 35, toutes causes confondues (mécanique, infection, etc.) [56].

Les objectifs techniques de l'implantation d'une PTG sont d'obtenir une articulation alignée dans le plan frontal, stable, des mobilités complètes et une course rotulienne adéquate, garante pour le patient d'une optimisation du confort d'utilisation et d'une durée de vie aussi longue que possible. Le respect simultané de l'axe et de l'équilibrage ligamentaire conduit à

la recherche de compromis [57]; cependant, comme nous l'avions vu dans le chapitre technique, le point primordial reste l'obtention d'un axe neutre du membre inférieur, quitte à sacrifier l'équilibre ligamentaire comme c'est le cas avec les guides de coupes sur mesure.

Quoique l'objectif lié à l'axe post-opératoire reste très débattu parmi les spécialistes nous retenons qu'un axe compris entre $+3$ et -3° de l'axe neutre dans le plan frontal est le compromis le plus raisonnable et doit être considéré comme l'objectif d'alignement idéal [48-58-59-60-61-62-63].

L'étude de Jeffery [63] portant sur le suivi de 115 patients et l'étude prospective de cohorte de Ritter [58] s'étendant sur plus de 15 ans font encore référence à ce jour, et montrent que l'objectif d'axe doit être le plus proche de l'axe neutre. Les patients dont l'axe post-opératoire est au-delà de $+3^\circ$ ou -3° sont alors définis comme « outliers », que l'on pourrait traduire littéralement comme « donnée aberrante », témoignant de l'échec de l'objectif d'axe. Toujours d'après Jeffery et Ritter un mauvais alignement en varus ou valgus de plus de 3° est associé à une augmentation de plus de 20% de descellement et entraîne un risque onze fois plus élevé de reprise de la prothèse à 15 ans.

Malgré cet objectif d'axe neutre globalement accepté, certains auteurs ont de tout temps remis en cause son intérêt, ou proposé des objectifs alternatifs.

Pour exemple, Fang et al. ont rapporté dans une étude rétrospective de 6 070 genoux (3 992 patients) que les meilleures survies s'observaient chez les patients compris entre $2,4$ et $7,2^\circ$ de valgus [64]. Cependant la différence du taux de révision entre les groupes alignés et non-alignés de cette cohorte était faible, de seulement 1%.

D'autres proposent une approche biomécanique avec un axe idéal de quelques degrés dans le sens de la déformation initiale du patient, se rapprochant plus d'un « axe fonctionnel » (c'est à dire adapté à l'orientation des condyles postérieurs et à l'équilibre ligamentaire). Timoncini et al. lors d'un essai prospectif randomisé de 18 patients ont rapporté que les

patients alignés selon un axe fonctionnel présentaient de meilleurs scores fonctionnels que les patients alignés selon un axe mécanique [65].

f. Epidémiologie et aspect médico-économique de la PTG

Les indications de PTG ne cessent d'augmenter avec le vieillissement de la population, l'explosion du surpoids, et la demande croissante de soins. La projection de Kurtz et al. pour l'année 2030 prédit une augmentation de 673% des PTG de première intention pour un total de 3,48 millions de procédures annuelles aux Etats-Unis [66].

On recense plus de 650 000 PTG aux USA en 2008 [10], 77 500 en Grande Bretagne en 2009, et 103 601 en Corée du Sud entre 2002 et 2005. Le nombre de PTG augmente de façon exponentielle depuis 2 décennies dans les pays d'Europe occidentale (figures 15 et 16).

L'âge moyen des patients opérés pour PTG en Grande Bretagne est de 70 ans, stable entre 1991 et 2006, avec l'apparition récente d'une convergence des moyennes d'âge entre les hommes et les femmes. Le taux de PTG est quant à lui plus élevé chez les femmes, avec un ratio de 1.4 / 1, stable depuis 15 ans [10].

En France, l'utilisation des implants articulaires de genou peut être estimée d'une part d'après les actes pratiqués (données de l'Agence technique de l'information sur l'hospitalisation / ATIH), d'autre part d'après les données de prise en charge individualisée des prothèses (données statistiques de l'Assurance maladie sur la LPPR).

L'ATIH a recensé en France 46 928 PTG en 2005, 59 914 PTG en 2008, 74 300 en 2010, et 85 800 en 2011, soit une augmentation de 45% en 6 ans. Sur tous les actes recensés en 2011, on dénombrait 80 300 arthroplasties de 1ère intention et 5 500 reprises [9].

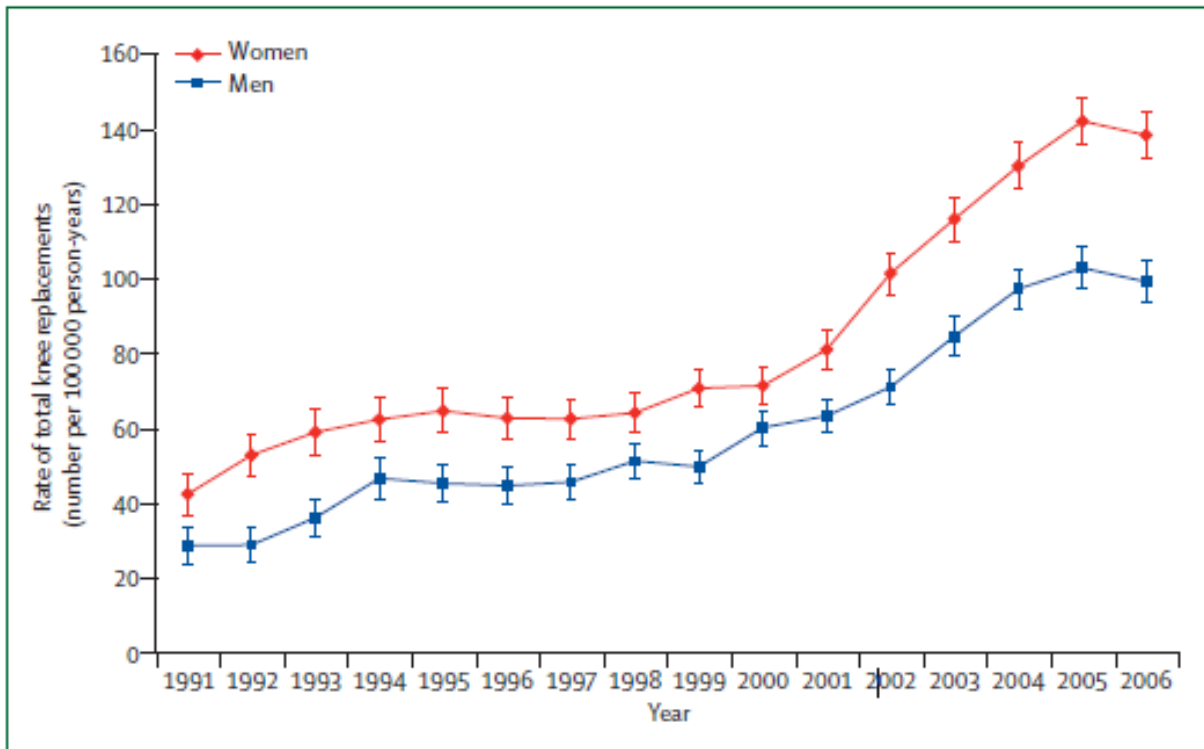


Figure 15 : évolution du nombre de PTG en Grande Bretagne entre 1991 et 2006, chez les hommes (en bleu) et les femmes (en rouge). D'après Culliford et al.

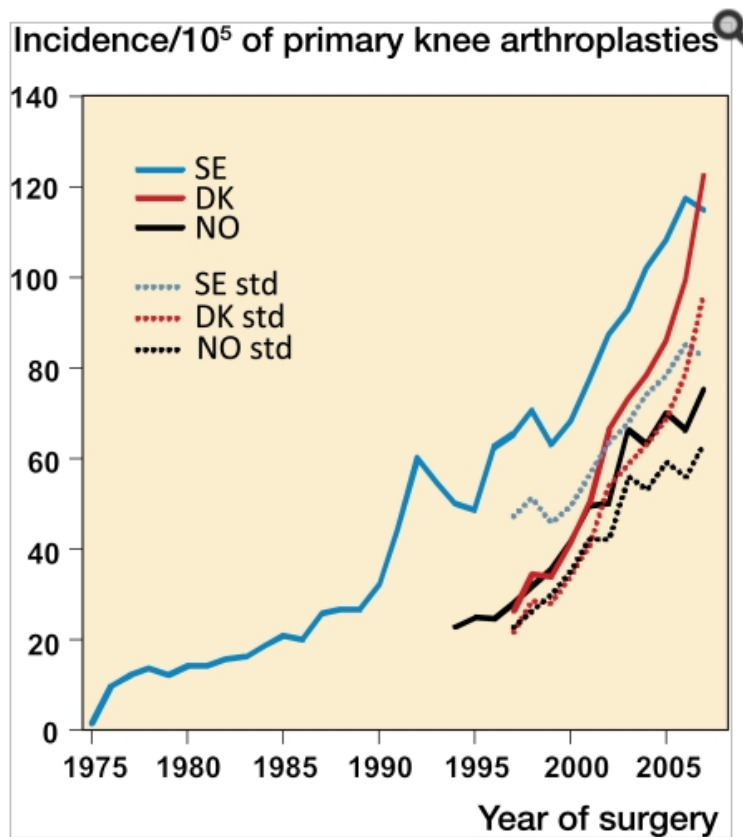


Figure 16 : évolution de l'incidence de PTG primaires pour 100 000 habitants (lignes pleines) et de l'âge des patients concernés (pointillés) en Suède (SE), au Danemark (DK) et en Norvège (NO) entre 1975 et 2005. D'après Robertsson et al.

Le taux de révision de PTG a suivi l'évolution du nombre global de PTG. Bozic rapporte une croissance de 39% du nombre de reprises aux USA entre 2005 et 2010 [67].

Kurtz aux USA en 2007 [68] puis Robertsson en Suède en 2014 [69], évaluent un taux moyen de révision de PTG à 8% de l'ensemble des gestes.

Comme nous l'avions évoqué dans le paragraphe précédent, en France le rapport de la HAS 2012 sur la PTG révèle un taux de reprise de l'ordre de 5% à neuf ans et Argenson note un taux de survie de 92% à 10 ans.

Concernant la technique opératoire des guides de coupe sur mesure – puisqu'elle est la plus récente et celle susceptible de répondre au mieux aux impératifs de positionnement prothétique (bien que cette idée fasse débat dans le milieu chirurgical) – on dénombre à ce jour plus de 80 000 PTG ayant utilisée cette technologie dans le monde. Les enjeux et objectifs sont multiples : réduction des coûts, meilleur alignement, moins d'outliers [70].

La stérilisation des instruments représente un coût difficilement évaluable par les structures hospitalières. Aux Etats-Unis le coût de stérilisation d'une seule boîte d'instruments est évalué entre 75 et 120\$ [71].

Le prix moyen de vente en Europe est de 522€ par cas (385€ - 750€). Le coût de l'IRM ou du TDM et les coûts indirects pour les patients ou les chirurgiens doivent être ajoutés au coût des guides, ce qui ferait en moyenne un total de 1200€ par cas [15].

II. Technologie de l'imagerie BXR et application dans la pathologie chirurgicale du genou :

a. Imagerie BXR : exemple de l'appareil EOS :

Un peu d'histoire :

En 1992, Georges Charpak obtient le Prix Nobel de Physique pour l'invention et le développement des détecteurs de particules élémentaires, notamment la chambre proportionnelle multifils.

Quatre ans plus tard débute la collaboration entre Georges Charpak, le Pr Jean Dubousset (orthopédiste pédiatrique), le Pr Gabriel Kalifa (radiopédiatre) et la société Biospace Instruments, dont le fruit sera une première évaluation de l'intérêt de la chambre proportionnelle multifils dans le domaine de la radiologie médicale. Un prototype conçu avec une technologie de détecteurs gazeux de première génération est installé au CHU St. Vincent de Paul (APHP), dans le service de radiologie pédiatrique du Professeur Kalifa. Plus de 1 000 examens radiologiques sont réalisés et évalués dans le cadre d'un protocole soumis au CCPPRB (Comité consultatif de la protection des personnes lors des recherches biologiques) de Cochin–Port Royal portant sur la dosimétrie, la qualité d'image et l'évaluation clinique de clichés pulmonaires, du bassin et du rachis.

L'analyse initiale des critères diagnostiques et de qualité est bonne en termes de réduction de doses, mais réservée concernant la qualité d'image : la résolution est faible (1 mm) et l'acquisition longue (8 à 10 secondes pour un rachis). L'apparition des détecteurs micro-imprimés et la modification de leur architecture interne permettent peu à peu l'amélioration de la définition, amenant à une résolution actuelle de l'ordre de 250 μm parfaitement adaptées à l'imagerie osseuse.

La société Biospace Med (devenue EOS Imaging) s'associe ultérieurement au Laboratoire de Biomécanique des Arts et métiers et au Laboratoire d'Imagerie Orthopédique de l'Ecole Technique Supérieure de Montréal pour développer ses applications. C'est ainsi que, conjointement aux innovations menées sur la détection, apparaissent de nouvelles méthodes de reconstruction tridimensionnelle précise de segments osseux. Tout d'abord les vertèbres puis progressivement d'autres éléments du squelette, et ce à partir de seulement deux radiographies prises sous deux incidences orthogonales.

Georges Charpak et la société Biospace Instruments lancent en 2000 le développement d'un instrument de radiologie utilisant ces nouvelles technologies dans le contexte particulier de l'orthopédie pour lequel une capacité d'imagerie tête aux pieds, en position debout, est particulièrement nécessaire.

L'appareil EOS, opérationnel depuis 2003, permet ainsi la prise de deux clichés tête aux pieds, digitaux, à faible irradiation. Ces clichés sont utilisables tant pour l'examen de zones anatomiques peu denses (zone cervicale par exemple) que pour l'examen de zones très atténuantes (zone lombaire par exemple) grâce à la très grande performance du détecteur en termes de dynamique.

Fonctionnement général

Basé sur la technologie de la chambre proportionnelle multi-fils, la technologie Biplanar X-Ray [BXR] (EOS Imaging System, France) est une technique récente encore peu répandue.

Le système EOS est un système radiographique à balayage permettant la réalisation de clichés corps entier basse dose en position debout. Ce système comprend deux couples orthogonaux « tubes / récepteurs » se déplaçant verticalement et simultanément dans un statif rigide de taille humaine, dans une cabine de 2.7m de haut pour un volume d'environ 2.2 m³.

L'acquisition se fait par déplacement conjoint du tube à rayon X et du détecteur (acquisition de l'image ligne par ligne) sur une hauteur de balayage ajustable de 5 cm à 180 cm, et pour une largeur de faisceau de 45 cm (Figure 17 et 20). La vitesse maximale de balayage est de 15 cm/s, et la durée d'acquisition habituelle d'un squelette entier de taille moyenne varie entre 30 et 45s [72]. La distance source-récepteur est fixée, permettant de préserver l'optimisation de la focale [73].

Le marquage au sol aide au positionnement du patient. Les faisceaux laser définissent les limites de l'acquisition. Des accessoires (plot crânien, barre en carbone) permettent la stabilisation du patient (Figures 18 et 19).

Ce système fournit un équivalent de radiographies standards face / profil haute résolution et permet en 5 à 10 secondes [74] l'acquisition simultanée de 2 plans orthogonaux sur l'ensemble du squelette en charge, sans distorsion et en taille réelle. Et cela via des doses très réduites : 1/10e par rapport à la radiographie standard, et jusqu'à 1/1 000e par rapport à une acquisition TDM [74-75].

Cet appareil de radiodiagnostic médical est soumis à une procédure déclarative auprès de l'Autorité de Sûreté Nucléaire : au sein de la classification «radiodiagnostic médical» ce système est de catégorie D «radiologie lourde». Son installation doit répondre à des normes spécifiques s'ajoutant aux normes générales.

Pour tous les professionnels pratiquant des actes de radiodiagnostic, il y a obligation de formation à la radioprotection des patients dans leur domaine de compétence (art. R.4451-47 à R.4451-50 du Code du Travail, et arrêté du 18 mai 2004 modifié. Source : IRSN). Les principes et mesures relatifs à la radioprotection des patients et personnels doivent être respectés ; concernant spécifiquement la radioprotection des patients, l'argument de moindre dosimétrie de ce système répond particulièrement au principe d'optimisation.

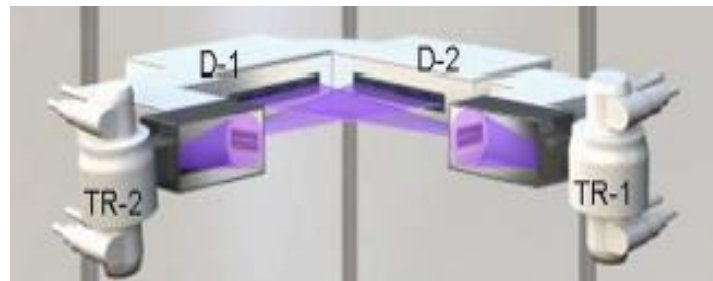


Figure 17 : appareil EOS : 2 tubes à rayons X (TR-1 et TR-2) sont attachés à 2 détecteurs (D-1 et D-2) et coulisent le long de barres métalliques verticales



Figure 18: Cabine EOS à l'hôpital Cochin. A noter les faisceaux lasers pour définir les limites de l'acquisition et les marquages au sol pour aider au positionnement du patient dans la cabine.



Figure 19 : Accessoires de stabilisation : plot crânien et barre de carbone

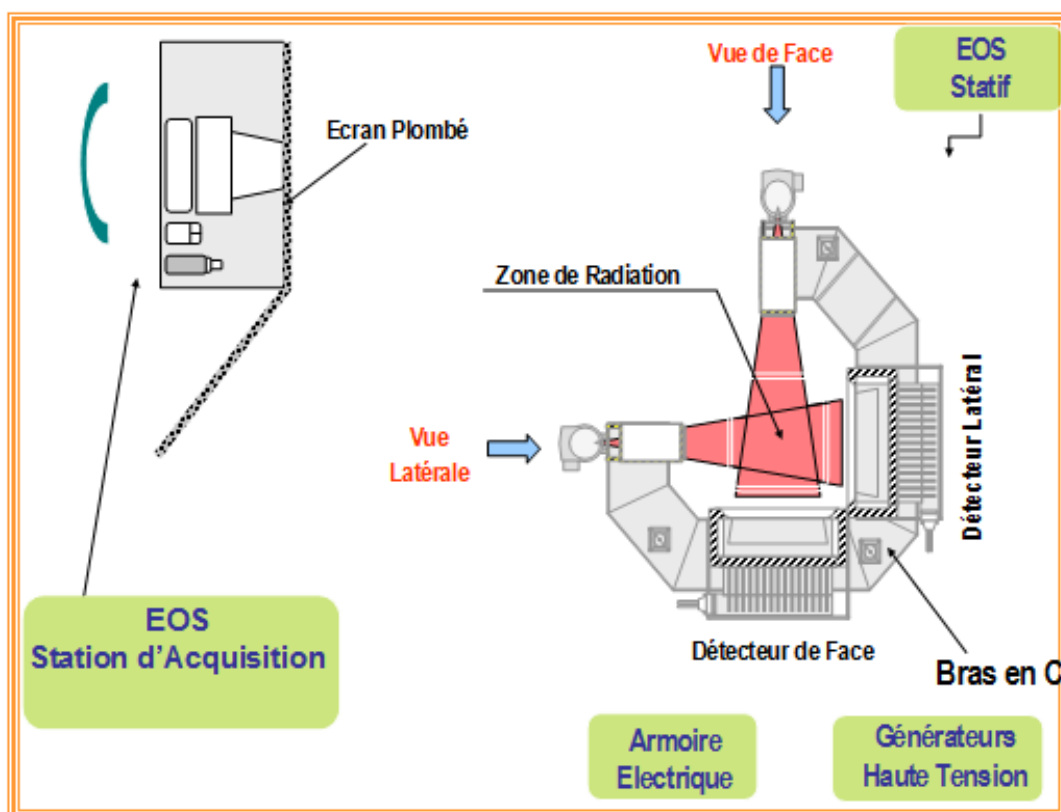


Figure 20 : organisation de la salle d'acquisition EOS de l'hôpital Cochin. D'après Feydy.

Emission et détection :

La réalisation d'acquisition corps entier nécessite un tube radiogène puissant (en pratique, un tube de scanner). Le générateur permet de régler à l'acquisition : la tension (en kilovolt), l'intensité (en milliampères) et la vitesse de balayage (de 1 à 5), en fonction du morphotype du patient. EOS émet 2 faisceaux très fins de rayons X, collimatés à 0.5mm.

Le détecteur est basé sur la chambre proportionnelle multifils de Charpak (Figure 21) [73]:

- Après traversée du patient et d'un diaphragme en aluminium de 0.5mm (grille anti-diffusion), recueil du rayonnement X par le détecteur : conversion électrique des photons X par effet photoélectrique (équivalent de détecteur DR à conversion directe).
- L'électron créé à partir de chaque photon reçu, est accéléré dans l'enceinte du détecteur remplie de gaz Xénon à haute pression (6 Atm) qu'il va ioniser : cette ionisation libère de nombreux nouveaux électrons qui vont se fixer sur la « grille » anode. Ce processus d'amplification électronique ou « avalanche électronique » assure un rapport « 1 photon \rightarrow 40 000 électrons ».
- Le signal électrique recueilli sur l'anode est traité informatiquement.

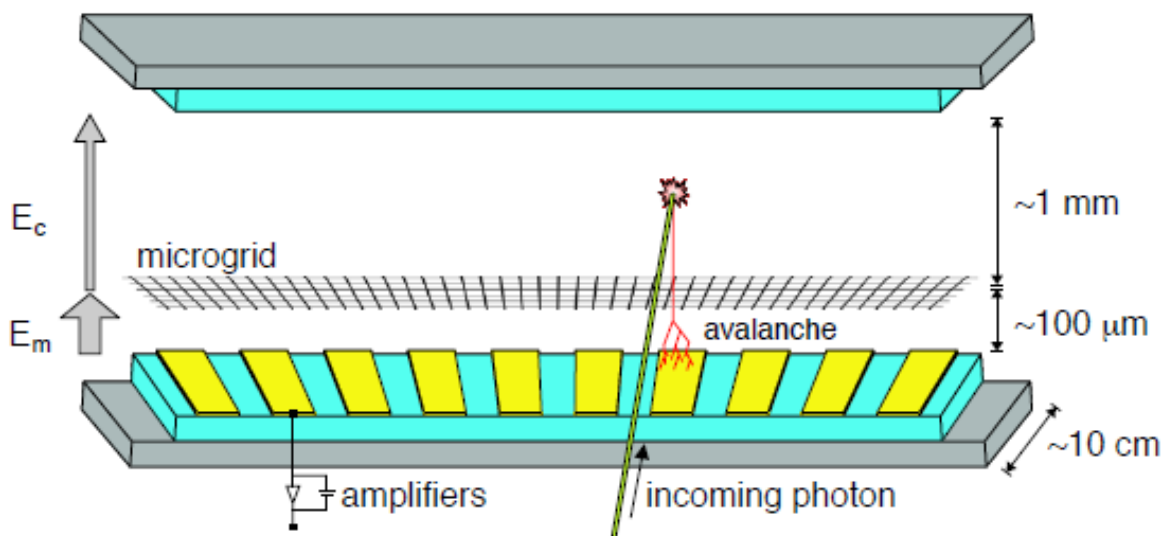


Figure 21 : détecteur basé sur la chambre proportionnelle multifils de Charpak. D'après Després.

Les récepteurs au xénon de Charpak ont une capacité d'amplification majeure par « effet d'avalanche », et offrent ainsi une gamme de gris très large (30 à 50000, contre une centaine avec le film classique) qui permet de distinguer des structures qui sont indissociables

sur des radiographies standards (bassin et rachis lombaire de profil, cheville de face, etc.). L'affichage sur un écran digital permet de sélectionner la gamme de niveaux de gris d'intérêt pour la lecture. Chaque détecteur contient 1764 canaux couvrant 44.8cm, pour un pitch de 254mm. La résolution spatiale est de 254 μm (soit un peu moins bonne que la radiographie numérique où elle est de 150 à 200 μm) [72].

Le faisceau de rayon X formant un « éventail » dans le plan axial, il peut exister un petit agrandissement dans ce plan. Celui-ci est corrigé électroniquement quand l'opérateur positionne un plan de référence (c'est-à-dire indique à la machine où est situé le patient dans la cabine). Il n'existe par contre aucun phénomène d'agrandissement dans le plan vertical, puisque chaque niveau vertical est acquis l'un après l'autre.

Le faisceau de rayon X est donc collimaté 3 fois (à la source, à la sortie du tube à rayon X et à l'entrée du détecteur) puis la détection s'affranchit au maximum du rayonnement diffusé : cela conduit à une amélioration du rapport signal sur bruit et donc de la qualité image, et à une réduction de l'irradiation du patient.

La figure 22 résume bien les différences entre EOS et radiographie standard :

	BXR	Radiographie standard
Faisceau X	Eventail	Conique
Volume irradié	Faible	Important
Diffusé créé	Faible	Important
Détecteur	Linéaire	Plan
Agrandissement	Absent	Présent
Diffusé rejeté	Complètement	Partiellement

Figure 22 : Différences entre EOS et radiographie standard.

Reconstruction 3D :

La reconstruction volumique consiste à déterminer la forme et la position spatiale de l'élément d'intérêt (vertèbre, fémur, bassin, etc...), en cohérence avec les informations repérables sur les radiographies (contours en particulier).

La projection de la pièce osseuse radiographiée est comparée à celle d'un objet virtuel dit objet générique qui en a approximativement la forme. Cet objet générique est défini par les coordonnées d'un nuage de points répartis à sa surface (400 à 9 000 points en fonction de la complexité de l'objet). Il peut être obtenu à partir d'une pièce anatomique, d'une reconstruction TDM 3D ou d'un modèle statistique. Cet élément permet de déterminer des contours radiographiques virtuels. La forme et la position de l'objet générique sont alors modifiées jusqu'à ce que les contours virtuels se superposent au mieux avec les contours réels de la pièce osseuse relevés sur les radiographies.

Les informations extraites de l'image radiographique permettent d'identifier des repères ponctuels (par exemple centre géométrique de la tête fémorale) ou des contours (par exemple contours associés à la projection des condyles fémoraux). Certains repères sont identifiables simultanément sur les deux images radiographiques (stéréo-correspondants) et sont associés à un repère anatomique spécifique ; d'autres ne sont identifiables que sur une incidence (non stéréo-correspondants) et peuvent seulement être associés à une région, la localisation précise dans la région dépendant de l'orientation de l'objet ; les points non stéréo-correspondants permettent cependant d'augmenter significativement le nombre de repères anatomiques.

Le logiciel de bone-morphing (ou contourage semi-automatique) SterEOS applique donc un modèle théorique sur les acquisitions face et profil du squelette puis adapte ce modèle jusqu'à l'obtention d'un moulage dans les 2 plans du segment osseux étudié, ce qui ne

laisse à la charge du radiologue qu'un travail de précision de 3 à 20 minutes [76-77-78] suivant le segment concerné.

Une fois le modelage semi-automatique effectué par le logiciel, l'imageur prend la main pour l'affiner et ainsi préciser les mesures qui en découlent. Il peut choisir une reconstruction rapide qui ne nécessite de préciser que quelques points ou contours particuliers mais a l'inconvénient de n'offrir qu'un panel limité de mesures, ou bien il peut réaliser une reconstruction complète 3D qui – bien que plus longue, pouvant atteindre 20 min – offre une gamme complète de mesures. Après reconstruction affinée, SterEOS génère automatiquement un tableau de résultats, avec les mesures permises par le type de reconstruction choisie (Figures 30, 31, 32 et 33).

L'un des principaux avantages de cette technologie est de proposer des reconstructions 3D chez un patient en position verticale – et donc en charge – ce qui permet l'étude de la statique du squelette axial (Figures 25 et 26) et des membres inférieurs (Figures 27, 28 et 29) [81] contrairement à la TDM, et donne accès à des mesures réelles tenant compte de la modification des mesures 2D lorsque le segment étudié se mobilise dans la 3e dimension.

De plus, ces reconstructions ouvrent la voie à l'étude du plan axial, plan non analysable en radiographie conventionnelle, permettant ainsi une compréhension approfondie des rapports de stabilisation de l'ensemble du squelette chez l'Homme bipède (Figure 24) ainsi que les modifications et compensations qui s'exercent lors de la pathologie ostéo-articulaire [79]. L'étude du plan axial est pour exemple particulièrement utile dans la pathologie scoliotique dont la déformation se définit dans les 3 dimensions (Figure 30) [80].

Morvan propose une liste exhaustive des indications actuelles de la technologie BXR (Figure 23) [79].

- Etude de la statique rachidienne
- Etude des déviations axiales des membres inférieurs
- Position des prothèses de hanche en station debout
- Etude morphologique de régions anatomiques étendues
 - Rachis dans son ensemble (recherche de tassements vertébraux...)
 - Squelette (myélome, maladie des exostoses multiples...)
- Etude morphologique de structures anatomiques radiosensibles, avec une faible irradiation
 - Bassin/hanche de l'enfant ou de l'adulte jeune
 - Abdomen
 - Rachis lombaire de l'enfant ou de l'adulte jeune ...
- Scoliose Idiopathique de l'Adolescent
 - Diagnostic et suivi
 - Bilan préopératoire et suivi postopératoire
- Autres troubles statiques rachidiens (troubles de la statique sagittale...)
 - Diagnostic et suivi
 - Bilan préopératoire et suivi postopératoire
- Troubles statiques dégénératifs du rachis de l'adulte
 - Diagnostic et suivi
 - Bilan préopératoire avant arthrodèse
 - Suivi postopératoire
 - Bilan de douleurs résiduelles ou réapparues après arthrodèse rachidiennes
- Bilan préopératoire avant pose de prothèse de hanche ou de genou en cas de trouble statique rachidien associé
- Tassements vertébraux traumatiques, ostéoporotiques ou secondaires

Figure 23 : Liste exhaustive d'indications actuelles EOS. D'après Morvan.

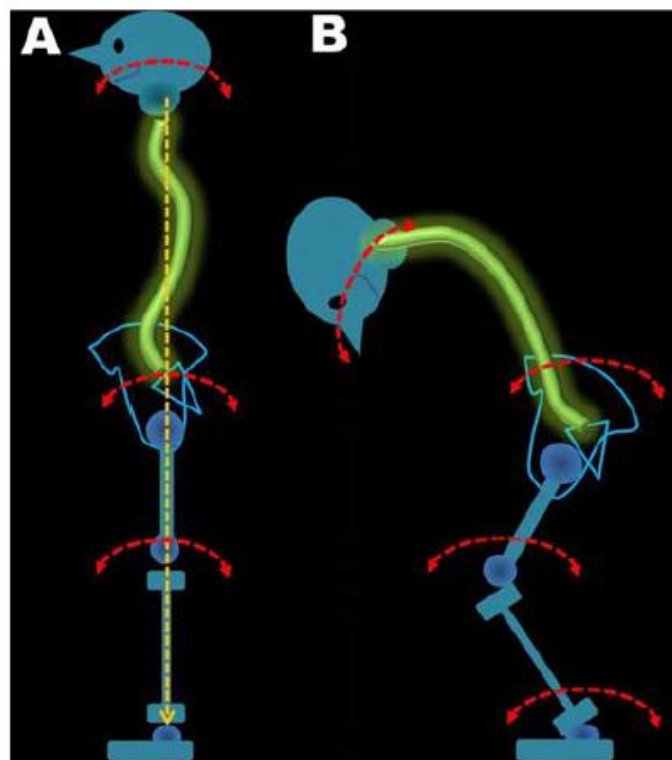


Figure 24 : « l'Homme debout » : l'Homme est debout grâce à une superposition d'équilibre (a) ; mode habituel de faillite de cet équilibre (b). D'après Morvan.

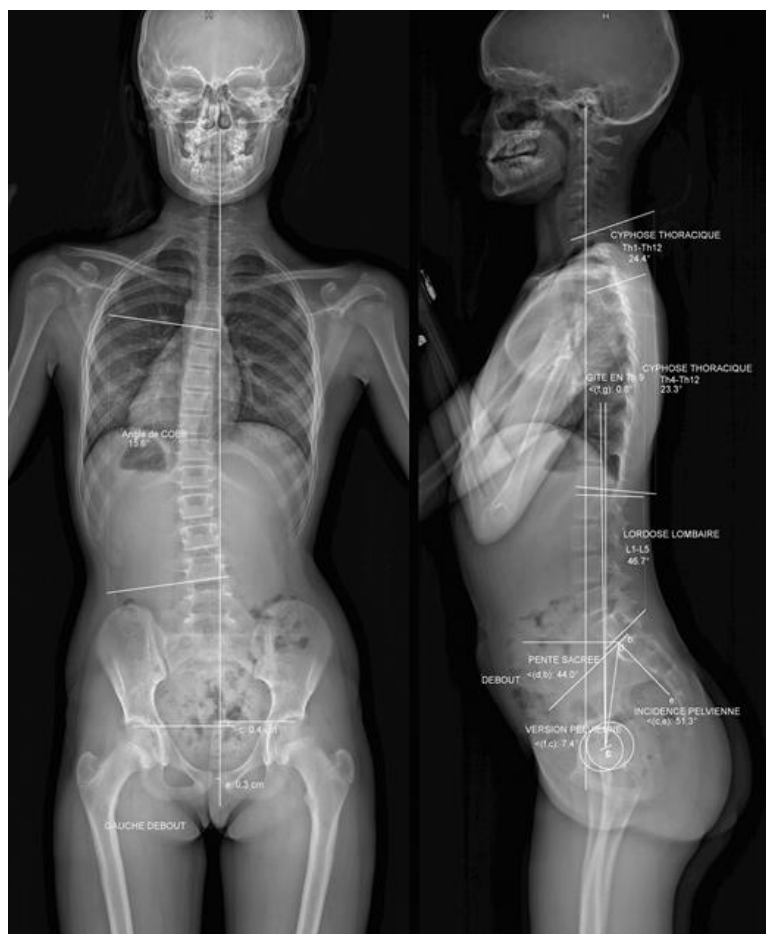


Figure 25 : acquisition EOS biplanes et reconstructions rapides SterEOS correspondantes d'un rachis dorso-lombaire scoliotique, permettant des mesures préopératoires souvent suffisantes mais ne donnant pas accès à l'étude du plan axial.

SterEOS propose de plus – conjointement aux mesures 3D mesurées directement sur le volume reconstruit – des mesures 2D. Ces mesures 2D ne sont pas issues des acquisitions de face et profil prises indépendamment ; il faut comprendre que, bien que l'acquisition soit réalisée dans 2 plans orthogonaux, les données acquises sont directement traitées par l'algorithme de reconstruction semi-automatique pour générer un modèle 3D. Il n'existe donc pas d'image 2D au décours de l'acquisition BXR. Les images 2D peuvent être « rétroconstruites » à partir du modèle 3D généré, c'est-à-dire que SterEOS propose une rétroprojection du volume de face et de profil pour reconstruire un équivalent de radiographies standards en 2 incidences orthogonales. Et c'est sur ces équivalents de radiographies conventionnelles que sont alors déterminées les mesures 2D.



Figure 26 : acquisition EOS biplanes et reconstructions complètes SterEOS 3D correspondantes d'un rachis dorso-lombaire scoliotique, permettant d'accéder à l'ensemble des mesures et notamment aux mesures de torsion axiale. Par Tamas et al.

4 images de gauche : scoliose vraie sévère à convexité droite du rachis dorsal avec un angle de Cobb = 92° (T6-T12 en bleu, sommet T9 en jaune) et nette diminution des courbes rachidiennes sagittales (cyphose T4-T12 = 24° , lordose L1-L5 = 43°).

2 images de droite : vue axiale plongeante de la position et rotation du rachis par rapport au bassin (en haut), et de la vertèbre sommet T9 par rapport au bassin (en bas) montrant une translation latérale droite en projection verticale de l'acétabulum et une rotation de 38° dans le plan axial.

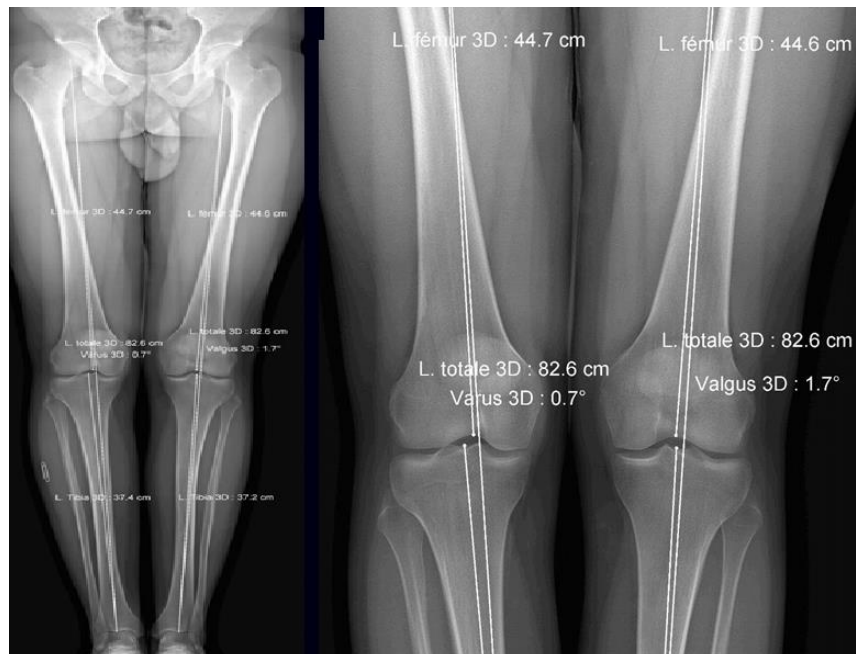


Figure 27 : acquisition EOS face et reconstructions rapides SterEOS des membres inférieurs, permettant des mesures préopératoires suffisantes mais ne donnant pas accès au plan axial. Les images font penser à une simple pangenométrie, mais les mesures proposées tiennent compte de l'incidence profil et sont ainsi l'équivalent des mesures 3D.

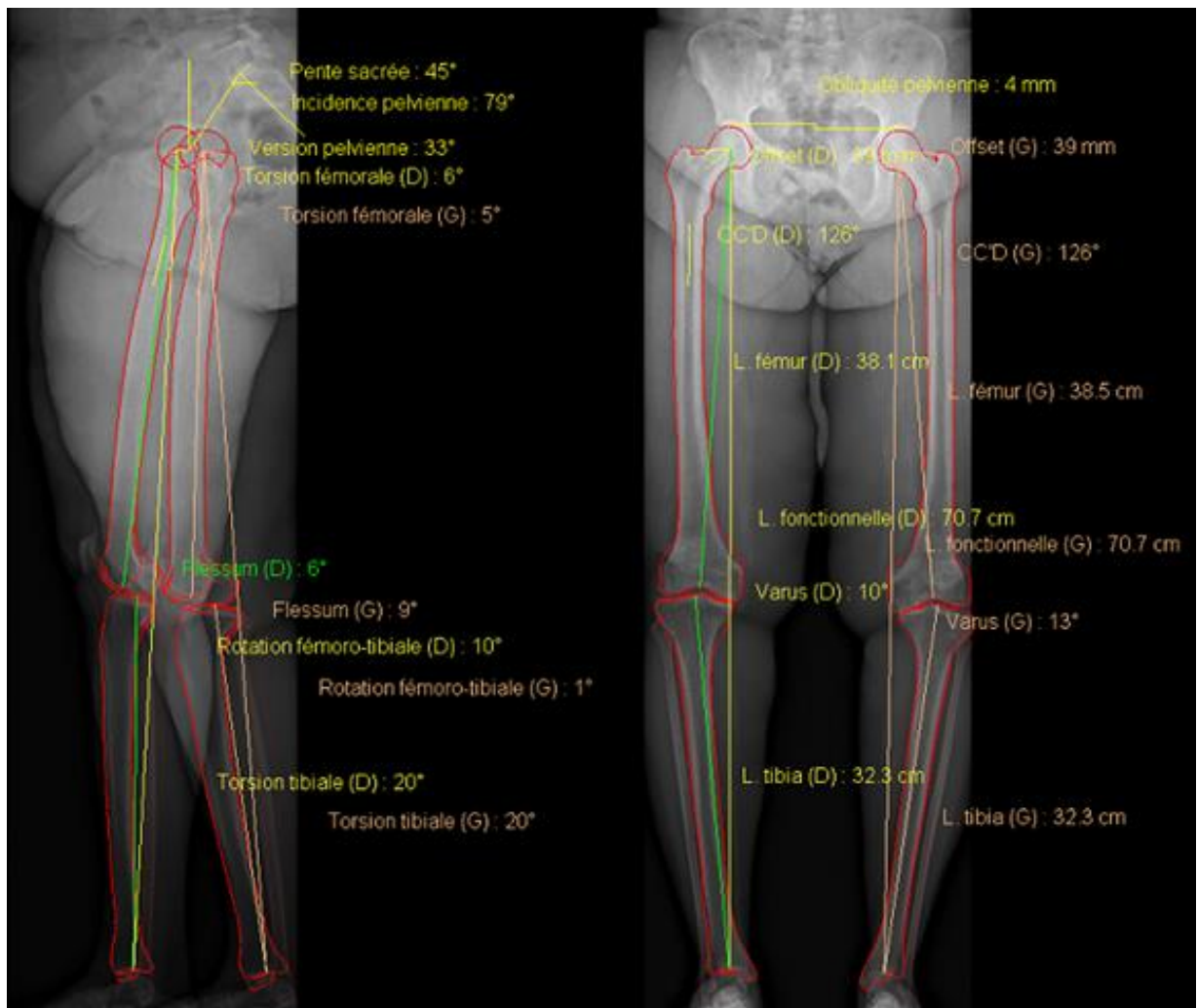


Figure 28 : acquisition EOS biplanes avec reconstructions complètes SterEOS des membres inférieurs chez un patient arthrosique : les contours osseux sont clairement définis, et des mesures de torsion (étude du plan axial) sont désormais proposées.

L'intérêt de proposer des valeurs 2D conjointement aux mesures 3D et de laisser la possibilité au lecteur (et notamment au chirurgien) de se reporter à des mesures bidimensionnelles. Les chirurgiens actuels sont en effet plus habitués à des bilans radiographiques 2D, et il est donc fondamental pour permettre l'habitué à la technologie BXR que ces chirurgiens puissent comparer les différentes méthodes.



Figure 29 : acquisition EOS biplanes et reconstructions SterEOS 3D correspondantes des membres inférieurs chez un patient arthrosique. Par Tamas et al.

2 images de gauche : les clichés radiographiques montrent une coxarthrose et gonarthrose grade II bilatéralement prédominant en fémoro-tibial interne et une excentration patellaire externe aux 2 genoux ; les apex patellaires sont spiculés et des ostéophytes fémoro-patellaires bien individualisables. Le varus du genou droit est marqué.

4 images de droites : les reconstructions 3D dans les 3 plans donnent accès aux mesures d'intérêt suivantes : HKA (droit = -13° , gauche = -6°), angle fémoral mécanique (droit = 87° , gauche = 92°), angle tibial mécanique (droit = 82° , gauche = 87°), HKS (droit = 4° , gauche = 6°).

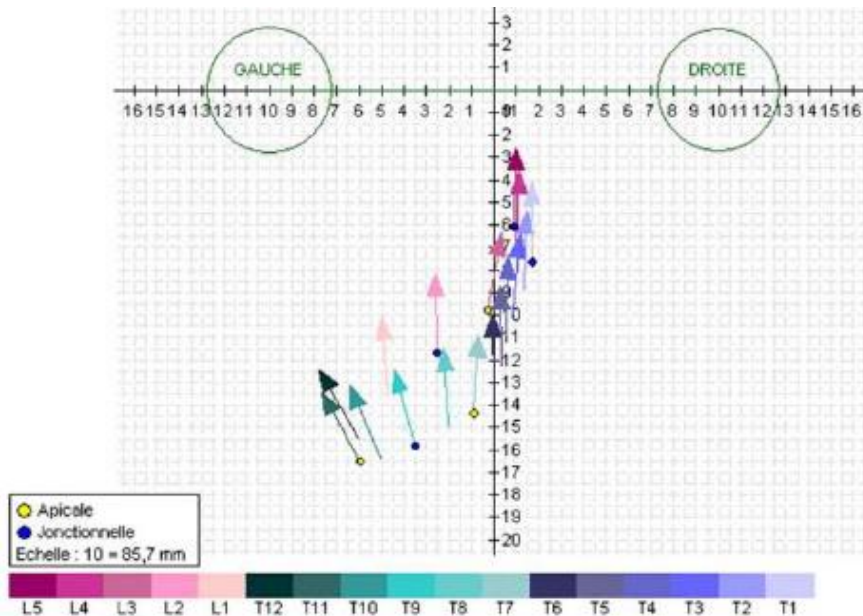


Figure 30 : sommation en vue axiale de la position (abscisses = position droite-gauche ; ordonnées = position antéropostérieure par rapport à l'axe intercéphalique) et de la direction (postéro-antérieure) des vecteurs représentant chaque vertèbre, par rapport à l'axe sagittal de symétrie du corps. EOS Imaging.

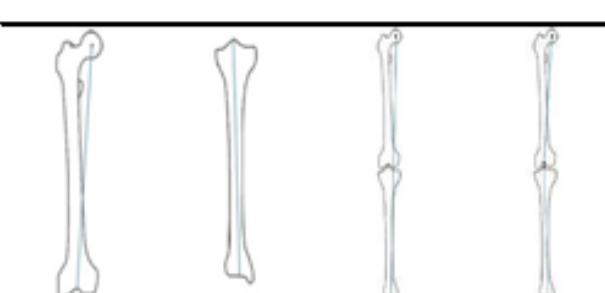
Paramètres scoliose (1)		Valeur	
Courbure (T9-T11-L2)	Cobb (T9-T11-L2)	66°	
	Rotation axiale de la vertèbre apicale T11	29°	
Courbure (T1-T7-T9)	Cobb (T1-T7-T9)	19°	
	Rotation axiale de la vertèbre apicale T7	-5°	
Courbure (L2-L3-L5)	Cobb (L2-L3-L5)	41°	
	Rotation axiale de la vertèbre apicale L3	-10°	

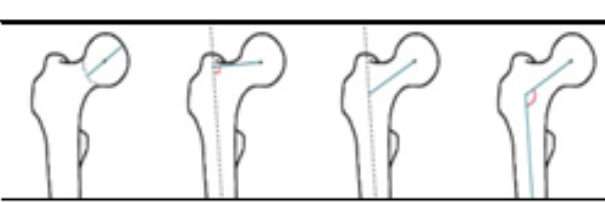
Equilibre sagittal (1)		Valeur	
Cyphose T1 / T12	43°		
Cyphose T4 / T12	44°		
Lordose L1 / L5	46°		
Lordose L1 / S1	67°		


Figure 31 : mesures automatiques fournies par SterEOS : paramètres rachidiens de scoliose.

Paramètres pelviens	Valeur		Paramètres pelviens	Valeur	
Incidence pelvienne (1)	79°		Obliquité pelvienne (1)	4 mm	
Pente sacrée (1)	45°		Rotation axiale du bassin (2)	3°	
Version pelvienne (1)	33°				

Figure 32 : mesures automatiques fournies par SterEOS : paramètres pelviens.

Longueurs (3)	Droite	Gauche	
Longueur fémur	38.1 cm	38.5 cm	
Longueur tibia	32.3 cm	32.3 cm	
Longueur fonctionnelle	70.7 cm	70.7 cm	
Longueur anatomique	70.4 cm	70.8 cm	

Fémur (3)	Droite	Gauche	
Diamètre tête fémorale	37 mm	37 mm	
Offset fémoral	39 mm	39 mm	
Longueur col	48 mm	48 mm	
Angle cervico-diaphysaire (CC'D)	126°	126°	

Genou (4)	Droite	Gauche	
Valgus/Varus	Varus 10°	Varus 13°	
Flessum/Recurvatum	Flessum 6°	Flessum 9°	
Angle fémoral mécanique	91°	90°	
Angle tibial mécanique	82°	84°	
HKS	7°	7°	

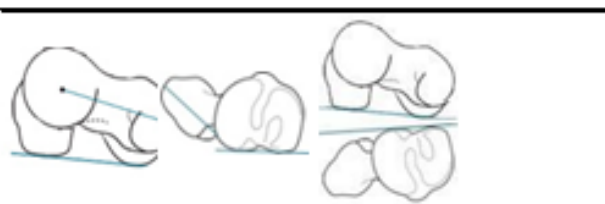
Torsions	Droite	Gauche	
Torsion fémorale	6°	5°	
Torsion tibiale	20°	20°	
Rotation fémoro-tibiale	10°	1°	

Figure 33 : mesures automatiques fournies par SterEOS : paramètres des membres inférieurs.

La validité et la reproductibilité de la technologie BXR ont été démontrées par nombres d'études, malgré l'avènement pourtant récent de ce type d'appareil [6, 7, 8, 21].

Chaibi rapporte une bonne corrélation EOS / scanner, avec une différence moyenne d'1 mm seulement entre EOS et la TDM (Gold Standard) concernant les mesures volumiques [82]. Cette corrélation est confirmée dans l'étude de Buck particulièrement chez le patient arthrosique [83], et par celle de Roskopf chez l'enfant (et ce malgré l'immaturation du squelette pouvant rendre plus complexe la reconstruction semi-automatique) [84].

Gheno abonde dans ce sens, et rappelle par ailleurs la supériorité d'EOS par rapport à la radiographie conventionnelle dont les mesures sont biaisées pour l'angle fémoral mécanique, l'angle cervico-diaphysaire fémoral et la longueur tibiale [85].

Plus spécifique au genou, Thelen assure une meilleure évaluation EOS de l'alignement coronal du membre inférieur (angle HKA), par rapport à la radiographie standard [86].

Enfin, Guenoun note (dans une étude de niveau III) la bonne reproductibilité des mesures EOS aux membres inférieures, supérieure à celle de la radiographie 2D [87].

***Quelques exemples de notre utilisation EOS (hôpitaux St Antoine –
Trousseau et hôpital Cochin [APHP]) :***

Le service de radiologie ostéo-articulaire de l'hôpital Cochin exploite l'appareil EOS de l'hôpital Trousseau principalement pour le bilan des membres inférieurs chez des patients de chirurgie orthopédique, par exemple pour l'évaluation préopératoire de la statique avant PTG (comme c'est le cas dans notre étude – partie III). Les radio-pédiatres de Trousseau ont quant à eux une activité portée essentiellement sur la pathologie malformative rachidienne et les troubles scoliotiques. L'hôpital Cochin, disposant de son propre équipement et faisant office de précurseur de l'imagerie BXR comme nous l'avons vu dans l'historique, a une activité tournée vers la scoliose de l'enfant mais aussi de l'adulte (nombre de patients adultes adressés par l'Hôpital Européen Georges Pompidou), ainsi que les bilans orthopédiques des membres inférieurs, et certains patients de rhumatologie aussi bien sur le versant dégénératif qu'inflammatoire.

Enfin, avec l'amélioration constante de la détection et des procédés anti-diffusion et ainsi de la qualité des images, les centres spécialisés envisagent désormais d'étendre l'utilisation d'EOS non plus seulement à l'étude de la statique du squelette, des rapports articulaires ou de la morphologie osseuse, mais aussi à l'analyse micro-sémiologique de la

structure osseuse. Ainsi, les hôpitaux St Antoine et Cochin utilisent EOS pour l'exploration initiale et la surveillance des myélomes multiples. Cochin – l'un des centres nationaux de référence pour les tumeurs osseuses – met EOS à profit pour la détection et la surveillance des maladies osseuses multifocales (polyméliques et/ou polyostitiques) ou générales telles que la Maladie Exostosante Multiple, la Dysplasie Fibreuse ou le Rachitisme.

Ci-après quelques images de notre patientèle (Figures 34 à 37).



Figure 34 : acquisition EOS biplanes du rachis et des articulations sacro-iliaques chez un patient suivi pour Spondylarthrite Ankylosante. D'après A. Feydy.



Figure 35 : acquisition EOS de profil du crâne chez un patient suivi Myélome Multiple. D'après A. Feydy.



Figure 36 : acquisition EOS face et zoom des genoux chez un patient suivi pour Maladie Exostosante Multiple. D'après A. Feydy.



Figure 37 : acquisition EOS face et zoom des fémurs chez un patient suivi pour Dysplasie Fibreuse polyostotique hémimélique. D'après A. Feydy.

**b. Avantages et inconvénients de l'imagerie BXR par rapport au scanner et /
ou à la radiographie standard :**

Avantages du système BXR :

- Une acquisition simultanée de face et profil permet l'étude du corps entier.
- Possibilité d'étudier la statique globale en station debout (étude fonctionnelle).
L'exploration globale du corps permet de déceler et de mesurer les compensations qui se

produisent au niveau non seulement du rachis, mais de l'ensemble du corps dans l'équilibre et la fonction de l'individu. Une plateforme de force peut être intégrée au système BXR, permettant de connaître la ligne de gravité passant par le centre du polygone de sustentation, et de la rapporter aux données précédentes. La modélisation de l'enveloppe cutanée commence à être réalisée. Lazennec et al. ont ainsi utilisé ce type d'imagerie pour l'étude de la version pelvienne et des rapports coxo-fémoraux, dont l'implication est fondamentale dans la statique rachidienne (Figure 38) [88-89].

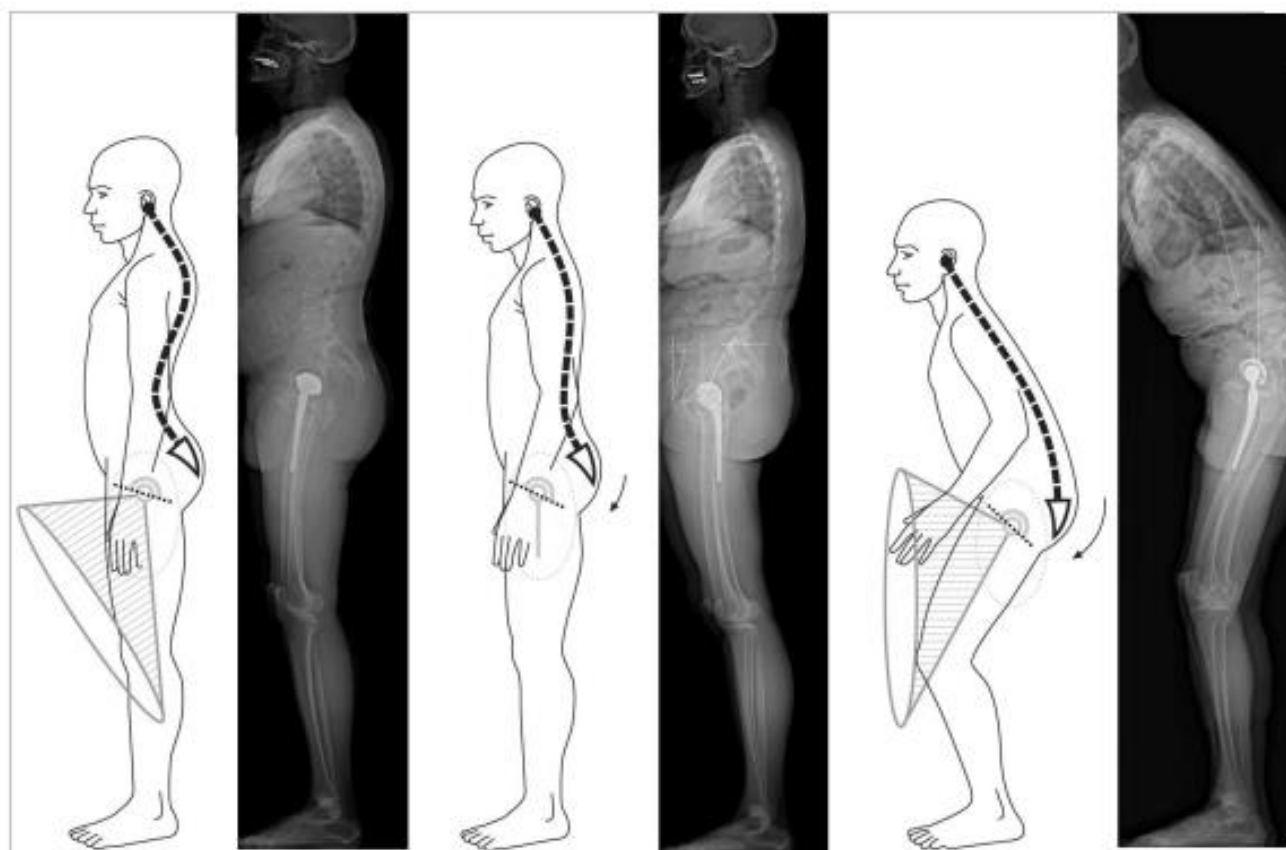


Figure 38 : modification de la statique rachidienne dans le plan sagittal selon la version pelvienne, et implication sur les rapports coxo-fémoraux. D'après Lazennec.

Plus spécifiquement au niveau du genou, la concordance morphologique entre les études TDM 3D en décubitus et l'imagerie BXR est bonne, mais l'étude en charge autorisée par le BXR offre une meilleure étude des déformations. Ceci permet déjà de mieux apprécier

dans l'espace les déformations au niveau de l'articulation elle-même, mais aussi et surtout de replacer ce genou dans l'ensemble du membre (hanche, genou, pied), puis dans l'ensemble du corps avec en particulier le retentissement d'un côté sur l'autre, de même que le retentissement des altérations morphologiques et fonctionnelles du squelette du tronc [74].

- Il n'y a pas d'agrandissement ou de distorsion de l'image, en particulier dans le plan vertical (Figure 39). En effet, à chaque déplacement du complexe tube-détecteur, le faisceau de rayons X est perpendiculaire à l'objet radiographié, évitant ainsi toute déformation d'obliquité [72].

Le BXR permet d'éviter les erreurs de mesure qu'implique une simple projection de face ou profil, grâce aux mesures issues des reconstructions 3D : les mesures réalisées correspondent donc aux mesures biomécaniques réelles du patient. Pour exemple, les mesures pangonométriques peuvent être biaisées par le simple fait d'une rotation de hanche ou une rotation fémoro-tibiale lors de l'acquisition (Figures 40, 41 et 42).

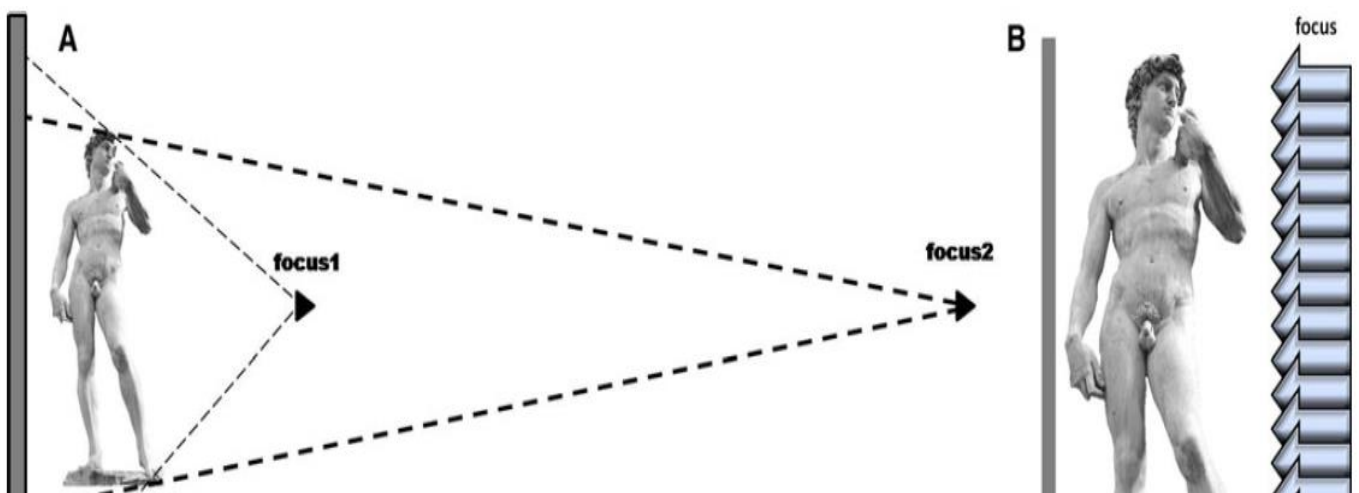


Figure 39 : différence de focale entre radiographie standard et BXR. D'après Morvan.
Avec la radiographie standard, la focale est proche du patient (focus 1, figure A) et entraîne un agrandissement vertical constant. Il peut être minimisé en éloignant la focale (focus 2, figure A) (téléradiographie) ou en utilisant un système radiographique à balayage type EOS (figure B).

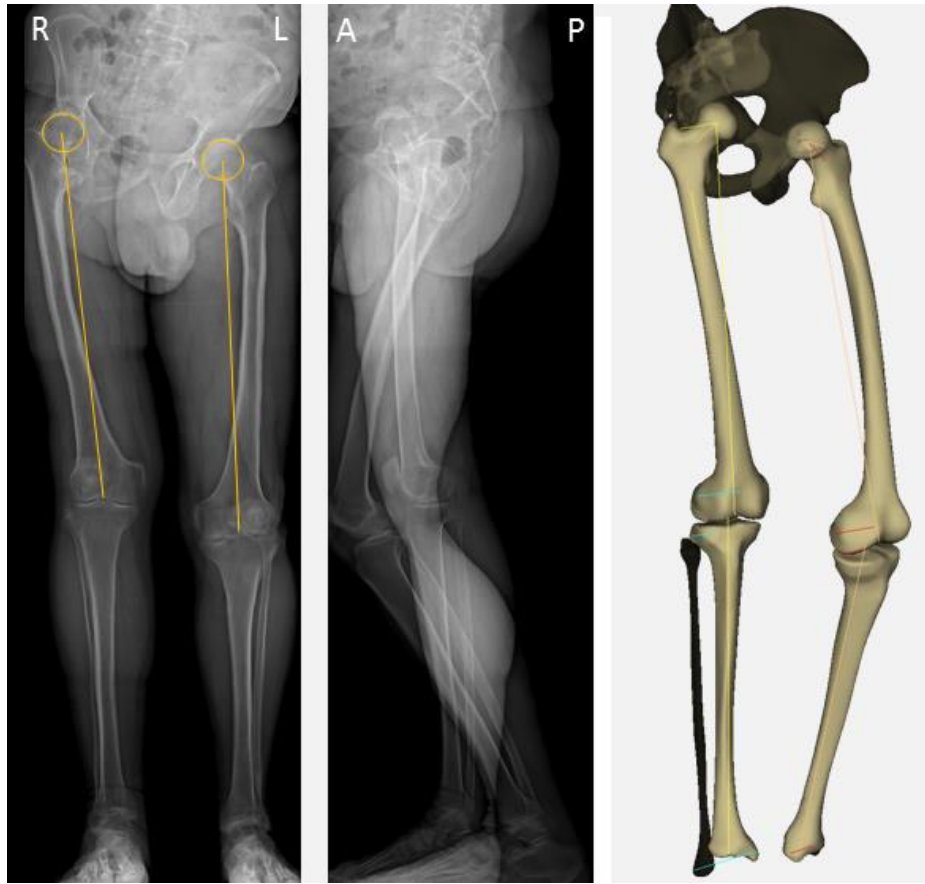


Figure 40 : exemple d'erreur de mesure de longueur des membres en 2D, corrigée par la 3D : la projection 2D de face montre une différence de longueur de 39mm aux dépens du membre inférieur gauche, alors que la réalité est de 6mm de différence aux dépens du membre inférieur droit. D'après Sautet.

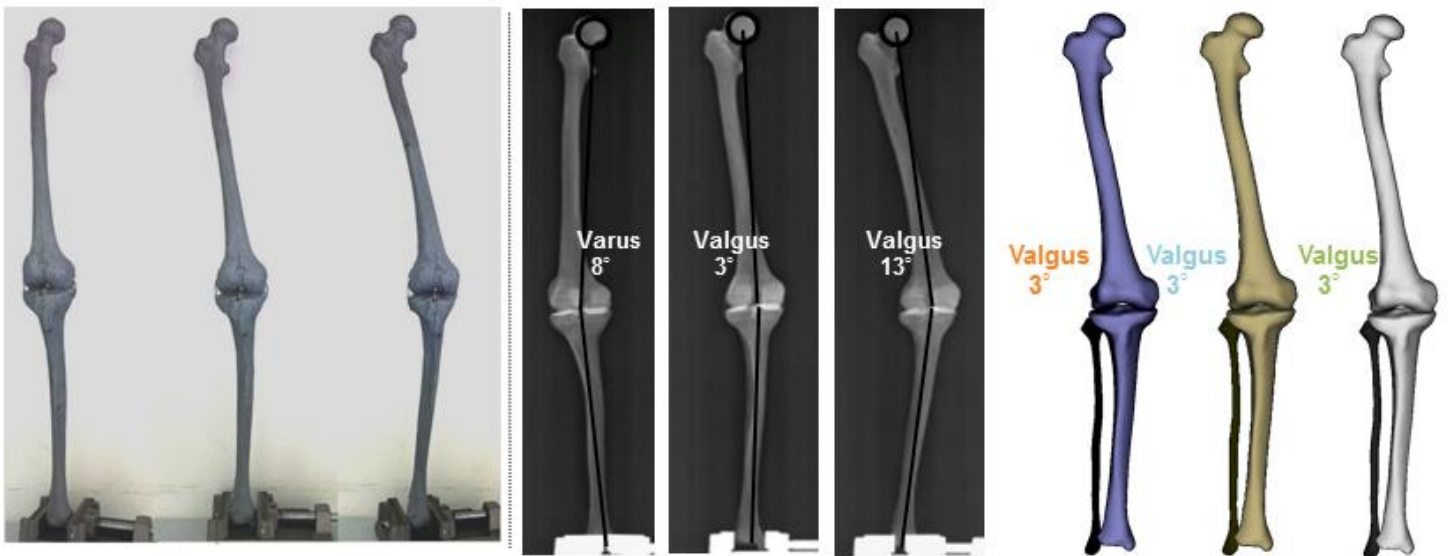


Figure 41 : variation de mesure de HKA selon la rotation de hanche: cas d'un patient dont on fait varier la rotation de hanche et pour lequel les 3 pangonogrammes réalisés donnent des résultats de HKA différents ; l'acquisition BXR fournit quant à elle une mesure fiable et reproductible quelle que soit la position du patient. D'après Sautet.

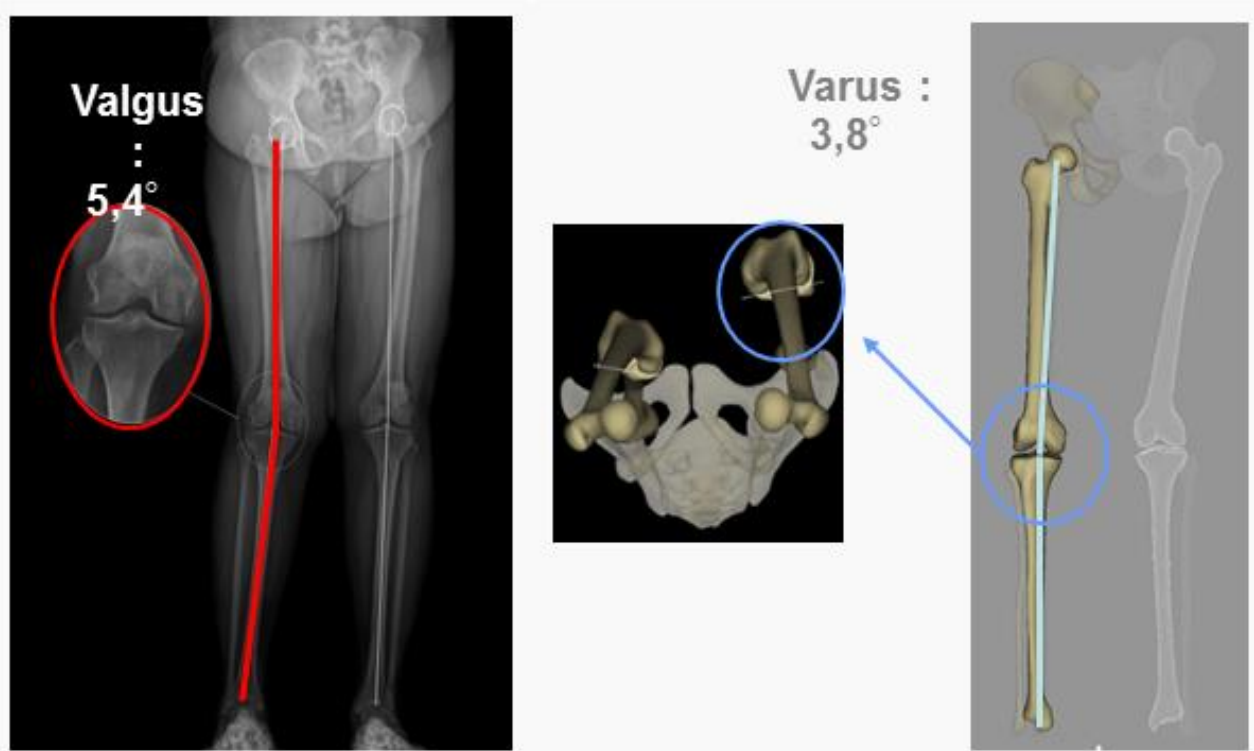


Figure 42 : variation de mesure de HKA selon la rotation fémoro-tibiale : cas d'une rotation fémoro-tibiale qui provoque une erreur de mesure du HKA sur le pangenogramme, erreur là-encore écartée par l'évaluation BXR. D'après Sautet.

- Il est possible de modéliser en 3D le rachis dorsal, lombaire et les membres inférieurs et de calculer de façon semi-automatique des paramètres cliniques grâce au logiciel de reconstruction.
- Le BXR permet une très bonne qualité d'image sur l'ensemble du cliché grâce à la grande dynamique de niveau de gris, comparable voire supérieure à la radiographie standard pour certains auteurs [90-92].

Mais ce point de vue fait débat et d'autres études sont plus réservées quant à la résolution suffisante de l'imagerie BXR pour l'analyse non pas de la morphologie ou des rapports osseux mais de la structure osseuse elle-même [91].

Dans notre expérience, le BXR permet pourtant souvent une amélioration de la qualité diagnostique, notamment pour les structures dont les projections 2D rendent complexe

leur analyse, telles que le bassin ou encore le pied du fait de la forme même du squelette, ou encore comme le rachis cervical et dorsal supérieur du fait de l'interposition d'autres structures. Voici quelques comparaisons BXR versus radiographie standard numérique issues de notre activité, chez un même patient à 2 périodes successives d'évaluation, pour différentes indications (Figures 43, 44 et 45).

- La rapidité d'acquisition permet un bon workflow et un meilleur confort du patient. En effet, si la reconstruction peut parfois être chronophage, le temps d'examen est quant à lui réduit notamment pour l'exploration des segments osseux étendus. Tobias a comparé la durée moyenne d'examen d'un rachis entier BXR à la radiographie standard [93], et retrouvé respectivement des temps d'acquisition de 248 s et 449 s (+ 45 %).

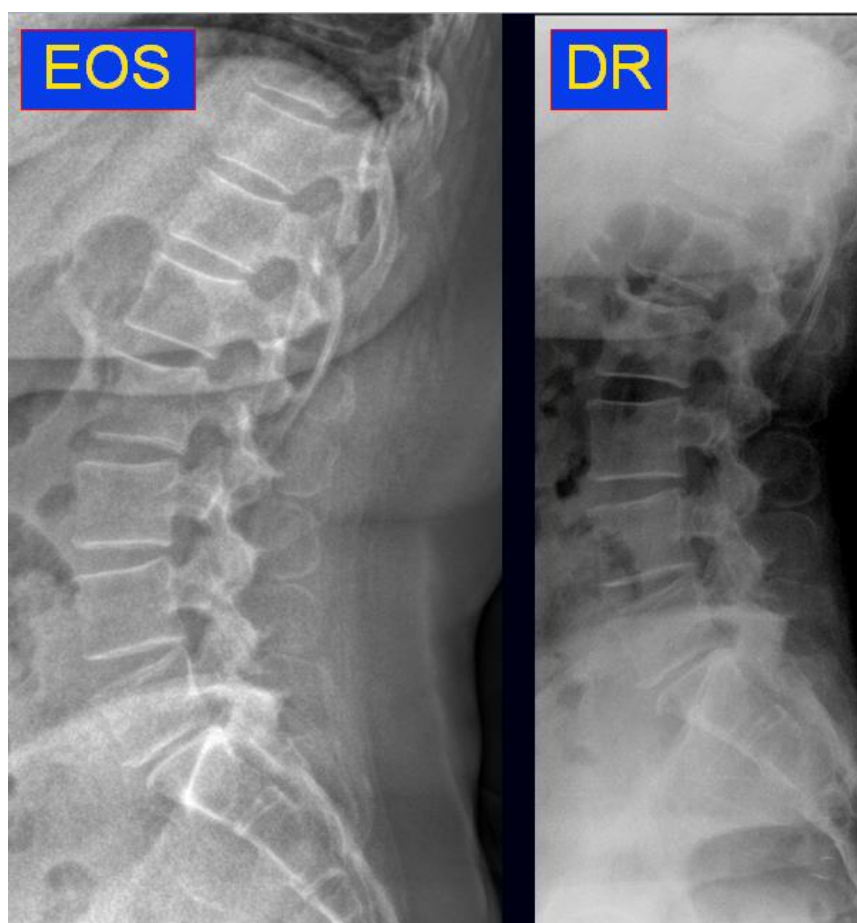


Figure 43 : rachis lombaire de profil : BXR à gauche et radiographie standard à droite.

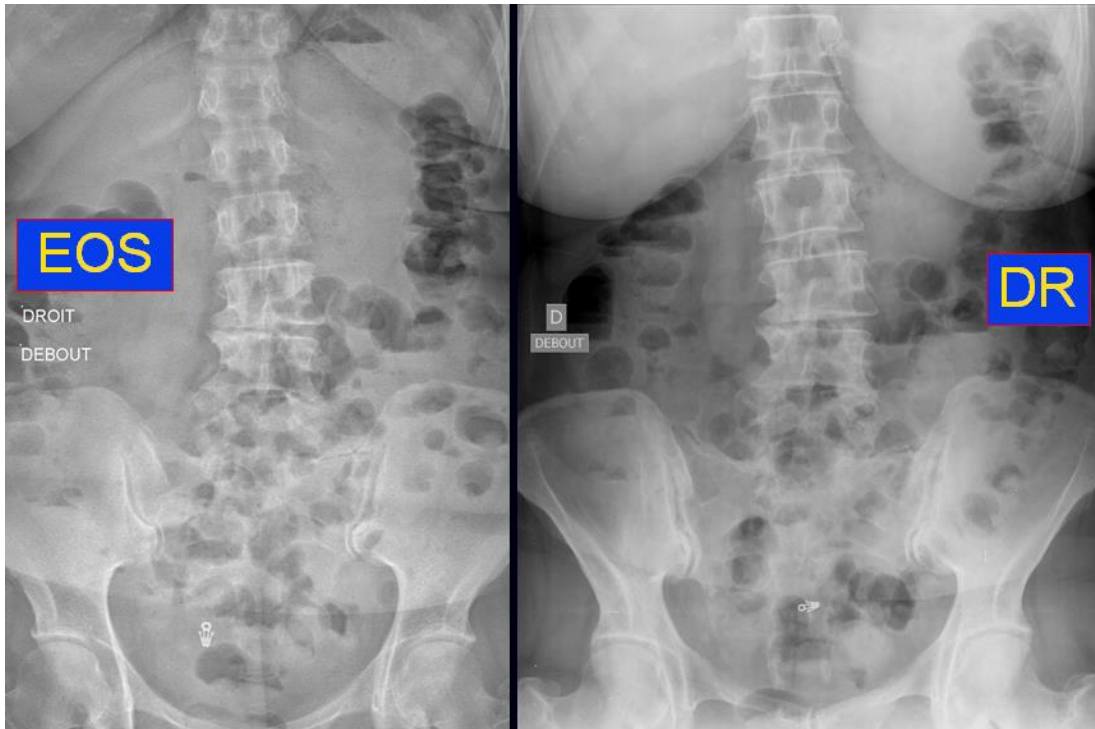


Figure 44 : rachis lombaire de face en BXR à gauche, et en radiographie standard à droite.

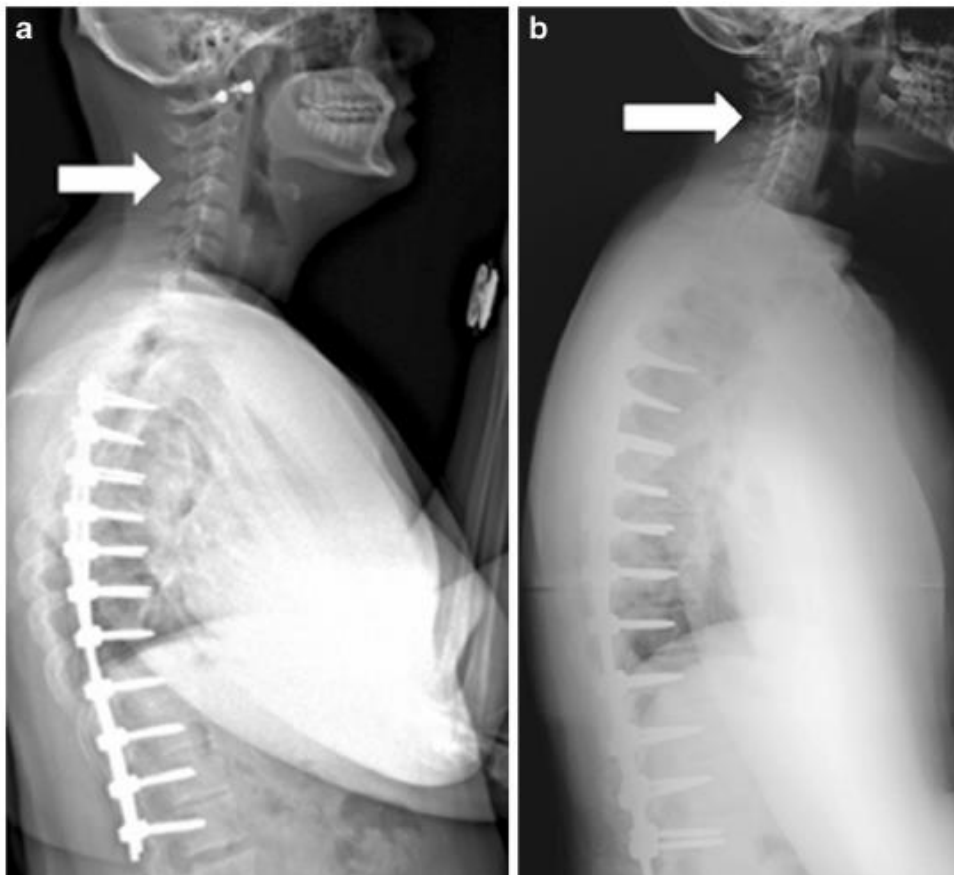


Figure 45 : comparaison BXR à gauche versus radiographie standard à droite pour l'analyse d'un rachis cervico-dorsal arthro-synthésé : meilleure visualisation du rachis cervical en BXR (flèche). D'après Steven.

- On observe une nette réduction de dose lors de l'emploi du BXR : de 6 à 9 fois par rapport à la radiographie analogique et digitale CR, de 2 à 3 fois par rapport aux derniers radiographes DR, et encore plus importante par rapport au scanner [75-93].

Tobias a par exemple comparé les radiographies BXR et conventionnelle pour le bilan du rachis entier [93], retrouvant respectivement 158.4 ± 103.8 cGy/cm² et 392.2 ± 231.7 cGy/cm².

Delin a évalué les doses efficaces délivrées aux gonades et au squelette dans le bilan des membres inférieurs : les doses scannographiques étaient 4.1 fois supérieures à celles du BXR pour les ovaires, 24 fois supérieures pour les testicules, 13 à 30 fois pour les genoux et les chevilles [94]. Dubousset reprend cette comparaison sur tous les organes radio-sensibles (Figure 46) [74].

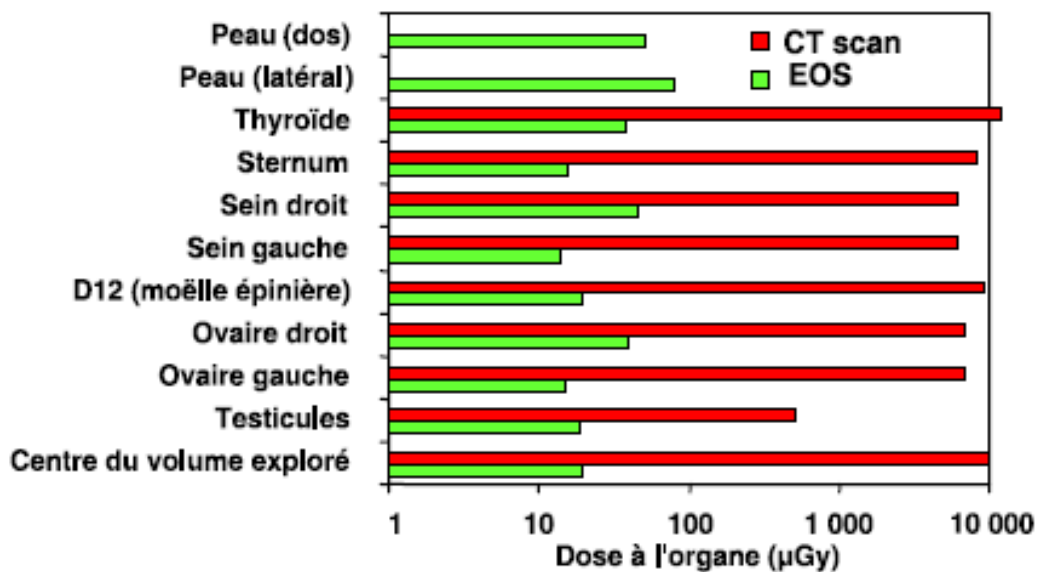


Figure 46 : doses délivrées sur chaque organe selon la modalité BXR (en vert) ou TDM (en rouge) utilisée. D'après Dubousset.

Cette réduction de dose permise par le BXR est d'autant plus importante que, à chaque déplacement du complexe tube/détecteur, l'appareil adapte automatiquement la dose avec l'épaisseur et la densité des tissus traversés [72].

On comprend donc l'intérêt que peut représenter le BXR notamment en remplacement des examens radiologiques répétitifs et/ou irradiants : bilans répétitifs des affections rachidiennes opérées ou non chez l'enfant, l'adolescent ou l'adulte, bilans squelettiques du bassin et des membres inférieurs chez l'enfant, clichés thoraciques de dépistage pédiatriques [74-95].

Cette démarche est particulièrement importante pour les enfants car ils sont potentiellement plus exposés aux risques liés à un rayonnement médical excessif : risque accru de développer plus tard dans leur vie un cancer radio-induit [97].

Il a aussi été démontré que l'irradiation diagnostique était un facteur de risque significatif de cancer du sein chez des patientes suivies pour scoliose [96].

Le BXR s'inscrit de fait dans le cadre des recommandations internationales en matière de radiodiagnostic qui visent à réduire l'irradiation reçue par les patients au « minimum raisonnable » (As Low As Reasonably Achievable, ou principe ALARA). EOS dans sa fonctionnalité "basse dose" permet d'abaisser de 50% à 85% la dose de rayonnement par rapport à un examen conventionnel [75]. L'option "micro dose" réduit la dose de radiation d'un examen de suivi du rachis pédiatrique à 58 μSv ce qui participe à la démarche de réduction de dose des suivis radiologiques chez l'enfant.

Inconvénients du système BXR:

Ils découlent des avantages précités:

- La durée d'acquisition BXR peut atteindre 20s pour un corps entier. Ce délai semble minime par rapport à la durée totale d'acquisition d'un corps entier en radiographie standard. Cependant, si la durée augmentée de cette dernière est due à la nécessité de

réaliser plusieurs clichés, un cliché unique est en lui-même plus rapide en radiographie standard qu'en BXR puisque ce dernier réalise une exploration complète d'emblée.

On conçoit dès lors que le BXR est plus sensible aux artefacts de mouvement que son homologue standard. Ceci est à l'origine de déformations axiales, à type d'ondulations, de raies ou lignes de décalage, ou de distorsion arquée (Figures 47 et 48) [92].

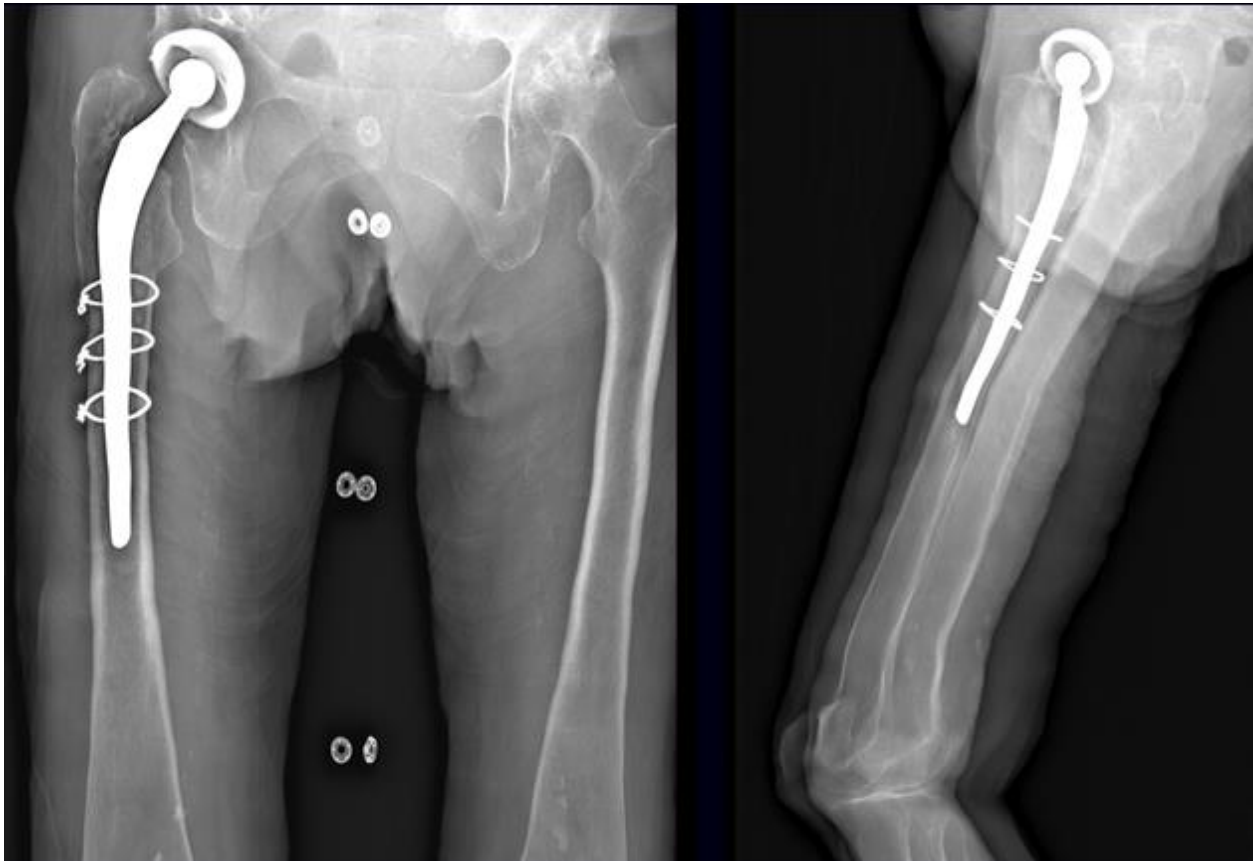


Figure 47 : déformation axiale artéfactuelle de la diaphyse fémorale droite chez un patient opéré de PTH. D'après Steven.

Un radiologue peu familier avec la technique BXR peut confondre un artefact avec une déformation réelle, et devra donc s'efforcer à reconnaître une modification trop abrupte de forme, ou une déformation touchant à la fois le squelette et les parties molles du même niveau horizontal. Une image typique d'artéfact cinétique est l'aspect lobulé de la silhouette cardiaque en rapport avec la cinétique systolo-diastolique (Figure 48).

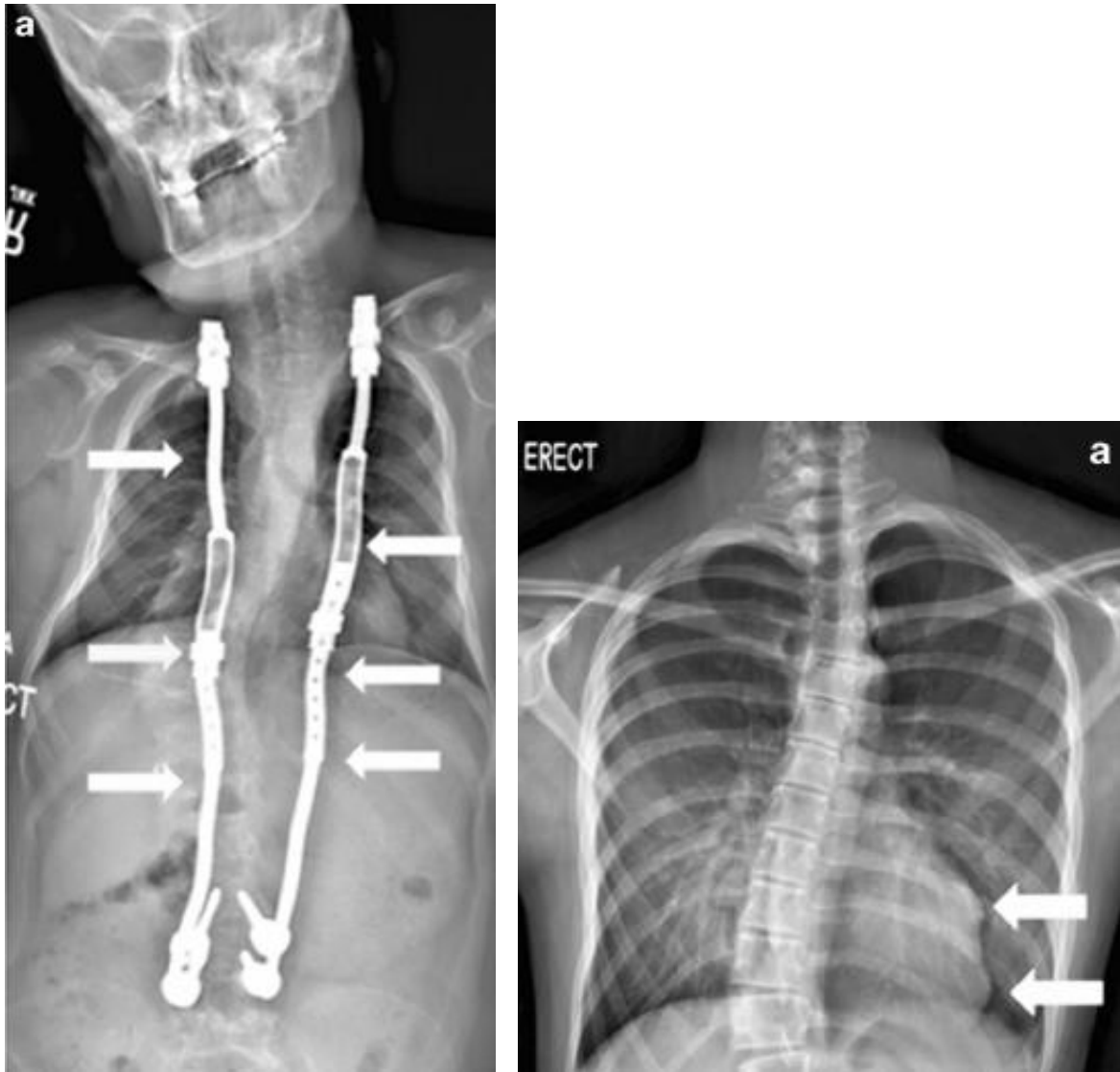


Figure 48 : déformation axiale artéfactuelle rachidienne chez un patient arthrodésé (à gauche), et contours cardiaques lobulés artéfactuels sur une radiographie thoracique BXR (à droite). D'après Steven.

- Un autre type d'artéfact fréquent est le liseré radio-transparent entourant certaines structures opaques lorsqu'elles sont directement situées au contact d'une structure radio-transparente (Figure 49) [92]. Cet artéfact existe aussi en radiographie standard du thorax, bien connu sous le terme d'Effet Mach autour du cœur, pouvant orienter à tort vers un pneumopéricarde ou un pneumomédiastin.

Cet effet, lié à une différence majeure de contraste entre 2 structures adjacentes (comme l'effet Mach en radiographie standard) mais aussi à la technologie particulière de

détection du système BXR, trouve son intérêt pour la reconstruction BXR puisque le pseudo-rehaussement des limites du squelette aide à définir les repères osseux.

Il peut par contre s'avérer gênant en présence de matériel métallique, puisque très accentué et pouvant alors masquer l'anatomie adjacente. Des algorithmes dédiés ont été développés afin de remédier à cet artéfact.

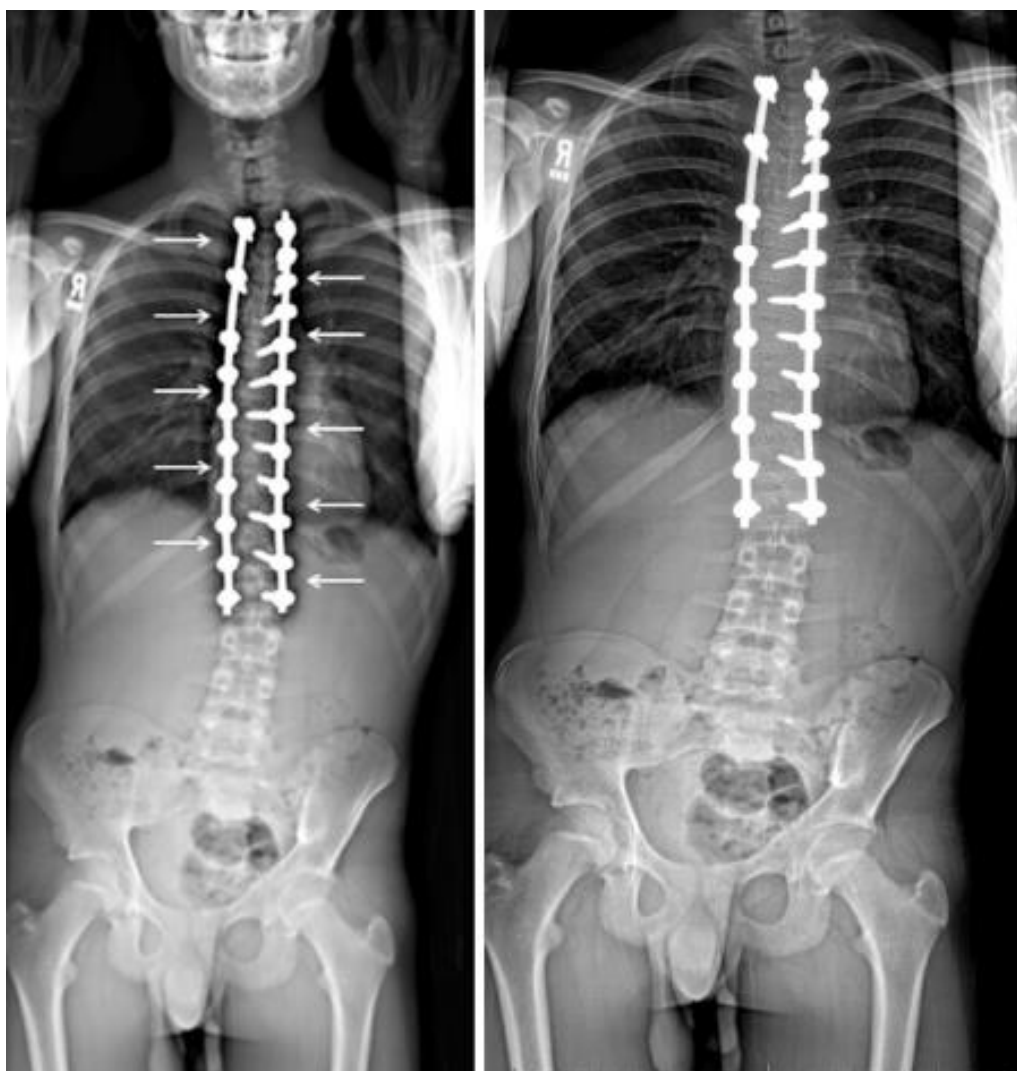


Figure 49 : artéfact de « rehaussement des berges » sur un rachis arthrodésé (à gauche), corrigé secondairement par l'algorithme de suppression (à droite).

- Dernier artéfact possible, le squelette peut paraître allongé, raccourci, élargi ou rétréci (Figures 50 et 51) [92]. Il ne s'agit pas d'un artéfact de mouvement, ni d'une déformation verticale de l'image qui n'existe pas en BXR (contrairement à la radiographie standard) comme nous l'avons vu dans la partie technique.

Cette déformation est due à un défaut de calibration de l'examen : avant chaque examen, le patient doit être correctement centré afin que la reconstruction de l'image réponde à la fois à la morphologie du patient et au calibrage intrinsèque de la machine. Si le centrage patient est incorrect ou s'il bouge après le paramétrage géométrique de la machine, les déformations peuvent apparaître.

Cet artéfact peut être facilement repéré sur la déformation du repère rond qui aura tendance à s'ovaliser. Là encore, des algorithmes dédiés ont été développés afin de remédier à cet artéfact.

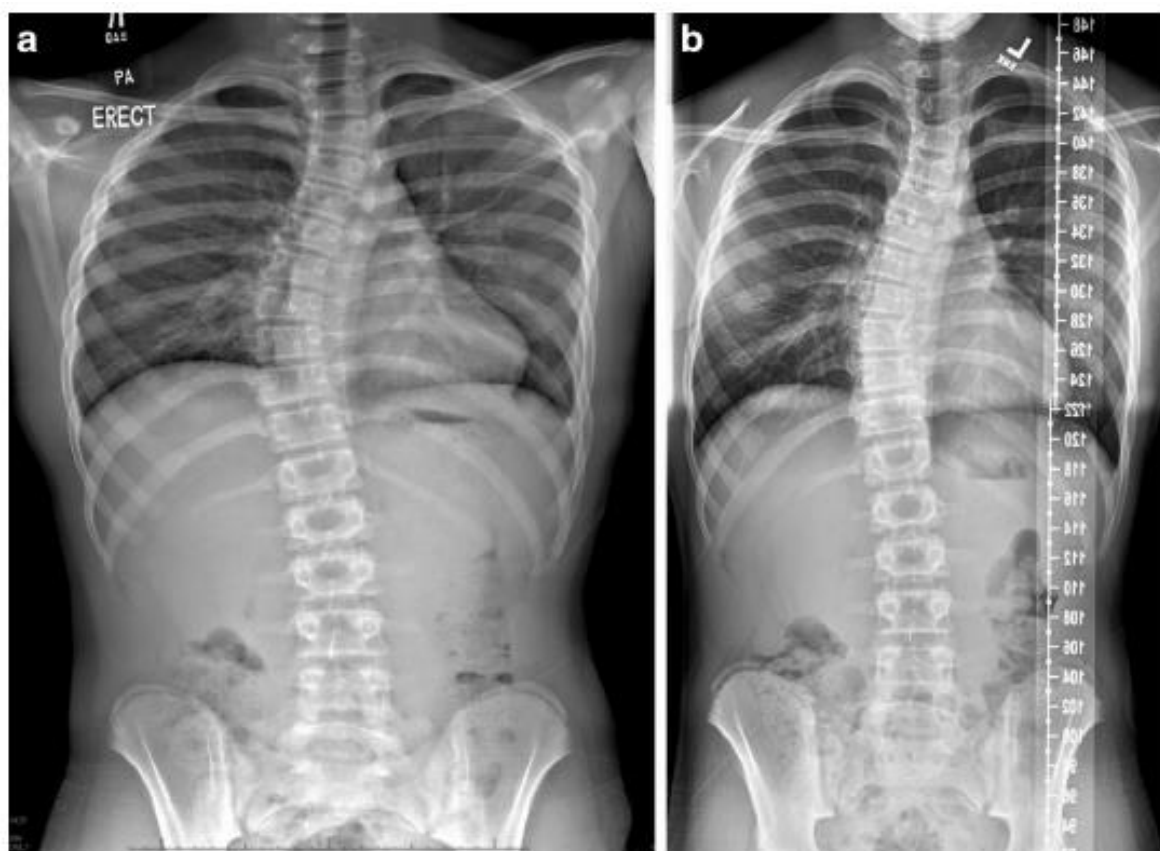


Figure 50 : aspect faussement raccourci et élargi du squelette axial (a) par rapport à la réalité du contrôle suivant (b). D'après Steven.

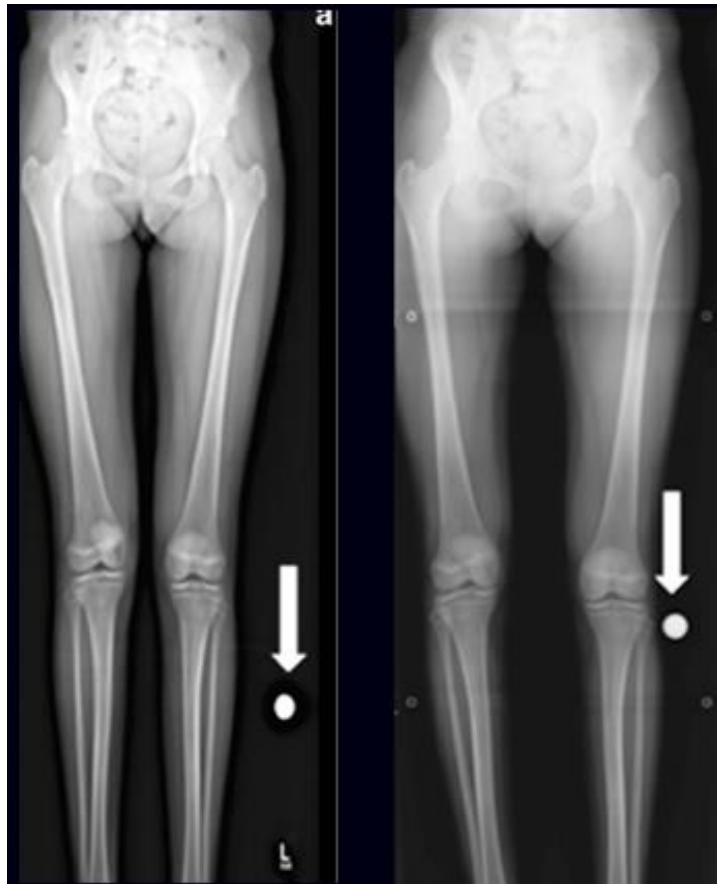


Figure 51 : allongement artificiel des membres inférieurs facilement repéré par la déformation ovale du repère (à gauche), et image corrigée après application de l'algorithme dédié où le repère retrouve une forme arrondie normale. D'après Steven.

- Le confort du patient doit aussi être pris en compte. Tobias a comparé le confort ressenti du patient entre le BXR et la radiographie conventionnelle [93], en proposant les items suivants quotés de 1 (très bon) à 4 (très mauvais) selon l'échelle de Likert :
 - Impression générale dans la machine.
 - Sensation de claustrophobie.
 - Facilité pour entrer et sortir de la machine.
 - Impression de sécurité dans la machine.
 - Impression de la durée d'examen.
 - Appréhension en cas d'examens répétés.
 - Niveau de bruit pendant l'examen.

Alors même que la durée d'acquisition pour les membres inférieurs était plus courte en BXR qu'en radiographie standard, les patients avaient l'impression inverse. L'impression de durée était égale pour l'acquisition d'un rachis entier.

Les patients se sentaient plus claustrophobes lors de l'examen BXR des membres inférieurs qu'en radiographie conventionnelle ; pour autant, cette différence n'existait pas lors de l'examen du rachis entier.

Le BXR était considéré plus bruyant que la radiographie standard.

Les autres paramètres étaient quant à eux jugés équivalents entre les deux modalités.

- L'acquisition BXR se faisant en position debout dans une cabine, le patient doit donc être stable. Nous avons dans notre expérience été confronté aux difficultés d'acquisition chez des patients handicapés par une arthrose évoluée, un surpoids, ou encore les comorbidités générales chez des patients souvent âgés. Certains ne pouvaient pas maintenir une position stable pendant les 20s d'acquisition, qui plus est du fait du temps supplémentaire requis par le positionnement précis imposé par notre protocole d'étude (partie III – Méthodes). Il nous a donc fallu recourir aux accessoires de stabilisation de la machine EOS – plot crânien et barre de carbone – afin d'aider nos patients à conserver leur statique. Nous avons aussi utilisé une assise radio-transparente respectant les conditions d'acquisition mais offrant une aide supplémentaire à nos patients les plus handicapés.

Le risque d'une instabilité du patient est un positionnement non fonctionnel ou habituel, et de fait une analyse biaisée de la statique du patient ne permettant pas de répondre aux attentes du chirurgien. Se pose aussi le problème des artéfacts cinétiques, apparaissant chez un patient instable.

In fine, c'est la validité même du résultat de l'examen qui peut être remise en cause, nécessitant de le répéter, et exposant alors le patient à une nouvelle irradiation.

- Le système BXR ne permet pas d'incliner le faisceau de rayon X. Il n'est donc pas adapté pour certaines indications orthopédiques ou rhumatologiques justifiant une exploration selon une incidence particulière, comme c'est le cas pour nombre de rapports articulaires nécessitant un rayon directeur ascendant ou descendant.
- Si l'acquisition en charge est un atout indéniable pour l'étude de la statique, elle a le défaut d'épaissir les patients corpulents (la position couchée permettant la compression des tissus sous le propre poids du patient) ce qui oblige l'opérateur à augmenter la puissance du tube afin de conserver une image de qualité.
- Le coût : le prix actuel d'un appareil BXR est d'environ 500 000 €, soit le prix d'un scanner ou environ 2,5 fois le prix d'une table de radiographie conventionnelle dernière génération. C'est donc un système coûteux et qui a l'inconvénient de ne pas avoir reçu de cotation spécifique par l'Assurance Maladie.

Dietrich et son équipe ont fait l'analyse précise du coût d'exploitation du BXR par rapport à la radiographie standard (en Suisse) [93]. En partant du fait que le nombre maximum d'examens réalisables est de 17 250 examens BXR par an contre 12 000 radiographies conventionnelles, et que le coût du BXR à l'acquisition / entretien est significativement supérieur, c'est donc bien la multiplication des examens BXR qui permet de rentabiliser un tel investissement : Dietrich a calculé que le Break Event Point (seuil de rentabilité) est de 4 077 examens BXR par an, contre 2 602 radiographies conventionnelles.

- En l'absence d'écran de contrôle permettant de visualiser le patient, le positionnement précis du patient risque de varier sensiblement d'un examen à l'autre, induisant des erreurs de mesures chez un patient n'ayant pas une attitude reproductible [72].

- Afin d'éviter la superposition des membres inférieurs lors de leur analyse dans le plan sagittal, un léger décalage des pieds s'avère utile tout en prenant garde de ne pas induire artificiellement de flessum [72].
- En cas de malformation ou déformation sévère (pour exemple une scoliose grave) chez un patient ostéoporotique, le logiciel de reconstruction est parfois gêné pour le contournage automatique [72].
- Les mesures BXR 3D sont souvent différentes de celles obtenues en 2D, ce qui fait l'intérêt du BXR puisqu'il fournit comme nous l'avons vu des mesures réelles et reproductibles. Le clinicien ou chirurgien aura cependant du mal initialement à s'adapter à ces mesures réelles, alors qu'il avait l'habitude de corriger ou interpréter des mesures 2D. Il est donc intéressant de proposer à la fois les mesures 2D et 3D sur le compte-rendu BXR, au moins durant la période de transition [72].
- Enfin et bien sûr, le BXR ne permet pas de mesures en décubitus dorsal, alors qu'elles sont parfois nécessaires [72].

c. Application BXR au membre inférieur et dans la pathologie chirurgicale du genou :

Au niveau du genou, la concordance morphologique entre les études TDM 3D en décubitus et le BXR est bonne, mais l'étude en charge autorisée par le système BXR permet une meilleure étude des déformations, qu'elles soient d'origine squelettique, articulaire ou musculo-ligamentaire. Il autorise tout d'abord une meilleure appréciation dans l'espace des déformations au niveau de l'articulation elle-même, mais permet aussi et surtout de replacer

ce genou dans l'ensemble du membre (hanche, genou, pied), puis dans l'ensemble du corps entier : retentissement d'un membre pathologique sur l'autre et sur le squelette axial, conséquences des altérations morphologiques et fonctionnelles du tronc sur le bassin puis les membres inférieurs.

Classiquement, l'analyse de la déviation angulaire fémoro-tibiale dans le plan frontal nécessite un cliché de la totalité des membres inférieurs en incluant les hanches et les chevilles : c'est le pangonogramme des membres inférieurs, réalisé en appui bipodal de face et profil. Sa description technique et les mesures réalisées ont été décrites précédemment (Partie I – 4).

La gonométrie classique a deux intérêts :

- Le premier intérêt est pronostique, car le risque d'aggravation des symptômes d'une gonarthrose est lié à l'importance de la déviation axiale initiale, que celle-ci soit en varus ou en valgus.
- Le deuxième intérêt est de préparer une éventuelle indication chirurgicale en évaluant la correction à apporter lors de l'intervention, soit dans le cadre d'une ostéotomie, soit dans le cadre d'une pose prothétique comme nous l'étudions ici.

Elle est toutefois limitée dans la mesure où elle constitue une évaluation d'une projection, et qu'elle ne prend pas en compte les trois dimensions.

Le système BXR offre des reconstructions 3D fiables et précises qui, outre une vision anatomique globale, améliorent significativement la précision des mesures : ces mesures réalisées à partir des reconstructions 3D sont plus fiables que celles effectuées sur un pangonogramme conventionnel, dont on sait que les images ne reflètent plus la réalité

anatomique dès lors qu'une déviation sagittale (flessum ou recurvatum) est associée à une déviation frontale (varus ou valgus).

L'excellente qualité des images obtenues malgré la taille des champs d'acquisition peut permettre en outre un suivi morphologique.

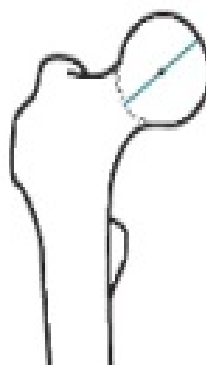
Au niveau du membre inférieur, les mesures semi-automatiques proposées dans le compte-rendu généré par le logiciel de reconstruction sont – là encore – dépendantes du type de reconstruction choisie.

Ainsi, une reconstruction simple permettra les mesures suivantes (Figures correspondantes respectivement) :

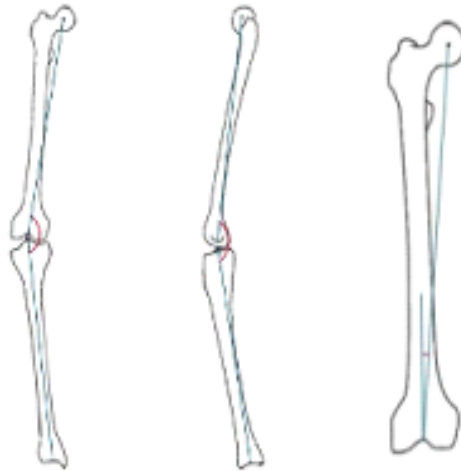
- Longueurs : du fémur, du tibia, longueur fonctionnelle, longueur anatomique.



- Fémur : diamètre céphalique.

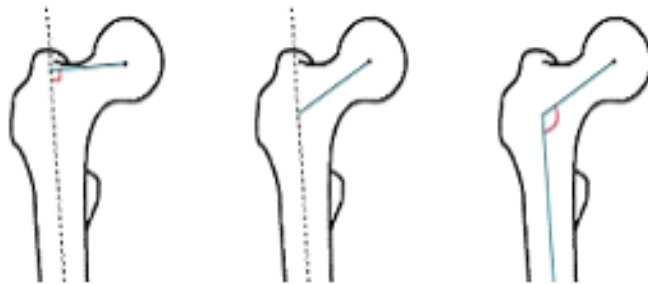


- Genou : varus / valgus (HKA), flectum / recurvatum, HKS

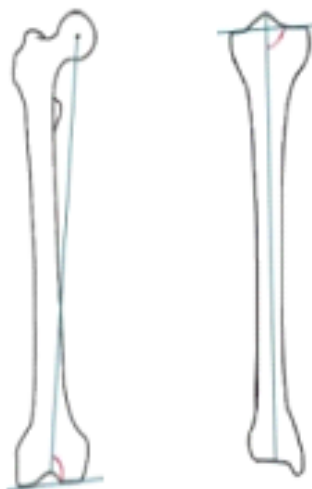


Une reconstruction complète offre des mesures complémentaires (Figures correspondantes respectivement) :

- Fémur : offset fémoral, longueur du col, angle cervico-diaphysaire.



- Genou : angle fémoral mécanique, angle tibial mécanique.



- Torsions : torsion fémorale, torsion tibiale, rotation fémoro-tibiale.



Les applications de l'imagerie BXR dans la pathologie opératoire du membre inférieur et du genou sont nombreuses.

Les anomalies rotationnelles complexes des membres inférieurs sont liées à l'excès ou à l'insuffisance des torsions physiologiques du fémur et/ou du tibia. Fréquentes chez l'enfant, elles sont le plus souvent d'origine congénitale et souvent fixée, ou idiopathique et bénigne de résolution spontanée. Elles sont plus rares chez l'adulte, secondaires à l'évolution d'un trouble rotationnel de l'enfance ou plus fréquemment à l'évolution d'un cal osseux séquellaire d'une fracture. Ces troubles rotationnels intra-osseux ont fréquemment des conséquences articulaires, initiant ou accélérant le processus dégénératif.

Il est très important dans tout bilan préopératoire, notamment avant pose prothétique, de considérer ces déformations pour envisager leur correction dans le même temps ou préalablement à la procédure chirurgicale. La planification préopératoire de ces troubles est habituellement réalisée par la tomodensitométrie, avec des reconstructions 2D et 3D : la torsion fémorale est mesurée entre l'axe du col et l'axe bicondylien, la torsion tibiale est mesurée entre l'axe des plateaux tibiaux et l'axe bi-malléolaire.

Le BXR présente un intérêt majeur dans l'étude de ces anomalies rotationnelles du fait de la possibilité des reconstructions 3D qui permet leur évaluation précise. Par rapport au TDM, il possède l'avantage d'être non seulement considérablement moins irradiant mais également de réaliser une acquisition en position fonctionnelle, avec des mesures reproductibles (Figure 52).

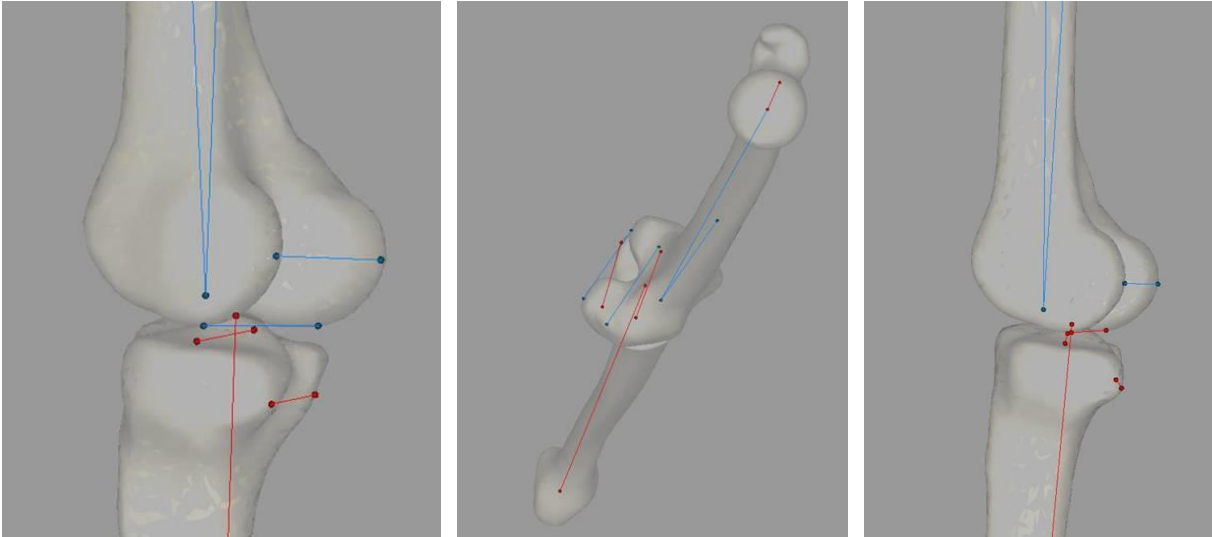


Figure 52 : repères osseux utilisés par le logiciel de reconstruction BXR pour mesurer les torsions fémorales et tibiales.

Qui plus est, une adaptation du logiciel de reconstruction permet désormais en préopératoire de superposer la prothèse avec l'anatomie du patient afin de choisir le modèle et la taille de prothèse les plus adaptés et à même d'assurer un bon pronostic post-opératoire (Figure 53).

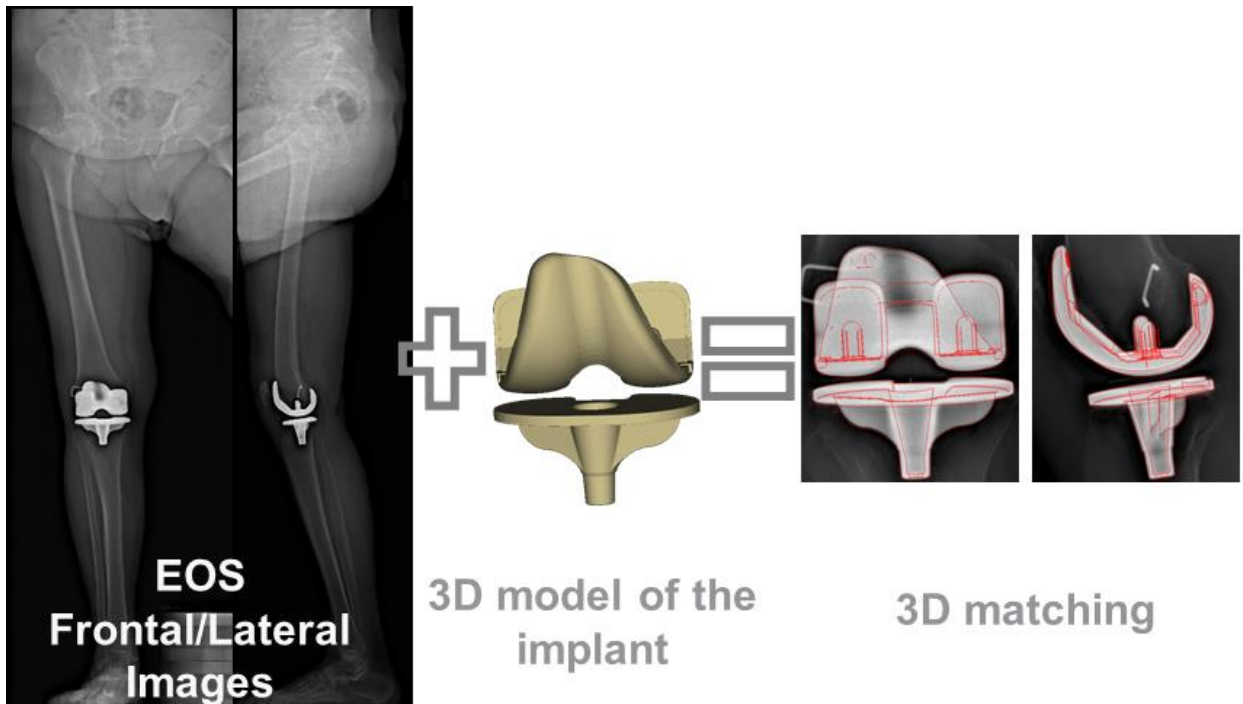


Figure 53 : bilan préopératoire de PTG : choix du modèle et de la taille de prothèse selon la correspondance avec l'anatomie 3D préopératoire du patient. D'après Sautet.

Sur hanche native, le BXR rend possible l'analyse de l'inclinaison frontale et de l'antéversion de l'acétabulum, comme en scanner. La différence entre les deux modalités réside dans la possibilité en BXR d'évaluer les rapports fémoro-acétabulaires en charge, aussi bien assis que debout. On peut alors comprendre leur retentissement sur l'équilibre du bassin et la version pelvienne (dont nous avons précédemment évoqué l'importance vis-à-vis de la statique rachidienne sus-jacente), et adapter le geste opératoire en conséquence.

Lazennec a ainsi étudié le complexe lombo-pelvi-fémoral afin de comprendre la réserve d'extension rachidienne, concept essentiel pour aborder le problème de l'*impingement* de hanche [98]. Cette notion explique les capacités adaptatives réciproques des hanches et du rachis lombaire. Il note par ailleurs que l'axe fémoral n'est pas perpendiculaire au sol en position neutre, contrairement à la visualisation conventionnelle apportée par la radiographie standard.

Journé et Lazennec ont pour leur part confirmé la supériorité du BXR par rapport à la radiographie conventionnelle pour la mesure de la version acétabulaire et de l'offset fémoral [99-100].

Sariali appuie les résultats de Lazennec en notant que la radiographie standard sous-évalue l'offset fémoral de 3.5 +/- 2.5 mm.

Si le BXR était jusqu'à peu inadapté à l'analyse de la hanche prothétique, une récente évolution du logiciel de reconstruction – HipEOS – autorise désormais les mesures sur les différents éléments prothétiques. Cela ouvre la voie, comme pour le genou, à la planification personnalisée des PTH : sélection et positionnement des implants 3D à partir de l'anatomie 3D du patient, en y intégrant des modèles prothétiques de plusieurs fournisseurs (Figure 54) [72].



Figure 54 : bilan préopératoire de PTH : choix du modèle et de la taille de prothèse selon la correspondance avec l'anatomie 3D préopératoire du patient. D'après Sautet.

Mais c'est aussi un outil de surveillance post-opératoire ouvrant la voie à l'étude dynamique de l'articulation prothétique, puisque le patient peut être exploré dans différentes positions (Figure 55). Cela permet parfois de détecter des anomalies non visibles en radiographie et en scanner, tel que l'*impingement* prothétique (Figure 56).

Enfin, certains auteurs sont allés plus loin en tentant des analyses cinématiques d'éléments osseux. Azmy et al. ont par exemple combiné le BXR avec un système de détection du mouvement pour étudier le cycle de flexion / extension du genou et notamment la dynamique des rapports fémoro-patellaires [101].

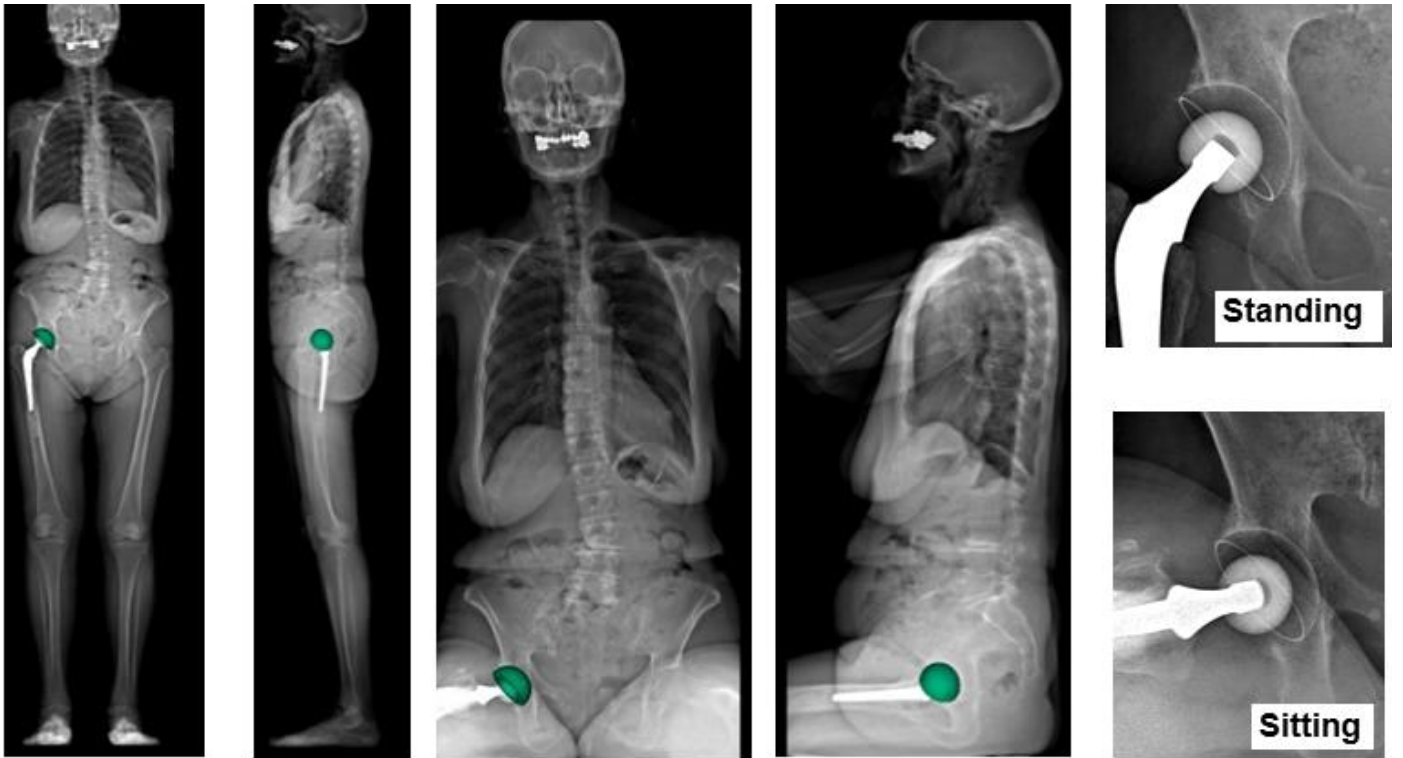


Figure 55 : bilan post-opératoire de PTH : rapports prothétiques debout (2 images de gauche, image supérieure droite) et assis (2 images centrales, image inférieure droite). D'après Sautet.

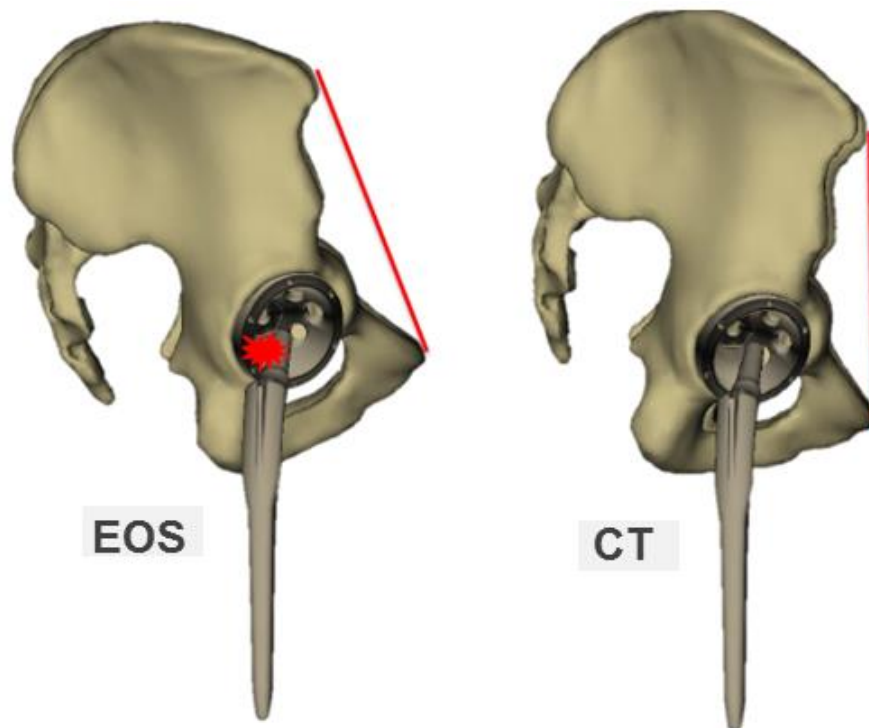


Figure 56 : bilan post-opératoire de PTH : détection d'un impingement prothétique démasqué lors du positionnement en charge du patient permise en BXR (à gauche), et non vu en décubitus dorsal sur le scanner en raison de la sagittalisation de la cupule prothétique (à droite). D'après Sautet.

III. Etude préopératoire du genou en position de fonction

a. Etude de la variation de HKA entre extension et position de fonction :

i. Rationnel et objectif :

L'angle HKA (Hip-Knee-Ankle ; Figure 57) est l'angle fémoro-tibial coronal, mesuré sur une radiographie de face entre les axes mécaniques fémoral et tibial.



Figure 57 : représentation de l'angle HKA sur un genou en extension (vue postérieure).

La littérature a montré l'importance de la prise en compte de l'angle HKA en prévision d'une PTG, afin de restaurer un alignement post-prothétique correcte du membre inférieur et éviter ainsi un sur-risque d'échec thérapeutique et d'usure anticipée de la prothèse [58-102]. D'après Jeffery et Ritter [62-63] un mauvais alignement de HKA supérieur à 3° par

rapport à l'objectif fixé, est associé à une augmentation de plus de 20% de descellement et entraîne un risque onze fois plus élevé de reprise de la prothèse à 15 ans.

L'objectif d'un HKA post-opératoire neutre est le plus largement reconnu, mais se voit depuis quelques années confronté à de nombreux détracteurs. Nous retenons donc que l'imagerie préopératoire a pour objectif de planifier l'intervention selon la stratégie et les objectifs que l'opérateur s'est fixés : cela impose une mesure précise, fiable et reproductible de HKA avant la chirurgie.

La mesure de l'angle HKA en pratique courante est effectuée sur des clichés pangonométriques de face des membres inférieurs (acquisition uniplanaire, bidimensionnelle), en charge et en extension (correspondant à la position de repos). Aucune étude antérieure ne s'est intéressée à l'évaluation de l'angle HKA en position de fonction du membre inférieur, qui est la position de sollicitation de la prothèse, à l'origine notamment des descellements mécaniques. Les données biomécaniques de la fonction des membres inférieurs rapportées dans la littérature font état d'une sollicitation du genou en charge s'étendant de 20° de flexion à la marche jusqu'à 90° lors de la montée des escaliers.

Par ailleurs la déviation d'un membre inférieur dans deux plans de l'espace s'accompagne – du fait des mouvements de rotation qui s'exercent entre les segments de ce membre – d'une rotation axiale du membre: la goniométrie standard coronale ne reflète alors plus la réalité.

Notre hypothèse était qu'il existe une différence significative de plus de 3° entre les valeurs de HKA en extension et en position de fonction, justifiant de revoir les modalités de mesure de HKA lors du bilan préopératoire.

L'objectif de notre étude était donc de comparer les mesures de l'angle HKA entre extension et position de fonction du membre inférieur chez des patients adressés pour bilan pré-PTG.

ii. Matériel et méthodes :

Patients :

Notre recrutement a porté rétrospectivement sur l'étude des 2 genoux de 31 patients consécutifs ayant été adressés entre juillet et octobre 2014 par les chirurgiens orthopédiques de l'hôpital Saint-Antoine (AHPH) pour un bilan préopératoire de PTG pour le traitement d'une arthrose fémoro-tibiale mono ou bicompartimentale, primitive ou secondaire.

Etaient exclus les cas d'arthrose liée à une malformation, un cal vicieux, ou toute autre anomalie du squelette pouvant influencer sur la mesure de HKA et induire un facteur de confusion.

Ces 31 patients ont été inclus dans l'étude indépendamment de leur âge, sexe et morphotype ; soient 18 hommes et 13 femmes, d'âge moyen 52.5 ans (min 17– max 79, SD = 13.5).

S'agissant d'une évaluation rétrospective, nous avons été contraints au recueil de l'accord du patient a posteriori du bilan radiologique. Les patients ont été reçus en entretien à l'occasion de leur retour à l'hôpital pour surveillance (radiologique ou chirurgicale), et nous avons obtenu leur consentement après leur avoir expliqué l'intérêt du bilan préopératoire.

Protocole d'étude – critères d'évaluation:

L'étude des membres inférieurs en position de fonction exigeait l'utilisation d'un système d'acquisition de type BXR –Biplanar X-Ray system (EOS Imaging System, 75012 Paris), permettant une étude en charge et donnant accès à des reconstructions 3D sur lesquels sont effectuées des mesures valides et reproductibles de HKA quelle que soit la position du

genou [74-76-83-87]. Le BXR venait en remplacement du pangonogramme habituellement réalisé.

2 acquisitions BXR (face et profil simultanément) étaient effectuées :

- en extension, position habituelle des clichés standards de pangoniométrie.
- en flexion de 45° considérée comme « position de fonction » (Figure 58). En l'absence de scopie disponible sur l'appareil BXR et afin d'assurer une flexion la plus proche de l'angulation désirée, un pain de polystyrène triangulaire isocèle (sommet = 135°) était placé dans le creux poplité du patient.

Un positionnement bien défini du patient était appliqué pour chaque acquisition : la hanche gauche proche du tube et la droite proche du capteur, et le membre inférieur droit légèrement décalé en avant pour le distinguer du gauche (Figure 58).

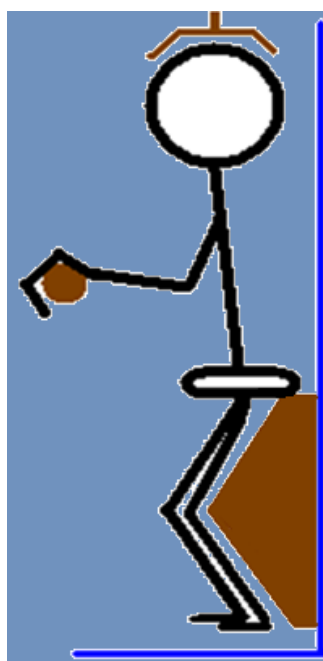


Figure 58 : positionnement du patient lors des acquisitions BXR en position de fonction ; à noter l'utilisation de la barre de maintien et du cal-tête.

Certains des patients ne pouvant supporter la station debout et semi-fléchie pendant toute la durée d'installation puis d'acquisition, et afin de réduire les artéfacts cinétiques

engendrés par la durée de l'acquisition (5s pour les membres inférieurs), les manipulateurs utilisaient les supports d'appui de la machine (barre de maintien manuel) ainsi qu'une assise radio-transparente (lors de la flexion) respectant le positionnement contrôlé du genou en flexion de fonction.

Les radiologues ont rétrospectivement repris les données des acquisitions pour en vérifier la qualité puis effectuer le post-traitement sur la console SterEOS (version 1.4, EOS Imaging System -75012 Paris). Un patient (2 genoux) n'a pas pu être exploré, ses repères osseux étant hors du champ d'acquisition.

L'angle HKA était obtenu à partir de la modélisation 3D, après repérage semi-automatisé des éléments osseux suivants (Figure 59) :

- Fémur : tête, col, trochanters, diaphyse, trochlée et condyles.
- Tibia : plateaux (faces supérieures et coins postérieurs), diaphyse, surface articulaire inférieure.

On notera que par convention, l'angle HKA neutre est à 180° ; il est supérieur en cas de valgus et inférieur en cas de varus.

La flexion était mesurée sur chaque genou dans les 2 positions.

Les 60 genoux ont été analysés par deux opérateurs :

- Un senior habitué au logiciel SterEOS (plus de 1000 mesures HKA avec une excellente reproductibilité intra-observateur), et dont les mesures ont toutes été incluses dans l'analyse principale.
- Un junior récemment formé au logiciel, ayant profité de la courbe d'apprentissage des 20 premiers genoux, et dont les mesures réalisées sur les 40 derniers genoux ont été incluses dans l'analyse inter-observateur.

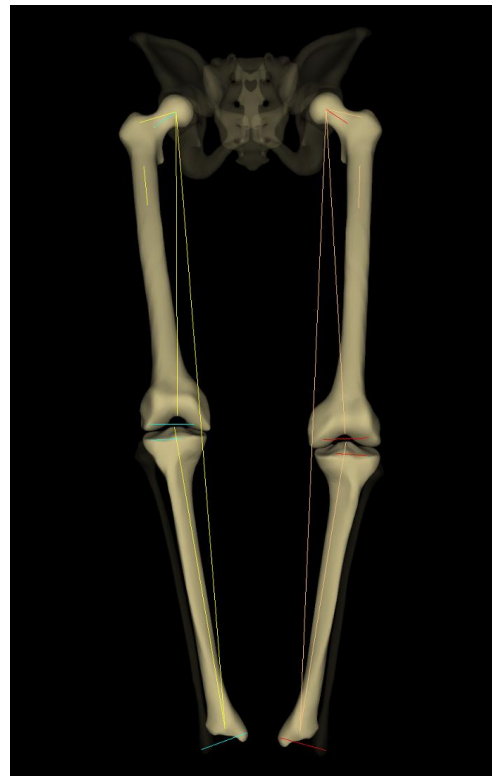
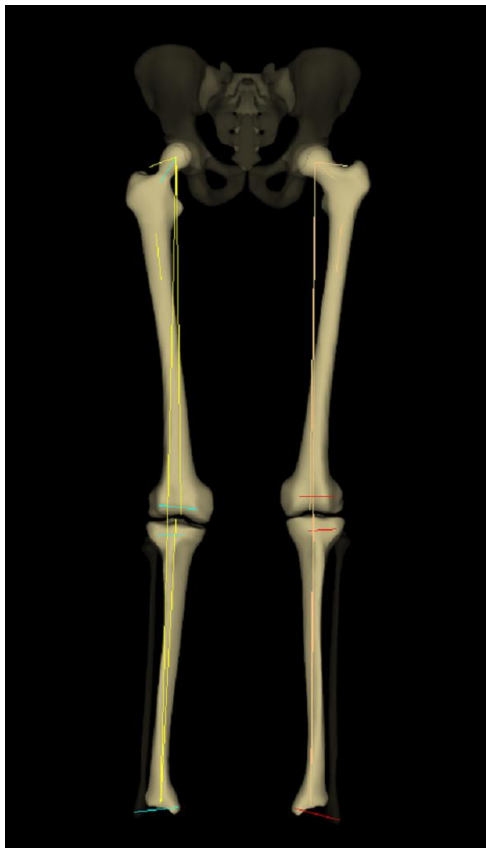
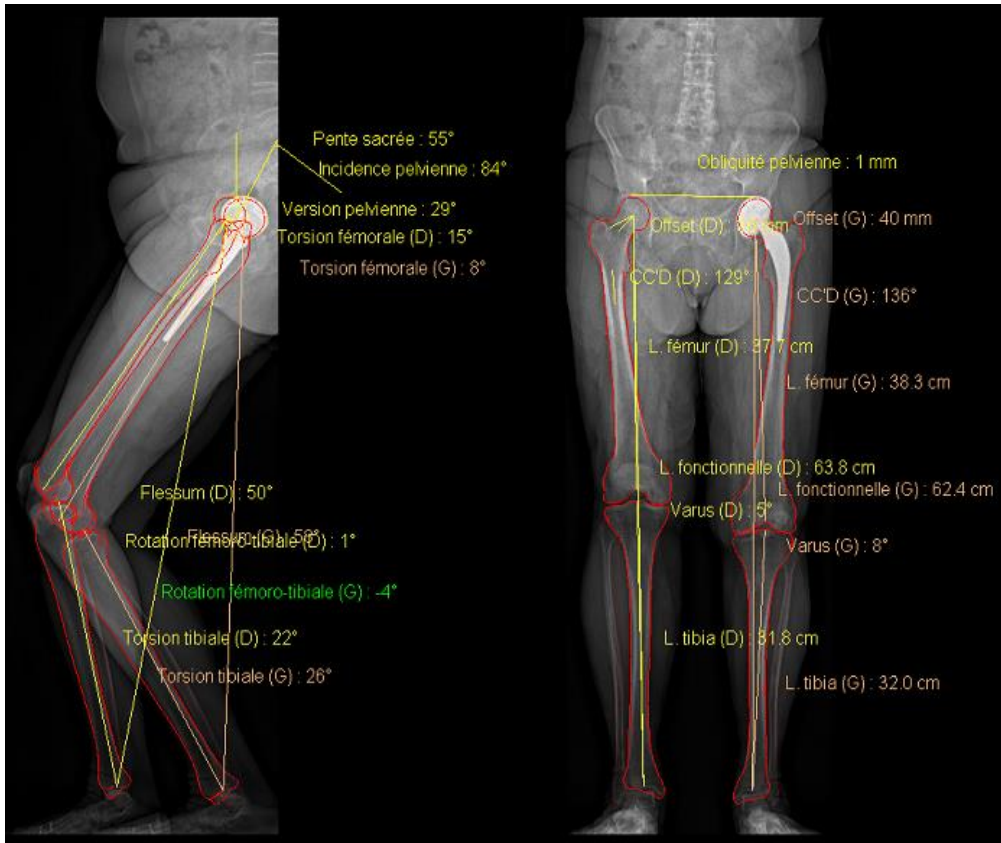


Figure 59 : (1) acquisition et mesures BXR des membres inférieurs en position de fonction, (2) reconstruction volumique BXR des membres inférieurs en extension (position habituelle des clichés standards de goniométrie) puis (3) en position de fonction. L'angle HKA varie entre ces 2 positions, vers une majoration du varus dans le cas présent.

Statistiques :

Notre échantillon suivant une loi normale, nous avons utilisé le test T de Student afin de comparer les variations moyennes de HKA et de flexion entre extension et position de fonction. Nous y avons appliqué un seuil de significativité tel que $p < 0.05$.

L’Intraclass Correlation Coefficient (ICC) était utilisé afin de comparer les résultats moyens des deux lecteurs, et pouvoir évaluer la reproductibilité inter-observateur, analyse indispensable dans le cadre d’une étude morphométrique.

S’agissant d’un petit échantillon, il était impératif de procéder au calcul du nombre de sujet nécessaires : pour une puissance de 90% et un risque $\alpha = 0.05$, ce nombre était estimé à 26 sujets par groupe.

iii. Résultats :*Variation de HKA :*

60 genoux ont été étudiés. HKA mesurait en moyenne 175.9° (SD = 4.2°) en extension et 172.7° (SD = 5.3°) en flexion de fonction. La variation moyenne de HKA était de 4° ($p < 0.001$).

Notez que la variation moyenne de HKA correspond à la moyenne des différences en valeur absolue (la variation ne se faisant pas toujours dans le même sens), et non à la différence des moyennes.

36 genoux (60% de l’effectif total) avaient une différence d’au moins 3° entre HKA en extension et HKA en flexion (groupe B) avec une variation moyenne de 5.6° (SD = 2.5), dont (Figure 60):

- 9 genoux (15% de l'effectif global) entre 3 et 4°.
- 7 genoux (11.7%) entre 4 et 5°.
- 8 genoux (13.3%) entre 5 et 6°.
- 12 genoux (20%) ayant au moins 6° de différence entre HKA en extension et HKA en flexion.

Le tableau 1 reprend, pour chaque seuil du groupe B, les valeurs moyennes de HKA en extension et flexion de fonction ainsi que la variation moyenne de HKA.

Les 24 genoux restants (40% de l'effectif total) avaient une différence inférieure à 3° entre HKA en extension et HKA en flexion (groupe A), avec une variation moyenne de 1.7° (SD = 0.8).

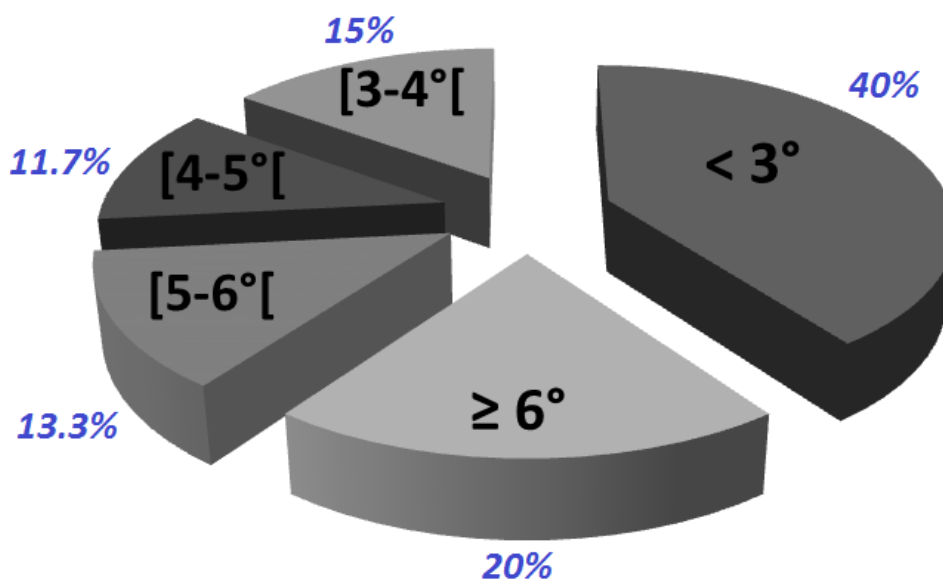


Figure 60 : répartition (en pourcentage) des 60 genoux étudiés, selon la différence (en degrés) entre leur valeur de HKA en extension et en flexion.

Sous-groupe de B par seuil	≥ 3 °	≥ 4 °	≥ 5 °	≥ 6 °
HKA moyen en extension	175,4°	175,8°	175,6°	176,3°
HKA moyen en flexion	170,9°	170,8°	170,4°	170,4°
Variation moyenne de HKA	5,6°	6,4°	7,1°	8,2°

Tableau 1 : pour chaque seuil du groupe B : valeur moyenne (en degrés) de HKA en extension et position de fonction, et variation moyenne de HKA.

Différentiel de flexion entre les groupes A et B :

La variation moyenne de la flexion du genou entre les 2 positions était de 41.5° (SD=9.7) pour le groupe B et 34° (SD=13.2) pour le groupe A, soit une différence significative de 7.5° (p = 0.014).

Cette différence était d'autant plus marquée et croissante entre le groupe A et les sous-groupes par seuil de B (tableau 2).

Sous-groupe de B par seuil	≥ 3 °	≥ 4 °	≥ 5 °	≥ 6 °
Variation moyenne de flexion entre les 2 positions	41,5°	43,9°	44,5°	45,4°
Différence par rapport à la variation moyenne du groupe A	7,5°	9,9°	10,5°	11,4°
<i>p</i> (test Student sous-groupe VS A)	0,014	0,003	0,002	0,013

Tableau 2 : pour chaque seuil du groupe B : valeur moyenne (en degrés) de flexion, différence par rapport à celle du groupe A et comparaison selon Student.

Reproductibilité inter-observateur :

La comparaison entre les mesures de HKA obtenues par l'opérateur entraîné et celles obtenues par l'opérateur récemment formé au logiciel ne montrait aucune différence significative, aussi bien en extension (ICC = 0.99) qu'en position de fonction (ICC = 0.89).

b. Etude du lien entre HKA et les angles fémoral mécanique et HKS :

i. Rationnel et objectif :

En évaluant la modification de l'angle HKA entre l'extension et la position de fonction (flessum intermédiaire) du membre inférieur chez des patients adressés pour bilan pré-PTG, notre travail précédent a mis en évidence une variation significative suggérant

l'intérêt de mesurer HKA en position de fonction en pratique courante avant PTG, afin d'améliorer le pronostic fonctionnel du patient. Mais les résultats ne fournissaient pas d'explication tangible à cette modification de HKA entre extension et position de fonction.

Il semble par ailleurs difficile d'envisager la mesure de HKA en position de fonction chez tous les patients nécessitant un bilan pré-PTG, en raison du coût et du faible nombre de machines BXR, de son caractère chronophage par rapport à un simple cliché radiographique, et de la difficulté technique qui peut apparaître avec certains patients peu mobiles et supportant difficilement la position de fonction.

L'objectif principal de notre 2ème étude était donc de trouver un ou plusieurs paramètres mesurables sur pangonométrie classique (à savoir : système radiologique standard et évaluation sur des membres inférieurs en extension complète) et capable(s) de prédire une importante variation de HKA en position de fonction, permettant alors de sélectionner les patients susceptibles d'être orientés vers une évaluation BXR en position de fonction.

Les objectifs secondaires visaient à :

- comparer la morphologie de notre patientèle par rapport aux données morphologiques générales rapportées dans la littérature, permettant ainsi d'évaluer la représentativité de nos résultats.
- évaluer l'intérêt des mesures 3D comparativement à la 2D.
- évaluer la dosimétrie des examens BXR réalisés chez nos patients.

ii. Matériel et méthodes :

Patients et protocole d'étude :

En utilisant les données des acquisitions BXR citées dans la première étude, nous avons cette fois réalisé des reconstructions 3D complètes, certes plus chronophages (de 5 à 8 minutes) mais permettant d'obtenir une gamme beaucoup plus large de mesures 3D (Figure 61).

SterEOS génère alors un compte-rendu numérique incluant les mesures goniométriques suivantes :

- en projection 2D : longueur du col fémoral, angle cervico-diaphysaire, longueur du fémur et du tibia, longueur fonctionnelle et anatomique du membre inférieur, flessum du genou, valgus/varus (= angle HKA), angles fémoral et tibial mécaniques, angle HKS.
- en projection 3D, les mêmes paramètres qu'en 2D ainsi que les suivants : diamètre de la tête fémorale, offset fémoral, torsions fémorale et tibiale, rotation fémoro-tibiale.

Voici quelques définitions consensuelles des paramètres morphologiques étudiés (acronymes internationaux en anglais, tels qu'utilisés sur SterEOS), en complément des figures proposées en partie II (Figures 31, 32 et 33) :

- Axe anatomique d'un os long : axe diaphysaire de l'os.
- Axe mécanique d'un os long : axe correspondant à son vecteur de force.

Ex : l'axe mécanique du fémur est la droite reliant le centre de la tête fémorale au centre de la trochlée ; il diffère donc de l'axe anatomique.

Ex : l'axe mécanique du tibia est la droite reliant le centre du massif des épineuses au centre de la surface articulaire inférieure ; il est équivalent à son axe anatomique.

- Flessum: angle fémoro-tibial dans le plan sagittal, formé par les axes anatomiques fémoral et tibial.
- HKA: angle fémoro-tibial dans le plan coronal, formé par les axes mécaniques fémoral et tibial (Figure 62).
- HKS: angle formé par les axes fémoraux anatomique et mécanique (Figure 62).
- TMA: angle tibial mécanique, formé par l'axe mécanique tibial et par la parallèle aux plateaux tibiaux.
- FMA: angle fémoral mécanique, formé par l'axe mécanique fémoral et par la parallèle aux condyles fémoraux (Figure 62).
- FNSA: angle cervico-diaphysaire fémoral, formé par l'axe cervical et l'axe anatomique du fémur.
- FT: angle de torsion fémorale, formé par l'axe cervical et la parallèle aux condyles fémoraux.
- TT: angle de torsion tibiale, formé par la parallèle aux plateaux tibiaux et l'axe bimalléolaire
- TFR: angle de torsion ou rotation fémoro-tibiale, formé par la parallèle aux condyles fémoraux et la parallèle aux plateaux tibiaux.

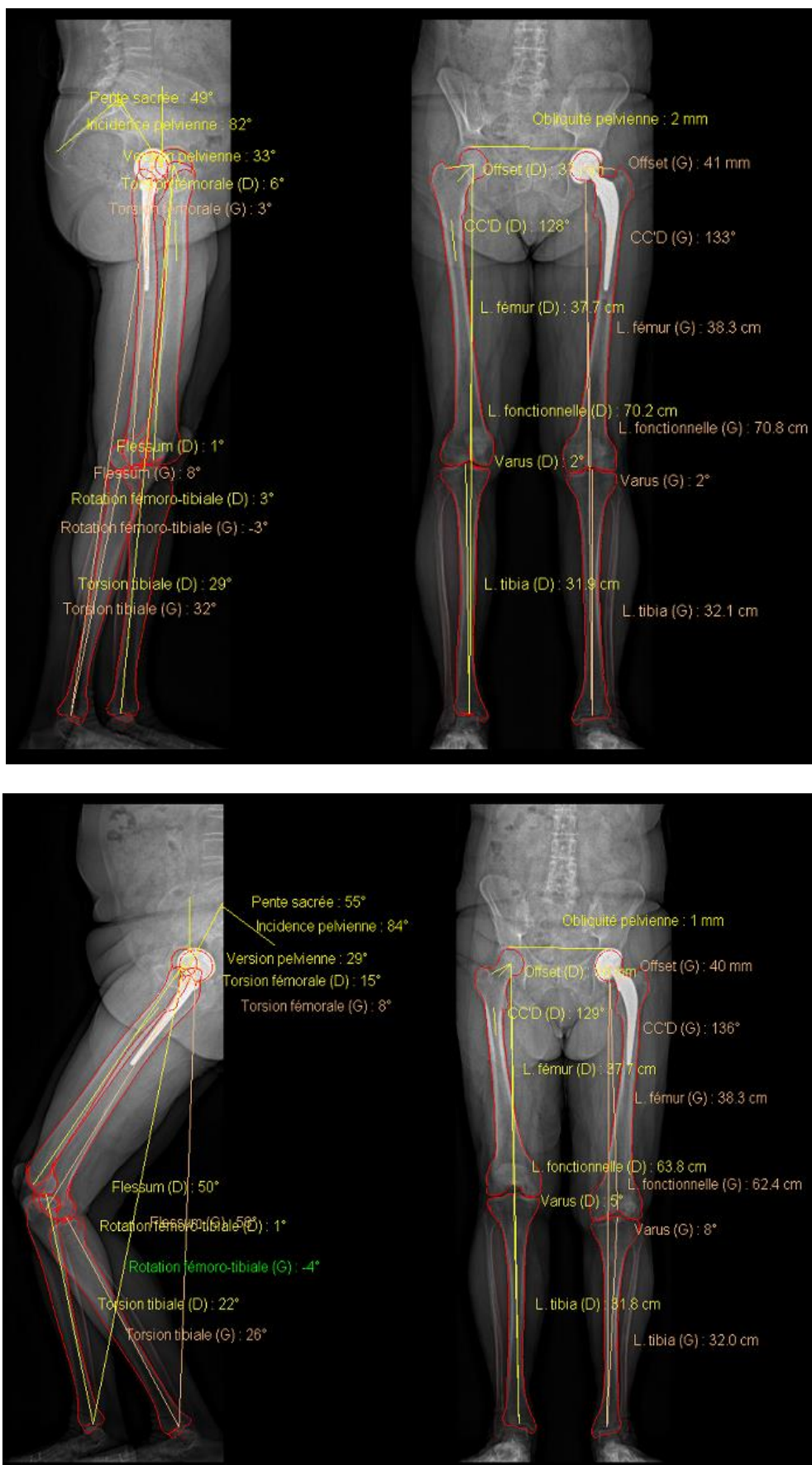


Figure 61 : (1) acquisitions et mesures BXR des membres inférieurs debout en extension (position habituelle des clichés standards de goniométrie) puis (2) en position de fonction.

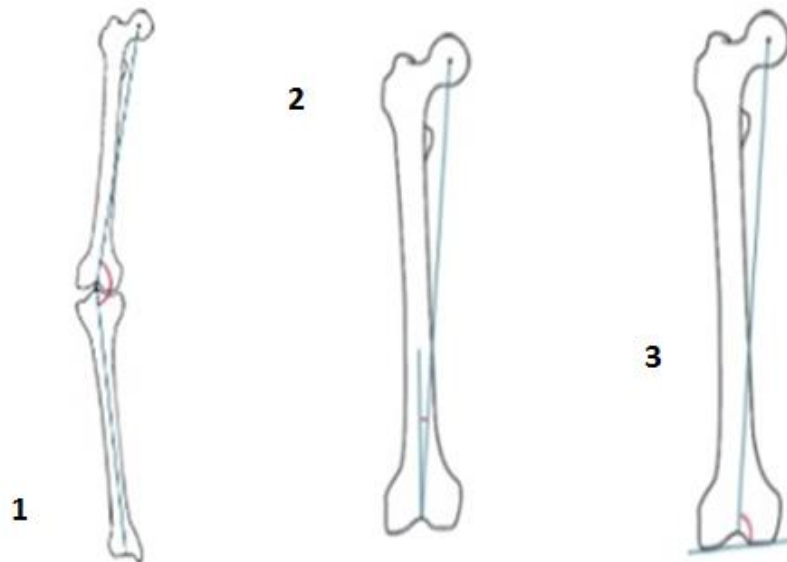


Figure 62 : schémas explicatifs des mesures (1) HKA, (2) HKS et (3) angle fémoral mécanique.

Tous les patients ont été analysés par 2 lecteurs : par un opérateur entraîné à SterEOS et par un opérateur ayant une activité radiologique multimodale et récemment formé au logiciel.

Cela a permis dans un premier temps de dégager – comme dans l'étude précédente – 2 principaux groupes de patients, distincts selon la différence de valeurs de HKA entre extension et position de fonction : un groupe A ayant une différence $< 3^\circ$ et un groupe B ayant une différence $\geq 3^\circ$. Pour répondre à notre objectif principal, nous avons comparé entre les groupes A et B les valeurs 2D des paramètres morphologiques sur l'acquisition en extension (équivalents aux valeurs de goniométrie standard).

Concernant nos objectifs secondaires, les points étudiés ont été :

- Comparaison des valeurs 2D moyennes des paramètres morphologiques sur l'acquisition en extension (équivalents aux valeurs de goniométrie standard), par rapport aux données morphologiques générales rapportées dans la littérature.
- Comparaison des mesures 2D et 3D, pour l'ensemble des acquisitions BXR.

- Comparaison de la dose moyenne délivrée à nos patients par rapport aux données de la littérature. Notez que chaque patient recevait une dose totale correspondant à la somme de la dose de face et de celle de profil ; la moyenne des doses totales fut l'objet de comparaison à la littérature.

L'objectif principal ainsi que les autres objectifs secondaires ont été étudiés sur les modélisations du lecteur entraîné.

Statistiques :

Nous avons utilisé le test T de Student afin de comparer les mesures des groupes A et B, et comparer les mesures 2D et 3D.

Nous avons appliqué un seuil de significativité tel que $p < 0.05$.

iii. Résultats :

Comparaison des valeurs des paramètres morphologiques en 2D et en extension dans notre étude, par rapport aux données de la littérature :

Les valeurs moyennes et écart-types des paramètres morphologiques des membres inférieurs étudiés en 2D et en extension sont présentés dans le tableau 3, et comparés aux valeurs habituelles rapportées dans la littérature. Il n'existait pas de différence significative entre les valeurs morphologiques de nos patients et les valeurs de la littérature.

Paramètre clinique	Valeurs normales en	Valeurs de notre étude
	extension +/- 2DS	en extension
HKS	5 +/- 5,8°	5.5 +/- 1.4°
HKA	178.5 +/- 4° (D), 178.9 +/- 4.2° (G)	175.9 +/- 4.2°
TMA	87 +/- 4°	86.4 +/- 3.4°
FMA	94 +/- 4.2°	91.5 +/- 2°
FNSA	129 +/- 14.6°	127.9 +/- 5.2°
FT	19.1 +/- 16.4°	15.3 +/- 9.8°
TT	30.9 +/-14.2° (D), 29.1 +/- 13.8 (G)	29.4 +/- 6.4°
TFR	3°	1 +/- 7.4°

Tableau 3 : Paramètres morphologiques des membres inférieurs proposés par SterEOS.

- 1^e colonne : acronyme international (anglais).
- 2^e colonne : valeurs normales (+/- 2 déviations standards ou « DS ») des paramètres étudiés en pangonométrie (en 2D et en extension) selon les données rapportées par Chaibi et al. ; pour HKA et TT, notez que les valeurs des membres inférieurs droit (D) et gauche (G) sont données indépendamment.
- 3^e colonne : valeurs des paramètres étudiés constatées dans notre étude sur les mesures 2D en extension (équivalent de pangonométrie).

Comparaison entre les groupes A et B des valeurs des paramètres morphologiques en 2D et en extension :

Entre les groupes A (variation de HKA $<3^\circ$) et B (variation de HKA $\geq 3^\circ$), concernant les valeurs obtenues en extension sur les rétroprojections 2D (valeurs de goniométrie standard), il existait une différence statistiquement significative pour :

- les valeurs d'angle fémoral mécanique (FMA) : moyenne à 92.4° (SD = 2.4°) pour A contre 90.9° (SD = 1.6°) pour B, avec un $p = 0.005$.
- les valeurs d'HKS : moyenne à 4.2° (SD = 1.6°) pour A contre 5.6° (SD = 1.3°) pour B, avec un $p = 0.001$.

Il n'existait pas de différence significative pour les valeurs des autres paramètres analysables en 2D : longueur du col fémoral, angle cervico-diaphysaire, longueur du fémur et du tibia, longueur fonctionnelle et anatomique du membre inférieur, flessum du genou, valgus/varus (angle HKA) et angle tibial mécanique.

L'ensemble de ces résultats sont présentés dans le tableau 4.

Comparaison des mesures BXR : 2D vs 3D :

La différence statistiquement significative retrouvée en 2D entre les groupes A et B pour l'angle fémoral mécanique et HKS, existait aussi en 3D :

- angle fémoral mécanique : 92.2° (SD = 2.2°) de moyenne pour A contre 91° (SD = 1.8°) pour B, avec un $p = 0.025$.
- HKS : 4.8° (SD = 1.4°) de moyenne pour A contre 6° (SD = 1.2°) pour B, avec un $p = 0.001$.

Là encore, il n'existait pas de différence significative concernant les autres paramètres morphologiques étudiés.

Concernant la différence entre les mesures 2D et 3D des paramètres morphologiques étudiés, le tableau 5 fournit une comparaison des valeurs retrouvées selon le test de Student. On remarque en extension que seules les valeurs de l'angle cervico-diaphysaire différaient significativement entre 2D et 3D ($p=0.01$). Lorsque les patients adoptaient la position de fonction, la différence entre les mesures 2D et 3D était aussi significative pour l'angle cervico-diaphysaire ($p=0.00$) et le devenait pour la longueur du col fémoral ($p=0.00$), la longueur fémorale ($p=0.00$), la longueur tibiale ($p=0.01$), la longueur anatomique du membre ($p=0.00$), et pour l'angle HKS ($p=0.04$).

Enfin, on notera que certains paramètres ne sont pas accessibles en 2D : diamètre de la tête fémorale, offset fémoral, et les différentes mesures de torsion (fémorale, tibiale et fémoro-tibiale).

Tableau 4 : valeurs 2D moyennes (Moy) et écart-types (SD) des paramètres morphologiques étudiés en extension dans les groupes A et B, et comparaison selon le test de Student.

	Longueur col fémoral (mm)	Angle cervico-diaphysaire (°)	Longueur fémur (cm)	Longueur tibia (cm)	Longueur fonctionnelle membre (cm)	Longueur anatomique membre (cm)	HKA (°)	Flessum/Recurvatum (°)	Angle fémoral mécanique (°)	Angle tibial mécanique (°)	HKS(°)
Groupe A: HKA < 3°	Moy	127,6	42,0	36,8	79,2	78,8	-2,6	5,1	92,4	86,4	4,2
	SD	4,8	4,9	4,0	3,9	7,9	3,8	9,6	2,4	2,6	1,6
Groupe B: HKA ≥ 3°	Moy	50,5	128,2	42,2	37,0	79,6	-4,2	4,2	90,9	86,9	5,6
	SD	4,7	5,6	3,2	2,9	6,1	4,4	6,5	1,6	2,9	1,3
A vs B - test Student	0,306	0,661	0,785	0,814	0,842	0,797	0,136	0,666	0,005	0,478	0,001

Tableau 5 : comparaison (test de Student) des valeurs 2D et 3D des paramètres morphologiques étudiés aux membres inférieurs.

3D vs 2D - test Student	Longueur col fémoral (mm)	Angle cervico-diaphysaire (°)	Longueur fémur (cm)	Longueur tibia (cm)	Longueur fonctionnelle membre (cm)	Longueur anatomique membre (cm)	HKA (°)	Flessum/Recurvatum (°)	Angle fémoral mécanique (°)	Angle tibial mécanique (°)	HKS(°)
Extension	0,22	0,01	0,74	0,75	0,88	0,74	0,50	0,57	0,87	0,57	0,06
Position de fonction	0,00	0,00	0,00	0,01	0,71	0,00	0,22	0,78	0,64	0,49	0,04

Dosimétrie (PDS):

Chaque patient a fait l'objet d'une acquisition en extension et en position de fonction, de face et de profil simultanément ; soient 4 doses s'additionnant pour composer le Produit Dose Surface (PDS) global reçu par le patient lors de son examen, exprimé en mGy / cm².

Le PDS moyen reçu de face en extension – acquisition équivalente au cliché standard de goniométrie – était de 689.6 mGy / cm² (SD = 228.4).

Le PDS moyen reçu de profil en extension était de 1207 mGy / cm² (SD = 159.1).

Le PDS moyen reçu de face en flexion était de 633.5 mGy / cm² (SD = 208.5).

Le PDS moyen reçu de profil en flexion était de 1139.6 mGy / cm² (SD = 219.8).

Enfin, le PDS moyen de l'acquisition groupée face et profil en flexion – permettant l'étude volumique du membre inférieur en position de fonction et donc la mesure réelle de HKA en position de fonction – était de fait de 1773.1 mGy / cm² (SD = 332).

IV. Discussion :*Positionnement de PTG : quel objectif et quel bilan préopératoire ?*

Le 1er volet de ce travail – anatomique et technique – permet d'appréhender les impératifs de positionnement prothétique qui s'imposent aux chirurgiens, dans le but d'une adaptation biomécanique optimale. Les orthopédistes restent confrontés à des difficultés opératoires, malgré l'apparition de nouvelles technologies de plus en plus automatisées mais dont le gain d'efficacité est cependant controversé – pour exemple les guides de coupe sur mesure. Dans le contexte actuel qui voit le nombre de reprises d'arthroplastie augmenter de façon exponentielle corrélativement au nombre de PTG, on comprend dès lors toute l'importance que revêt le bilan préopératoire afin d'optimiser au mieux la procédure

chirurgicale. Or, si les techniques chirurgicales tendent vers l'amélioration, le bilan préopératoire reste peu ou prou le même depuis des décennies. Il est donc licite d'évaluer de nouvelles modalités d'imagerie permettant de préciser les mesures préopératoires, et tenter ainsi de faciliter le geste chirurgical et d'améliorer le pronostic fonctionnel des patients.

Par ailleurs nous avons vu qu'une prothèse articulaire est soumise à des contraintes, maîtrisables ou pas :

- Les contraintes non maîtrisables sont celles liées à l'activité du patient. Une prothèse peut être soumise à des forces de contraintes en compression ou traction selon l'axe vertical, en torsion ou cisaillement dans le plan horizontal, et en flexion lors du valgus ou varus. Des travaux antérieurs ont prouvé que la marche se fait avec un flessum naturel entre 15-60°, atteignant 90° lors de la montée des escaliers [6-7]. Au cours d'un cycle de marche, les contraintes varient en fonction de l'angle de flexion de l'articulation, la valeur maximale pouvant atteindre sept fois le poids de corps. Ainsi au cours de la marche les contraintes sont de l'ordre de 3 fois le poids du corps, 8 fois lors du jogging, 1,2 fois lors du pédalage en vélo, pouvant s'élever à 7 fois lors de la descente d'escaliers, et jusqu'à 12 fois au cours des exercices de rééducation isocinétique à 30° de flexion [103].
- Les contraintes maîtrisables sont celles que le chirurgien décide d'appliquer à la prothèse – une contrainte représentant alors la limitation d'un ou plusieurs degrés de liberté articulaire. Une certaine limitation de liberté est nécessaire à la stabilité de l'implant prothétique : cette limitation peut être donnée par le système ligamentaire ou par la géométrie de l'implant. Mais la stabilité intrinsèque de la prothèse contrainte favorise le descellement provoquée par la transmission des forces par l'implant au niveau des zones d'ancrage. Lors de la conception d'une prothèse, le choix est donc

dicté par un équilibre à trouver entre une prothèse contrainte et non contrainte; pour rappel, les PTG actuelles sont très largement de type non contrainte.

La légitimité même du bilan préopératoire tel qu'il est pratiqué doit donc être discutée.

Certains auteurs abordent la question du bilan préopératoire en proposant un positionnement prothétique plus « fonctionnel ». Pour eux, le but du bilan préopératoire n'est pas d'évaluer le HKA initial pour essayer de restaurer un axe neutre, mais d'étudier la fonctionnalité du genou : comprendre quelles contraintes l'activité du patient risque-t-elle d'imposer au futur implant prothétique pour adapter en conséquence le positionnement prothétique.

D'autres auteurs réfutent l'intérêt d'une neutralité de HKA car elle ne correspond pas à la position physiologique du genou. Nam et al. ont montré sur 100 patients que nombre d'entre eux n'avait pas un HKA neutre, 32.1% des hommes et 10.3% des femmes ayant un varus, 8.3% des hommes et 12.1% des femmes ayant un valgus [104].

Mais comme nous l'avons vu dans la 1^{ère} partie de ce travail, la majorité des travaux vont dans le sens de la neutralité de l'angle fémoro-tibial mécanique, et les études de cohorte sur plusieurs années montrent un pronostic fonctionnel d'autant meilleur que cette neutralité est respectée. Ainsi, quoique l'objectif d'axe post-opératoire reste très débattu parmi les spécialistes nous retenons qu'un axe compris entre $+3^\circ$ et -3° de l'axe neutre dans le plan frontal est le compromis le plus raisonnable et doit être considéré comme l'objectif d'alignement idéal. L'étude de Jeffery [63] portant sur le suivi de 115 patients et l'étude prospective de cohorte de Ritter [62] s'étendant sur plus de 15 ans font encore référence à ce jour, et montrent que l'objectif d'axe doit être le plus proche de l'axe neutre. Les patients dont l'axe post-opératoire est au-delà de $+3^\circ$ ou -3° sont alors définis comme « *outliers* », que l'on pourrait traduire littéralement comme « donnée aberrante », témoignant de l'échec de l'objectif d'axe. Toujours d'après Jeffery et Ritter un mauvais alignement en varus ou valgus

de plus de 3° est associé à une augmentation de plus de 20% de descellement et entraîne un risque onze fois plus élevé de reprise de la prothèse à 15 ans.

Une fois le paramètre d'intérêt choisi – HKA – et ses limites fixées – +/- 3° – vient la question du positionnement du patient lors de sa mesure : HKA a-t-il la même valeur en extension (sur le bilan préopératoire goniométrique standard) qu'en flexion (lors de l'usage prothétique) ? Hunt et al s'interrogent dès 2008 à ce sujet, et leur étude souligne la différence existant entre les mesures de l'alignement du membre inférieur en situation statique et dynamique [105].

On peut donc envisager l'intérêt d'un bilan préopératoire réalisé non pas en extension – comme c'est le cas actuellement sur les pangonogrammes – mais en flexion de fonction qui est plus représentative de la position d'usure prothétique.

Et ce d'autant plus que l'étude préopératoire en position de fonction est déjà partie intégrante du bilan radiographique standard via le cliché en Schuss, permettant de dégager la zone portante du compartiment articulaire fémoro-tibial.

Etude de la variation de HKA entre extension et position de fonction :

Nos résultats montrent une différence significative entre HKA mesuré en extension et en position de fonction, avec une variation moyenne de HKA de 4° pour l'ensemble de nos patients. Qui plus est, au sein du groupe B, cette variation atteignait 5.6° pour 60% des patients, 6.4° pour 45% des patients, 7.1° pour 33% des patients, et jusqu'à 8.2° pour 20% d'entre eux. Cette variation est nettement supérieure à la marge de 3° tolérée par les chirurgiens lors de la planification du geste. Il semble donc légitime de s'intéresser à l'étude préopératoire de HKA en position de fonction afin de minimiser les erreurs d'implantation prothétique.

L'équipe chirurgicale a fait le choix d'un angle à 45° de flexion pour mesurer HKA en position de fonction. Des travaux antérieurs ont en effet prouvé que la marche se fait avec une flexion naturelle entre 15-60° lors de la marche à plat et jusqu'à 90° lors de la montée d'escaliers [6-7]. Ce choix d'angulation reposait sur 2 arguments :

- Un angle à 45° semblait correspondre à une valeur intermédiaire raisonnable entre la flexion du genou à la marche et lors de la montée des escaliers ; la marche étant nettement plus fréquente que la montée d'un escalier, qui plus est chez un patient arthrodésé, cet angle intermédiaire était volontairement plus proche de la plage d'utilisation du genou à la marche.
- L'examen BXR remplaçant la pangonométrie dans le protocole de l'étude, l'analyse du genou de face à 45° de flexion offrait les mêmes informations préopératoires que le cliché en Schuss (habituellement pratiqué) pour l'évaluation de la zone portante de l'articulation fémoro-tibiale.

Il existait plusieurs limites à ce travail.

La 1^{ère} limite concernait la population étudiée : un de nos patients avait 17 ans, et souffrait probablement d'une arthrose secondaire dont nous n'avons pas retrouvé l'étiologie ; cependant l'analyse BXR ne révélait aucune anomalie du squelette pouvant influencer sur la mesure de HKA et engendrer un biais de confusion. Par ailleurs, la moyenne de HKA en extension était de 175.9°, dans l'intervalle des valeurs habituelles rapportées dans la littérature [77].

La 2^e limite à relever était technique : l'appareil BXR ne permet pas de réaliser de scopie lors de l'examen, interdisant tout contrôle exact de la flexion imposée au patient, et expliquant notre usage d'un moule en polystyrène afin de reproduire au mieux la flexion désirée de 45°. Mais du fait des petites modifications involontaires de position du patient lors de l'examen et du fait des parties molles postérieures du genou (notamment chez des patients

arthrosiques plus susceptibles d'avoir un BMI élevé, cause ou conséquence de l'arthropathie), la flexion de 45° était difficilement reproductible. Cela a entraîné une différence significative de variation de flexion entre les groupes B (patients ayant une variation de HKA > 3°) et A (patients ayant une variation de HKA < 3°), ainsi qu'entre les sous-groupes de B (par seuil de variation de HKA) et le groupe A. Cette limite est intéressante puisqu'elle abonde dans le sens d'une augmentation de la variation de HKA lors de la majoration de la flexion du genou. Elle souligne cependant la nécessité d'améliorer l'appareil BXR en y ajoutant par exemple une scopie.

Etude du lien entre HKA et les angles fémoral mécanique et HKS :

HKA diffère significativement entre extension et position d'usure prothétique, soulignant l'intérêt que pourrait avoir en pratique courante sa mesure en position de fonction dans le bilan préopératoire de PTG.

Le 2e volet de cette thèse rappelle toutes les qualités de l'imagerie BXR, mais aussi ses inconvénients : appareillage coûteux et accès encore confidentiel vu le faible nombre de machines disponibles, acquisition parfois inconfortable notamment chez des patients handicapés ou affaiblis, temps d'acquisition allongé par rapport à la radiographie standard pour une étude segmentaire telle que celle des membres inférieurs (bien que l'acquisition BXR corps entier soit quant à elle plus rapide en comparaison avec la somme des clichés standard nécessaires à une telle exploration), temps de reconstruction 3D sur SterEOS nécessaire à des mesures de qualité, etc.

Il est donc difficilement envisageable de généraliser le bilan préopératoire BXR, d'où la nécessité de trouver un ou plusieurs paramètres 2D permettant, sur une goniométrie standard, de dépister les patients susceptibles d'avoir une variation importante de HKA, et de les orienter alors vers un bilan complémentaire BXR en position de fonction.

Notre 2e étude montre l'intérêt de la mesure 2D en extension (sur goniométrie standard) de l'angle fémoral mécanique (FMA) et de HKS : il existait une différence significative pour ces 2 paramètres goniométriques entre les groupes A (patients ayant une variation de HKA $< 3^\circ$) et B (ceux ayant une variation $\geq 3^\circ$). Nos résultats ont par ailleurs montré que les patients du groupe B avec un FMA plus petit et un HKS plus grand que A.

Nous n'avons pas trouvé d'explication biomécanique tangible à ces différences. Pour autant nous n'avons pas noté a posteriori de facteur confondant ni de biais nous induisant en erreur, et nos résultats ne sont pas isolés dans la littérature : Nam et al. ont évalué l'imagerie BXR dans l'étude des paramètres morphologiques du genou chez des patients sains, et ont eux aussi retrouvé une corrélation inverse entre le FMA et HKA [104].

Comparaison des valeurs des paramètres morphologiques en 2D et en extension dans notre étude par rapport aux données de la littérature :

Nos mesures étaient comparables aux valeurs usuelles, rendant notre population d'étude d'autant plus représentative de la population générale. Nos patients étaient en effet adressés pour un bilan pré-PTG et aucun ne souffrait de difformité anatomique congénitale ou acquise, contrairement à nombre de patients entrant dans le recrutement EOS (scoliose, inégalité de membres inférieurs, etc.).

Comparaison des mesures BXR : 2D VS 3D :

En extension, la 3D marquait sa supériorité sur la 2D pour la mesure de l'angle cervico-diaphysaire. Il n'existait par contre pas de différence pour l'angle fémoro-tibial et HKS, ce qui légitime leur utilisation en pangonométrie standard comme critères de dépistage, tel que nous les avons présentés précédemment.

C'est en position de fonction que l'on conçoit tout l'intérêt de la 3D, la 2D proposant des mesures faussées pour l'angle cervico-diaphysaire mais aussi pour la longueur du col fémoral, la longueur fémorale, la longueur tibiale, la longueur anatomique du membre, et pour l'angle HKS.

Enfin, on notera que certains paramètres ne sont pas accessibles en 2D : diamètre de la tête fémorale, offset fémoral, et les différentes mesures de torsion (fémorale, tibiale et fémoro-tibiale).

Il est donc intéressant de proposer d'emblée un bilan BXR chez des patients pour lesquels le chirurgien a besoin d'une mesure non accessible en 2D, d'une mesure justifiant d'une précision particulière quelle que soit la morphologie et la position parfois vicieuse du patient (dysmorphie congénitale ou acquise), ou encore pour assurer la qualité d'un geste technique de haute précision (nouvelles PTG avec guides de coupes sur mesure).

Variabilité inter-observateur :

Nos résultats montrent une bonne reproductibilité inter-observateur pour les mesures 3D, et sont en accord avec les données de littérature traitant de la reproductibilité des mesures sur acquisition BXR [106-107].

Dosimétrie (PDS):

Le PDS moyen de l'acquisition EOS de face en extension – acquisition équivalente au cliché standard de goniométrie – était de 689.6 mGy / cm² (SD = 228.4).

Le PDS moyen de l'acquisition groupée face et profil en flexion – nécessaire à l'étude volumique du membre inférieur en position de fonction et donc à la mesure réelle de HKA en position de fonction – était de 1773.1 mGy / cm² (SD = 332).

Deschênes et al. ont comparé la dosimétrie EOS et radiographique standard chez 50 patients adressés pour déformation rachidienne [75], et ont retrouvé un rapport de dose de 6 à 9 en faveur de EOS. Ce rapport correspond aux données générales de la littérature.

Dietrich et al. ont récemment réévalué ces rapports dosimétriques sur l'acquisition rachidienne et celle des membres inférieurs [93], et ont noté un rapport de dose de ½ en faveur de EOS par rapport aux dernières techniques de radiographie standard. Ils rapportent ainsi des doses de 1709 ± 1042 mGy / cm² pour la goniométrie standard, contre 921 ± 455 mGy / cm² pour EOS. Ces valeurs sont proches de celles révélées par notre étude.

L'Institut de Radioprotection et Sûreté Nucléaire (IRSN) – qui a autorité en France pour surveiller la dosimétrie radiologique médicale – détermine des Niveaux de Référence dosimétriques Diagnostiques (NRD) pour chaque type d'examen, en se basant sur la moyenne de la dosimétrie pratiquée par les centres de radiologies qui lui rendent compte de leur activité. Il n'existe pas de NRD pour la goniométrie, mais les NRD sont – pour exemple – de 700 cGy / cm² (soient 7000 mGy / cm²) pour un cliché standard de bassin de face, et de 300 cGy / cm² pour une hanche de face ou profil.

Il existe ainsi une réduction significative de dose lors d'une goniométrie EOS par rapport à une goniométrie standard dernière génération (de face en extension en charge), et lors d'une volumétrie EOS (face + profil) par rapport à la goniométrie standard associée au cliché de profil nécessaire au bilan préopératoire.

Ce point est fondamental devant l'exigence des réglementations actuelles, et ce même pour les chirurgiens qui – à l'instar de leurs confrères imageurs et de toute personne utilisant les rayonnements ionisants – se voient contraints par la réglementation française à une

formation initiale à la radioprotection au poste de travail renouvelable tous les 3 ans (art. R.4451-47 à R.4451-50 du Code du Travail), ainsi qu'à une formation à la radioprotection des patients renouvelable tous les 10 ans (arrêté du 18 mai 2004 modifié). [Source IRSN]

V. **Conclusion:**

La considération de l'angle HKA dans le bilan préopératoire de PTG est fondamentale, la restauration d'un angle post-opératoire neutre étant consensuellement reconnue comme un objectif essentiel de l'intervention.

Nous avons mis en évidence une différence statistiquement significative de la mesure de l'angle HKA entre extension complète des membres inférieurs d'une part et flexion intermédiaire dite « position de fonction » d'autre part. Nos résultats soulignent l'intérêt que pourrait avoir en pratique courante la prise en compte de HKA en position de fonction avant PTG. De cette mesure exacte de HKA en position de fonction dépend le bon positionnement de la PTG et donc directement le pronostic fonctionnel du patient. Ainsi, la légitimité du bilan préopératoire pangonométrique habituel semble compromise.

Par ailleurs, nous avons démontré une différence significative des valeurs de HKS et de l'angle fémoral mécanique mesurées sur pangonométrie standard en extension (mesures 2D), entre le groupe de patients ayant une différence de HKA inférieure à 3° entre extension et position de fonction, et ceux ayant une différence supérieure. Ces résultats sont concordants avec la littérature, sans que l'on puisse pour autant en donner une explication biomécanique. La systématisation de l'imagerie BXR n'étant pas actuellement envisageable, il serait utile de définir des valeurs seuils pangonométriques standards permettant d'orienter ou non le bilan préopératoire vers une analyse complémentaire BXR, qui rappelons-le permet la mesure de HKA en position de fonction. Toutefois, notre recrutement est pour l'instant insuffisant pour pouvoir définir ces seuils.

De plus, il ressort des connaissances biomécaniques et de notre pratique l'intuition d'un lien étroit entre la valeur de la rotation fémoro-tibiale (mesurable en analyse BXR 3D) et la variation de HKA entre extension et position de fonction. Nous avons donc récemment mis au point un modèle expérimental de membre inférieur avec PTG permettant d'étudier les variations de HKA entre extension et position de fonction pour différents degrés de rotation fémoro-tibiale (interne et externe). Ce modèle, qui permettrait de prévoir les variations de HKA selon la mesure de la rotation fémoro-tibiale, doit donc être testé sur un groupe significatif de patients.

Enfin, une étude de cohorte des patients opérés de PTG et ayant bénéficié d'une mesure préopératoire de HKA en position de fonction, sera indispensable pour évaluer si cette différence de HKA a véritablement une significativité clinique en modifiant le pronostic prothétique de ces patients.

Références bibliographiques

- 1- Michel Bonnin, Pierre Chambat. *Osteoarthritis of the knee: surgical treatment*. 2008. Edition Springer. Pages 170-171.
- 2- Satoshi Hamai, Taka-aki Moro-oka, Nicholas J. Dunbar et al. *In Vivo Healthy Knee Kinematics during Dynamic Full Flexion*. *BioMed Research International* Volume 2013, Article ID 717546.
- 3- Masouros SD, Bull AMJ, Amis AA et al. *Biomechanics of the knee joint*. *Orthopaedics and Trauma*, 2010, Vol: 24, Pages: 84-91, ISSN: 1877-1327
- 4- *Biomécanique de l'articulation du genou*. *Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, conférence d'enseignement 1991*, 189-208
- 5- Pauwels F et al. *Biomechanics of the loco motor apparatus*. Springer Verlag. Berlin, New York. 1980.
- 6- M.A. Lafortune, P.R. Cavanagh, H.J. Sommer et al. *Three-dimensional kinematics of the human knee during walking*. *Journal of Biomechanics*, Volume 25, Issue 4, April 1992, Pages 347–357
- 7- James R Brinkmann and Jacquelin Perry. *Rate and Range of Knee Motion During Ambulation in Healthy and Arthritic Subjects*. *PHYS THER*. 1985; 65:1055-1060.
- 8- Reinhard Blickhan, Andre Seyfarth, Hartmut Geyer et al. *Intelligence by mechanics*. *Phil. Trans. R. Soc. A* (2007) 365, 199–220.
- 9- Haute Autorité de Santé. *Implants articulaires du genou. Révision de catégories homogènes de dispositifs médicaux*. Saint-Denis La Plaine : HAS ; 2012
- 10- Andrew J Carr, Otto Robertsson, Stephen Graves et al. *Knee replacement*. *The Lancet*, Volume 379, No. 9823, p1331–1340, 7 April 2012.
- 11- Aubriot JH. *Historique et évolution des prothèses totales du genou*. *Cahier d'enseignement de la SOFCOT n°35*. Paris : Expansion Scientifique Française, 1998 : 1-7
- 12- Jenny JY, Boeri C. *Computer-assisted implantation of a total knee arthroplasty: a case-controlled study in comparison with classical instrumentation*. *Revue de chirurgie orthopedique et réparatrice de l'appareil moteur*. 2001;87(7):645-52.
- 13- Mason JB, Fehring TK, Estok R, Banel D, Fahrbach K. *Meta-analysis of alignment outcomes in computer-assisted total knee arthroplasty surgery*. *J Arthroplasty*. 2007;22(8):1097-1106.
- 14- Bae DK, Song SJ. *Computer assisted navigation in knee arthroplasty*. *Clinics in orthopedic surgery*. 2011;3(4):259-67.
- 15- Thienpont E, Bellemans J, Delpont H, Van Overschelde P, Stuyts B, Brabants K, et al. *Patient-specific instruments: industry's innovation with a surgeon's interest*. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*. 2013; 21(10):2227-33.
- 16- Lombardi AV, Jr., Berend KR, Adams JB. *Patient-specific approach in total knee arthroplasty*. *Orthopedics*. 2008; 31(9):927-30.
- 17- Banerjee S, D'Alessio J, Kester M, Harwin SF, Dunbar M, Mont MA. *Innovations in knee arthroplasty: three-dimensional modeling and analytical technology (SOMA)*. *Surgical technology international*. 2014; 24:344-7.
- 18- JN Argenson, G Blanc, D Girerd et al. *La place des guides de coupe sur mesure dans les prothèses totales de genou*. *e-mémoires de l'Académie Nationale de Chirurgie*, 2014, 13 (3) : 029-036
- 19- Abane L, Anract P, Boisgard S et al. *Comparison of patient-specific and conventional instrumentation for total knee arthroplasty: a multicentre randomised controlled trial*. *The bone & joint journal*. 2015;97-b(1):56-63.
- 20- Shetty GM, Mullaji A, Lingaraju AP, Bhayde S. 2011. *How accurate are orthopaedic surgeons in visually estimating lower limb alignment?* *Acta Orthop Belg* 77(5):638–43.
- 21- Reginster JY. *The prevalence and burden of arthritis*. *Rheumatology* 2002;41(Supp 1):3-6.
- 22- Felson DT, Couropmitree NN, Chaisson CE et al. *Evidence for a Mendelian gene in a segregation analysis of generalized radiographic osteoarthritis:the Framingham Study*. *Arthritis Rheum* 1998; 41(6):1064-71.
- 23- Michael JW, Schluter-Brust KU, Eysel P. *The epidemiology, etiology, diagnosis, and treatment of osteoarthritis of the knee*. *Dtsch Arztebl Int* 2010; 107(9):152-62.

- 24- Zhang Y, Jordan JM. *Epidemiology of osteoarthritis. Clin Geriatr Med* 2010; 26(3):355-69.
- 25- Elders MJ. *The increasing impact of arthritis on public health. J Rheumatol Suppl* 2000; 60:6-8.
- 26- Lawrence RC, Felson DT, Helmick CG et al. *Estimates of the prevalence of arthritis and other rheumatic conditions in the United States. Part II. Arthritis Rheum* 2008; 58(1):26-35.
- 27- Andrianakos AA, Kontelis LK, Karamitsos DG et al. *Prevalence of symptomatic knee, hand, and hip osteoarthritis in Greece. The ESORDIG study. J Rheumatol* 2006; 33(12):2507-13.
- 28- Grotle M, Hagen KB, Natvig B et al. *Prevalence and burden of osteoarthritis: results from a population survey in Norway. J Rheumatol* 2008; 35(4):677-84.
- 29- Quintana JM, Arostegui I, Escobar A et al. *Prevalence of knee and hip osteoarthritis and the appropriateness of joint replacement in an older population. Arch Intern Med* 2008; 168(14):1576-84.
- 30- Guillemin F, Rat AC, Mazieres B et al. *Prevalence of symptomatic hip and knee osteoarthritis: a two-phase population-based survey. Osteoarthritis Cartilage* 2011;19(11):1314-22.
- 31- Morvan J, Roux CH, Fautrel B et al. *A case-control study to assess sensitivity and specificity of a questionnaire for the detection of hip and knee osteoarthritis. Arthritis Rheum* 2009;61(1):92-9.
- 32- Roux CH, Saraux A, Mazieres B et al. *Screening for hip and knee osteoarthritis in the general population: predictive value of a questionnaire and prevalence estimates. Ann Rheum Dis* 2008;67(10):1406-11.
- 33- Cooke D, Scudamore A, Li J. *Axial lower-limb alignment: comparison of knee geometry in normal volunteers and osteoarthritis patients. Osteoarthritis Cartilage.* 1997 Jan;5(1):39-47.
- 34- Than P, Szuper K, Somoskeöy S. *Geometrical values of the normal and arthritic hip and knee detected with the EOS imaging system. Int Orthop.* 2012 Jun;36(6):1291-7
- 35- Eschwege E, Charles MA, Basdevant A. *ObEpi 2012 – enquête épidémiologique nationale sur le surpoids et l'obésité. INSERM / Kantar Health / Roche. France.*
- 36- Fautrel B, Hilliquin P, Rozenberg S et al. *Impact of osteoarthritis: results of a nationwide survey of 10,000 patients consulting for OA. Joint Bone Spine* 2005;72(3):235-40.
- 37- Carr AJ. *Beyond disability: measuring the social and personal consequences of osteoarthritis. Osteoarthritis Cartilage* 1999;7(2):230-8.
- 38- Sprangers MA, de Regt EB, Andries F et al. *Which chronic conditions are associated with better or poorer quality of life? J Clin Epidemiol* 2000;53(9):895-907.
- 39- Ayers DC, Li W, Oatis C et al. *Patient-reported outcomes after total knee replacement vary on the basis of preoperative coexisting disease in the lumbar spine and other nonoperatively treated joints: the need for a musculoskeletal comorbidity index. J Bone Joint Surg Am.* 2013 Oct 16; 95(20):1833-7
- 40- Mullaji A, Shetty GM. *Persistent hindfoot valgus causes lateral deviation of weightbearing axis after total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res.* 2011 Apr; 469(4):1154-60.
- 41- Garabekyan T, Oliashirazi A, Winters K. *The value of immediate preoperative vascular examination in an at-risk patient for total knee arthroplasty. Orthopedics.* 2011 Jan 3; 34(1):52.
- 42- Merrill A, Ritter, Kenneth E. Davis, Peter Davis. *Preoperative Malalignment Increases Risk of Failure After Total Knee Arthroplasty. J Bone Joint Surg Am.* 2013; 95: 126-31
- 43- Lang JE, Scott RD, Lonner JH. *Magnitude of limb lengthening after primary total knee arthroplasty. J Arthroplasty.* 2012 Mar;27(3): 341-6
- 44- Mizner RL, Petterson SC, Stevens JE et al. *Preoperative quadriceps strength predicts functional ability one year after total knee arthroplasty. J Rheumatol.* 2005 Aug; 32(8):1533-9.
- 45- Mizner RL, Petterson SC, Snyder-Mackler L. *Quadriceps strength and the time course of functional recovery after total knee arthroplasty. J Orthop Sports Phys Ther.* 2005 Jul; 35(7):424-36.
- 46- Saleh KJ, Lee LW, Gandhi R et al. *Quadriceps strength in relation to total knee arthroplasty outcomes. Instr Course Lect.* 2010; 59:119-30.

- 47- Colebatch AN, Hart DJ, Zhai G. Effective measurement of knee alignment using AP knee radiographs. *Knee*. 2009 Jan;16(1):42-5
- 48- Abdel MP, Oussedik S, Parratte S et al. Coronal alignment in total knee replacement: historical review, contemporary analysis, and future direction. *Bone Joint J*. 2014 Jul;96-B(7):857-62.
- 49- Oswald MH, Jakob RP, Schneider E et al. Radiological analysis of normal axial alignment of femur and tibia in view of total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1993 Aug; 8(4):419-26.
- 50- Marx RG, Grimm P, Lillemoe KA. Reliability of lower extremity alignment measurement using radiographs and PACS. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2011 Oct;19(10):1693-8
- 51- Koskinen E, Eskelinen A, Paavolainen P et al. Comparison of survival and cost-effectiveness between unicondylar arthroplasty and total knee arthroplasty in patients with primary osteoarthritis: a follow-up study of 50,493 knee replacements from the Finnish Arthroplasty Register. *Acta orthopaedica*. 2008;79(4):499-507.
- 52- Robertsson O, Bizjajeva S, Fenstad AM et al. Knee arthroplasty in Denmark, Norway and Sweden. A pilot study from the Nordic Arthroplasty Register Association. *Acta orthopaedica*. 2010;81(1):82-9.
- 53- Argenson JN, Boisgard S, Parratte S, Descamps S, Bercovy M, Bonneville P, et al. Survival analysis of total knee arthroplasty at a minimum 10 years' follow-up: a multicenter French nationwide study including 846 cases. *Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR*. 2013;99(4):385-90. 59
- 54- Lizaur-Utrilla A, Gonzalez-Parreno S, Miralles-Munoz FA, Lopez-Prats FA. Ten-year mortality risk predictors after primary total knee arthroplasty for osteoarthritis. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*. 2015.
- 55- Victor J, Dujardin J, Vandenneucker H et al. Patient-specific guides do not improve accuracy in total knee arthroplasty: a prospective randomized controlled trial. *Clinical orthopaedics and related research*. 2014; 472(1):263-71.
- 56- Zingg M, Miozzari HH, Fritschy D et al. Influence of body mass index on revision rates after primary total knee arthroplasty. *Int Orthop*. 2015 Nov 12.
- 57- Gougeon F., Bolzer S., Principes techniques de prothèses tricompartmentales du genou de première intention. EMC (Elsevier Masson SAS Paris), Techniques chirurgicales - Orthopédie-Traumatologie, 44-846, 2010.
- 58- Ritter MA, Davis KE, Meding JB et al. The effect of alignment and BMI on failure of total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am*. 2011; 93:1588–1596.
- 59- Adolph V. Lombardi Jr, Keith R. Berend, Vincent Y. Ng. Neutral mechanical alignment: a requirement for successful TKA: affirms. *Orthopedics*. 2011; 34:e504–e506.
- 60- Berend ME, Ritter MA, Meding JB, et al. Tibial component failure mechanisms in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2004; (428):26-34.
- 61- Mahoney OM. The role of alignment in TKR survivorship. Presented at Orthopedics Today Hawaii 2010; January 2010; Kohala Coast, Hawaii.
- 62- Ritter MA, Faris PM, Keating EM, Meding JB. Postoperative alignment of total knee replacement. Its effect on survival. *Clinical orthopaedics and related research*, 1994(299): 153-6.
- 63- Jeffery RS, Morris RW, Denham RA. Coronal alignment after total knee replacement. *The Journal of bone and joint surgery (British volume)*, 1991; 73(5):709-14.
- 64- Fang DM, Ritter MA, Davis KE et al. Coronal alignment in total knee arthroplasty: just how important is it? *J Arthroplasty*. 2009; 24(6 Suppl):39-43.
- 65- Timoncini A, Ensini A, Leardini A, Barbadoro P, Fusai F, D'Amato M, et al. Mechanical axis versus functional axis in total knee arthroplasty: Preliminary results. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*. 2013; 14(1):S108-S9.
- 66- Kurtz S, Ong K, Lau E, Mowat F, Halpern M. Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 2007;89(4):780-5.
- 67- Bozic KJ, Kamath AF, Ong K et al. Comparative Epidemiology of Revision Arthroplasty: Failed THA Poses Greater Clinical and Economic Burdens Than Failed TKA. *Clin Orthop Relat Res*. 2015 Jun; 473(6):2131-8.

- 68- Kurtz SM, Ong KL, Schmier J et al. Future clinical and economic impact of revision total hip and knee arthroplasty. 2007, *J Bone Joint Surg Am* 89 (suppl 3): 144-151.
- 69- Robertsson O, Ranstam J, Sundberg M et al. The Swedish Knee Arthroplasty Register: a review. 2014, *Bone Joint Res* 3:217-222.
- 70- Mont MA, Callaghan JJ, Hozack WJ, Krebs V, Mason JB, Parvizi J. Patient specific instrumentation. *The Journal of arthroplasty*. 2014; 29(9):1693.
- 71- Sinha RK. The use of customized TKA implants for increased efficiency in the OR. *Current reviews in musculoskeletal medicine*. 2012; 5(4):296-302.
- 72- Wybier M, Bossard P. Musculoskeletal imaging: The EOS imaging system. *Joint Bone Spine* (2012 Nov 21).
- 73- Philippe Després, Gilles Beaudoin, Pierre Gravel et al. Evaluation of a full-scale gas microstrip detector for low-dose X-ray imaging. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* 536 (1-2): 52-60.
- 74- J. Dubousset, G. Charpak, G. Kalifa et al. Une nouvelle imagerie ostéo-articulaire basse dose en position debout : le système EOS. *Radioprotection*, Vol. 40, n° 2, pages 245 à 255.
- 75- Deschenes S, Charron G, Beaudoin G, et al. Diagnostic imaging of spinal deformities: reducing patients' radiation dose with a new slot-scanning X-ray imager. *Spine* 2010; 35:989-94.
- 76- D. Folinais, P. Thelena, C. Delina et al. Measuring femoral and rotational alignment: EOSsystem versus computed tomographyD. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* (2013) 99, 509–516.
- 77- Chaibi Y, Cresson T, Aubert B et al. Fast 3D reconstruction of the lower limb using a parametric model and statistical inferences and clinical measurements calculation from biplanar X-rays. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2012; 15(5):457-66. doi: 10.1080/10255842.2010.540758.
- 78- Quijano S, Serrurier A, Aubert B et al. Three-dimensional reconstruction of the lower limb from biplanar calibrated radiographs. *Med Eng Phys*. 2013 Dec; 35(12):1703-12. doi: 10.1016/j.medengphy.2013.07.002.
- 79- G Morvan, V Vuillemin, H Guerini et al. L'homme debout – Imagerie - Le système EOS. *E-mémoires de l'Académie Nationale de Chirurgie*, 2013, 12 (2) : 006-017 6.
- 80- Illés T, Tunyogi-Csapó M, Somoskeöy S. Breakthrough in three dimensional scoliosis diagnosis: significance of horizontal plane view and vertebra vectors. *Eur Spine J* 2011; 20: 135–43.
- 81- Tamás Illés & Szabolcs Somoskeöy. The EOS™ imaging system and its uses in daily orthopaedic practice. *International Orthopaedics (SICOT)* (2012) 36:1325–1331
- 82- Chaibi Y, Cresson T, Aubert B. Fast 3D reconstruction of the lower limb using a parametric model and statistical inferences and clinical measurements calculation from biplanar X-rays. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2012;15(5):457-66
- 83- Buck FM, Guggenberger R, Koch PP et al. Femoral and tibial torsion measurements with 3D models based on low-dose biplanar radiographs in comparison with standard CT measurements. *AJR Am J Roentgenol*. 2012 Nov;199(5):W607-12
- 84- Roszkopf AB, Ramseier LE, Sutter R. Femoral and tibial torsion measurement in children and adolescents: comparison of 3D models based on low-dose biplanar radiography and low-dose CT. *AJR Am J Roentgenol*. 2014 Mars; 202(3):W285-91.
- 85- Gheno R, Nectoux E, Herbaux B. Three-dimensional measurements of the lower extremity in children and adolescents using a low-dose biplanar X-ray device. *Eur Radiol*. 2012 Apr; 22(4):765-71.
- 86- Thelen P, Delin C, Folinais D. Evaluation of a new low-dose biplanar system to assess lower-limb alignment in 3D: a phantom study. *Skeletal Radiol*. 2012 Sep; 41(10):1287-93.

- 87- Guenoun B, Zadegan F, Aim F et al. Reliability of a new method for lower-extremity measurements based on stereoradiographic three-dimensional reconstruction. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2012 Sep; 98(5):506-13.
- 88- Jean-Yves Lazennec, Adrien Brusson and Marc-Antoine Rousseau. Hip-spine relations and sagittal balance clinical consequences. *Eur Spine J.* 2011 Sep; 20(Suppl 5): 686–698.
- 89- Jean-Yves Lazennec, Adrien Brusson and Marc-Antoine Rousseau. Hip-Spine Relations: An Innovative Paradigm in THR Surgery. *Recent Advances in Arthroplasty. InTech* 2012, p. 69-94.
- 90- McKenna C, Wade R, Faria R et al. EOS 2D/3D X-ray imaging system: a systematic review and economic evaluation. *Health Technol Assess.* 2012; 16(14):1-188.
- 91- Krug KB, Weber C, Schwabe H et al. Comparison of image quality using an X-ray stereotactical whole-body system and a direct flat-panel X-ray device in examinations of the pelvis and knee. *Rofo.* 2014 Jan; 186(1):67-76.
- 92- Steven L. Blumer, David Dinan, Leslie E. Grissom. Benefits and unexpected artifacts of biplanar digital slot-scanning imaging in children. *Pediatr Radiol* (2014) 44:871–882.
- 93- Tobias J. Dietrich, Christian W. A. Pfirrmann, Alexander Schwab et al. Comparison of radiation dose, workflow, patient comfort and financial break-even of standard digital radiography and a novel biplanar low-dose X-ray system for upright full-length lower limb and whole spine radiography. *Skeletal Radiol* (2013) 42:959–967
- 94- Delin C, Silvera S, Bassinet C et al. Ionizing radiation doses during lower limb torsion and anteversion measurements by EOS stereoradiography and computed tomography. *Eur J Radiol.* 2014 Feb; 83(2):371-7
- 95- Benjamin G. Escott; Bheeshma Ravi; Adam C. Weathermon et al. EOS Low-Dose Radiography: A Reliable and Accurate Upright Assessment of Lower-Limb Lengths. *Bone Joint Surg Am*, 2013 Dec 04; 95 (23): e183.
- 96- Doody MM, Lonstein JE, Stovall M et al. Breast cancer mortality after diagnostic radiography: findings from the U.S. Scoliosis Cohort Study. *Spine (Phila Pa 1976).* 2000 Aug 15; 25(16):2052-63.
- 97- Mark S Pearce, Jane A Salotti, Mark P Little. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. *Lancet* 2012; 380: 499–505
- 98- Lazennec JY, Brusson A, Folinais D. Measuring extension of the lumbar-pelvic-femoral complex with the EOS® system. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* 2015 Aug; 25(6):1061-8.
- 99- Alexandre Journé, Jérôme Sadaka, Claire Bélicourt et al. New method for measuring acetabular component positioning with EOS imaging: feasibility study on dry bone. *Int Orthop.* 2012 November; 36(11): 2205–2209.
- 100- Lazennec JY, Brusson A, Dominique F. Offset and anteversion reconstruction after cemented and uncemented total hip arthroplasty: an evaluation with the low-dose EOS system comparing two- and three-dimensional imaging. *Int Orthop.* 2015 Jul; 39(7):1259-67.
- 101- Azmy C, Guérard S, Bonnet X. EOS orthopaedic imaging system to study patellofemoral kinematics: assessment of uncertainty. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2010 Feb; 96(1):28-36.
- 102- Lee M. Longstaff, Karen Sloan, Nikki Stamp et al. Good alignment after total knee arthroplasty leads to faster rehabilitation and better function. *The Journal of Arthroplasty*, 2009 Jun. 24(4):570-8
- 103- F.Mezachea, H.Mazouzb, H.Amranic. Principes biomécaniques de la prothèse du genou. 21ème Congrès Français de Mécanique (Bordeaux, 26 au 30 août 2013).
- 104- Denis Nam, Ritesh R. Shah, Ryan M. Nunley. Evaluation of the 3-Dimensional, Weight-bearing Orientation of the Normal Adult Knee. *J Arthroplasty.* 2014 May; 29(5): 906–911.

- 105- Michael A. Hunt, Trevor B. Birmingham, Thomas R. Jenkyn et al. *Measures of frontal plane lower limb alignment obtained from static radiographs and dynamic gait analysis. Gait & Posture, Volume 27, Issue 4, May 2008, Pages 635–640*
- 106- Gille O, Champain N, Benchikh-El-Fegoun A, Vital JM et al. *Reliability of 3D Reconstruction of the Spine of Mild Scoliotic Patients. Spine: 1 March 2007 - Volume 32 - Issue 5 - pp 568-573.*
- 107- Thepaut M, Leboucher J, Tissot V, Lempereur M et al. *Mesure de la torsion fémorale par le système EOS : validité, reproductibilité et perspectives pour les enfants et adultes paralysés cérébraux. Annals of Physical and Rehabilitation Medicine Volume 55, n° S1 pages e219-e220 (octobre 2012).*

UNIVERSITE DES ANTILLES
FACULTE DE MEDECINE HYACINTHE BASTARAUD

SERMENT D'HIPPOCRATE

Au moment d'être admis à exercer la médecine, en présence des maîtres de cette école et de mes condisciples, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité qui la régissent.

Mon premier souci sera, de rétablir, de préserver ou de promouvoir la santé dans tous les éléments physiques et mentaux, individuels collectifs et sociaux. Je respecterai toutes les personnes, leur autonomie et leur volonté, sans aucune discrimination selon leur état ou leurs convictions.

J'interviendrai pour les protéger si elles sont affaiblies, vulnérables ou menacées dans leur intégrité ou dignité.

Même sous la contrainte, je ne ferai usage de mes connaissances contre les lois de l'humanité.

J'informerai les patients de décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des circonstances pour forcer leurs consciences.

Je donnerai mes soins à l'indigent et à quiconque me les demandera.
Je ne me laisserai influencer ni par la recherche du gain ni par la recherche de la gloire.

Admis dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me sont confiés.
Reçu à l'intérieur des maisons, je respecterai les secrets des foyers.
Et ma conduite ne servira pas à corrompre les mœurs.

Je ferai tout pour soulager les souffrances, sans acharnement.
Je ne provoquerai jamais la mort délibérément.
Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission.
Que je sois modéré en tout, mais insatiable de mon amour de la science.
Je n'entreprendrai rien qui ne dépasse mes compétences ; je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

J'apporterai mon aide à mes confrères ainsi qu'à leurs familles dans l'adversité.
Que les hommes et mes confrères m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses,
Que je sois déshonoré et méprisé si j'y manque.

**UNIVERSITE DES ANTILLES
FACULTE DE MEDECINE HYACINTHE BASTARAUD**

DEMANDE D'IMPRIMATUR

Thèse pour obtenir le grade de Docteur en Médecine (Médecine Spécialisée)

Présentée par : Mr Pablo MOLINA

Né le : 12 mai 1987 à Toulouse

Département : 31

Pays : France

Et intitulée :

Intérêt des nouvelles modalités d'imagerie de type BXR dans le bilan préopératoire de prothèse totale du genou.

Jury proposé

Président : Mr le Professeur Régis DUVAUFERRIER


Juges : Mr le Professeur Régis DUVAUFERRIER

Mr le Professeur Georges JEAN-BAPTISTE

Mr le Professeur Jean-Louis ROUVILLAIN

Mme le Docteur Anne MIQUEL

Directeur : Mr le Professeur Alain SAUTET

<p>Vu à Fort-de-France, le 7 Mars 2016</p> <p>Le Président de Thèse</p>  <p>Professeur Régis DUVAUFERRIER</p>	<p>Pour accord, à Pointe-à-Pitre, le</p> <p>Le Doyen de la Faculté de Médecine</p> <p>Professeur Raymond CESAIRE</p>
<p>AUTORISE A SOUTENIR ET A IMPRIMER LA THESE</p> <p>Pointe-à-Pitre, le</p> <p>Le président de l'Université des Antilles</p> <p>Corinne MENCER-CASTER</p>	