



UNIVERSITE DE LILLE
FACULTE DE MEDECINE HENRI WAREMBOURG

Année : 2018

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN MEDECINE

**Intérêt du Cone-Beam CT en comparaison du Scanner
conventionnel multibarrettes dans le bilan étiologique de douleurs
sur prothèse totale de genou**

Étude rétrospective à propos de 28 cas.

Présentée et soutenue publiquement le 08 juin 2018 à 18h00
au Pôle Formation
Par DARTUS Julien

JURY

Président :

Monsieur le Professeur PASQUIER Gilles

Assesseurs :

Monsieur le Professeur MIGNAUD Henri

Monsieur le Professeur DEMONDION Xavier

Monsieur le Docteur MOREL Vincent

Directeur de Thèse :

Madame le Docteur PUTMAN Sophie

AVERTISSEMENT

La Faculté n'entend donner aucune approbation aux opinions émises dans les thèses : celles-ci sont propres à leurs auteurs

LISTE DES ABREVIATIONS

ACP	Angle Condyléen Postérieur
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
AORI	Anderson Orthopaedic Research Institute
ATEa	Axe TransEpicondylien anatomique
CBCT	Cone Beam Computed Tomography
CTDI	Computed Tomography Dose Index
FOV	Field Of View
FBP	Filtered Back Projection
LW	Ligne de Whiteside
MAR	Metal Artifact Reduction
MDCT	Multiple Detector Computed Tomography
MOSFET	Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor
PACS	Picture Archiving and Communication System
RAFC	Rotation de l'implant fémoral
RATC	Rotation de l'implant tibial
TCP	Tangente aux Condyles Postérieurs
TDM	Tomodensitométrie
TFP	Angle Fémoro Patellaire
TTA	Tubérosité Tibiale Antérieure
UH	Unité Hounsfield
UHR	Ultra Haute Résolution

SOMMAIRE

RESUME	1
MATERIEL ET METHODES	6
I. Notions fondamentales d'imagerie	6
A. Base physique des rayons X	6
1. Production de rayons X	7
2. Applications médicales	8
3. Inconvénients des rayons X	9
B. La Tomodensitométrie	10
1. Principes	10
2. Formation de l'image radiante	11
3. Détection de l'image radiante	11
4. Construction de l'image	12
5. Gestion des artefacts métalliques	14
C. Les appareils tomodensitométriques	22
1. Historique du MDCT	22
2. Le Cone-Beam CT	25
II. Intervention	27
A. Mode d'inclusion	27
B. Acquisition des images	28
1. Le Scanner standard : Somaton Définition AS64 (Siemens)	28
2. Le Cone-beam	30
III. Méthode d'évaluation	32
A. Mesures angulaires	33
1. Angle fémoro-patellaire	33
2. Rotation de l'implant fémoral	33
3. Rotation de l'implant tibial	34
B. Recherche de descellement	35
C. Evaluation de l'interface Os-Prothèse	37
D. Dosimétrie	38
E. Evaluation clinique	38
F. Analyse statistique	39
RESULTATS	40
I. Population	40
A. Effectif	40
B. Age et sexe	40
C. Latéralisation	40
D. Anthropométrie	41
E. Typologie des prothèses	41
F. Ponction de genou	42
II. Données scanographiques	42
A. Mesures angulaires	42
1. Angle fémoro-patellaire (TFP)	42
2. Rotation de l'implant fémoral (RAFC)	43
3. Rotation de l'implant tibial (RATC)	45
B. Recherche de descellement des implants	47
1. Nombre de liserés détectés	47
2. Recherche de descellement tibial	49
3. Recherche de descellement fémoral	49
4. Recherche de descellement du bouton patellaire	49
C. Evaluation de l'interface os-prothèse	50
1. Interface os-prothèse au niveau tibial	50
2. Interface os-prothèse au niveau du fémur antérieur	51
3. Interface os-prothèse au niveau du fémur postérieur	51
4. Interface os-prothèse au niveau du médaillon patellaire	52
D. Dosimétrie	52
III. Etude de concordance inter-observateurs	53
A. Concordance sur les mesures de rotations des implants	53

B.	Concordance sur la recherche de liserés et de descellement	53
C.	Concordance sur la qualité d'image	54
IV.	Étude descriptive de l'influence du type de prothèse pour le diagnostic de descellement et l'évaluation de la qualité d'image	57
A.	Prothèses de 1 ^{ère} intention	57
B.	Prothèses avec quilles d'extension centro-médullaires ou type charnières.....	58
DISCUSSION	61
I.	Intérêts et limites de l'étude	61
II.	Mesures angulaires et imagerie en coupe.....	62
III.	CBCT et descellement	68
IV.	CBCT et qualité d'image	70
V.	CBCT et dosimétrie.....	72
CONCLUSION	76
TABLE DES ILLUSTRATIONS	77
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	79

RESUME

Introduction : Les révisions de prothèses totales de genou (PTG) nécessitent la réalisation d'un bilan pré-opératoire précis afin d'identifier les causes d'échec de l'arthroplastie primaire. Le scanner (MDCT) est fortement artéfacté par le métal des implants, constituant un frein au diagnostic étiologique des douleurs sur prothèse.

La conception de Cone-Beam (CBCT) dédiés à l'imagerie musculosquelettique permet d'envisager une utilisation en chirurgie prothétique du genou.

Objectif : Comparer l'efficacité du CBCT à celle du MDCT dans le cadre du bilan étiologique de douleurs sur PTG.

Méthode : D'octobre 2017 à mars 2018, 28 patients, d'âge moyen 61 ans [45-85], ont bénéficié d'un MDCT et d'un CBCT dans le cadre de douleurs sur PTG. Deux observateurs indépendants ont évalué sur chaque appareil des mesures angulaires : angle fémoro-patellaire (TFP), rotation des composants fémoral (RAFC) et tibial (RATC), la présence de liserés pathologiques et/ou de descellement des implants, la qualité d'image (QI) des différentes interfaces os-prothèse. Le CTDI moyen des examens ont été collectés.

Résultats : Les coefficients de corrélation intra-classe (ICC) pour les mesures angulaires et la recherche de liserés pour le MDCT et le CBCT étaient respectivement jugés bon (0,73) et excellent (0,82) pour le TFP, juste (0,28) et modéré (0,441) pour le RAFC, excellent pour les deux examens (0,82 et 0,96) pour le RATC, modéré (0,45) et excellent (0,84) pour la recherche de liserés. Les coefficients Kappa de corrélation inter-observateurs pour le diagnostic de

descellement des implants et la QI pour le MDCT et le CBCT étaient respectivement jugés modérés (0,45) et excellent (0,93) pour le descellement tibial, léger (0,19) et juste (0,38) pour le descellement fémoral, juste (0,026) et excellent (1) pour la QI os-implant tibial, mauvais à léger (-0,12 à 0,12) et modéré à bon (0,52 à 0,71) pour la QI os-fémur. La QI os-implant patellaire était jugée juste pour les deux examens (0,233 et 0,362).

Le CTDI moyen du CBCT (4,138 mGy) était significativement inférieur d'un facteur 1,24 ($p < 0,015$) par rapport au MDCT (5,125).

Conclusion : Le CBCT semble être une alternative intéressante dans le bilan pré-opératoire des reprises de PTG. Il permet la réalisation de mesures reproductibles des composants prothétiques, une analyse fine des interfaces os-prothèses grâce à une bonne qualité d'image et une faible dosimétrie.

Une évaluation par rapport à la chirurgie doit être effectuée pour évaluer son efficacité.

INTRODUCTION

Depuis une dizaine d'années, la chirurgie prothétique du genou connaît un essor important du fait du vieillissement de la population (1) et de l'augmentation des indications de prothèses totales de genou chez les sujets jeunes (2). L'augmentation constante des actes d'arthroplastie primaire (3,4) induit une augmentation des actes de reprise de prothèses totales de genou (5,6).

Les causes d'échec des prothèses de genou de première intention sont nombreuses et ont fait l'objet, en France, d'un Symposium lors du congrès annuel de la Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique (SOFOT) en 2000 (7) et 2015. Les principales causes d'échecs identifiées sont : l'infection, le descellement septique ou aseptique, la laxité et la raideur (8,9).

Hormis les causes septiques, ces échecs sont essentiellement liés à des erreurs techniques : malposition ou malrotation des implants (10), anomalie de hauteur de coupe, sur ou sous-dimensionnement des implants (11,12), existence de corps étrangers intra-articulaires.

L'identification de ces différentes anomalies est primordiale avant de poser l'indication opératoire d'une reprise de prothèse totale de genou. Ces dernières sont des interventions délicates et exigeantes nécessitant une gestion parfaite de différentes problématiques telles que la restauration de la hauteur de l'interligne prothétique (13), le bilan ligamentaire, la bonne position des implants (14), la qualité de leur fixation et la gestion des pertes de substances osseuses (15). De ces

différents critères dépendent la réussite de l'intervention, la survie des implants et la diminution du risque de chirurgie itérative.

Les reprises de prothèses totales de genou doivent être précédées d'un bilan pré-opératoire rigoureux (16) qui comprend habituellement :

- un examen clinique exhaustif,
- une ponction articulaire à la recherche d'une infection,
- un test par infiltration d'anesthésiques locaux intra-articulaires à la recherche d'une sédation des douleurs,
- des radiographies en charge du genou,
- un pangonogramme en charge,
- des clichés en stress en varus/valgus,
- en fonction des chirurgiens, des bilans plus onéreux tels que la tomodensitométrie et la scintigraphie (17).

Néanmoins, pour ces derniers, les artefacts métalliques altèrent considérablement la qualité de l'image (18), et par conséquent l'analyse de la cause d'échec de l'arthroplastie.

La gestion des artefacts métalliques est donc un enjeu majeur pour le radiologue et le chirurgien afin d'améliorer la qualité et la lecture de l'image.

Initialement liée aux paramètres d'acquisition (19), la gestion des artefacts métalliques a été fortement améliorée grâce au post-traitement de l'image. Des

algorithmes de réduction des artefacts métalliques (20) ont permis un diagnostic plus performant pour la même exposition aux rayons X.

Dans le même temps, de nouvelles techniques d'imagerie ont été développées comme la tomographie volumique à faisceau conique (21) (CBCT : Cone Beam Computed Tomography). A l'inverse de l'acquisition hélicoïdale du scanner conventionnel, le CBCT est doté d'un capteur plan. Ce dernier permet l'acquisition d'images avec une meilleure résolution spatiale.

Les premières séries de la littérature ont montré un intérêt majeur en chirurgie dentaire et maxillo-faciale du fait d'une réduction importante des artefacts métalliques et d'une amélioration significative de la qualité d'image (22,23).

Désormais, de nouveaux CBCT sont dédiés à l'imagerie des extrémités (24). Peu de données sont retrouvées dans la littérature sur son application en chirurgie orthopédique et notamment en chirurgie prothétique. En effet, une réduction des artefacts métalliques, associée à une meilleure résolution spatiale pourrait permettre une meilleure analyse des étiologies de PTG douloureuses. La supériorité du CBCT face au scanner conventionnel multibarrettes (MDCT : Multiple Detector Computed Tomography) n'est pas démontrée. Nous avons eu l'opportunité de bénéficier d'un appareillage CBCT prêté temporairement au CHRU de Lille dans le cadre d'un partenariat industriel.

L'objectif principal de cette étude est de comparer l'efficacité du Cone-Beam CT au scanner conventionnel multibarrettes actuel dans le cadre du bilan étiologique de douleurs sur prothèses totales de genou.

MATERIEL ET METHODES

I. Notions fondamentales d'imagerie

A. Base physique des rayons X

Découverts en 1895 par Röntgen (25), les rayons X appartiennent au spectre du rayonnement électromagnétique, tout comme les rayonnements ultra-violets, infra-rouges et la lumière visible. Ces rayons sont ionisants, la longueur d'onde des photons caractérisant les rayons X est comprise entre 5 picomètres et 10 nanomètres et leur énergie comprise entre 100 électrons-volt à un méga électrons-volt.

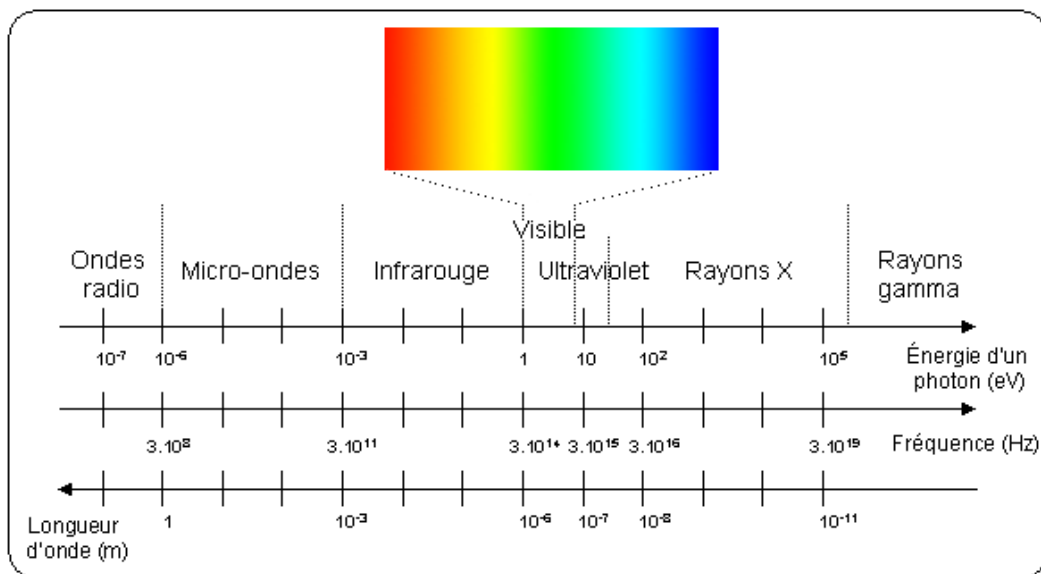


Figure 1 : Spectre électromagnétique (source : www.radiographie.com)

Ils présentent les caractéristiques communes des rayons électromagnétiques :

- diffusion à la vitesse de la lumière,
- propagation en ligne droite,
- aucune influence des champs électromagnétiques sur leur propagation,

- Ionisation des atomes traversés,
- Action potentiellement létale sur les cellules humaines.

1. Production de rayons X

Les rayons X sont produits dans un tube de Coolidge (26) ou tube à cathode chaude (figure 2). Une cathode en tungstène, chauffée par courant électrique, émet des électrons qui sont dirigés vers une anode également en Tungstène, portée à haute tension et chargée positivement, afin de produire des rayons X.

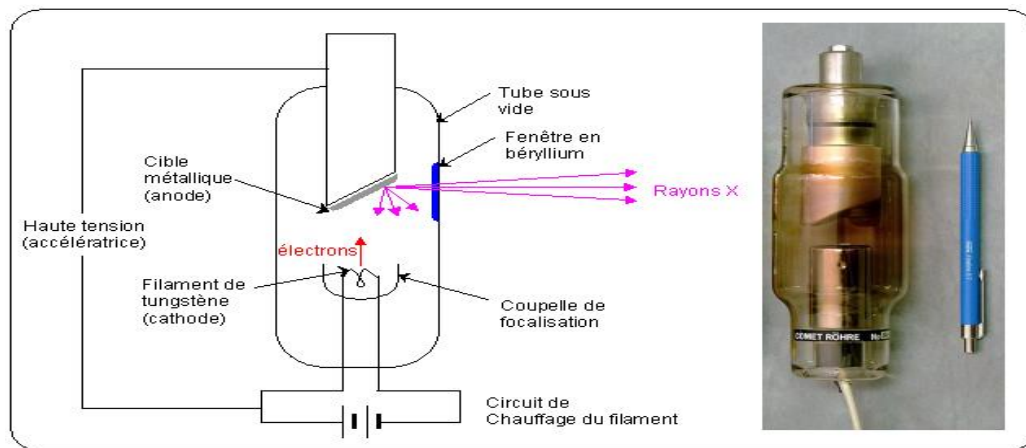


Figure 2 : Schéma d'un tube de Coolidge (www.dperayonx.canalblog.com)

Les rayons X sont générés (figure 3) :

- soit par rayonnement de freinage, lors du passage des électrons à proximité des noyaux des atomes de l'anode (l'électron est alors dévié et ralenti, l'atome de l'anode produit alors des photons X selon un spectre continu) ;
- soit par rayonnement de fluorescence : l'électron incident expulse un ou des électrons des atomes de l'anode, il se produit alors un réarrangement électronique produisant des photons de niveaux d'énergie caractéristiques : spectre de raie.

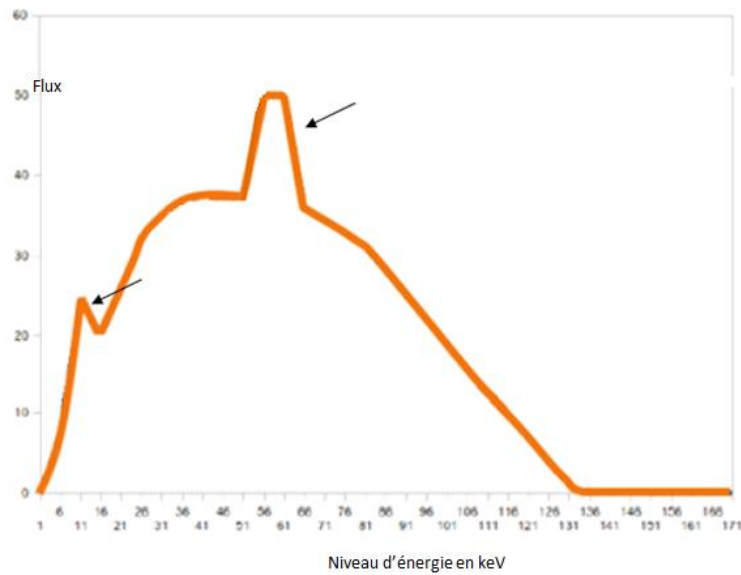


Figure 3 : Spectre continu par effet de freinage et spectre de raies (flèches) par fluorescence

2. Applications médicales

En manipulant les rayons X, Röntgen observa que la mise en place d'une structure anatomique entre la source et la plaque permettait de visualiser les os de manière assez nette à l'inverse des parties molles très peu visibles.

Très rapidement, les rayons X furent utilisés pour obtenir les premières radioscopies et radiographies (figure 4). Initialement sujet d'attractions de foire, ils furent utilisés par le corps médical dans le monde entier. Il s'agit de la naissance de la radiographie et du radiodiagnostic.



Figure 4 : La main de Bertha Roentgen, 1^{ère} radio connue

3. Inconvénients des rayons X

L'utilisation sans protection des premiers générateurs de rayons X a entraîné une forte exposition aux rayons X provoquant des radiodermites, des amputations de doigts et de main, ou même des cancers.

Il est alors démontré la nocivité des rayons X sur les tissus humains (27).

Deux types d'effets existent :

- les effets immédiats (ou déterministes) : une forte irradiation par des rayonnements ionisants provoque des effets immédiats sur les organismes vivants comme, par exemple, des brûlures plus ou moins importantes. En fonction de la dose et selon l'organe touché, le délai d'apparition des symptômes varie de quelques heures (nausées, radiodermites) à plusieurs mois. Des effets secondaires peuvent même être observés des années après une irradiation (fibroses, cataracte) ;
- les effets à long terme (effets aléatoires ou stochastiques) : les expositions à des doses plus ou moins élevées de rayonnements ionisants peuvent avoir des effets à long terme sous la forme de cancers et de leucémies. La probabilité d'apparition de l'effet augmente avec la dose. Le délai d'apparition après l'exposition est de plusieurs années.

Les premières recommandations de radioprotection sont alors émises : émission des rayons X à distance des manipulateurs, protection par vitre plombé (28).

Le principe de précaution en radioprotection est résumé par l'acronyme ALARA (29) :

« *As Low As Reasonably Achievable* »

(Aussi bas que raisonnablement possible).

L'objectif actuel est d'obtenir des images de plus en plus performantes pour des doses de rayons X identiques voire inférieures.

B. La Tomodensitométrie

1. Principes

La tomodensitométrie a pour objectif d'étudier l'atténuation d'un faisceau de rayons X au cours de sa traversée d'une structure.

Cette atténuation suit la loi de Beer-Lambert(30) définie par l'équation suivante :

$$I = I_0 \times e^{-\mu L}$$

I = Intensité du rayonnement transmis I ₀ = Intensité du rayonnement incident μ : coefficient d'atténuation linéaire (cm ⁻¹) L : épaisseur de l'objet en cm

Le coefficient d'atténuation linéaire d'un élément donné est :

- dépendant du numéro atomique Z, de sa densité et de l'énergie du rayonnement incident,
- ne peut être déterminé par une seule incidence mais par la multiplication des incidences qui permet d'obtenir suffisamment de données pour calculer sa valeur,
- le coefficient d'atténuation de référence est celui de l'eau, qui possède une valeur nulle.

2. Formation de l'image radiante

L'image radiante est la résultante de l'atténuation du faisceau de rayons X par la cible (patient). Cette atténuation est la conséquence de l'interaction des rayons X avec la matière. Elle dépend de nombreux paramètres physiques :

- l'épaisseur de l'objet à traverser,
- le caractère polychromatique du faisceau de rayons X,
- le rayonnement lié à l'effet photoélectrique,
- la diffusion élastique (effet de Thomson-Rayleigh),
- la diffusion inélastique (effet Compton).

En imagerie médicale, l'énergie du faisceau de rayons X est comprise entre 20 et 150 KeV. L'effet photoélectrique et l'effet Compton y sont donc prédominants.

3. Détection de l'image radiante

Les détecteurs sont des structures solides faisant face à la source de rayons X et captant les photons X atténués par les organes traversés.

Dans le cadre d'un capteur numérique, la chaîne de détection est composée de (31) :

- scintillateurs : transformant les photons X en photons lumineux (dans le cas des capteurs indirects),
- photodiodes : transformant les photons lumineux en signaux électriques, proportionnels à l'intensité du faisceau de rayons X reçus,
- photo-amplificateurs : amplifiant le signal avant traitement informatique.

Dans le cadre des capteurs directs, les photons X sont directement convertis en un signal électrique.

Dans le cadre du scanner, l'intégration des signaux résultant des différents détecteurs permet de constituer une cartographie du coefficient d'atténuation des photons X.

4. Construction de l'image

La construction de l'image nécessite le passage d'une information électrique en une image numérique. Chaque détecteur activé par les rayons X génère un signal électrique. Ces signaux électriques sont définis par leurs fréquences. La somme intégrée de ces fréquences va déterminer le sinogramme : élément contenant toute l'information résultante d'une coupe pour tous les angles de projection.

L'image va être reconstruite à partir du sinogramme grâce à la Transformation de Fourier. Cette formule est inversable, permettant de passer de l'image au sinogramme et de retravailler ainsi l'image. C'est la base des algorithmes de réduction des artefacts métalliques. (Figure 5)

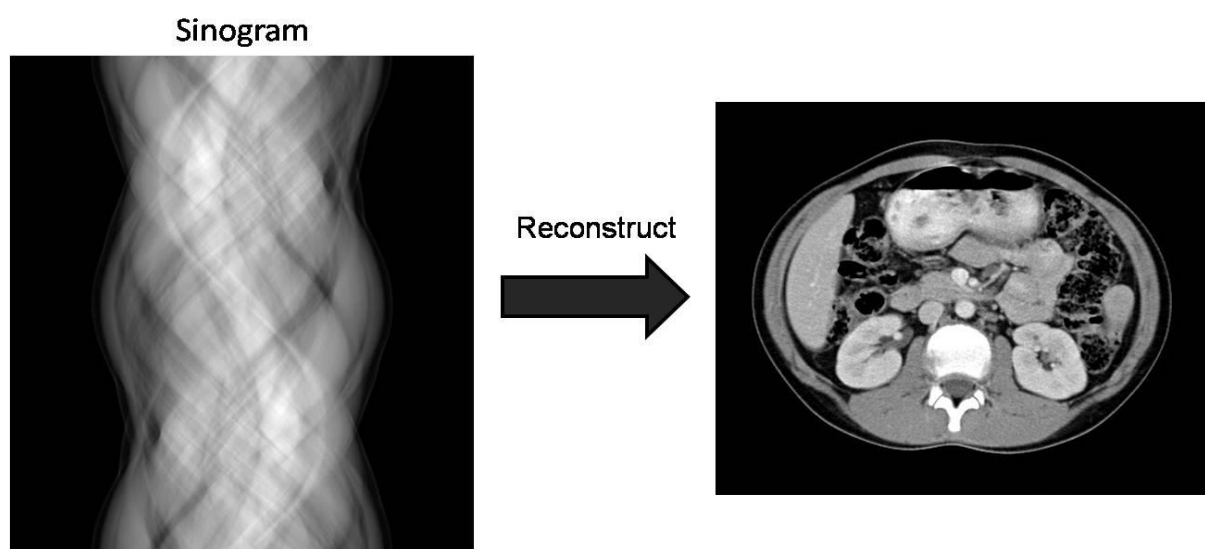


Figure 5 : Sinogramme et reconstruction tomographique d'une acquisition par rayons X (par Pol Grasland – Mongrain)

Contraste de l'image :

A chaque pixel va être attribué une valeur d'atténuation définie par l'échelle des gris de Hounsfield qui différencie les coefficients d'atténuation des organes du corps humain en, environ, seize niveaux de gris, nombre maximal de nuances détectables par l'œil humain.

Les valeurs d'atténuation sont rapportées selon l'échelle d'Hounsfield allant de -1000 (graisse) à + 3000 (métaux) Unités Hounsfield (UH) (figure 6).

Le coefficient d'atténuation linéaire d'un corps donné est relié à son opacité selon la formule (32) :

$$CTx \text{ (UH)} = (1000\mu \times \mu_{\text{eau}}) / \mu_{\text{eau}}$$

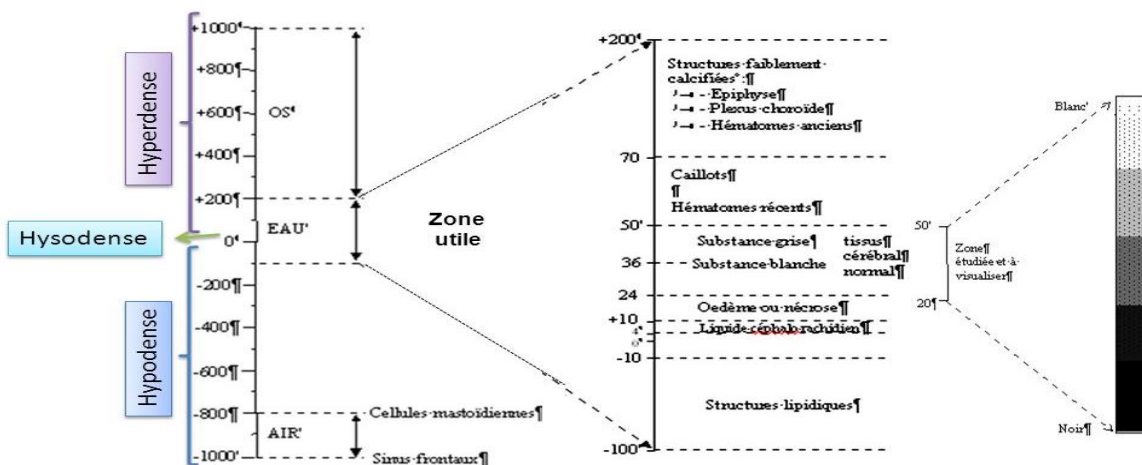


Figure 6 : Échelle des coefficients d'atténuation d'Hounsfield (slideplayer.fr)

5. Gestion des artefacts métalliques

a. Les principaux artefacts métalliques

Les implants prothétiques en chirurgie orthopédique sont constitués de Chrome, Cobalt et Titane pour la majeure partie des dispositifs médicaux implantables. Ces métaux ont une densité beaucoup plus importante que l'os et les tissus mous humains. La conséquence directe est, une difficulté pour les rayons X à pénétrer le métal, ces derniers subissant une atténuation importante. Les rayons X de faible énergie ne franchissent pas le métal.

Il en résulte trois principaux types d'artefacts métalliques (18) :

- *Artefacts de durcissement* ou « beam hardening » : lorsqu'un faisceau de rayons X polychromatique (c'est-à-dire avec différents niveaux de keV/énergies) traverse du métal, les rayons X de faible énergie sont absorbés. La proportion de rayons de haute énergie sortant de l'objet est plus grande que celle des rayons X entrant : on dit qu'il y a durcissement du faisceau.

Ainsi, une fois le métal traversé, le spectre de rayon qui traverse les tissus mous au-delà de la prothèse ne contient que des photons de haute énergie, ce qui entraîne des erreurs de mesure (atténuation plus faible) responsables d'artefacts en bandes noires (figure 7).

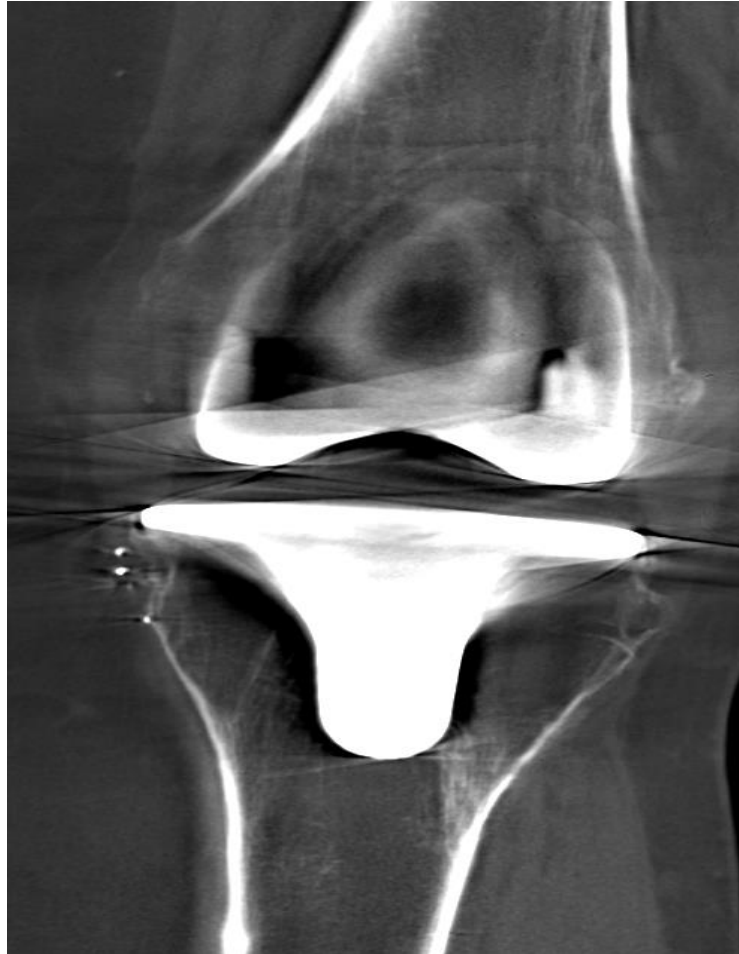


Figure 7 : Coupe frontale d'une prothèse de genou en MDCT. Présence de raies noires liées au durcissement du faisceau (CHRU de Lille)

- *Artefacts des stries en éventail* (Scatter artifacts) : d'origines multiples mais notamment liés à des effets de bord. La très faible diffusion des photons X à travers le métal entraîne une diffusion importante des rayons X qui ne suivent plus la trajectoire rectiligne initiale, mais une trajectoire non linéaire altérant la reconstruction de l'image du fait d'une surestimation des photons X attendus sur la cible. Ils produisent des artéfacts blancs qui irradient à partir de l'objet (figure 8).

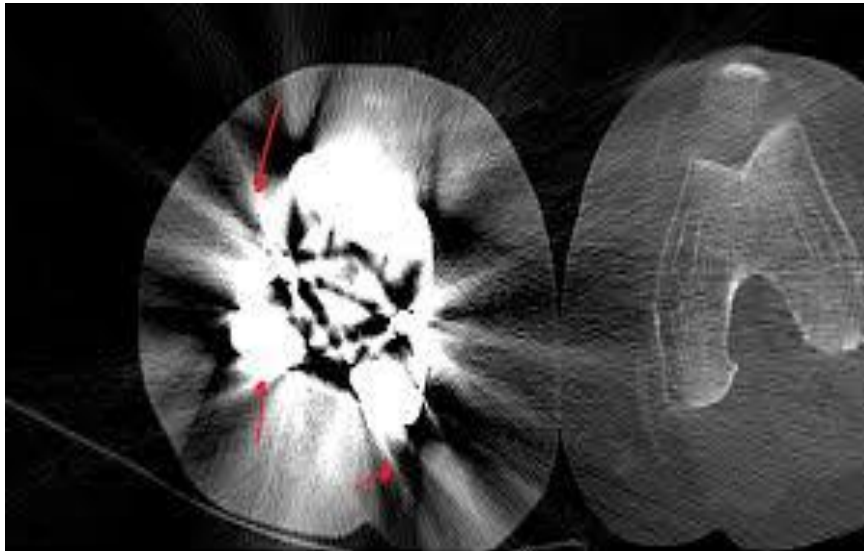


Figure 8 : Coupe axiale en MDCT d'une prothèse de genou. Les flèches rouges indiquent des stries blanches en rapport avec des artefacts type Compton Scattering

- *Artefacts d'appauvrissement du flux de photon* ou « photon starvation », c'est-à-dire l'augmentation relative du bruit : après la traversée du métal, le faisceau de rayon x contient beaucoup moins, voire très peu, de photons. Les parties molles situées au-delà, ne reçoivent presque plus de rayons X à l'origine d'une perte importante d'information (perte du signal et donc augmentation relative du bruit). Ce mécanisme est également à l'origine d'artéfacts noirs.

b. Techniques de réduction des artefacts métalliques.

On peut réduire l'effet des artéfacts métalliques en scanner par plusieurs méthodes.

- **Modification des paramètres d'acquisition et/ou de reconstruction**

Pendant l'acquisition, on peut :

- augmenter le pic de kilo voltage (kilovolt peak),
- augmenter l'intensité du flux c'est-à-dire les milliampère-secondes ou mAs,

- minimiser l'épaisseur du matériel traversé par les rayons X en positionnant judicieusement le patient,
- utiliser une petite collimation (c'est-à-dire une faible épaisseur nominale de coupe).

Après l'acquisition, on peut lors de la lecture de l'examen :

- utiliser des coupes reconstruites (MPR) épaisses,
- choisir des filtres de reconstruction standards ou mous au lieu de filtres durs,
- élargir la fenêtre de visualisation sur l'échelle de Hounsfield.

- **Utilisation de l'imagerie spectrale (double énergie)**

Deux faisceaux, d'énergies maximales différentes, sont produits par le scanner avec donc deux spectres de rayon x différents (figure 9).

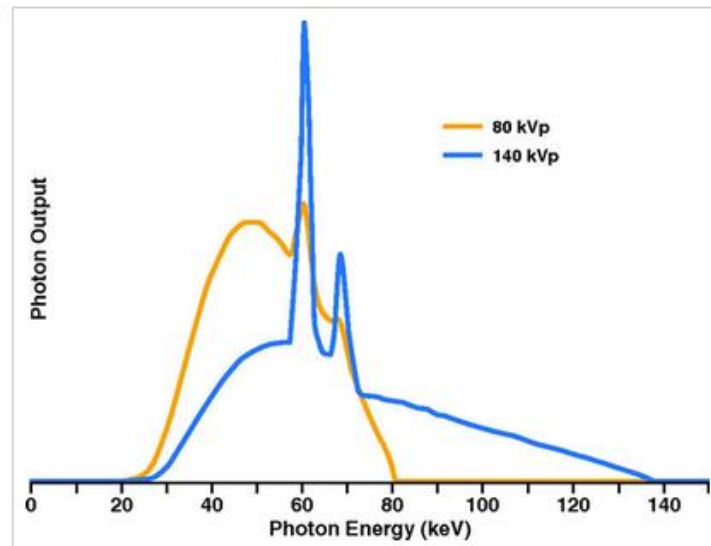


Figure 09 : principe de la double énergie (Dual-Energy CT: General Principles Thorsten R. C. Johnson(33))

Cela permet de reconstruire des images « virtuellement mono énergétiques » à un niveau d'énergie choisi (par exemple 130 keV pour analyser le métal et son

pourtour), c'est-à-dire comme si l'image n'avait été réalisée qu'avec des photons d'énergie 130keV. On s'affranchit ainsi du phénomène de durcissement du faisceau responsable d'artéfacts noirs améliorant la qualité d'image (34).

La technique double énergie présente cependant plusieurs limites (35) :

- Elle nécessite des paramètres d'acquisition spécifiques et donc d'anticiper la gestion des artéfacts métalliques lors de l'acquisition du scanner ;
- Elle nécessite une irradiation supplémentaire (même si celle-ci est de plus en plus faible avec les nouvelles techniques dual-energy) ;
- En termes d'efficacité, la littérature montre, globalement une supériorité des techniques MAR (Metal Artifact Reduction) en simple énergie par rapport à la double énergie mais un intérêt potentiel de l'association des deux techniques.

Des algorithmes de réduction des artefacts métalliques ont vu le jour permettant de prendre en considération ces différents effets délétères du métal, lors de la reconstruction de l'image numérique. Ces algorithmes propres à chaque société (iMAR, oMAR , cMAR2 etc...) permettent de transformer l'image directement dans le sinogramme afin de générer une image minimisant les artefacts métalliques (36) (Figure 10).

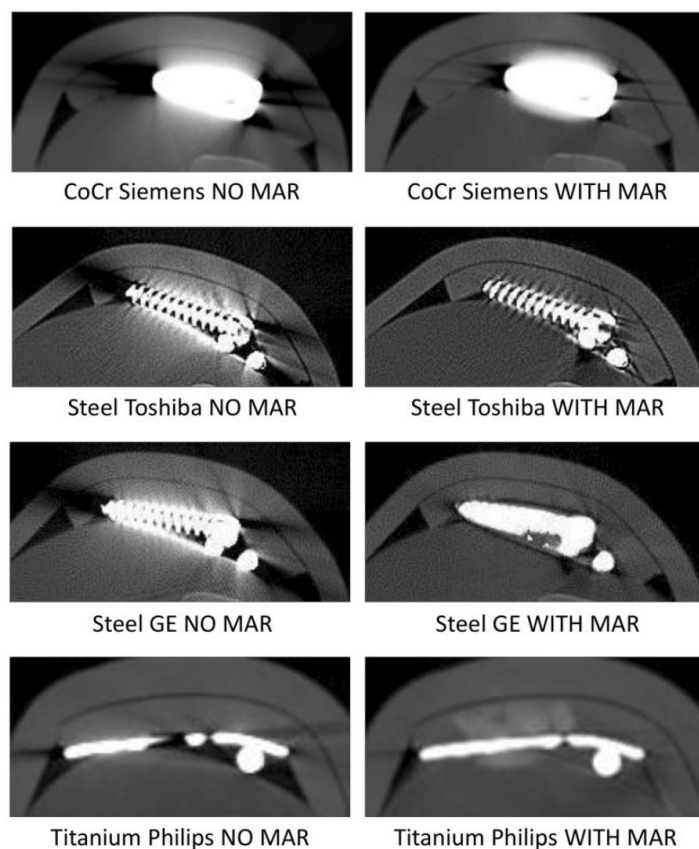


Figure 10 : Reconstruction de l'image à l'aide des séquences de réduction des artefacts métalliques

La majorité des logiciels de réduction des artefacts métalliques utilisent la technique de la rétroprojection filtrée (37) (Filtered Back Projection, FBP).

Bien qu'il existe des différences entre les constructeurs, les principes globaux de fonctionnement peuvent être résumés de la façon suivante (38) (figure 11) :

- 1) Après construction de l'image originale, le logiciel extrait sélectivement l'image correspondante au métal ;
- 2) Cette image du métal est par la formule de la transformée inverse de Fourier redéfinie dans le sinogramme : on obtient l'image métallique dans le sinogramme ;
- 3) Dans le sinogramme original est soustrait le sinogramme du métal et de ses artefacts : On obtient ainsi des données brutes sans métal ni artefact ;

- 4) L'algorithme retransforme le sinogramme grâce à la transformation de Fourier en image sans métal et avec beaucoup moins d'artefacts métalliques ;
- 5) L'image sans artefacts ni métal est additionnée à l'image du métal pour créer l'image finale (figure 12).

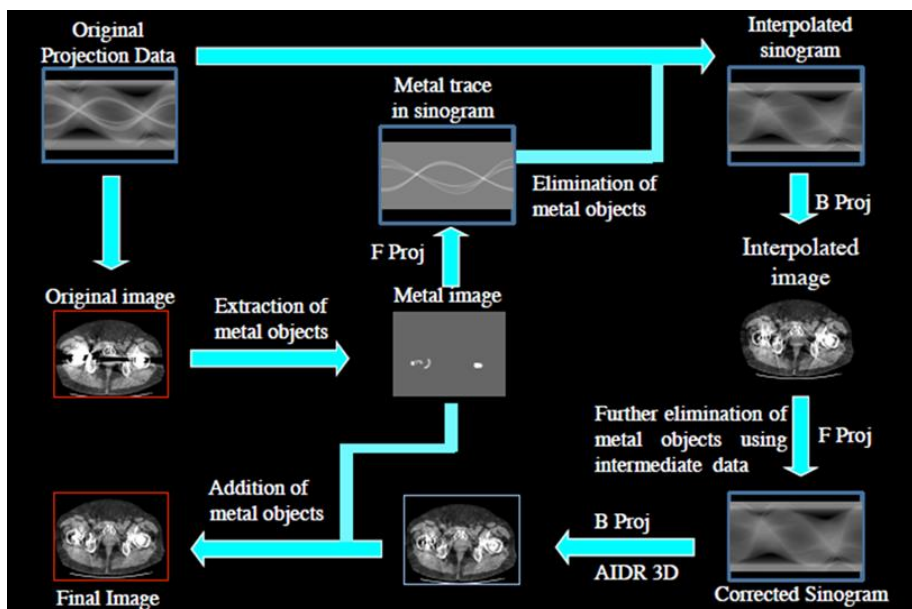


Figure 11 : Reconstruction d'image par l'algorithme de réduction des artefacts métalliques

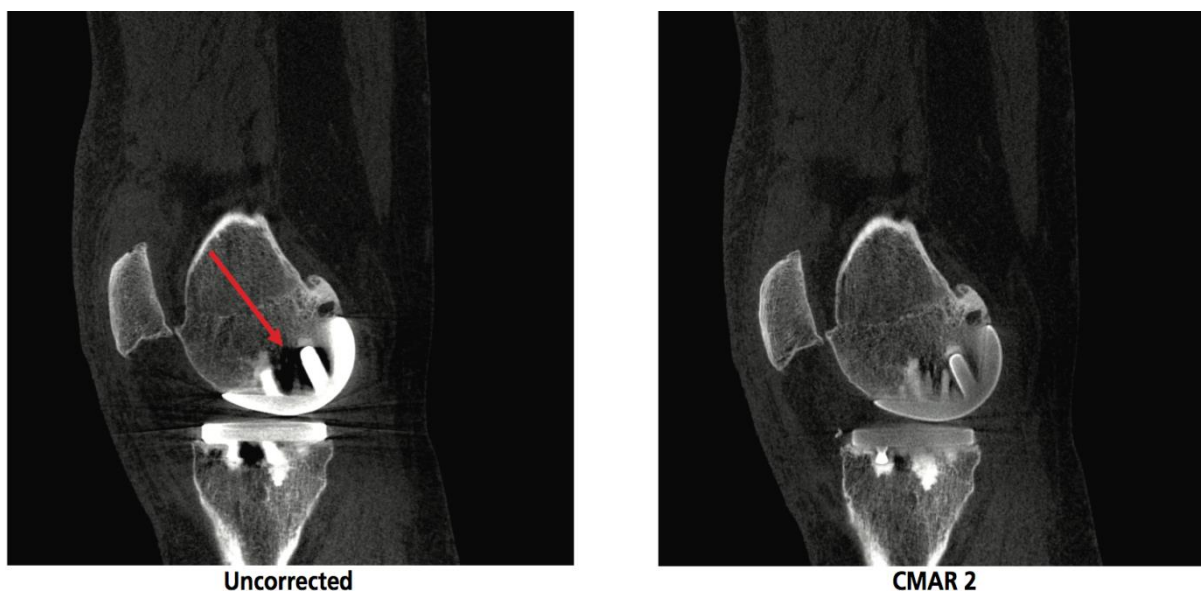


Figure 12 : Réduction des artefacts métalliques (Carestream Health™, Rochester NY, USA)

Ces techniques en simple énergie présentent pour avantages :

- De ne pas nécessiter de paramètres d'acquisitions spécifiques mais un simple post-traitement (assez rapide) réalisé après l'examen. Ce traitement des images peut même être réalisé quelques heures ou jours après la réalisation du scanner (tant que les données brutes sont encore disponibles) ;
- Elle ne nécessite pas d'irradiation supplémentaire ;
- En termes d'efficacité, la littérature montre globalement, une supériorité des techniques MAR pour l'analyse des parties molles et du pourtour métallique.

Néanmoins, elles peuvent être elles-mêmes génératrices d'artéfacts qui leurs sont propres (20). En effet, le post-traitement peut parfois supprimer à tort des parties métalliques ou générer des artéfacts à l'interface métal-os ou métal-ciment.

Il est donc recommandé de regarder aussi les images natives lors de l'interprétation.

Classiquement, en scanner le métal s'analyse sur les images natives, les parties molles sur le MAR tandis que l'interface métal-os peut bénéficier d'une analyse conjointe.

C. Les appareils tomodensitométriques

1. Historique du MDCT

Le premier scanner (société EMI) a été inventé par l'ingénieur Godfrey N. Hounsfield (39) en 1972. Grâce à l'apport de l'informatique, il mit en application les travaux d'Allan MacLeod Cormack qui en 1964 a décrit les méthodes de reconstruction tridimensionnelles à partir d'images radiographiques prises selon des angles différents. Cette découverte leur vaudra de recevoir le prix Nobel de Physique en 1979.

Initialement conçu pour la neuroradiologie, l'utilisation du scanner a été étendue au reste du corps humain par Ledley et Schellinger en 1980.



Figure 13 : Godfrey Hounsfield au côté du tout premier scanner (société EMI)

a) Le Scanner conventionnel multibarrettes

Depuis sa création, différentes générations de scanners ont été mises au point. Tous se démarquent notamment, par leur déplacement par rapport au malade et le nombre de barrettes de détecteurs (31).

1ère génération : le tube et le détecteur effectuent ensemble un mouvement de rotation, suivi d'une faible translation horizontale, puis d'une nouvelle rotation. L'acquisition était longue, elle pouvait durer plus de 6 min.

Les générations suivantes (2e et 3e) ont vu le nombre de détecteurs augmenter (jusque 300 détecteurs) permettant de couvrir l'ensemble du patient et entraînant une baisse très importante de la durée d'acquisition (10 secondes) et de la dosimétrie (Figure 14).

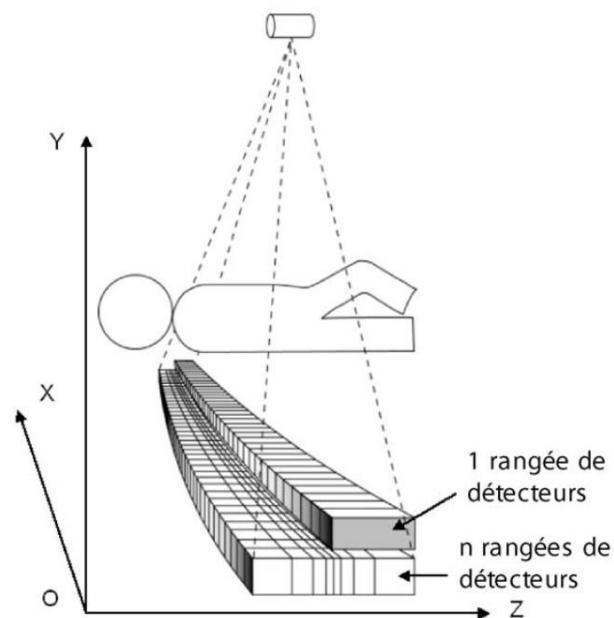


Figure 14 : Rangées de détecteurs face au tube de rayons X. Le nombre de rangées de détecteurs augmente avec la génération de l'appareil (31).

Mode d'acquisition :

Deux modes d'acquisition distincts existent afin d'obtenir des coupes MDCT (Figure 15) :

- le mode incrémental (séquentiel) : la table d'examen est fixe puis se déplace à chaque acquisition ;
- le mode spiralé (hélicoïdal) : le volume à explorer se déplace à une vitesse constante sous le faisceau de rayons X, ce dernier effectuant une rotation continue autour de la table définissant une spirale. Ce mode d'acquisition est le plus utilisé.

Au préalable, la délimitation de la zone à explorer s'effectue sur une image semblable à une radiographie ; il s'agit du topogramme (scout-view).

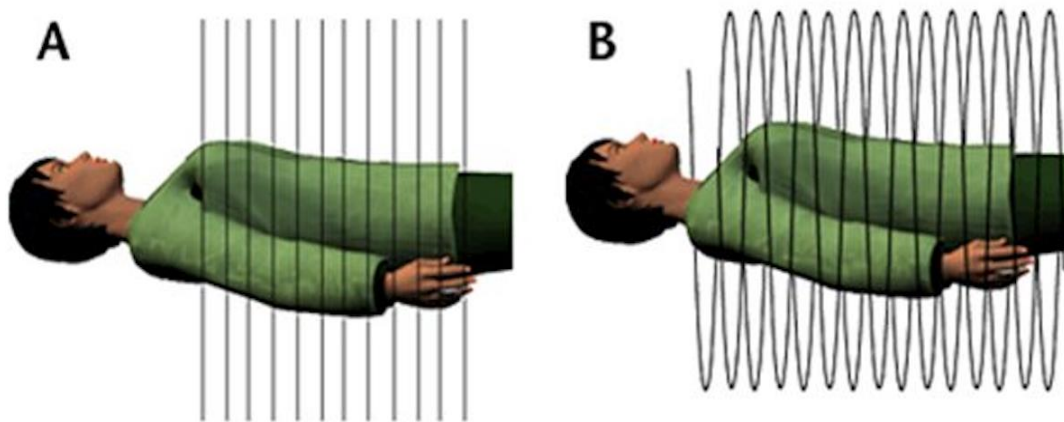


Figure 15 : Modes d'acquisition du MDCT. Image A : acquisition séquentielle, la table est fixe puis se déplace entre chaque acquisition. Image B : acquisition spiralée, le déplacement du volume à explorer s'effectue à vitesse constante.

2. Le Cone-Beam CT

a. Historique

Le Cone-Beam ou « Cone-Beam Computed Tomography » ou « Tomographie Volumique à faisceaux coniques » (CBCT) est une nouvelle technique d'imagerie musculo-squelettique en plein essor. Les résultats fournis par ce type d'appareil sont de type tomodensitométrique.

Bien qu'il existe depuis vingt ans (premiers appareils en 1994) avec une utilisation reconnue en pathologie dentaire et craniofaciale, les systèmes dédiés à l'imagerie musculo-squelettique (40) ont vu le jour il y a quelques années, ouvrant la perspective d'une utilisation du CBCT en routine clinique dans la pathologie ostéoarticulaire.

b. Principe de la tomographie volumique à faisceau conique

Le fonctionnement du CBCT est lié à l'utilisation d'une source de rayons X avec un faisceau de morphologie conique, réalisant une rotation autour d'un point d'intérêt fixe. L'acquisition permet l'obtention d'images volumiques (21).

La détection du faisceau est différente de celle d'un scanner conventionnel multibarrettes (MDCT) puisqu'il s'agit d'un capteur plan pour le CBCT permettant ainsi théoriquement une meilleure résolution spatiale (41) (Figure 16). L'acquisition consiste donc en une seule rotation autour d'un volume fixe sur un orbite d'environ 210° (42) durant entre 20 et 60 secondes en fonction des appareils (Figure 18). Lors de chaque déplacement angulaire, il est obtenu sur le capteur plan une image du

volume traversé. La reconstruction de 250 à 360 acquisitions numériques permet d'obtenir une unité volumique élémentaire : le voxel (Figure17). Chaque voxel est isotropique en CBCT : les trois axes x, y, z sont identiques, sans déformation, ce qui améliore la résolution finale de l'image car celle-ci est identique dans tous les plans de l'espace contrairement à celle du scanner qui peut présenter des imprécisions sur la reconstruction de la structure étudiée.

Cet iso **A** sme améliore la qualité d'image finale.

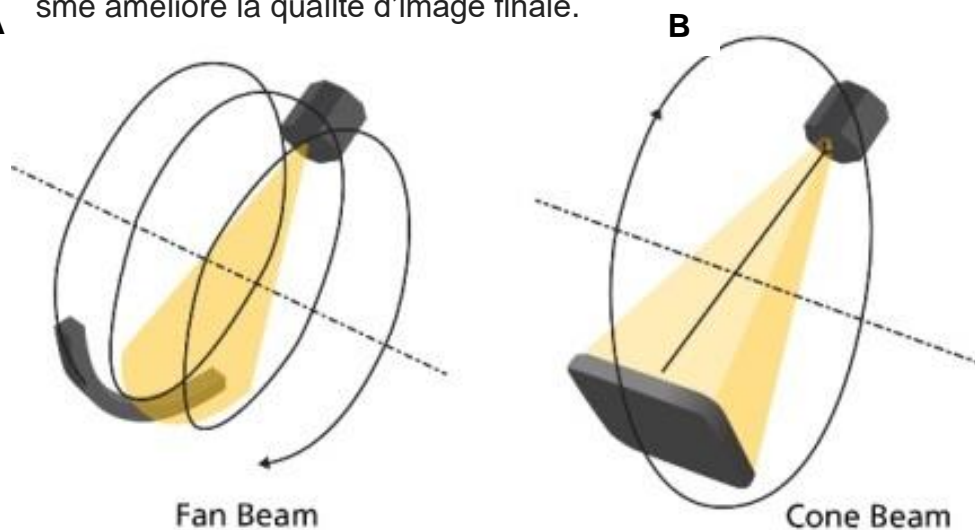


Figure 16 : A) Acquisition spiralisée du MDCT conventionnel du détecteur autour du patient (fan beam), plusieurs rotations B) Acquisition conique du CBCT autour d'un capteur plan, une seule rotation autour de l'élément à explorer (Carestream Dental R100)



Figure 17 : Dimension des Voxels CBCT (A) et MDCT (B) (Carestream Health™, Rochester NY, USA)

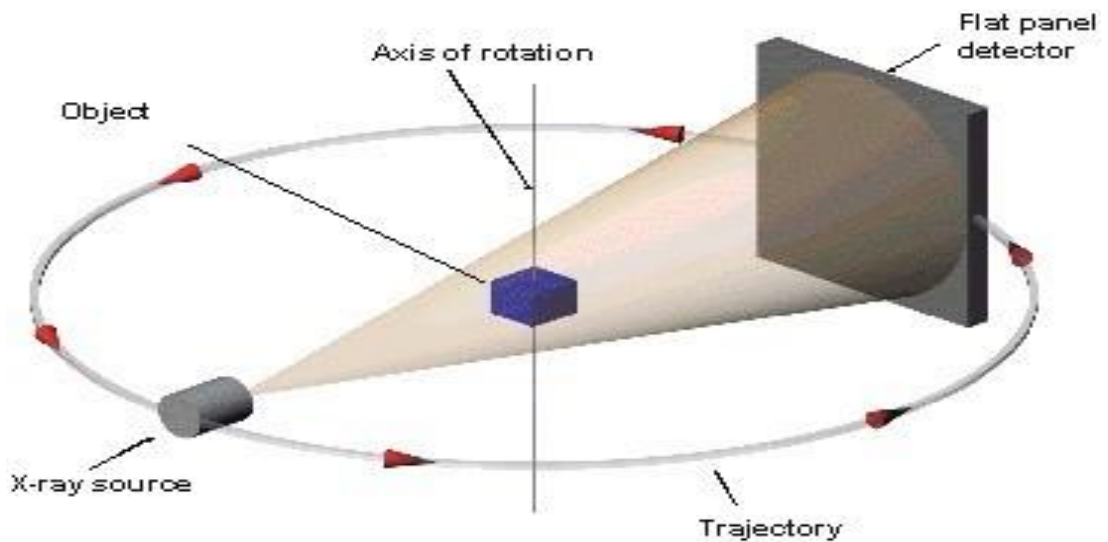


Figure 18 : Rotation unique de la source de rayons X et du capteur plan autour de l'objet à explorer.

II. Intervention

A. Mode d'inclusion

Entre Octobre 2017 et Mars 2018, les patients porteurs d'une prothèse totale de genou symptomatique, vus en consultation d'Orthopédie C et D du Centre Hospitalier Régional Universitaire de Lille, ont été inclus dans cette étude rétrospective, monocentrique.

Les critères d'inclusions étaient :

- patient avec prothèse totale de genou de 1^{ère} intention ou de révision, uni ou bilatérale, symptomatique avec ou sans arguments cliniques et/ou radiographiques d'anomalie, quelle que soit la cause.

Les critères de non inclusion étaient :

- patient avec arthroplastie totale de genou uni ou bilatérale, symptomatique, à moins d'un an de recul de l'intervention.

B. Acquisition des images

Les patients ont bénéficié :

- d'un scanner conventionnel avec mesure des rotations fémorales, tibiales, des versions des cols fémoraux et de rotation des implants, comme réalisé en pratique clinique courante ;
- d'un Cone-Beam effectué le même jour, membre inférieur en décharge.

1. Le Scanner standard : Somaton Définition AS64 (Siemens)

Le Somaton Définition AS 64 (Figure 19) est un scanner monotube doté des caractéristiques suivantes :

- 64 barrettes de détection,
- Tunnel de 80 cm de diamètre,
- Charge maximale 300 kg.

Applications d'optimisation des doses délivrées :

- Care kV® : adaptation des kV pour optimisation de la dose délivrée et du rapport contraste sur bruit,
- Care Dose® : adaptation automatique des mAs,
- Bouclier Rx : suppression overranging pré et post-spirale,
- X-Care® : protection optimisée des organes radio-sensibles,
- SAFIRE® : amélioration de la qualité d'image par diminution du bruit, amélioration du rapport signal/bruit et réduction de dose délivrée à l'aide d'un calculateur itératif pouvant réduire la dose jusque 60%,
- iMAR ® : logiciel de réduction des artefacts métalliques.



Figure 19 : Somaton AS 64 (Siemens™ Healthcare GmbH, Erlangen Germany)

Les paramètres d'acquisition utilisés lors de cette étude étaient ceux utilisés en pratique courante.

- Acquisition : 64 x 0,6 mm,
- Kv : 120 ou 140 Kv selon les patients choix fait par système « Care Kv »,
- mAs : 60 mAs (adaptées par système « care dose » en cours de spirale),
- Temps de rotation : 1 seconde,
- Pitch : 0.8,
- Reconstruction :
 - En dur sans imar : filtre I50 coupe de 1 mm incrément 0.7 mm,
 - En mou sans imar : filtre I30 coupe de 1 mm incrément 0.7 mm,
 - En filtre I40 avec imar : coupe de 1 mm incrément 0.7 mm.

2. Le Cone-beam

a) Appareillage

Il s'agit du CBCT OnSight 3D Extremity® (Carestream Health™, Rochester NY, USA). Doté de trois sources de rayons X (Figure 20) permettant de réduire de manière significative les artefacts de cône et augmentant la zone d'acquisition (FOV). Le système offre deux conformations d'acquisition des données : en charge avec une conformation horizontale de l'anneau et une conformation en position assise avec une position verticale de l'anneau.

Il s'agit d'un appareillage compact : surface au sol de 2m² nécessitant un branchement standard (220V 10A). Pas de nécessité de salle dédiée au fonctionnement de l'appareillage.

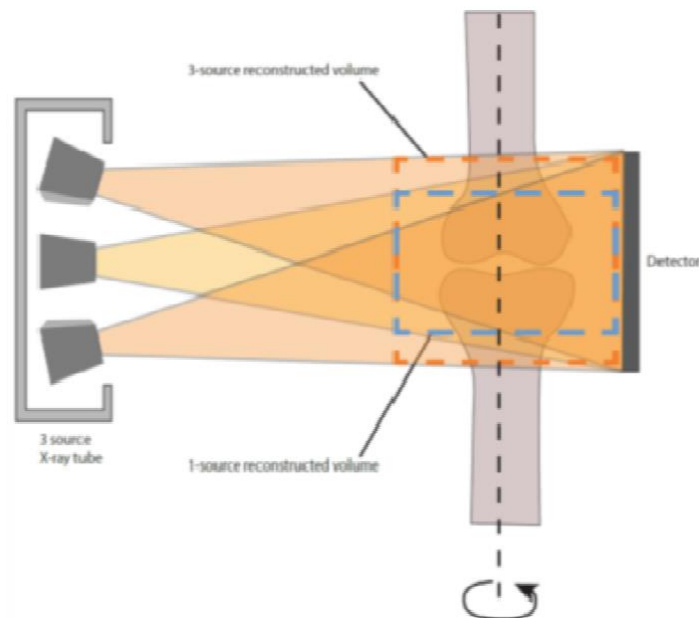


Figure 20 : Trois sources de rayons X pour un plus large champ de vue (Carestream Health, Rochester NY, USA).

b) Protocole d'acquisition

L'acquisition a été réalisée en position assise (Figure 21), sur une chaise permettant de réaliser une acquisition centrée sur le genou allongé en décharge, et d'obtenir le même type de mesure que sur le MDCT, permettant ainsi de ne pas biaiser le recueil des mesures angulaires (43).

Les paramètres d'acquisition étaient issus des recommandations du constructeur :

- Kv : 90 Kv,
- mAs : 5 mAs,
- Épaisseur nominale de coupe : 0,26 mm dans tous les plans de l'espace (x, y, z) générant un voxel isotropique,
- Temps de rotation : 25 secondes, une seule rotation,
- FOV : 23 cm,
- Logiciel de réduction des artefact métalliques CMAR 2 (44),
- Reconstruction :
 - 3 filtrages : filtrages mou, os et IMAR.
- Dose délivrée, estimée par le constructeur, avec protocole d'acquisition à 90Kv 5mAs :
 - CTDI (Computed Tomography Dose Index) = 4,138 mGy.



Figure 21 : Installation du patient (CHRU de Lille)

III. Méthode d'évaluation

Les examens ont été analysés par deux radiologues indépendants du CHRU de Lille, spécialisés dans l'imagerie ostéo-articulaire. Il s'agissait d'un radiologue sénior et d'un radiologue junior. L'évaluation du Cone-Beam a été réalisée pour chaque patient en aveugle du MDCT. L'évaluation a été réalisée sur la même console d'interprétation via le logiciel SyngoVia (Siemens Healthcare GmbH, Erlangen Germany). Pour l'analyse de chaque examen, les radiologues étaient accompagnés d'un chirurgien junior afin de réaliser le relevé des différentes mesures.

A. Mesures angulaires

1. Angle fémoro-patellaire

Nous avons obtenu l'angle fémoro-patellaire (TFP) en mesurant sur les coupes transversales des deux examens, l'angle rapporté entre l'axe passant par la jonction os-médaille patellaire et l'axe passant par le bouclier trochléen. Cet angle a permis d'évaluer le centrage de la patella par rapport au carter fémoral.



Figure 22 : Mesure de l'angle fémoro-patellaire (CBCT) (CHRU de Lille)

2. Rotation de l'implant fémoral

Nous avons obtenu l'angle de rotation de l'implant fémoral en mesurant, sur les coupes transversales, l'angle rapporté entre l'axe passant par la ligne bi-épicondylienne et la tangente au bord postérieur des condyles fémoraux.

L'épicondyle étant parfois bifide, le point médian de cet épicondyle était utilisé pour définir l'axe bi-épicondylien. Le radiologue, afin d'obtenir à la fois l'axe bi-épicondylien et l'axe tangent aux condyles postérieurs, pouvait épaissir les coupes.

L'angle rapporté de ces deux droites définissait l'angle condylien postérieur (ACP). Lorsque le composant était en rotation interne, il était noté positivement. Lorsqu'il était en rotation externe, il était noté négativement. La valeur moyenne de l'ACP natif décrite par Berger et al est de $0,3^\circ$ ($+/-1,2^\circ$) chez la femme et de $3,5^\circ$ ($+/-1,2$) chez l'homme (45).

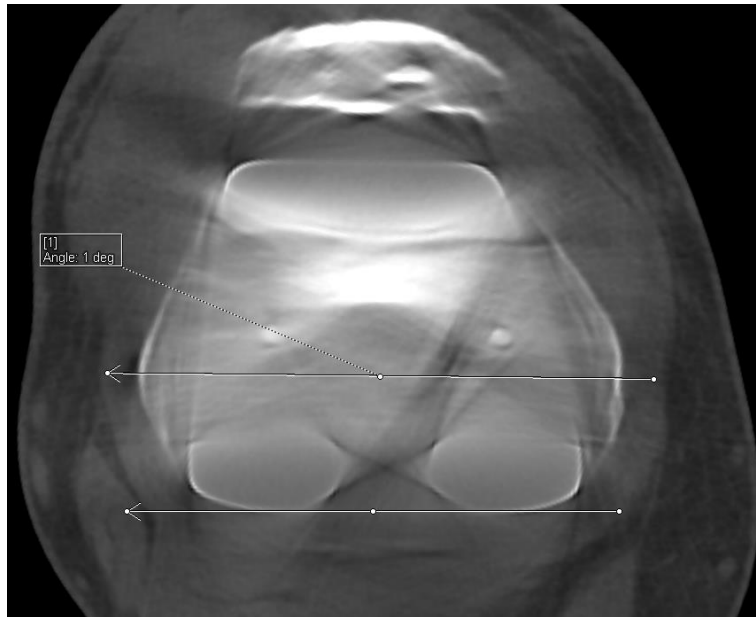


Figure 23 : Mesure de la rotation de l'implant fémoral (CBCT) (CHRU de Lille)

3. Rotation de l'implant tibial

La rotation de l'implant tibial était obtenue en définissant une ligne A tangente au bord postérieur des plateaux tibiaux, une ligne B perpendiculaire à la ligne A et passant par le centre de l'implant. Une ligne C était définie par un axe passant par le centre de l'implant tibial et la partie la plus proéminente de la tubérosité tibiale antérieure (TTA).

L'angle entre la ligne B et la ligne C définissait la rotation de l'implant tibial. L'angle de rotation tibial moyen du plateau par rapport à la TTA est d'environ 18° en rotation interne selon Berger et al (45).

Afin d'obtenir ces différents axes sur le même plan, le radiologue pouvait épaissir les coupes. Du fait d'un champ de vue (FOV) limité au niveau du Cone-beam il n'était pas possible d'étudier la rotation des implants par rapport au col fémoral et à la pince bi-malléolaire.

Ces mesures ont été réalisées sur le MDCT standard et sur le CBCT suivant la même méthodologie.

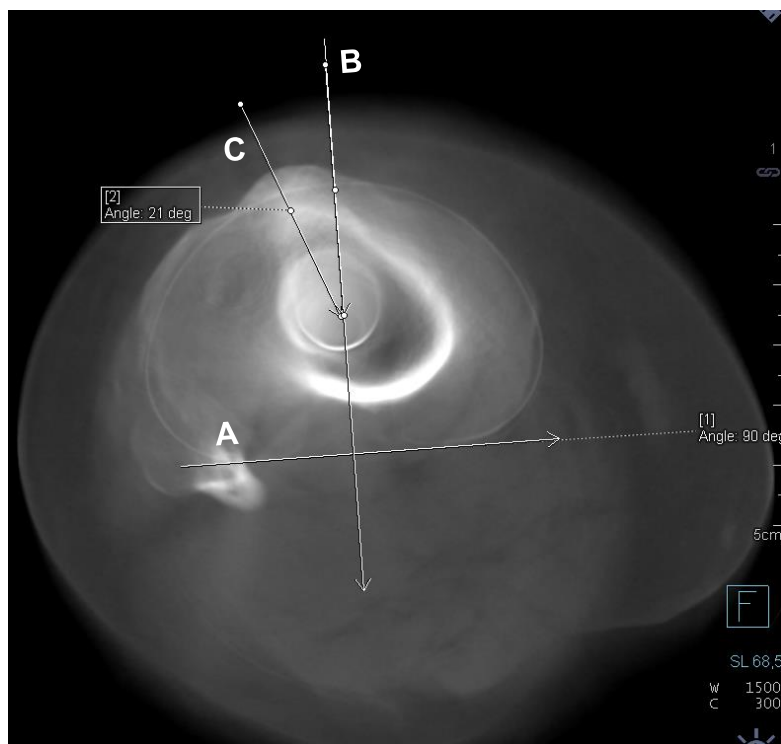


Figure 24 : Mesure de la rotation de l'implant tibial (CBCT) (CHRU de Lille)

B. Recherche de descellement

Nous avons étudié le scellement des différents implants prothétiques dans l'os.

La présence d'un liseré à l'interface os-prothèse supérieur à 2mm, l'apparition d'un liseré ou la modification d'un liseré préexistant, la migration des implants définissaient le descellement.

La présence et le nombre de liserés ont été pour chaque patient reportés selon le système d'évaluation de la Knee society (46) (Figure 22), et le système d'évaluation modifié pour les prothèses avec quilles d'extension.

Lorsque le radiologue présentait un doute diagnostique, il pouvait avoir recours au dossier médical du patient, uniquement à la recherche de radiographies antérieures témoignant du caractère évolutif du liseré étudié.

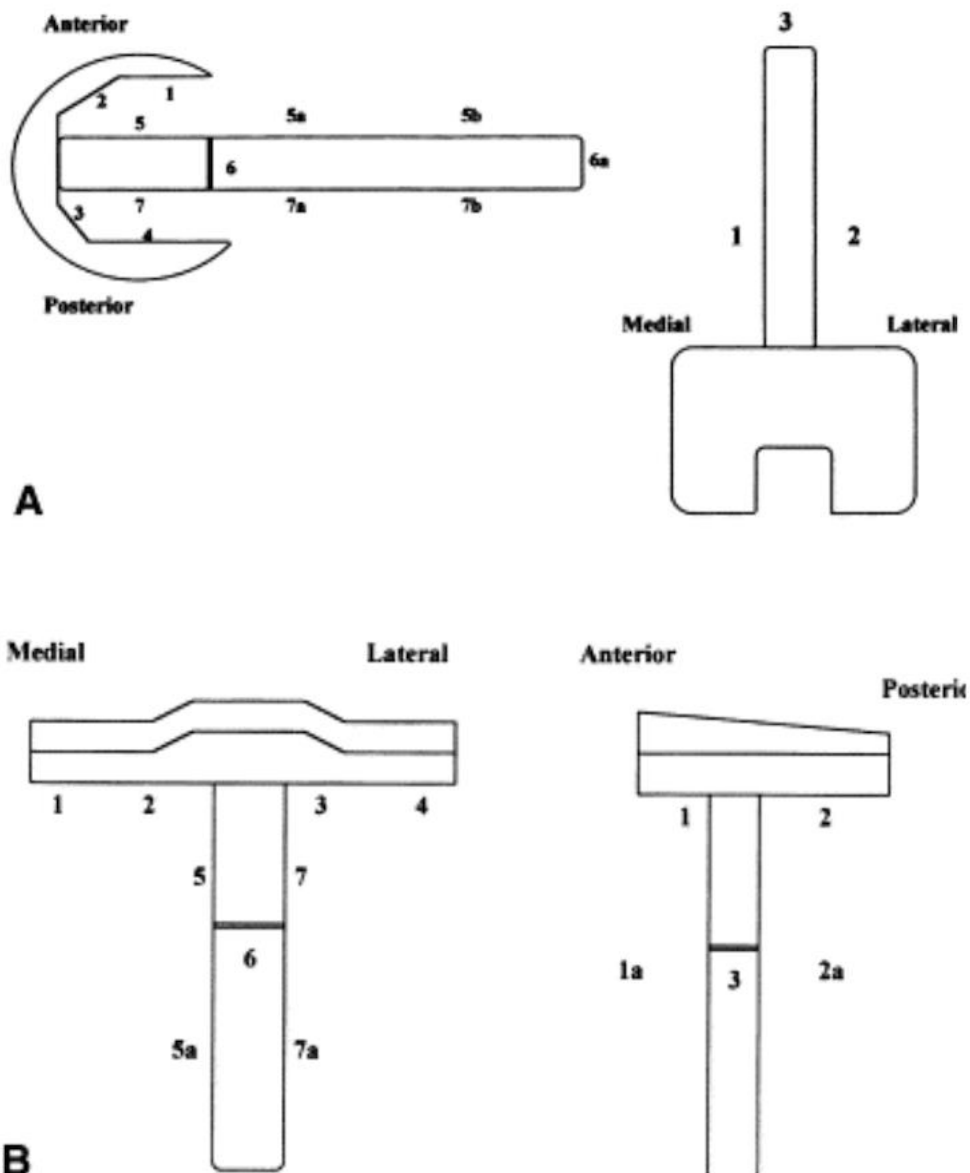


Figure 25 : système d'évaluation des liserés de la Knee Society (46)

C. Evaluation de l'interface Os-Prothèse

Dans le cadre de l'étude de l'intégration osseuse des implants, nous avons analysé pour les différents examens réalisés, la qualité de la visualisation de l'interface os-prothèse.

Cette évaluation a été effectuée pour :

- L'interface os-prothèse au niveau du plateau tibial ;
- L'interface os-prothèse en regard de la trochlée prothétique ;
- L'interface os-prothèse en regard des condyles postérieurs ;
- L'interface os-prothèse en regard de la patella.

Afin d'évaluer ces critères subjectifs, l'évaluation a été réalisée à l'aide d'une échelle de Likert (47,48). Ce type d'échelle est fréquemment utilisé en imagerie pour évaluer la qualité d'image ou dans d'autres disciplines pour tester la décision médicale.

4 variables ont été ainsi définies :

- V0 : beaucoup d'artefacts. L'interface ne peut être visualisée.
- V1 : artefacts modérés. L'interface peut être identifiée mais les détails ne peuvent être visualisés.
- V2 : peu d'artefacts. L'interface peut être identifiée dans la plupart des détails.
- V3 : aucun artefact, l'interface ne peut être parfaitement identifiée.

V0 et V1 correspondent à une visibilité nulle et à une visibilité mauvaise ne permettant pas un diagnostic radiographique.

V2 et V3 correspondent à une bonne et très bonne visibilité radiographique.



Figure 26 : Evaluation de la qualité d'image. L'exemple ci-dessus évalue la qualité d'image en regard de l'interface os-prothèse au niveau du fémur
A : MDCT + IMAR B : CBCT + IMAR (CHRU de Lille)

D. Dosimétrie

Les données dosimétriques représentées par le CTDI volumique (Computed Tomography Dose Index (en mGy)) ont été collectées grâce aux données DICOM présentes sur le Picture Archiving and Communication System (PACS) pour le MDCT. Ces mêmes données étaient directement recueillies sur la console pour le CBCT.

E. Evaluation clinique

Dans le cadre du bilan des douleurs sur prothèse totale de genou, une ponction articulaire à visée bactériologique a été réalisée. La ponction était définie comme positive si des bactéries étaient retrouvées à l'examen direct et sur les cultures. Une ponction était définie comme négative si elle était stérile à J+15 du geste. Lors de la ponction articulaire il était réalisé un bloc test associant xylocaïne et naropéïne. Si le patient présentait un amendement des douleurs, le bloc test était considéré comme positif, témoignant de l'origine intra-articulaire des douleurs.

F. Analyse statistique

Les résultats sont exprimés avec la moyenne, écart-type et range pour les variables numériques et avec les effectifs et pourcentages pour les variables qualitatives. La normalité des distributions a été vérifiée graphiquement par des histogrammes et le test de Shapiro-Wilk. En cas d'écart important à la normalité sans transformation évidente, des tests non paramétriques sont utilisés.

Pour les variables continues, l'accord inter-observateurs a été évalué en utilisant des coefficients de corrélation inter classe (ICC) de Fleiss (49) avec l'intervalle de confiance à 95% . Pour les variables qualitatives, il a été évalué en utilisant des coefficients Kappa (50) avec l'intervalle de confiance à 95%.

La force de l'accord a été évaluée comme suit pour les deux types de variables : excellent (0,81 à 1,00), bon (0,61-0,80), modéré (0,41 à 0,60), juste (0,21 à 0,40), léger (de 0,0 à 0,20) ou mauvais (<0.0).

Le niveau de significativité a été fixé à 5%. Les analyses statistiques ont été effectuées à l'aide du logiciel SAS (SAS Institute Inc Cary, NC 25513, version 9.3).

RESULTATS

I. Population

A. Effectif

29 patients vus en consultation dans le cadre de douleurs sur prothèse totale de genou ont bénéficié du protocole radiographique de reprise de prothèse totale de genou. Une patiente a été exclue en raison d'une luxation de patella empêchant la réalisation du Cone-Beam.

Au total, 28 patients ont été inclus dans cette étude rétrospective (Figure 23).

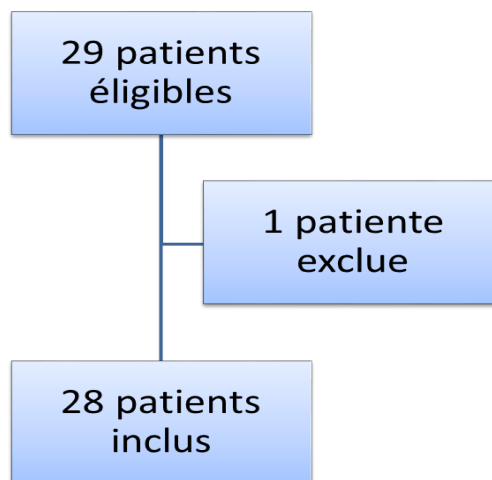


Figure 27 : Diagramme de flux

B. Age et sexe

L'âge moyen de la population était de 61 ans +/-11,6 [45-85].

La cohorte comprenait 21 femmes (75%) et 7 hommes (25%).

C. Latéralisation

Il y avait 16 genoux droits (57%) pour 12 genoux gauches (43%).

D. Anthropométrie

L'IMC moyen était de 33,6 +/- 4 [24,8, 43,3] correspondant à une obésité modérée (30<IMC<35).

L'IMC moyen chez les femmes était de 33,7 +/- 4 [24,8 ; 43,3].

L'IMC moyen chez les hommes était de 33,2 +/- 3,6 [30 ; 37,9].

E. Typologie des prothèses

La population étudiée comprenait 15 prothèses postéro-stabilisées (54 %), 1 prothèse postéro-stabilisée avec quille d'extension tibiale (3 %), 5 prothèses à contraintes médio-latérales augmentées (18 %) et 7 prothèses de type charnière (25 %) (Figure 24).

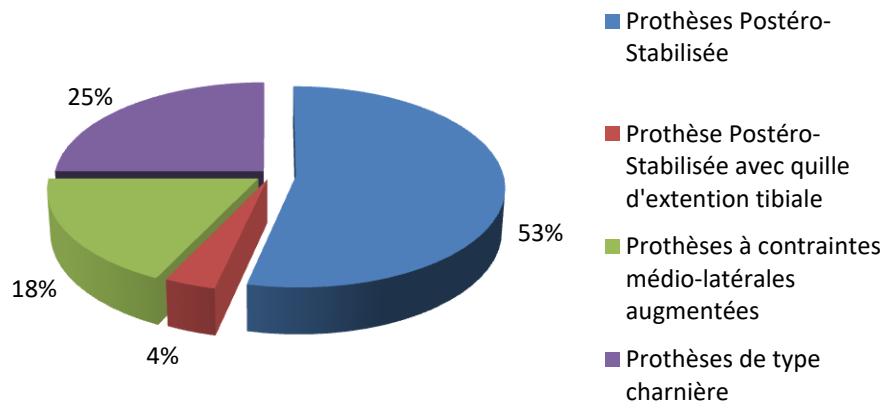


Figure 28 : Répartition des types de prothèses dans la population étudiée

Soit :

- 15 prothèses sans quilles d'extension intra-médullaires (54 %)
- 13 prothèses avec quilles d'extension intra-médullaires (46 %)

F. Ponction de genou

22 patients avaient bénéficié d'une ponction de genou (79%). Les ponctions étaient toutes stériles à J15 (100%). Le bloc test était positif dans 17 cas (77%) et négatif dans 5 cas (23%).

II. Données scanographiques

A. Mesures angulaires

1. Angle fémoro-patellaire (TFP)

Les angles fémoro-patellaires moyens mesurés par les observateurs sur les deux appareils étaient les suivants :

- MDCT

	Moy.	D.S.	Min	Max
Observateur 1	5,03°	6 ,80°	0	28
Observateur 2	4,43°	4,50°	0	19

Tableau 1 : Mesures angulaires moyennes de l'angle fémoro-patellaire (MDCT)

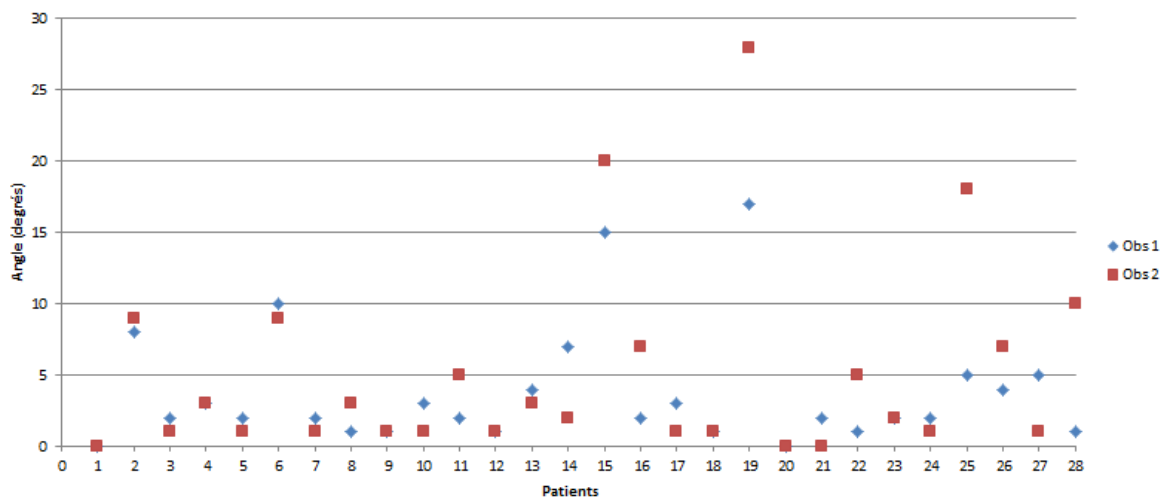


Figure 29 : Répartition des mesures des angles fémoro-patellaires sur le MDCT

- CBCT

	Moy.	D.S.	Min	Max
Observateur 1	3,78°	4,10°	0	17
Observateur 2	3,75°	4,45°	0	19

Tableau 2 : Mesures angulaires moyennes de l'angle fémoro-patellaire (CBCT)

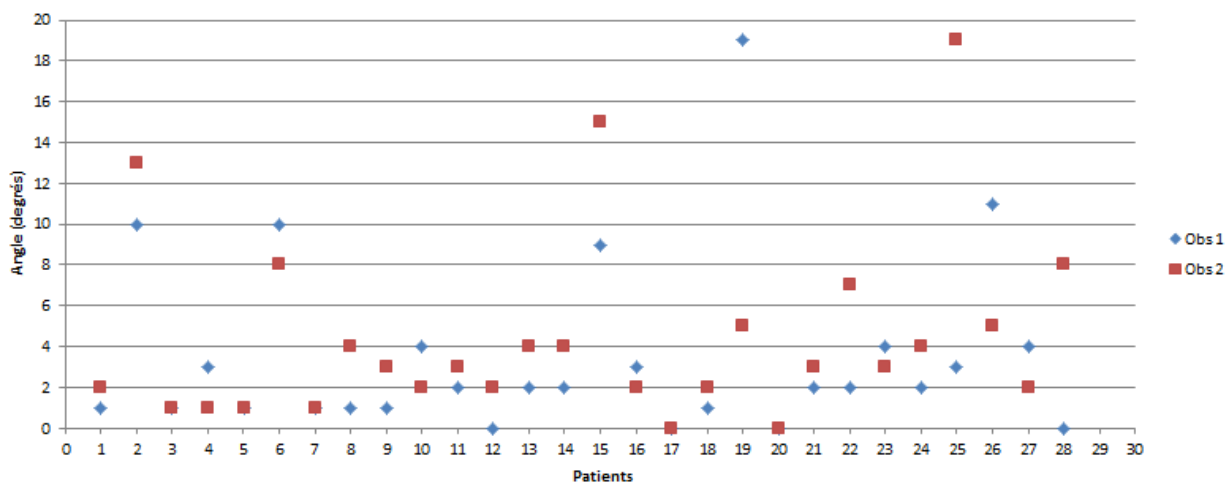


Figure 30 : Répartition des mesures des angles fémoro-patellaires sur le CBCT

2. Rotation de l'implant fémoral (RAFC)

Les angles moyens de rotation des implants fémoraux mesurés respectivement par les deux observateurs 1 et 2 sur les deux appareils étaient les suivants :

- MDCT (valeurs angulaires moyennes correspondant à de la rotation interne)

	Moy.	D.S.	Min	Max
Observateur 1	1,33°	2,46°	-4	8
Observateur 2	1,51°	2,10°	-3	6

Tableau 3 : Valeur angulaire moyenne de la rotation de l'implant fémoral (MDCT)

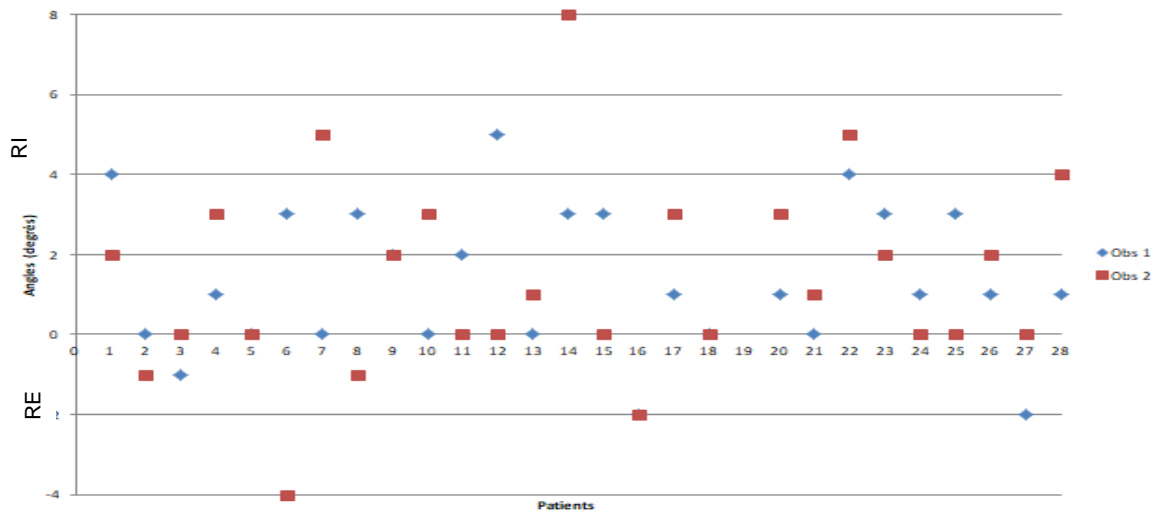


Figure 31 : Répartition des mesures de la rotation de l'implant fémoral sur le MDCT

- CBCT (valeurs angulaires moyennes correspondant à de la rotation interne) :

	Moy.	D.S.	Min	Max
Observateur 1	1,33°	1,80°	-2	5
Observateur 2	0,81°	1,82°	-2	5

Tableau 4 : Valeur angulaire moyenne de la rotation de l'implant fémoral (CBCT)

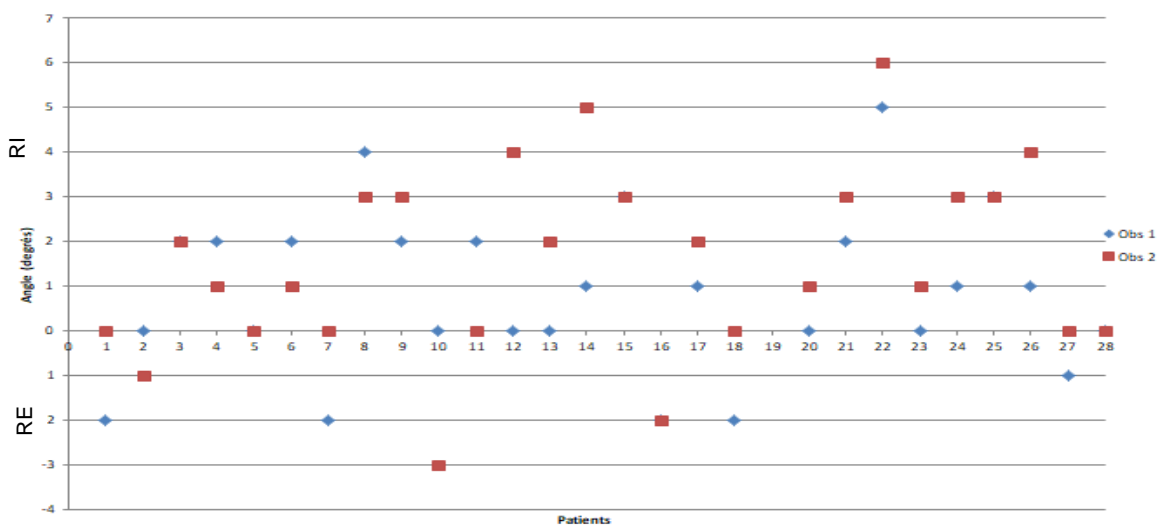


Figure 32 : Répartition des mesures de rotation de l'implant fémoral sur le CBCT

3. Rotation de l'implant tibial (RATC)

Les angles moyens de rotation des implants tibiaux mesurés respectivement par les observateurs sur les deux appareils étaient les suivants :

- MDCT (valeurs angulaires moyennes correspondant à de la rotation interne) :

	Moy.	D.S.	Min	Max
Observateur 1	28,35°	11,15°	0	44
Observateur 2	27,92°	7,60°	8	40

Tableau 5 : Valeur angulaire moyenne de la rotation de l'implant tibial (MDCT)

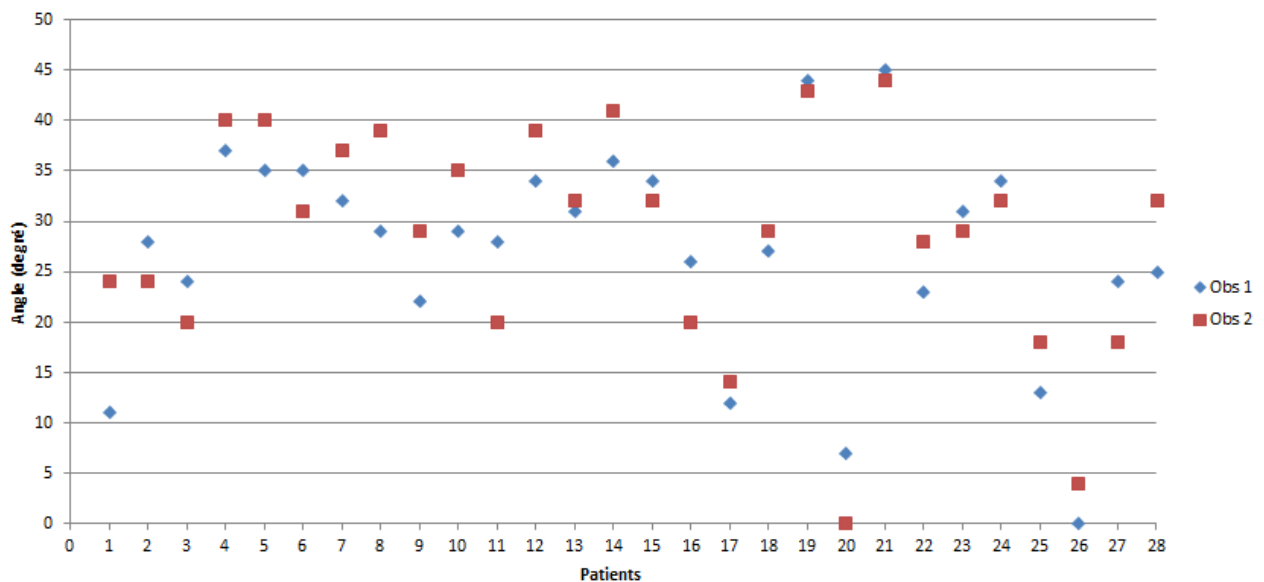


Figure 33 : Répartition des mesures de rotation de l'implant tibial (MDCT)

- CBCT (valeurs angulaires moyennes correspondant à de la rotation interne) :

	Moy.	D.S.	Min	Max
Observateur 1	27°	10,5°	0	45
Observateur 2	27,9°	9,4°	4	46

Tableau 6 : Valeur angulaire moyenne de la rotation de l'implant tibial (CBCT)

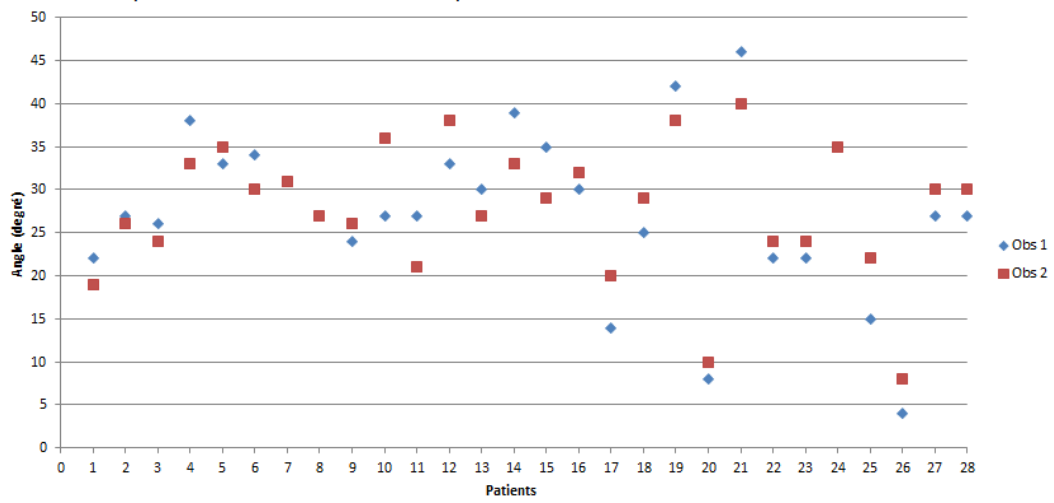


Figure 34 : Répartition des mesures de rotation de l'implant tibial (CBCT)

B. Recherche de descellement des implants

1. Nombre de liserés détectés

Au total 256 liserés ont été détectés lors de cette étude. 144 liserés ont été détectés en MDCT, contre 112 en CBCT. Le nombre total et le nombre moyen de liserés observés par les deux observateurs 1 et 2 sur les deux appareils étaient les suivants :

- MDCT :

	Total	Moy.	D.S.	Min	Max
Observateur 1	93	3,32	4,40	0	20
Observateur 2	51	1,82	2,50	0	9

Tableau 7 : Nombre de liserés moyens observés en MDCT

- CBCT :

	Total	Moy.	D.S.	Min	Max
Observateur 1	64	2,28	3,30	0	15
Observateur 2	48	1,71	2,50	0	9

Tableau 8 : Nombre de liserés moyens observés en CBCT

Le graphique ci-dessous représente le nombre moyen de liserés observé par observateur et par appareil.

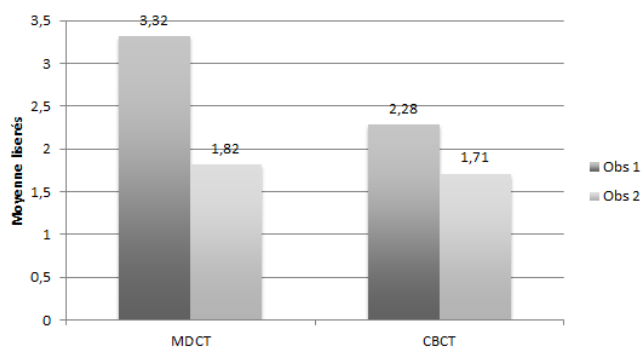


Figure 35 : Moyenne de liserés par appareil

La répartition des liserés selon le système d'évaluation de la Knee Society est rapportée dans le schéma ci-dessous.

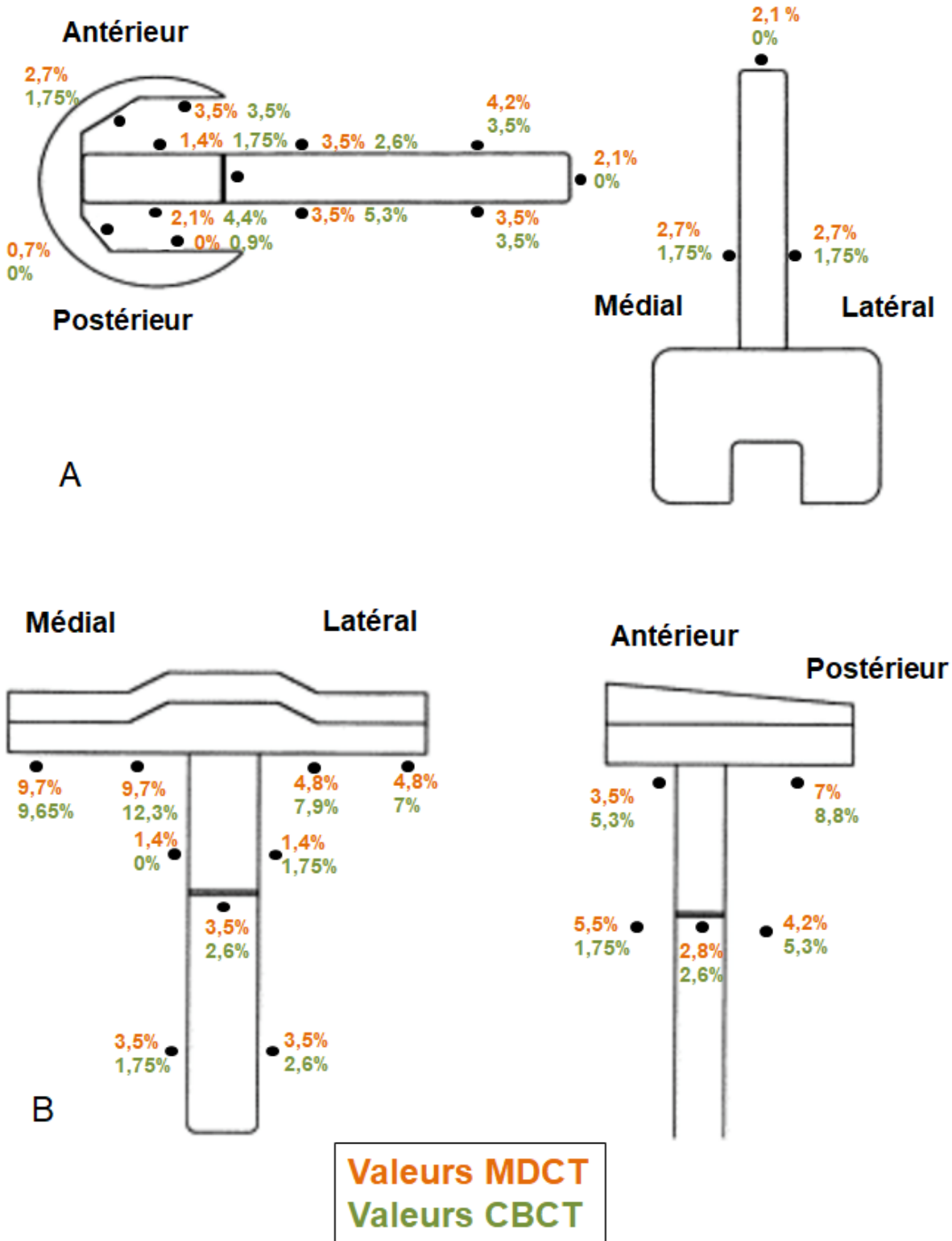


Figure 36 : Répartition des liserés observés au cours de l'étude

2. Recherche de descellement tibial

Les observateurs ont recherché un descellement tibial sur les images issues des deux techniques. Les résultats sont présentés ci-dessous.

	MDCT	CBCT
Observateur 1	16 (57,1%)	12 (42,9%)
Observateur 2	10 (35,7%)	11 (39,3%)

Tableau 9 : Nombre de diagnostic de descellement tibial par observateur et par appareil (28 cas)

3. Recherche de descellement fémoral

Les observateurs ont recherché un descellement fémoral sur les images issues des deux techniques. Les résultats sont présentés ci-dessous.

	MDCT	CBCT
Observateur 1	9 (32,14%)	10 (36%)
Observateur 2	6 (21,5%)	5 (17,9%)

Tableau 10 : Nombre de diagnostic de descellement fémoral par observateur et par appareil (28 cas)

4. Recherche de descellement du bouton patellaire

Un patient ne présentait pas de resurfaçage patellaire. Aucun descellement du bouton patellaire n'a été observé au cours de cette étude (n=27).

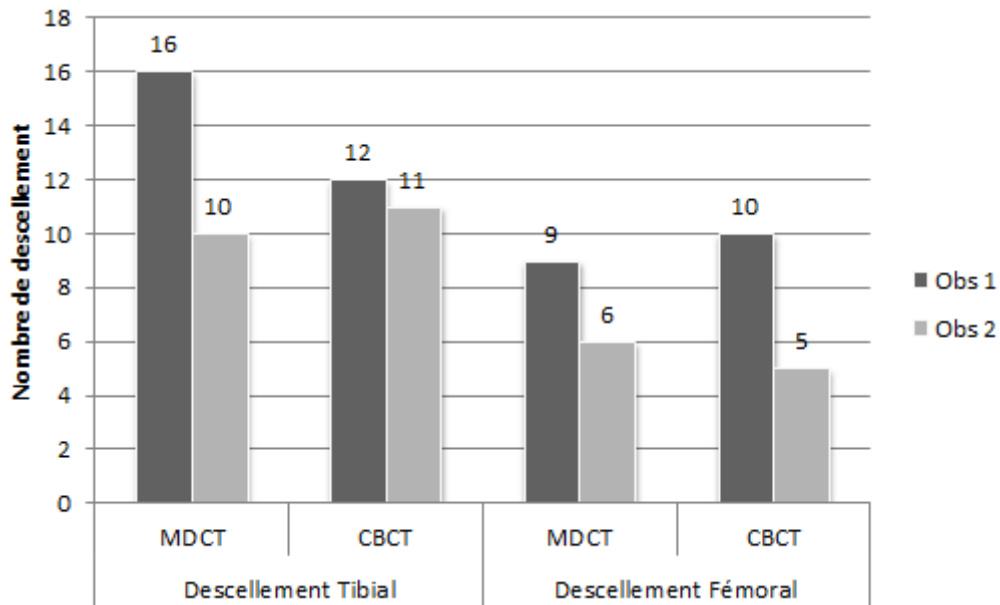


Figure 37 : Répartition des diagnostics de descellement de l'implant tibial et fémoral

C. Evaluation de l'interface os-prothèse

1. Interface os-prothèse au niveau tibial

La qualité d'image (QI) au niveau de l'interface os-implant tibial est décrite dans le graphique ci-après.

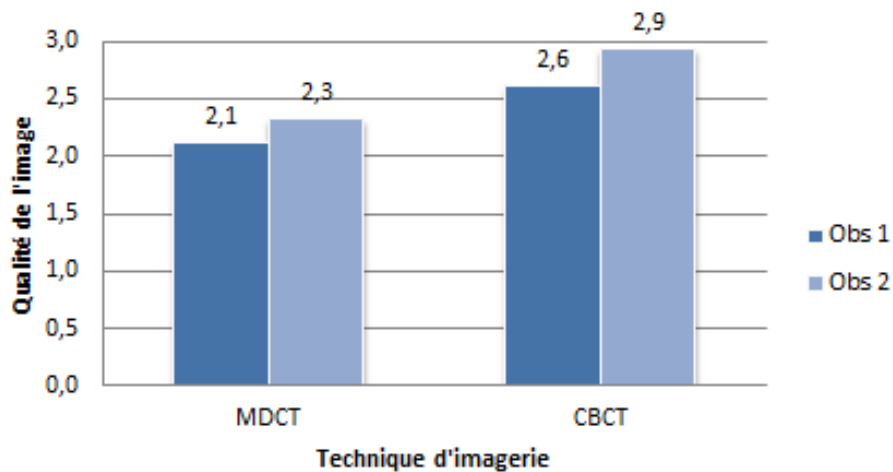


Figure 38 : Scores moyens de la qualité d'image pour l'interface os-implant tibial

2. Interface os-prothèse au niveau du fémur antérieur

La qualité d'image au niveau de l'interface os-fémur antérieur est reprise dans le graphique ci-après.

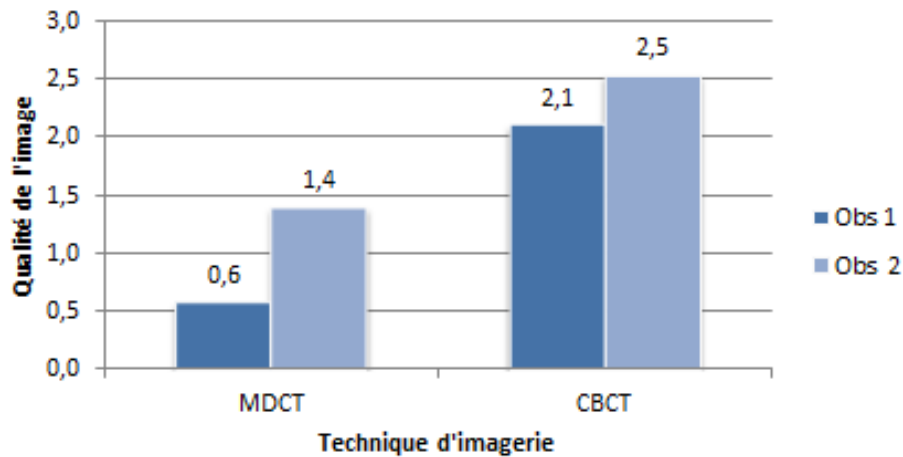


Figure 39 : Scores moyens de la qualité d'image pour l'interface os-bouclier fémoral

3. Interface os-prothèse au niveau du fémur postérieur

La qualité d'image au niveau de l'interface os- condyles prothétiques est reprise dans le graphique ci-après.

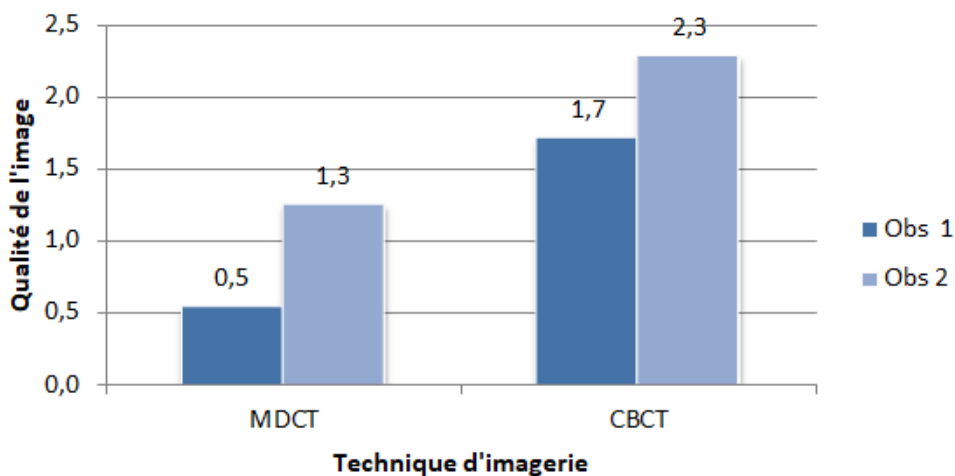


Figure 40 : Scores moyens de la qualité d'image pour l'interface os-condyles prothétiques

4. Interface os-prothèse au niveau du médaillon patellaire

La qualité d'image au niveau de l'interface os-médaille patellaire est reprise dans le graphique ci-après.

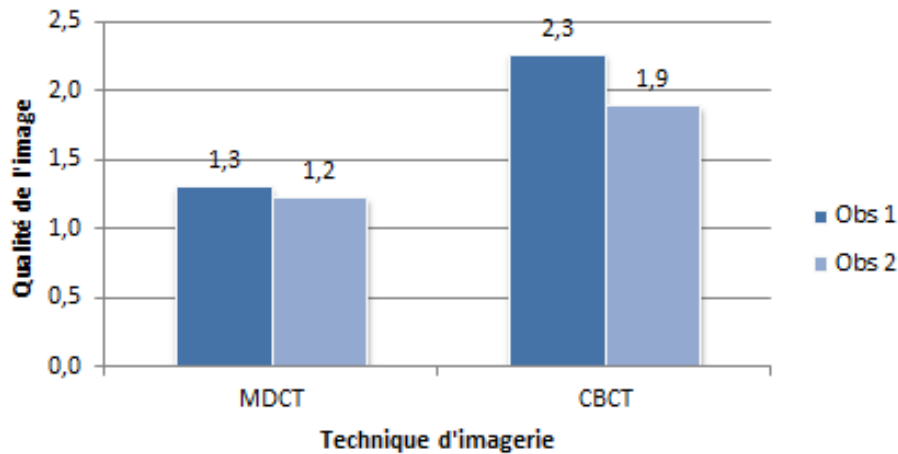


Figure 41 : Scores moyens de la qualité d'image pour l'interface os-médaille patellaire

D. Dosimétrie

Le CTDI volumique moyen du Scanner conventionnel multibarrettes était de 5,125 +/- 2,01 mGy [2,45 ; 9,67].

Le CTDI volumique moyen estimé du CBCT était de 4,138 mGy pour une acquisition à 90 kV 5mAs.

Soit un CTDI volumique moyen de 1,24 fois plus important pour le MDCT. Cette différence était significative ($p < 0,015$).

III. Etude de concordance inter-observateurs

A. Concordance sur les mesures de rotations des implants

Angle Fémoro-Patellaire (TFP) :

Le coefficient de corrélation intra-classe était jugé « bon » 0,73 [IC 95% 0,52 – 0,87] pour le MDCT et « excellent » 0,82 [IC 95% 0,62 – 0,92] pour le CBCT.

Rotation de l'implant fémoral (RAFC) :

Le coefficient de corrélation intra-classe était jugé « juste » 0,28 [IC 95% 0 – 0,61] pour le MDCT et « modéré » de 0,44 [IC 95% 0,03-0,8] pour le CBCT.

Rotation de l'implant tibial (RATC) :

Le coefficient de corrélation intra-classe était jugé « excellent » 0,82 [IC 95% 0,61 – 0,90] pour le MDCT et « excellent » pour le CBCT : 0,96 [IC 95% 0,88 – 0,99]

B. Concordance sur la recherche de liserés et de descellement

Nombre de liserés détectés :

Le coefficient de corrélation intra-classe était jugé « modéré » 0,45 [IC 95% 0,13 – 0,68] pour le MDCT et « excellent » 0,84 [IC 95% 0,68 – 0,96] pour le CBCT.

Descellement Tibial :

20 cas sur 28 étaient concordants avec le MDCT soit un Kappa jugé « modéré » : 0,451 [IC 95% 0,16 – 0,74].

27 cas sur 28 étaient concordants avec le CBCT soit un Kappa jugé « excellent » 0,93 [IC 95% 0,78 1,0].

Descellement Fémoral :

19 cas sur 28 étaient concordants avec le MDCT soit un Kappa jugé « léger » 0,192 [IC 95% -0,18 – 0,57].

21 cas sur 28 étaient concordants avec le CBCT soit un Kappa jugé « juste » 0,387 [IC 95% 0,04 - 0,73].

C. Concordance sur la qualité d'image

Interface Tibia-implant tibial :

Avec le MDCT, 20 cas sur 28 présentaient une qualité d'image concordante entre les radiologues soit un coefficient Kappa jugé « juste » : 0,026 [IC 95% -0,36 – 0,41].

Avec le CBCT, 28 cas sur 28 étaient concordants, le test de concordance était donc non interprétable.

Interface Fémur Antérieur-prothèse :

Avec le MDCT, 19 cas sur 28 présentaient une qualité d'image concordante entre les radiologues soit un coefficient Kappa jugé « léger » 0,125 [IC 95% -0,10 – 0,35].

Avec le CBCT, 26 sur 28 cas présentaient une qualité d'image concordante soit un Kappa jugé « bon » 0,708 [IC 95% 0,33 – 1].

Interface Fémur Postérieur-prothèse :

Avec le MDCT, 20 cas sur 28 présentaient une qualité d'image concordante entre les radiologues soit un coefficient Kappa jugé « mauvais » -0,12 [IC 95% -0,25 – 0,01].

Avec le CBCT, 25 cas sur 28 présentaient une qualité d'image concordante entre les radiologues soit un coefficient Kappa jugé « modéré » 0,523 [IC 95% 0,07 – 0,971].

Interface Patella-prothèse :

Avec le MDCT, 17 cas sur 27 cas présentaient une qualité d'image concordante entre les radiologues soit un coefficient Kappa jugé « juste » 0,233 [IC 95% -0,14 – 0,60]. Avec le CBCT, 24 cas sur 27 présentaient une qualité d'image concordante entre les radiologues soit un coefficient Kappa jugé « juste » 0,362 [IC 95% -0,16 – 0,89].

Les concordances inter-observateurs sont résumées dans le tableau ci-dessous :

		MDCT		CBCT	
		Coefficient	IC 95%	Coefficient	IC 95%
TFP	ICC	0,73	0.52 - 0.87	0,82	0.62 - 0.92
RAFC		0,28	0 - 0.61	0,44	0.03 - 0.81
RATC		0,82	0.61 - 0.90	0,96	0.88 - 0.99
Nombre de liserés		0,45	0.13 - 0.68	0,84	0.68 - 0.96
Descellement Tibial	Kappa	0,45	0.16 - 0.74	0,93	0.78 - 1.0
Descellement Fémoral		0,19	-0.18 -0.57	0,38	0.04 - 0.73
QI Tibia		0,03	-0.36 -0.41	1	NA
QI Fémur Antérieur		0,12	-0.10 -0.35	0,71	0.33 - 1
QI Fémur Postérieur		-0,12	-0.25 -0.01	0,52	0.07-0.971
QI Patella		0,23	-0.14 -0.60	0,36	-0.16 -0.89

Mauvais <0,0	Léger [0,0-0,20]	Juste [0,21-0,40]	Modéré [0,41-0,60]	Bon [0,61-0,80]	Excellent [0,81-1,00]
------------------------	----------------------------	-----------------------------	------------------------------	---------------------------	---------------------------------

Tableau 11 : Concordance inter-observateurs par appareil pour les paramètres étudiés

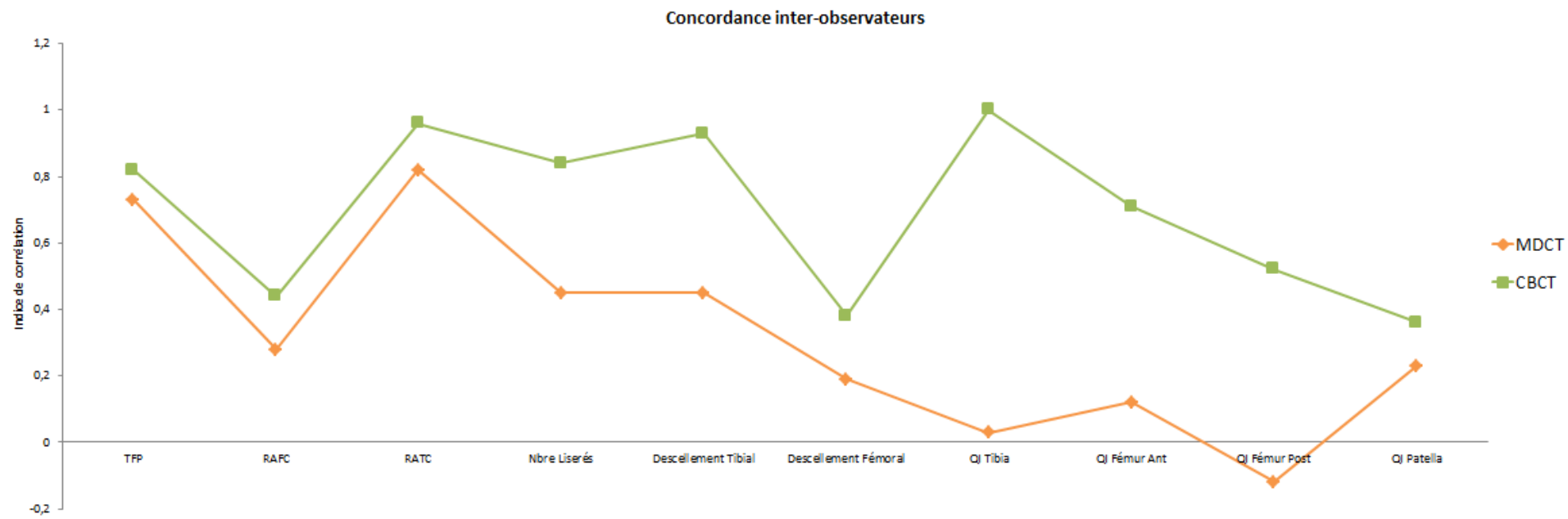


Figure 42 : Analyse graphique de la concordance inter-observateurs par appareil selon les critères étudiés

IV. Étude descriptive de l'influence du type de prothèse pour le diagnostic de descellement et l'évaluation de la qualité d'image

A. Prothèses de 1^{ère} intention

Au total, 50 liserés ont été détectés sur les prothèses de 1^{ère} intention. 35 en MDCT et 15 en CBCT. Les résultats figurent dans le tableau ci-dessous.

		Total	Moy.	D.S.	Min	Max
MDCT	Observateur 1	21	1,40	1,92	0	5
	Observateur 2	14	0,93	1,71	0	6
CBCT	Observateur 1	07	0,47	0,92	0	3
	Observateur 2	08	0,53	1,19	0	4

Tableau 12 : Liserés observés pour les prothèses de 1^{ère} intention (n=15)

Les résultats concernant le diagnostic de descellement tibial et fémoral en fonction du type d'appareil figurent dans le tableau ci-dessous.

		Observateur 1	Observateur 2
Tibia	MDCT	6 (40%)	4 (27%)
	CBCT	3 (20%)	3 (20%)
Fémur	MDCT	0 (0%)	1 (7%)
	CBCT	2 (13%)	0 (0%)

Tableau 13 : Diagnostic de descellement tibial et fémoral pour les prothèses de 1^{ère} intention (n=15)

Les résultats moyens, concernant les scores moyens de la qualité d'image selon une échelle de Likert quottée de 0 à 3, figurent dans le graphique ci-dessous.

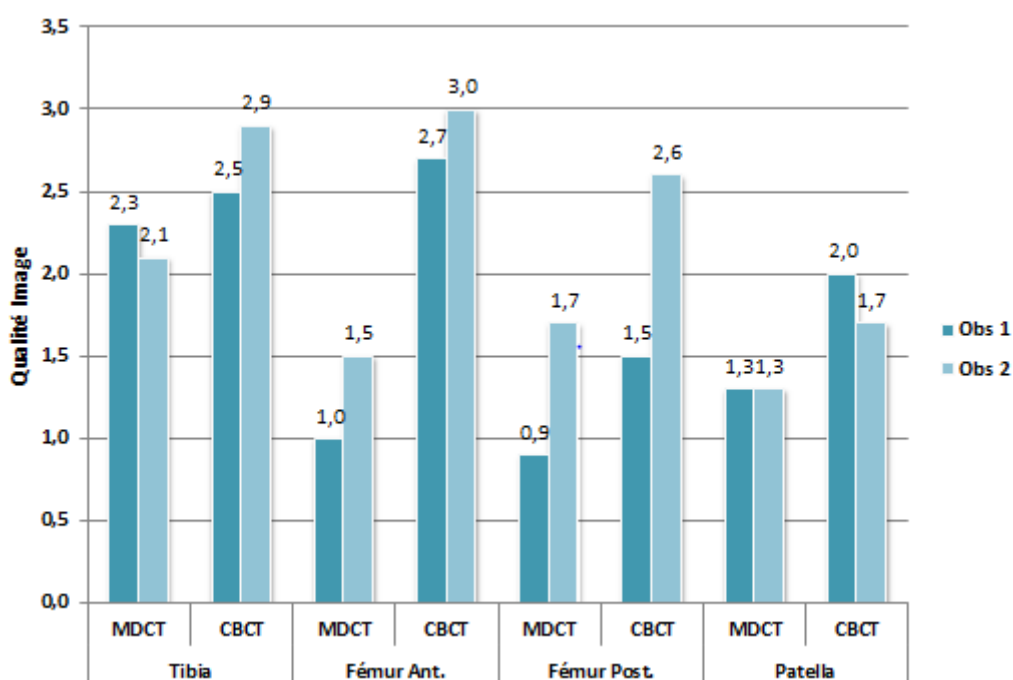


Figure 43 : Evaluation de la qualité d'image pour les prothèses de 1^{ère} intention

B. Prothèses avec quilles d'extension centro-médullaires ou type charnières.

Au total, 206 liserés ont été détectés sur les prothèses de révision. 109 en MDCT et 97 en CBCT.

		Total	Moy.	D.S.	Min	Max
MDCT	Observateur 1	72	5,54	5,50	0	20
	Observateur 2	37	2,85	2,94	0	9
CBCT	Observateur 1	57	4,38	3,97	0	15
	Observateur 2	40	3,08	2,96	0	9

Tableau 14 : Liserés observés pour les prothèses de révision (n=13)

Les résultats concernant le diagnostic de descellement tibial et fémoral en fonction du type d'appareil figurent dans le tableau ci-dessous.

		Observateur 1	Observateur 2
Tibia	MDCT	10 (88%)	6 (46%)
	CBCT	9 (69%)	8 (62%)
Fémur	MDCT	9 (70%)	5 (39%)
	CBCT	8 (62%)	5 (38%)

Tableau 15 : Diagnostic de descellement tibial et fémoral concernant les prothèses avec quilles d'extension et charnières (n=13)

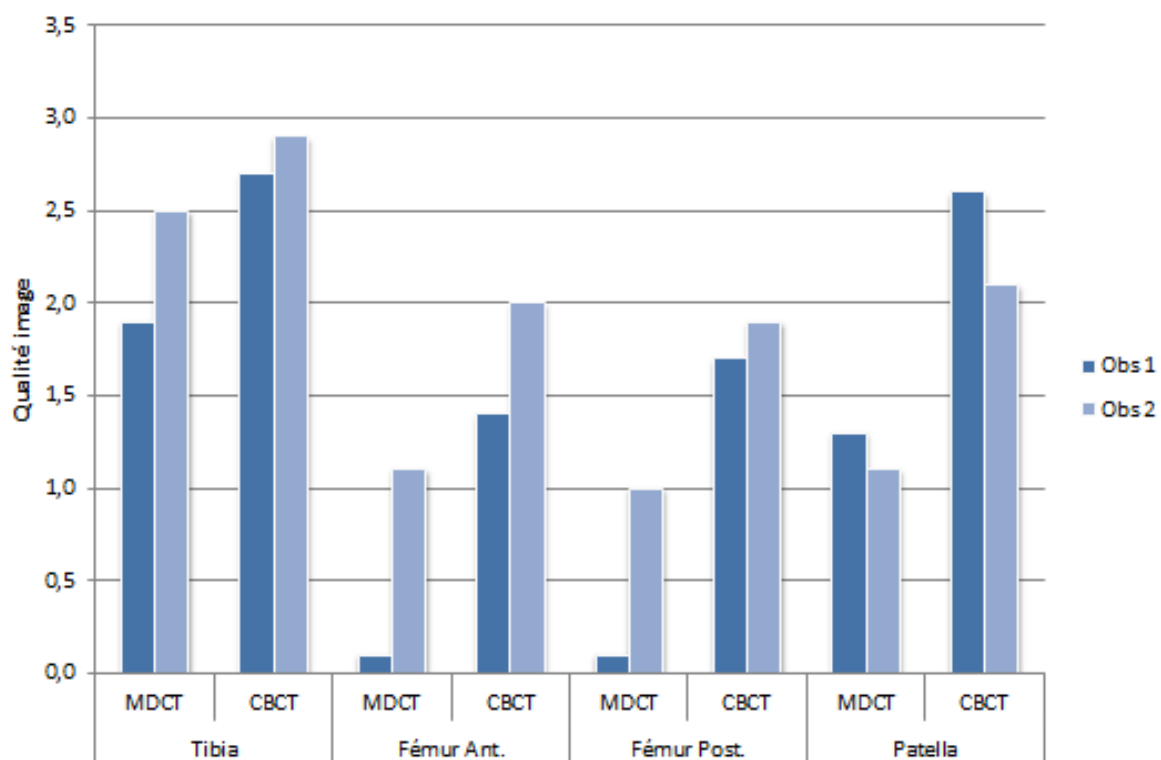
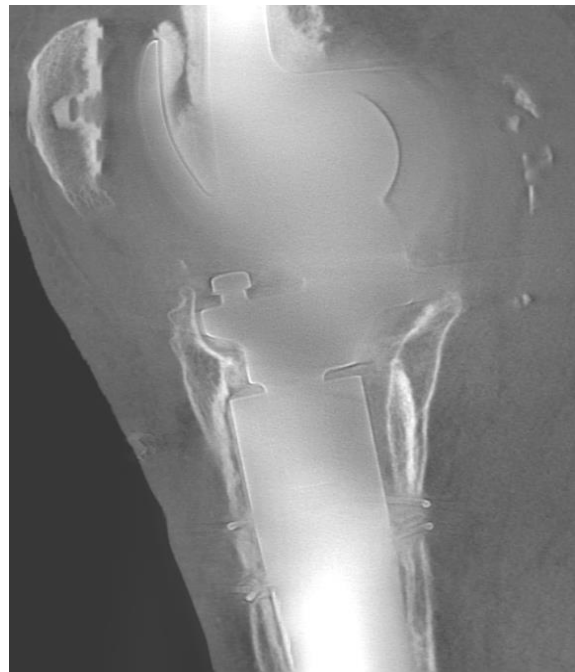
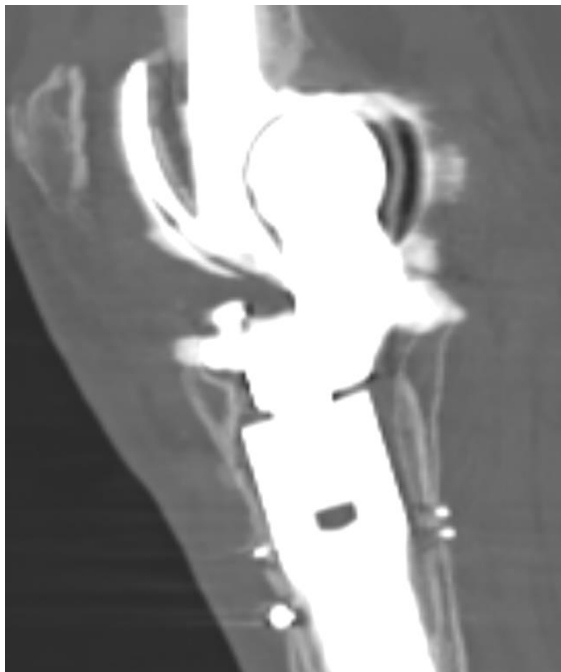
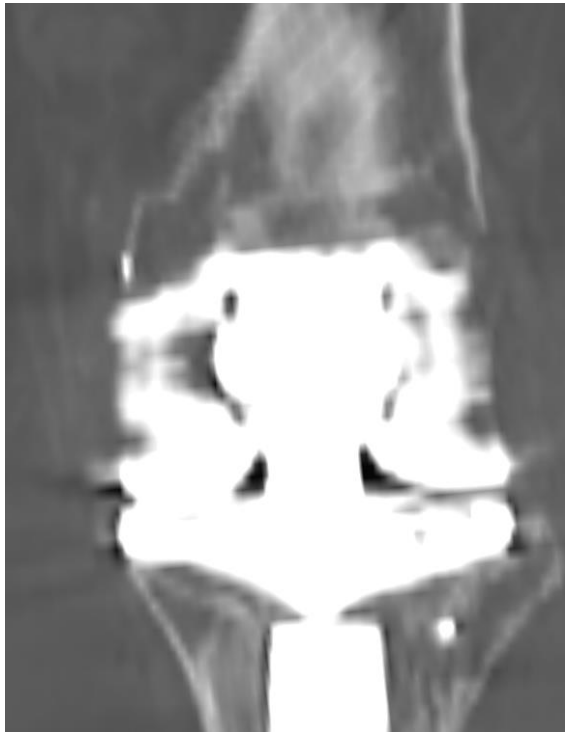


Figure 44 : Evaluation de la qualité d'image pour les prothèses de révision

MDCT

CBCT



**Figure 45 : Exemple de prothèse de reconstruction
(Haut : coupes frontales – Bas : coupes sagittales)**

DISCUSSION

I. Intérêts et limites de l'étude

Notre étude est, malgré son faible effectif, la série la plus importante de la littérature en chirurgie prothétique du genou. Elle est également la seule étude de la littérature à tester tous les paramètres scanographiques habituellement évalués sur des prothèses de type charnière ou de reconstruction.

Le caractère rétrospectif de notre étude et le faible effectif sont des biais limitant nos conclusions. Nous n'avons pu effectuer de calcul de concordance inter-observateurs en fonction du type de prothèse du fait des faibles échantillons présents (n= 15 et 13)

Le champ de vue (FOV) limité du CBCT a parfois supprimé sur l'image l'extrémité des quilles de certaines prothèses de reconstruction. Le diamètre du tunnel du CBCT peut être un facteur limitant pour la réalisation de l'examen car il présente une taille limitée. Néanmoins, notre étude comporte des patients avec des IMC élevés ayant pu bénéficier de l'examen.

Nous n'avons pas de comparaison avec les données des autres investigations et/ou de la chirurgie de révision prothétique pour chaque patient qui constitue le gold standard du diagnostic de descellement des implants. Il serait intéressant de comparer les résultats des examens à la chirurgie de révision pour les cas réopérés.

L'utilisation de faibles doses de rayons X pour le MDCT peut majorer l'écart entre les différents paramètres étudiés en faveur du CBCT. Cependant, il s'agissait des protocoles réalisés en routine clinique. Une augmentation de ces paramètres aurait été en faveur d'une augmentation de la dosimétrie pour le patient, ce qui va à l'encontre des procédures actuelles.

La dosimétrie du CBCT, bien qu'étant inférieure au MDCT, est une dosimétrie estimée et non une dosimétrie mesurée sur le patient.

II. Mesures angulaires et imagerie en coupe

Intérêt de l'imagerie en coupe pour les mesures angulaires

Dans la littérature, l'utilisation du MDCT en chirurgie prothétique du genou pour la réalisation de mesures angulaires numériques est reconnue depuis plusieurs années.

Migaud et al (51) ont observé une bonne reproductibilité intra et inter-observateurs quant à la mesure scanographique des déformations dans le plan frontal avec un coefficient de corrélation inter-observateurs de 0,98 pour l'angle Hip-Knee-Ankle (HKA) ainsi que des angles alpha et beta, respectivement à 0,84 et 0,94.

Jazrawi et al (52) ont montré l'intérêt du MDCT dans la mesure des rotations des implants fémoraux et tibiaux. Dans leur étude cadavérique, les coefficients de corrélation inter-observateurs, entre les constatations cliniques et le scanner, étaient jugés presque parfaits pour toutes les rotations (internes, neutres et externes) avec un coefficient de corrélation intra-classe (ICC) respectif de 0,90, 0,85 et 0,83.

L'imagerie en coupe apparaît comme l'examen de choix pour évaluer les mesures de rotations des implants, grâce à une meilleure précision du repérage des axes de référence. Ces dernières n'étant pas réalisables sur des clichés radiologiques standards (53).

Validation des repères anatomiques pour la réalisation des mesures angulaires

Dans cette étude, le choix de l'utilisation de l'Angle Condyléen Postérieur (ACP), par rapport à l'angle de Whiteside, pour la mesure de la rotation de l'implant fémoral est lié à l'apport de la littérature.

Victor et al.(54) ont étudié la concordance intra et inter-observateurs concernant des mesures tomodensitométriques 3D de repères osseux du genou. Il apparaît que la tangente aux condyles postérieurs (TCP) était la plus reproductible ($0,56^{\circ} \pm 0,21^{\circ}$), avec l'axe transépicondylien anatomique (ATEa) ($0,99^{\circ} \pm 0,56^{\circ}$) par rapport à la ligne de Whiteside (LW) ($2,07^{\circ} \pm 0,76^{\circ}$).

Lecocq et al (55), ont étudié les différents repères anatomiques rotatoires pour la navigation des prothèses de genoux et ont réalisé des mesures scanographiques sur pièces anatomiques. La valeur moyenne de la torsion épiphysaire distale du fémur par tomodensitométrie de leur série était de $5,5^{\circ} \pm 1,7^{\circ}$ (valeurs extrêmes 3° à $8,6^{\circ}$) pour l'ACP, selon la méthode de Yoshioka, et $4,83^{\circ} \pm 2,49^{\circ}$ ($1,2^{\circ}$ à $9,6^{\circ}$) pour l'angle de Whiteside. L'écart type était plus important pour l'évaluation tomodensitométrique de la ligne de Whiteside que pour l'axe transépicondylien, ($2,49^{\circ}$ contre $1,7^{\circ}$) traduisant des mesures scanographiques de l'ACP plus fiables que l'angle de Whiteside. Ceci est lié à la variation de l'axe antéro-postérieur du sillon patellaire qui varie en fonction du niveau de coupe et rend donc aléatoire son évaluation.

Selon Berger et al(45), la rotation fémorale native, mesurée à l'aide de l'angle condyléen postérieur, est de $0,3^{\circ}$ ($\pm 1,2^{\circ}$) chez la femme et de $3,5^{\circ}$ ($\pm 1,2$) chez l'homme. La rotation tibiale native mesurée est de 18° en rotation interne par rapport à la tubérosité tibiale antérieure.

Dans la littérature, la mesure de rotation du fémur distal natif varie selon les études :

Auteurs	Année	Méthode de mesure	Axe référent	Axe comparé	Moyenne	Ecart-type	Extrêmes
NAGAMINE	1998	Tdm	ATEa	TCP	6°	2,4	
		Tdm	LW	ATEa	1,4°	3,3	
MATSUDA	1998	Irm	ATEa	TCP	6°	3,6	
AKAGI	1999	Tdm	ATEa	TCP	6,8°	1,8	
GRIFFIN	2000	Irm	ATEs	TCP	3,1°	1,7	
YOSHINO	2001	Tdm	ATEa	TCP	6,4°	1,6	
		Tdm	ATEs	TCP	3°	1,6	
BOISRENOULT	2001	Tdm	ATEa	TCP	5,36°	1,87	0 à 9°
BOIGARD	2003	Tdm	ATEs	TCP	2,65°	3,11	
ASANO	2005	Tdm	ATEa	TCP	6,7°	1,5	
			ATEs	TCP	3,1°	1,5	
VICTOR	2009	Tdm	AFT	TCP	-1,41°	0,77	
			AFT	ATEc	0,21°	1,77	
			AFT	ATEa	3,4°	1,66	
			AFT	LW	1,39°	6,12	
LECOQ	2010	Tdm	ATEa	TCP	5,5°	1,7	2,8° à 8,6°
		Tdm	LW	TCP	4,8°	2,5	1,2° à 9,6°
		Navigation	ATEa	TCP	4,0°	3,8	-8,3° à 10,7°
		Navigation	LW	TCP	3,4°	3,5	-4° à 14,5°
		Navigation	LW	ATEa	0,6°	4,6	-10° à 9,6°

Tableau 16 : Variations de la rotation du fémur distal natif en fonction des études (d'après Lecoq et al,2010)

L'utilisation de l'angle condylien postérieur pour la réalisation des mesures de rotation des implants apparaît plus reproductible que l'angle de Whiteside.

Rotations des implants et clinique

Berger et al (45) ont montré l'importance de la rotation des implants dans la stabilité du genou. L'augmentation de la rotation interne, combinée des deux implants augmente le risque de complications d'origine fémoro-patellaire. Un excès de 3° à 8° augmente le risque de subluxation, un excès de 7° à 16° de rotation interne combinée augmente le risque de luxation patellaire. L'impact clinique est ici la conséquence d'un excès de rotation combinée des deux implants. Aucune étude à ce jour ne détermine de valeur seuil à ne pas dépasser pour positionner les composants fémoraux et tibiaux. Les résultats de notre étude montrent une rotation interne moyenne du composant fémoral variant de 0,81° à 1,51°, tout appareil confondu. Ce qui semble être en adéquation avec les données de la littérature. Néanmoins, la rotation interne moyenne des composants tibiaux de notre série était plus importante (27° à 28,35° tout appareil confondu) que la rotation interne moyenne décrite par Berger (18°). Pour autant, nous sommes incapables d'affirmer que seule l'hyperrotation interne théorique de l'embase tibiale suffit à provoquer un échec de l'arthroplastie.

La variabilité des valeurs moyennes de rotation du fémur distal et du tibia proximal décrites est liée à l'utilisation de repères osseux différents, et d'appareils différents lors des mesures (radiographies, IRM, MDCT, navigation).

Young et al(56) nuancent les résultats de Berger. Ils ont comparé la rotation des implants fémoraux, tibiaux et combinée (fémoral + tibial) chez des patients avec des douleurs sur PTG avec des sujets sains porteurs de prothèses totales de genou.

Ils n'ont pas trouvé de différence significative pour la rotation des composants fémoraux et tibiaux entre les deux groupes (moyenne. 0.6° vs 1.0° rotation externe, $p = 0.4$), (moyenne. 11.2° vs 9.5° rotation interne, $p = 0.3$). L'étude de la rotation combinée des implants ne montrait pas de différence significative entre les deux groupes (moyenne. 10.5° vs 8.5° rotation interne, $p = 0.25$).

Intérêt du Cone-Beam pour la mesure de rotations des implants

Peu d'articles dans la littérature ont étudié les mesures de rotation des implants avec le CBCT. Dans leur étude, Nardi et al(52) retrouvent des coefficients de corrélation inter-observateurs jugés presque parfaits allant de 0.89 à 0.94 pour les mesures de l'angle fémoro-patellaire et les mesures de rotation des implants fémoral et tibial. Ces résultats, bien que supérieurs à notre étude, sont également en faveur du CBCT. Ces différences peuvent s'expliquer par deux paramètres :

- La population étudiée était plus faible, ne comprenant que des prothèses de 1^{ere} intention sans quilles d'extension intra-médullaires et sans charnières ;
- Les paramètres d'acquisition étaient plus importants (110 Kv, 6,11 mA) permettant une meilleure qualité d'image, et probablement une meilleure reproductibilité des mesures angulaires, que le protocole d'acquisition utilisé lors de cette étude (90 kV, 5 mAs). Cette augmentation des Kv et des mAs s'effectuant au détriment de la dose reçue par le patient.

Dans leur étude, Antti et al(57) retrouvent un coefficient inter-observateurs de 0,87 (IC 95% 0,74-0,94) pour la rotation du composant tibial, et de 0,41 (IC 95% 0,12-0,69) pour la rotation de composant fémoral. Ces résultats sont en adéquation avec ceux de notre étude. Néanmoins, l'intégralité des prothèses de genoux ($n=18$) étaient

des prothèses de première intention et ne présentaient pas de quilles d'extension intra-médullaires ou de charnières.

Un des points forts de notre étude est la réalisation des mesures de rotation sur tout type de prothèses, dont des charnières dans un contexte de reprises chirurgicales itératives. La difficulté à repérer l'axe transépicondylien dans ces situations peut favoriser une dispersion des mesures angulaires.

Malgré cela, l'ICC inter-observateurs est de 0,44 pour la rotation du composant fémoral et de 0,96 pour la rotation du composant tibial.

Auteur	Année	Appareil	Concordance (ICC)	
			Rotation Fémorale	Rotation Tibiale
Jazrawi	2000	MDCT	0,90	0,93
Konigsberg(58)	2013	MDCT	0,39	0,67
Figuroa(59)	2016	MDCT	0,76	0,65
Nardi	2017	CBCT	0,89	0,94
Antti	2018	CBCT	0,41	0,87
Notre étude	2018	CBCT	0,44	0,96

Tableau 17 : Accord inter-observateurs concernant la mesure de rotation des implants prothétiques en fonction des études

L'utilisation du Cone-Beam CT dans notre étude est une bonne alternative au MDCT pour la réalisation de mesures angulaires. La concordance inter-observateurs modérée à presque parfaite permet un diagnostic précis des rotations des implants. Malgré le fait que les radiologues n'aient fait qu'une seule mesure par appareil, les résultats de notre étude concordent avec ceux de la littérature.

III. CBCT et descellement

À ce jour, une seule étude fait référence à l'apport du CBCT dans le diagnostic de descellement des implants prothétiques en chirurgie du genou.

Antti et al(57) retrouvent une sensibilité du CBCT de 97% et une spécificité de 85% pour l'évaluation du descellement tibial. En revanche, aucun descellement fémoral ou patellaire n'a été objectivé dans leur série (n=18).

Ils ont également étudié la corrélation inter-observateurs concernant le descellement. Celle-ci était considérée comme modérée pour la classification AORI Kappa à 40.58 (IC 95% 0.38–0.84) et de 0,59 (IC 95% 0.35–0.83) pour la classification de Clatworthy and Gross. Quatre implants tibiaux étaient diagnostiqués comme descellés et aucun descellement fémoral ou patellaire n'était retrouvé. Cependant, leur étude ne mentionne pas l'existence de liserés pathologiques. Seules les ostéolyses importantes ont été étudiées, et des lésions de bas grade ont pu être négligées, contrairement à notre étude où, nous avons opté pour l'évaluation des liserés radiographiques grâce à l'échelle d'évaluation de la Knee Society, permettant une analyse plus fine de scellement des implants.

Notre étude montre une corrélation inter-observateurs jugée « excellente » à l'aide du CBCT pour la recherche de descellement tibial avec un Kappa de 0,926 [IC 95% 0,78-1.0] et « juste » pour le fémur avec un Kappa de 0,387 [IC 95% 0,04-0,73]. Ces valeurs sont nettement supérieures au MDCT concernant le descellement tibial avec un Kappa de 0,451 [IC95% 0,16-0,74] et fémoral avec un Kappa de 0,192 [IC 95% 0-0,57]. La recherche de liserés montre également une excellente concordance inter-observateurs avec un Kappa de 0,84 [IC 95% 0,68-0,96]. 144 liserés ont été observés au MDCT et 112 avec le CBCT. Le nombre de liserés était plus important avec les prothèses charnières et avec quilles d'extensions. Cette différence s'explique par la présence d'artefacts métalliques directement en rapport avec la prothèse, entraînant des raies noires autour de la prothèse. Le radiologue pouvant être amené à sur diagnostiquer des liserés sur le MDCT malgré les séquences MAR du fait des artefacts métalliques restant.

La scintigraphie a également été évaluée pour le diagnostic de descellement dans la littérature.

Arıcan et al(60) ont étudié l'existence de descellement des implants prothétiques à l'aide de la tomoscintigraphie par émission monophotonique dans laquelle il observe une sensibilité du Planar-SPECT de 77% et du SPECT/CT de 93,7% pour le diagnostic de descellement. Cette supériorité avec le SPECT/CT est nuancée, dans ce travail, pour les faibles doses de scanner où l'interface os-prothèse était plus délicate à étudier.

Les résultats de notre étude, associés aux données de la littérature montrent l'intérêt du Cone-Beam CT dans le diagnostic de descellement des implants dans le cadre de prothèses totales de genou. L'optimisation de la concordance

inter-observateurs témoigne d'une plus grande facilité avec le CBCT pour poser le diagnostic de descellement d'implant en chirurgie prothétique du genou.

IV. CBCT et qualité d'image

La qualité de l'image moyenne au niveau de tibia était optimale (2,75/3 pour les deux observateurs), devant le fémur antérieur (2,3/3 pour les deux observateurs) et le fémur postérieur (2/3). Ces résultats s'expliquent, probablement, par le dessin des implants. Le plateau tibial étant une structure linéaire assez homogène, à l'inverse des implants fémoraux qui présentent, soit une cage de postéro-stabilisation, soit une charnière, augmentant la charge métallique. La qualité d'image reste optimisée avec le CBCT pour les prothèses avec quilles d'extension centromédullaires. La QI tibia comprise entre 2,7 et 2,9/3 , la QI fémur comprise entre 1,4 et 2/3 , la QI patella comprise entre 2,1 et 2,6/3 selon notre échelle de Likert sont nettement supérieures aux différentes QI étudiées en MDCT.

A ce jour, un seul article dans la littérature a évalué la qualité d'image du CBCT pour des structures périprothétiques.

Nardi et al (52) étudient la qualité d'image du CBCT pour l'étude des régions osseuses et des parties molles périprothétiques du genou à 2, 5, 10, et 15 mm de l'implant prothétique selon 3 plans de coupes axiaux : en région supra-condylienne, en regard de l'axe transépicondylien anatomique et au tibia. A l'aide d'une échelle de Likert allant de G0 (aucune visibilité) à G3 (visibilité parfaite), trois observateurs indépendants observent une qualité d'image quottée majoritairement 2 à 3 au niveau des régions supra-condyliennes et du tibia, aussi bien au-dessus des plateaux qu'en

dessous de ces derniers. G2 + G3 étaient observés à hauteur de 20,2%, 47,8%, 71,6% et 69,1% à respectivement 2, 5, 10 et 15 mm de l'implant. En revanche, la qualité d'image était majoritairement quottée mauvaise (G0), notamment au niveau du fémur postérieur (100% G0). Leur étude a également évalué la qualité d'image des parties molles périprothétiques. G2 + G3 étaient relevés à 94,0%, 3,7%, 60,6% et 99,3 % respectivement au niveau du fémur supérieur, du fémur inférieur et du tibia.

Les résultats de notre étude concordent avec les résultats de l'étude citée plus haut. Carrino et al (40) dans leur étude cadavérique ont étudié la qualité d'image du CBCT sur des pièces anatomiques cadavériques de coude, main, genou et pied par un radiologue à l'aide d'une échelle de Likert allant de 1 (pauvre) à 5 (excellent). La qualité d'image était jugée bonne à excellente pour l'ensemble de pièces étudiées. L'étude osseuse et l'étude articulaire étaient jugées respectivement comme excellente (5/5) et bonne (4/5) avec des résultats optimaux pour le genou et le coude (4/5 et 5/5)

Tschauner et al (61) ont également étudié les qualités d'images sur fantômes de chevilles et de poignets pédiatriques pour le CBCT (Planmed Verity) et le MDCT (Toshiba Aquilion One 320 barrettes). L'analyse subjective de la qualité d'image selon une échelle de Likert allant de 1 à 5 n'a montré aucune différence significative pour les paramètres d'images étudiés.

Les résultats de notre étude et ceux de la littérature concordent concernant la qualité d'image apportée par le Cone-Beam en chirurgie prothétique du genou. La qualité d'image est optimisée grâce à l'utilisation de voxels isotropiques qui augmentent sa résolution spatiale, notamment pour l'étude osseuse et des

interfaces os-prothèse. L'utilisation de séquences de réduction des artefacts métalliques, dont l'intérêt est démontré dans la littérature(62), vient optimiser de manière significative la qualité finale de l'image, améliorant ainsi l'identification des causes d'échec de l'arthroplastie.

V. CBCT et dosimétrie

Dans notre étude, les CBCT réalisés ont une CTDI volumique moyenne (4,138 mGy) inférieure à la CTDI moyenne du MDCT (5,125 mGy). La dosimétrie est ainsi réduite d'un facteur 1,2. Ces données semblent en désaccord avec celles de la littérature qui tendent à montrer une différence de dosimétrie nettement en faveur du CBCT. Ceci s'explique par notre protocole d'acquisition MDCT effectué en qualité standard / basse dose. Néanmoins, le protocole d'acquisition était celui effectué en pratique clinique quotidienne pour le bilan des rotations des implants et de torsion des membres.

Dans leur étude, Jacques et al (66), à propos de 139 CBCT réalisés dans le cadre de la traumatologie des urgences, ont montré que le CTDI volumique moyen du CBCT est de 4,05 +/- 0,6 mGy et que l'irradiation était inférieure au MDCT avec un CTDI volumique moyen de 13,11 +/- 7.5 (p <0,001), soit une réduction de dose d'un facteur 3,2.

Cette différence dosimétrique pour le scanner avec notre étude est liée au mode d'acquisition des examens en coupe type MDCT. Dans leur étude, des MDCT ont été réalisés en mode UHR (Ultra Haute Résolution) avec des coupes plus fines mais au

détriment d'une irradiation plus importante (CTDI volumique moyen : 18,05 +/- 3,1 mGy ($p < 0.001$)). En revanche, ils ne montraient pas de différence statistiquement significative concernant la dosimétrie volumique du CBCT par rapport au MDCT en qualité standard : CTDI volumique moyen 5,61 +/- 5,8 mGy ($p > 0,05$).

Des études se sont attachées à montrer une différence de dosimétrie entre les différentes composantes de radiologie, de la radiographie standard à l'imagerie en coupe : MDCT, CBCT. Peu d'études ont observé ces variations de dose sur les patients. L'essentiel des travaux a été réalisé sur fantômes ou sur cadavres.

Koivisto et al (63) ont étudié sur fantôme de genou à l'aide de dosimètres de surface type MOSFET (Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor) la dosimétrie de 3 MDCT (Siemens Somaton Definition AS+ 128 slice (120 kV, 40 mAs), Siemens Sensation Open 24 slice 120 kV, 88 mAs, GE lightspeed VCT 64 slices (120 kV 40 mAs)), d'un CBCT (Planmed Verity CBCT 96 kV 45 mAs) et d'un appareil de radiologie conventionnelle Shimadzu ED 150 LF Conventional X-ray (80 kV , 6,3 mAs).

Les doses efficaces moyennes, estimées en MDCT, étaient respectivement de 48 μSv , 32,4 μSv et 27,3 μSv pour les trois MDCT décrits plus haut. La dose efficace en CBCT était de 12,6 μSv et de 3 μSv pour la radiographie conventionnelle.

Dans cette même étude, il est démontré l'effet du MDCT sur le genou controlatéral, non étudié par l'imagerie, après mise en place d'un second fantôme en regard du genou opposé. Le recueil de dose efficace moyenne, à l'aide du Siemens Somaton Definition AS+, étaient de 21,4 μSv pour le genou controlatéral, soit 4 à 7 fois plus

importante qu'en CBCT. Cette étude démontre l'intérêt d'isoler la zone à étudier afin de minimiser le rayonnement aux autres structures.

Koivisto et al ont effectué le même travail sur fantômes de cheville (64) à l'aide d'un MDCT (Siemens Sensation Open 24-slice MDCT (120 kVp, 54 mAs), de deux CBCT (NewTom 5G CBCT (110 kVp, 2.3 - 59 mAs), Planmed Verity CBCT (90 kVp, 48 mAs)) et d'un appareil de radiographie standard : (Shimadzu FH-21 HR (57 kVp, 16 mAs)).

Les résultats des doses efficaces moyennes sont également en faveur du CBCT concernant l'imagerie en coupe : 21,4 uSv en MDCT contre 6 uSv pour le CBCT et une dose efficace moyenne allant de 1,9 à 14,3 uSv pour le NewTom 5G. Les clichés conventionnels présentaient une dosimétrie efficace moyenne de 1.0 μ Sv à 0.5 μ Sv.

Tschauner et al(61) ont étudié, en orthopédie pédiatrique sur fantômes de cheville et de poignet, la dosimétrie volumique moyenne optimisée pour les examens pédiatriques. Les dosimétries volumiques moyennes du CBCT étaient de 3,8 +/- 2,1 mGy pour la cheville et 2,2 +/- 1.3 mGy pour le poignet. Les CTDI volumiques moyens du MDCT, optimisés pour la pédiatrie étaient de 4,5 +/- 1.3 mGy pour la cheville et 3,4 +/- 0,7 mGy pour le poignet. La qualité d'image entre les deux examens n'était pas statistiquement différente entre les deux examens. Le CBCT permet donc pour une dosimétrie plus faible la même qualité d'image.

Une autre étude pédiatrique a été réalisée par Pugmire et al(65) concernant 34 enfants dans le cadre d'un suivi de cheville et de pied. La comparaison des doses effectives moyennes entre le CBCT (13 uSv), pour les patients inclus, et le MDCT (23 uSv), pour le groupe contrôle, appareillés par âge, montrait une diminution

significative ($p < 0.05$) des doses délivrées avec le CBCT. Avec un abandon progressif des indications de MDCT au profit du CBCT au cours de leur étude.

Les résultats de notre étude convergent avec la littérature concernant l'intérêt du CBCT dans le cadre de la réduction de dose délivrée au patient. L'utilisation de ce type d'appareil permet d'effectuer des examens en coupe de qualité à l'aide d'une dosimétrie plus faible qu'en MDCT. Néanmoins, l'utilisation à l'avenir d'un CTDI calculé, et non plus estimé, par le constructeur permettra un reflet plus intéressant des différences dosimétriques entre les deux examens.

CONCLUSION

Les résultats de cette étude préliminaire semblent montrer l'intérêt du Cone-Beam CT dans le bilan étiologique des douleurs sur prothèses totales de genou.

Les résultats des tests de concordance concernant tous les paramètres étudiés sont en adéquation avec les données de la littérature. Ils affichent le Cone-Beam comme un examen fiable et reproductible pour les mesures de rotation et le diagnostic de descellement des implants, grâce à une nette optimisation de la qualité d'image aussi bien pour les prothèses de première intention que pour les prothèses de révisions.

Si ces résultats sont satisfaisants, nous n'en connaissons pas la sensibilité et la spécificité en comparaison du gold standard qu'est la chirurgie de révision prothétique. De prochaines études devraient répondre à cette question.

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1 : Spectre électromagnétique (source : www.radiographie.com)	6
Figure 2 : Schéma d'un tube de Coolidge (www.dperayonx.canalblog.com).....	7
Figure 3 : Spectre continu par effet de freinage et spectre de raies (flèches) par fluorescence	8
Figure 4 : La main de Bertha Roentgen, 1 ^{ère} radio connue.....	8
Figure 5 : Sinogramme et reconstruction tomographique d'une acquisition	12
par rayons X (par Pol Grasland – Mongrain)	12
Figure 6 : Échelle des coefficients d'atténuation d'Hounsfield (slideplayer.fr)	13
Figure 7 : Coupe frontale d'une prothèse de genou en MDCT. Présence de raies noires liées au durcissement du faisceau (CHRU de Lille)	15
Figure 8 : Coupe axiale en MDCT d'une prothèse de genou. Les flèches rouges indiquent des stries blanches en rapport avec des artefacts type Compton Scattering	16
Figure 09 : principe de la double énergie (Dual-Energy CT: General Principles Thorsten R. C. Johnson(33))	17
Figure 10 : Reconstruction de l'image à l'aide des séquences de réduction des artefacts métalliques.....	19
Figure 11 : Reconstruction d'image par l'algorithme de réduction des artefacts métalliques	20
Figure 12 : Réduction des artefacts métalliques (Carestream Health™, Rochester NY, USA)	20
Figure 13 : Godfrey Hounsfield au côté du tout premier scanner (société EMI)	22
Figure 14 : Rangées de détecteurs face au tube de rayons X. Le nombre de rangées de détecteurs augmente avec la génération de l'appareil (31).	23
Figure 15 : Modes d'acquisition du MDCT. Image A : acquisition séquentielle, la table est fixe puis se déplace entre chaque acquisition. Image B : acquisition spiralée, le déplacement du volume à explorer s'effectue à vitesse constante.....	24
Figure 16 : A) Acquisition spiralée du MDCT conventionnel du détecteur autour du patient (fan beam), plusieurs rotations B) Acquisition conique du CBCT autour d'un capteur plan, une seule rotation autour de l'élément à explorer (Carestream Dental Blog).....	26
Figure 17 : Dimension des Voxels CBCT (A) et MDCT (B) (Carestream Health™, Rochester NY, USA).....	26
Figure 18 : Rotation unique de la source de rayons X et du capteur plan autour de l'objet à explorer.	27
Figure 19 : Somatom AS 64 (Siemens™ Healthcare GmbH, Erlangen Germany) ...	29
Figure 20 : Trois sources de rayons X pour un plus large champ de vue (Carestream Health, Rochester NY, USA).	30
Figure 21 : Installation du patient (CHRU de Lille).....	32
Figure 22 : Mesure de l'angle fémoro-patellaire (CBCT) (CHRU de Lille)	33
Figure 23 : Mesure de la rotation de l'implant fémoral (CBCT) (CHRU de Lille).....	34
Figure 24 : Mesure de la rotation de l'implant tibial (CBCT) (CHRU de Lille)	35
Figure 25 : système d'évaluation des liserés de la Knee Society (46)	36
Figure 26 : Evaluation de la qualité d'image. L'exemple ci-dessus évalue la qualité d'image en regard de l'interface os-prothèse au niveau du fémur	38
A : MDCT + IMAR B : CBCT + IMAR (CHRU de Lille).....	38
Figure 27 : Diagramme de flux	40
Figure 28 : Répartition des types de prothèses dans la population étudiée	41

Tableau 1 : Mesures angulaires moyennes de l'angle fémoro-patellaire (MDCT) ...	42
Figure 29 : Répartition des mesures des angles fémoro-patellaires sur le MDCT ...	42
Tableau 2 : Mesures angulaires moyennes de l'angle fémoro-patellaire (CBCT)	43
Figure 30 : Répartition des mesures des angles fémoro-patellaires sur le CBCT ...	43
Tableau 3 : Valeur angulaire moyenne de la rotation de l'implant fémoral (MDCT).	43
Figure 31 : Répartition des mesures de la rotation de l'implant fémoral sur le MDCT	44
Tableau 4 : Valeur angulaire moyenne de la rotation de l'implant fémoral (CBCT) .	44
Figure 32 : Répartition des mesures de rotation de l'implant fémoral sur le CBCT .	44
Tableau 5 : Valeur angulaire moyenne de la rotation de l'implant tibial (MDCT)	45
Figure 33 : Répartition des mesures de rotation de l'implant tibial (MDCT).....	45
Tableau 6 : Valeur angulaire moyenne de la rotation de l'implant tibial (CBCT)	45
Figure 34 : Répartition des mesures de rotation de l'implant tibial (CBCT)	46
Tableau 7 : Nombre de liserés moyens observés en MDCT.....	47
Tableau 8 : Nombre de liserés moyens observés en CBCT	47
Figure 35 : Moyenne de liserés par appareil.....	47
Figure 36 : Répartition des liserés observés au cours de l'étude	48
Tableau 9 : Nombre de diagnostic de descellement tibial par observateur et par	49
appareil (28 cas).....	49
Tableau 10 : Nombre de diagnostic de descellement fémoral par observateur et par	49
appareil (28 cas).....	49
Figure 37 : Répartition des diagnostics de descellement de l'implant tibial et fémoral	50
.....	50
Figure 38 : Scores moyens de la qualité d'image pour l'interface os-implant tibial..	50
Figure 39 : Scores moyens de la qualité d'image pour l'interface os-bouclier fémoral	51
.....	51
Figure 40 : Scores moyens de la qualité d'image pour l'interface os-condyles	51
prothétiques.....	51
Figure 41 : Scores moyens de la qualité d'image pour l'interface os-médaille	52
patellaire	52
Tableau 11 : Concordance inter-observateurs par appareil pour les paramètres	55
étudiés.....	55
Figure 42 : Analyse graphique de la concordance inter-observateurs par appareil	56
selon les critères étudiés	56
Tableau 12 : Liserés observés pour les prothèses de 1 ^{ère} intention (n=15)	57
Tableau 13 : Diagnostic de descellement tibial et fémoral pour les prothèses de 1 ^{ère}	57
intention (n=15).....	57
Figure 43 : Evaluation de la qualité d'image pour les prothèses de 1 ^{ère} intention....	58
Tableau 14 : Liserés observés pour les prothèses de révision (n=13).....	58
Tableau 15 : Diagnostic de descellement tibial et fémoral concernant les prothèses	59
avec quilles d'extension et charnières (n=13).....	59
Figure 44 : Evaluation de la qualité d'image pour les prothèses de révision	59
Figure 45 : Exemple de prothèse de reconstruction	60
(Haut : coupes frontales – Bas : coupes sagittales).....	60
Tableau 16 : Variations de la rotation du fémur distal natif en fonction des études	64
(d'après Lecoq et al,2010).....	64
Tableau 17 : Accord inter-observateurs concernant la mesure de rotation des	67
implants prothétiques en fonction des études.....	67

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. Barbier A, Koussoubo F, Tosato G, Pinçon C, Guénault N. Pharmacie clinique appliquée aux dispositifs médicaux : information des patients sur les prothèses articulaires : intérêts et optimisation. *Le Pharmacien Hospitalier et Clinicien* [Internet]. mars 2018 [cité 19 mai 2018]; Disponible sur: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2211104218300286>
2. Maloney WJ. National Joint Replacement Registries: has the time come? *J Bone Joint Surg Am.* oct 2001;83-A(10):1582-5.
3. Colas S, Ocean B-V, Rudnichi A, Dray-Spira R, Zureik M. Étude d'utilisation des prothèses articulaires de genou en France entre 2008 et 2013. *Revue d'Épidémiologie et de Santé Publique.* mars 2016;64:S23.
4. Maradit Kremers H, Larson DR, Crowson CS, Kremers WK, Washington RE, Steiner CA, et al. Prevalence of Total Hip and Knee Replacement in the United States: *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume.* sept 2015;97(17):1386-97.
5. Patel A, Pavlou G, Mújica-Mota RE, Toms AD. The epidemiology of revision total knee and hip arthroplasty in England and Wales: a comparative analysis with projections for the United States. A study using the National Joint Registry dataset. *The Bone & Joint Journal.* août 2015;97-B(8):1076-81.
6. Kurtz S. 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).* 1 avr 2007;89(4):780.
7. BURDIN P. LES REPRISES DE PROTHÈSES TOTALES DU GENOU. 2000;53.
8. Dalury DF, Pomeroy DL, Gorab RS, Adams MJ. Why are Total Knee Arthroplasties Being Revised? *The Journal of Arthroplasty.* sept 2013;28(8):120-1.
9. Pitta M, Esposito CI, Li Z, Lee Y, Wright TM, Padgett DE. Failure After Modern Total Knee Arthroplasty: A Prospective Study of 18,065 Knees. *The Journal of Arthroplasty.* févr 2018;33(2):407-14.
10. al BR et. Malrotation causing patellofemoral complications after total knee arthroplasty. - PubMed - NCBI [Internet]. [cité 15 mai 2018]. Disponible sur: <https://sci-hub.tw/https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9917679>
11. Bonnin MP, Saffarini M, Shepherd D, Bossard N, Dantony E. Oversizing the tibial component in TKAs: incidence, consequences and risk factors. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* août 2016;24(8):2532-40.
12. Bonnin MP, de Kok A, Verstraete M, Van Hoof T, Van Der Straten C, Saffarini M, et al. Popliteus impingement after TKA may occur with well-sized prostheses. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017;25(6):1720-30.
13. Dubrana F, Williams T, Le-Henaff G, Mabitb C, Bonnevallec P, Mertl P, et al. Restauration de la hauteur de l'interligne articulaire dans les révisions d'arthroplasties totales du genou. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique.* 1 déc 2016;102(8):796.
14. Hirakawa M, Miyazaki M, Ikeda S, Matsumoto Y, Kondo M, Tsumura H. Evaluation of the rotational alignment of the tibial component in total knee arthroplasty: position prioritizing maximum coverage. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology.* janv 2017;27(1):119-24.
15. Girerd D, Parratte S, Lunebourg A, Boureau F, Ollivier M, Pasquier G, et al. Révisions de prothèse totale du genou par une prothèse totale de genou associée à des cônes en trabecular metal de tantale. Résultats préliminaires sur une étude bicentrique rétrospective de 51 patients avec un recul minimum de 2ans. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique.* juin 2016;102(4):323-7.
16. Bonnin M, Laurent J-R, Hutten D. Reprises de prothèses totales du genou. *EMC - Techniques chirurgicales - Orthopédie - Traumatologie.* janv 2009;4(2):1-21.
17. Hirschmann MT, Amsler F, Rasch H. Clinical value of SPECT/CT in the painful total knee arthroplasty (TKA): a prospective study in a consecutive series of 100 TKA. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging.* nov 2015;42(12):1869-82.
18. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: Recognition and Avoidance. *RadioGraphics.* nov

2004;24(6):1679-91.

19. Charbit A, Molina J, Fischer C, Feydy A, Chevrot A, Drapé JL. Gestion des artefacts métalliques au scanner. *Journal de Radiologie*. 1 oct 2008;89(10):1364.
20. Bolstad K, Flatabø S, Aadnevik D, Dalehaug I, Vetti N. Metal artifact reduction in CT, a phantom study: subjective and objective evaluation of four commercial metal artifact reduction algorithms when used on three different orthopedic metal implants. *Acta Radiologica*. 8 janv 2018;028418511775127.
21. Scarfe WC, Farman AG. What is Cone-Beam CT and How Does it Work? *Dental Clinics of North America*. oct 2008;52(4):707-30.
22. Korpics M, Surucu M, Mescioglu I, Alite F, Block AM, Choi M, et al. Observer Evaluation of a Metal Artifact Reduction Algorithm Applied to Head and Neck Cone Beam Computed Tomographic Images. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 15 2016;96(4):897-904.
23. Veldhoen S, Schöllchen M, Hanken H, Precht C, Henes FO, Schön G, et al. Performance of cone-beam computed tomography and multidetector computed tomography in diagnostic imaging of the midface: A comparative study on Phantom and cadaver head scans. *Eur Radiol*. févr 2017;27(2):790-800.
24. Zbijewski W, De Jean P, Prakash P, Ding Y, Stayman JW, Packard N, et al. A dedicated cone-beam CT system for musculoskeletal extremities imaging: Design, optimization, and initial performance characterization: Dedicated cone-beam CT for musculoskeletal extremities. *Medical Physics*. 28 juill 2011;38(8):4700-13.
25. Vermandel M, Marchandise X. D'une « nouvelle sorte de rayonnement » à la tomodensitométrie : une histoire du scanner. <http://www.em-premium.com.doc-distant.univ-lille2.fr/data/revues/19590318/v30i2/S1959031809000037/> [Internet]. 27 mars 2009 [cité 19 mai 2018]; Disponible sur: <http://www.em-premium.com.doc-distant.univ-lille2.fr/article/206588/resultatrecherche/8#N101E2>
26. Régent D, Mandry D, Croise-Laurent V, Oliver A, Jausset F, Lombard V. Production des rayons X en imagerie par projection et en scanographie. <http://www.em-premium.com.doc-distant.univ-lille2.fr/data/traites/r6/35-43578/> [Internet]. 25 juin 2013 [cité 19 mai 2018]; Disponible sur: <http://www.em-premium.com.doc-distant.univ-lille2.fr/article/817384/resultatrecherche/1>
27. Gambini D-J, Granier R. Effets indésirables des rayons X. <http://www.em-premium.com.doc-distant.univ-lille2.fr/data/traites/r6/35-43580/> [Internet]. 24 oct 2013 [cité 19 mai 2018]; Disponible sur: <http://www.em-premium.com.doc-distant.univ-lille2.fr/article/845001/resultatrecherche/2>
28. Boyer B, Cordoliani Y-S. Scanner et irradiation. *EMC - Radiologie et imagerie médicale - Principes et techniques - Radioprotection*. janv 2010;5(1):1-10.
29. Andresz S, Morgan J, Croüail P, Vermeersch F. Conclusions and recommendations from the 17th Workshop of the European ALARA Network 'ALARA in emergency exposure situations'. *Journal of Radiological Protection*. mars 2018;38(1):434-9.
30. Lisbona A. Formation de l'image radiante. In: *Scanner et Rayons X* [Internet]. Elsevier; 2013 [cité 19 mai 2018]. p. 61-84. Disponible sur: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9782294734175000027>
31. Noël A. Détection de l'image radiante. In: *Scanner et Rayons X* [Internet]. Elsevier; 2013 [cité 19 mai 2018]. p. 85-117. Disponible sur: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9782294734175000039>
32. Jankowski A, Ferretti G. Tomodensitométrie volumique : principe, paramètres. *Revue des Maladies Respiratoires*. oct 2010;27(8):964-9.
33. Johnson TRC. Dual-Energy CT: General Principles. *American Journal of Roentgenology*. nov 2012;199(5_supplement):S3-8.
34. Ferrara F, Cipriani A, Rapisarda S, Iacobucci M, Magarelli N, Leone A, et al. Assessment of implant position after total knee arthroplasty by dual-energy computed tomography. *Acta Radiologica*. mai 2016;57(5):612-9.
35. Bongers MN, Schabel C, Thomas C, Raupach R, Notohamiprodjo M, Nikolaou K, et al. Comparison and Combination of Dual-Energy- and Iterative-Based Metal Artefact Reduction on Hip Prosthesis and Dental Implants. *PLOS ONE*. 24 nov

2015;10(11):e0143584.

36. Stidd DA, Theessen H, Deng Y, Li Y, Scholz B, Rohkohl C, et al. Evaluation of a Metal Artifacts Reduction Algorithm Applied to Postinterventional Flat Panel Detector CT Imaging. *American Journal of Neuroradiology*. nov 2014;35(11):2164-9.
37. Chen L. Méthodes itératives de reconstruction tomographique pour la réduction des artefacts métalliques et de la dose en imagerie dentaire. :229.
38. Gondim Teixeira PA, Meyer J-B, Baumann C, Raymond A, Sirveaux F, Coudane H, et al. Total hip prosthesis CT with single-energy projection-based metallic artifact reduction: impact on the visualization of specific periprosthetic soft tissue structures. *Skeletal Radiol*. sept 2014;43(9):1237-46.
39. Godfrey N. Hounsfield - Biographical [Internet]. [cité 19 mai 2018]. Disponible sur: https://www.nobelprize.org/nobel_prizes/medicine/laureates/1979/hounsfield-bio.html
40. Carrino JA, Al Muhit A, Zbijewski W, Thawait GK, Stayman JW, Packard N, et al. Dedicated Cone-Beam CT System for Extremity Imaging. *Radiology*. mars 2014;270(3):816-24.
41. Brüllmann D, Schulze RKW. Spatial resolution in CBCT machines for dental/maxillofacial applications—what do we know today? *Dentomaxillofac Radiol* [Internet]. janv 2015 [cité 19 mai 2018];44(1). Disponible sur: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4614158/>
42. Gang GJ, Zbijewski W, Mahesh M, Thawait G, Packard N, Yorkston J, et al. Image quality and dose for a multisource cone-beam CT extremity scanner. *Medical Physics*. janv 2018;45(1):144-55.
43. Marzo J, Kluczynski M, Notino A, Bisson L. Comparison of a Novel Weightbearing Cone Beam Computed Tomography Scanner Versus a Conventional Computed Tomography Scanner for Measuring Patellar Instability. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*. déc 2016;4(12):232596711667356.
44. Mitchell J. Carestream's 2nd Generation Metal Artifact Reduction Software (CMAR 2). :6.
45. Berger RA, Rubash HE. Rotational instability and malrotation after total knee arthroplasty. *Orthopedic Clinics of North America*. oct 2001;32(4):639-47.
46. FC E. The Knee Society total knee arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring system. - PubMed - NCBI [Internet]. [cité 20 mai 2018]. Disponible sur: <https://sci-hub.tw/https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2805502>
47. Degenne A, Alexandre V., Les échelles d'attitude. *Revue française de sociologie*. 1972;13(2):279-80.
48. Phelps AS, Naeger DM, Courtier JL, Lambert JW, Marcovici PA, Villanueva-Meyer JE, et al. Pairwise Comparison Versus Likert Scale for Biomedical Image Assessment. *American Journal of Roentgenology*. janv 2015;204(1):8-14.
49. Design and Analysis of Clinical Experiments [Internet]. Wiley.com. [cité 19 mai 2018]. Disponible sur: <https://www.wiley.com/en-fr/Design+and+Analysis+of+Clinical+Experiments-p-9780471349914>
50. Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*. mars 1977;33(1):159-74.
51. Sorin G, Pasquier G, Drumez E, Arnould A, Migaud HH, Putman S. Reproductibilité et concordance des mesures de la déformation du membre inférieur sur Picture Archiving and Communication Systems (PACS) et sur tomodensitométrie. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique*. juin 2016;102(4):317-22.
52. Nardi C, Buzzi R, Molteni R, Cossi C, Lorini C, Calistri L, et al. The role of cone beam CT in the study of symptomatic total knee arthroplasty (TKA): a 20 cases report. *The British Journal of Radiology*. juin 2017;90(1074):20160925.
53. Boisrenoult P, Scemama P, Fallet L, Beaufils P, DIOMED Group. [Epiphyseal distal torsion of the femur in osteoarthritic knees. A computed tomography study of 75 knees with medial arthrosis]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. sept 2001;87(5):469-76.
54. Victor J, Van Doninck D, Labey L, Van Glabbeek F, Parizel P, Bellemans J. A common reference frame for describing rotation of the distal femur: A CT-BASED

- KINEMATIC STUDY USING CADAVERS. *The Journal of Bone and Joint Surgery British volume.* mai 2009;91-B(5):683-90.
55. Lecoq M. Validation de repères anatomiques rotatoires du fémur pour la navigation des prothèses totales de genou: la ligne de Whiteside-l'axe transépicondylien. 2010. 146 p.
 56. Young SW, Saffi M, Spangehl MJ, Clarke HD. Unexplained pain following total knee arthroplasty: Is rotational malalignment the problem? *The Knee.* mars 2018;25(2):329-34.
 57. Jaroma A, Suomalainen J-S, Niemitukia L, Soininvaara T, Salo J, Kröger H. Imaging of symptomatic total knee arthroplasty with cone beam computed tomography. *Acta Radiologica.* mars 2018;028418511876224.
 58. Königsberg B, Hess R, Hartman C, Smith L, Garvin KL. Inter- and Intraobserver Reliability of Two-dimensional CT Scan for Total Knee Arthroplasty Component Malrotation. *Clinical Orthopaedics and Related Research®.* janv 2014;472(1):212-7.
 59. Figueroa J, Guarachi JP, Matas J, Arnander M, Orrego M. Is computed tomography an accurate and reliable method for measuring total knee arthroplasty component rotation? *International Orthopaedics.* avr 2016;40(4):709-14.
 60. Arican P, Okudan Tekin B, Şefizade R, Naldöken S, Baştuğ A, Özkurt B. The role of bone SPECT/CT in the evaluation of painful joint prostheses: *Nuclear Medicine Communications.* sept 2015;36(9):931-40.
 61. Tschauner S, Marterer R, Nagy E, Apfaltrer G, Riccabona M, Singer G, et al. Surface radiation dose comparison of a dedicated extremity cone beam computed tomography (CBCT) device and a multidetector computed tomography (MDCT) machine in pediatric ankle and wrist phantoms. *PLoS ONE.* 2017;12(6):e0178747.
 62. Meyer E, Raupach R, Lell M, Schmidt B, Kachelriess M. Normalized metal artifact reduction (NMAR) in computed tomography. *Med Phys.* oct 2010;37(10):5482-93.
 63. Koivisto J, Kiljunen T, Wolff J, Kortensniemi M. Assessment of effective radiation dose of an extremity CBCT, MSCT and conventional X ray for knee area using MOSFET dosimeters. *Radiation Protection Dosimetry.* 1 déc 2013;157(4):515-24.
 64. Koivisto J, Kiljunen T, Kadesjö N, Shi X-Q, Wolff J. Effective radiation dose of a MSCT, two CBCT and one conventional radiography device in the ankle region. *J Foot Ankle Res.* 2015;8:8.
 65. Pugmire BS, Shailam R, Sagar P, Liu B, Li X, Palmer WE, et al. Initial Clinical Experience With Extremity Cone-Beam CT of the Foot and Ankle in Pediatric Patients. *American Journal of Roentgenology.* févr 2016;206(2):431-5.
 66. Jacques T, Thèse de diplôme d'état de docteur en médecine, Impact de l'implantation d'un cone-beam CT dédié aux extrémités dans un service de radiologie des urgences : étude en population sur une période de 6 mois. Mai 2018.

AUTEUR : Nom : DARTUS

Prénom : Julien

Date de Soutenance : 08 juin 2018

Titre de la Thèse : Intérêt du Cone Beam CT en comparaison du scanner conventionnel multibarrettes dans le bilan étiologique de douleurs sur prothèse totale de genou

Thèse - Médecine - Lille 2018

Cadre de classement : Orthopédie

DES + spécialité : Chirurgie générale ; Orthopédie-Traumatologie

Mots-clés : prothèse, genou, Cone-Beam CT, CBCT, scanner, descellement, dosimétrie.

Introduction : Les révisions de prothèses totales de genou (PTG) nécessitent la réalisation d'un bilan pré-opératoire précis afin d'identifier les causes d'échec de l'arthroplastie primaire. Le scanner (MDCT) est fortement artéfacté par le métal des implants constituant un frein au diagnostic étiologique des douleurs sur prothèse.

La conception de Cone-Beam (CBCT) dédiés à l'imagerie musculosquelettique permet d'envisager une utilisation en chirurgie prothétique du genou.

Objectif : Comparer l'efficacité du CBCT à celle du MDCT dans le cadre du bilan étiologique de douleurs sur PTG.

Méthode : D'octobre 2017 à mars 2018, 28 patients d'âge moyen 61 ans [45-85] ont bénéficié d'un MDCT et d'un CBCT dans le cadre de douleurs sur PTG. Deux observateurs indépendants ont évalué sur chaque appareil des mesures angulaires : angle fémoro-patellaire (TFP), rotation des composants fémoral (RAFC) et tibial (RATC), la présence de liserés pathologiques et/ou de descellement des implants, la qualité d'image (QI) des différentes interfaces os-prothèse. Le CTDI moyen des examens ont été collectés.

Résultats : Les coefficients de corrélation intra-classe (ICC) pour les mesures angulaires et la recherche de liserés pour le MDCT et le CBCT étaient respectivement jugés bon (0,73) et excellent (0,82) pour le TFP, juste (0,28) et modéré (0,44) pour le RAFC, excellent (0,82) et excellent (0,96) pour le RATC, modéré (0,45) et excellent (0,84) pour la recherche de liserés. Les coefficients Kappa de corrélation inter-observateurs pour le diagnostic de descellement des implants et la QI pour le MDCT et le CBCT étaient respectivement jugés modérés (0,45) et excellent (0,93) pour le descellement tibial, léger (0,19) et juste (0,38) pour le descellement fémoral, juste (0,026) et excellent (1) pour la QI os-implant tibial, de mauvais à léger (-0,12 à 0,12) et modéré à bon (0,52 à 0,71) pour la QI os-fémur. La QI os-implant patellaire était jugée juste pour les deux examens (0,23 et 0,36).

Le CTDI moyen du CBCT (4,138 mGy) était significativement inférieur d'un facteur 1,24 ($p < 0,015$) par rapport au MDCT (5,125).

Conclusion : Le CBCT semble être une alternative intéressante dans le bilan pré-opératoire des reprises de PTG. Il permet la réalisation de mesures reproductibles des composants prothétiques, une analyse fine des interfaces os-prothèses grâce à une bonne qualité d'image et une faible dosimétrie. Une évaluation par rapport à la chirurgie doit être effectuée pour évaluer son efficacité.

Composition du Jury :

Président : Monsieur le Professeur Gilles Pasquier

Assesseurs : Monsieur le Professeur Henri Migaud

Monsieur le Professeur Xavier Demondion

Monsieur le Docteur Vincent Morel

Madame le Docteur Sophie Putman