



UNIVERSITE DU DROIT ET DE LA SANTE - LILLE 2
FACULTE DE MEDECINE HENRI WAREMBOURG

Année 2013

**THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN MEDECINE**

Revue de prothèses totales de genou multidirectionnelles

**Présentée et soutenue publiquement le 28 juin 2013 à 14 heures
au pôle formation de la faculté
par Steeve SULIMOVIC**

Jury:

Président: Monsieur le Professeur Henri MIGAUD
Assesseurs: Monsieur le Professeur Laurent SEDEL
Monsieur le Professeur Christophe CHANTELOT
Monsieur le Docteur Laurent VASSEUR

Directeur de thèse: Monsieur le Professeur Laurent SEDEL

Table des matières

Introduction	10
Description de la prothèse.....	12
1) La prothèse totale de genou à plateau mobile.....	12
2) Particularités de la prothèse tri-CCC	14
a) Ultracongruence et postérostabilisation	14
b) Mobilité multidirectionnelle	16
3) Avantages supposés des prothèses à plateau mobile	16
a) Cinématique de la prothèse	16
b) Réduction de l'usure du polyéthylène	17
c) Réduction des descellements	17
4) Inconvénients supposés des plateaux mobiles	17
Matériel et méthode.....	18
1) Revue des patients	18
2) Evaluation clinique des patients.	18
a) Score d'Oxford:	18
b) Score KSS	19
c) Evénements préopératoires.	19
d) Evénements post-opératoires	20
e) Evaluation radiographique	20
i) Radiographies de face, de profil et schuss.....	22
ii) Défilé fémoro-patellaire.....	22
iii) Pangonogramme en charge.....	22
iv) Anomalies radiographiques recherchées.....	25
3) Série de patient	25
a) Généralités	25
b) Descriptif	26
c) Population de la série	28
d) Etiologie des indications opératoires.....	28
e) Analyse statistique de la série	29
f) Recueil de données cliniques et radiologiques.	30
g) Niveau de preuve.....	30
Résultats.....	31
1) Population de l'étude:.....	31
2) Prise en charge des patients.....	31
a) Opérateurs.....	31
b) Anesthésie	31
c) Garrot pneumatique.....	31
d) Voie d'abord	32
e) Cimentation	32
f) Resurfaçage patellaire.....	32
g) Tailles des implants.....	32
3) Amplitude articulaire en flexion passive.	36
a) Analyse descriptive	36
b) Analyse comparative	36
4) Amplitude articulaire en flexion active.	37
a) Analyse descriptive	37
b) Analyse comparative	37
4) Laxité antéro-postérieure	37
a) Analyse descriptive	37

b) Analyse comparative	38
5) Laxité en valgus.....	38
a) Analyse descriptive	38
b) Analyse comparative	38
6) Laxité en varus	38
a) Analyse descriptive	38
b) Analyse comparative	39
7) Scores cliniques et fonctionnels.....	39
a) Score Oxford	39
b) Score KSS.....	40
i) Score genou.....	40
ii) Score fonction.....	40
iii) Score total.....	40
8) Angle HKA.....	41
a) Analyse descriptive	41
b) Analyse comparative	42
9) Reprise de la série.....	42
i) Fractures.....	42
ii) Sepsis.....	42
iii) Descellement aseptique.....	43
iv) Malposition.....	43
10) Anomalies radiographiques retrouvées.....	43
11) Courbe de survie	45
Discussion.....	47
1) La prothèse.....	47
a) Evolution de la série.....	47
b) Dessin de la prothèse	47
2) Reprises et complications	48
a) Luxation et mobilité antéro-postérieure	48
a) Fractures.....	49
b) Ostéolyse.....	49
c) Infection.....	49
3) Analyse des amplitudes articulaires.....	50
4) Analyse des scores fonctionnels et cliniques.....	51
5) Analyse de la courbe de survie	52
Conclusion	53
Références.....	54
Conflit d'intérêt	59

Introduction

Avec le développement des connaissances, les progrès en matière de médecine et le vieillissement de la population, la nécessité d'un traitement fonctionnel par chirurgie prothétique des pathologies arthrosiques du genou devient de plus en plus exigeante et importante.

En effet, des études épidémiologiques récentes ont montré qu'il était prévisible de s'attendre à une augmentation de 100% du nombre de prothèses totales de genou dans 10 ans par rapport au nombre d'arthroplastie posé de nos jours (1). Ce phénomène n'est d'ailleurs pas nouveau puisque le nombre de prothèse totale de genou a déjà augmenté de 60% au cours de la dernière décennie. Ainsi en 2010 il a été réalisé aux Etats-Unis 656 635 prothèses de genou (2) et 79 516 arthroplastie au Royaume-Uni en 2011 (3).

Cette augmentation s'accompagne d'ailleurs d'un réel besoin fonctionnel de la population traité. A présent les patients sont désireux d'un confort de vie, de pouvoir recommencer à ne plus être limité dans leurs activités de la vie quotidienne voire de reprendre une activité sportive. Par ailleurs, le vieillissement de la population impose lui aussi une durée de vie des arthroplasties la plus longue possible.

Nous sommes donc en présence d'un besoin à la fois qualitatif et quantitatif.

Pour y répondre, plusieurs modalités thérapeutiques peuvent s'offrir aux praticiens depuis la création des premières prothèses de genou.

Tout d'abord il apparaît nécessaire de différencier les prothèses unicompartimentales de genou des prothèses totales de genou qui ne correspondent ni aux mêmes indications opératoires, ni aux mêmes populations et aux mêmes impératifs.

En ce qui concerne les prothèses totales de genoux proprement dites, celles-ci sont regroupées au sein de deux grandes familles: les prothèses à glissement et les prothèses charnières.

Les prothèses à glissement ont pour concept un remplacement prothétique des surfaces articulaires qui reste libre l'une avec l'autre. Ces prothèses existent avec ou sans conservation du ligament croisé postérieur, avec un plateau tibial fixe ou mobile. Ce type d'arthroplastie est le plus souvent proposé, dans le cadre d'une chirurgie prothétique de première intention, avec une déformation du genou réductible.

Les prothèses charnières sont basées sur une jonction mécanique entre les parties tibiales et fémorale de la prothèse, la prothèse imposant un axe. Ce type d'arthroplastie est plus volontiers proposé en cas de chirurgie du genou reconstructrice (fracture, tumeur), chez les patients ayant une déformation du genou irréductible avec un système ligamentaire défaillant ou en seconde intention.

Cette étude va donc se porter sur le modèle tri-CCC du laboratoire Serf qui est une prothèse totale de genou à glissement sans conservation du ligament croisé postérieur et à plateau mobile faiblement contraint. Nous y étudierons le comportement de cette prothèse au cours d'une étude rétrospective, lors d'un suivi de cohorte consécutive non-randomisé (niveau de preuve IV).

Description de la prothèse

1) La prothèse totale de genou à plateau mobile.

Le genou à son état natif possède, entre ses surfaces articulaires fémoro-tibiales un élément constitué de fibrocartilage : les ménisques. De part leur déplacement à la surface des plateaux tibiaux, les ménisques permettent de maintenir la congruence du genou lors des mouvements de flexion-extension. Ils servent à accompagner les déplacements asymétriques des deux condyles fémoraux sur le plateau tibial. Le but du plateau mobile est donc d'améliorer la conformité du genou en améliorant sa congruence de part la mobilité du plateau tibial.

Le raisonnement menant à la conception du plateau mobile est donc le suivant : le plateau mobile permet plus de souplesse dans la conception de la forme du polyéthylène par rapport aux prothèses à plateau fixe (4). En effet, les forces de contrainte sont proportionnelles à la congruence à la surface du polyéthylène en cas de forte congruence, ce qui pourrait donner une usure prématurée du polyéthylène (5) et des descellements d'implant (6).

L'intérêt des prothèses à plateau mobile est donc de permettre une congruence élevée des surfaces prothétiques fémorale et tibiale. Chaque prothèse proposée sur le marché présente un rayon de courbure. Sur certaines prothèses, le rayon de courbure est constant (le rayon sagittal est alors égal au rayon frontal). Sur d'autres, il est maximal en extension avec une diminution du rayon de courbure en flexion (le rayon de courbure sagittal et frontal est alors différent).

Ainsi la prothèse que nous étudierons dans cette série, la tri-CCC possède un rayon de courbure décroissant au fur et à mesure de la flexion entraînant une diminution de la congruence et ce, pour augmenter la capacité de flexion.

Dans le plan frontal, le polyéthylène doit aussi surmonter des contraintes importantes (7), nécessitant de trouver un juste équilibre entre épaisseur et résistance (8).

Sur l'autre versant, le plateau mobile tibial doit lui aussi avoir un rayon de courbure complémentaire au rayon de courbure des condyles pour permettre une bonne congruence et laissant un minimum de jeu pour éviter une usure rapide du polyéthylène (7,9).

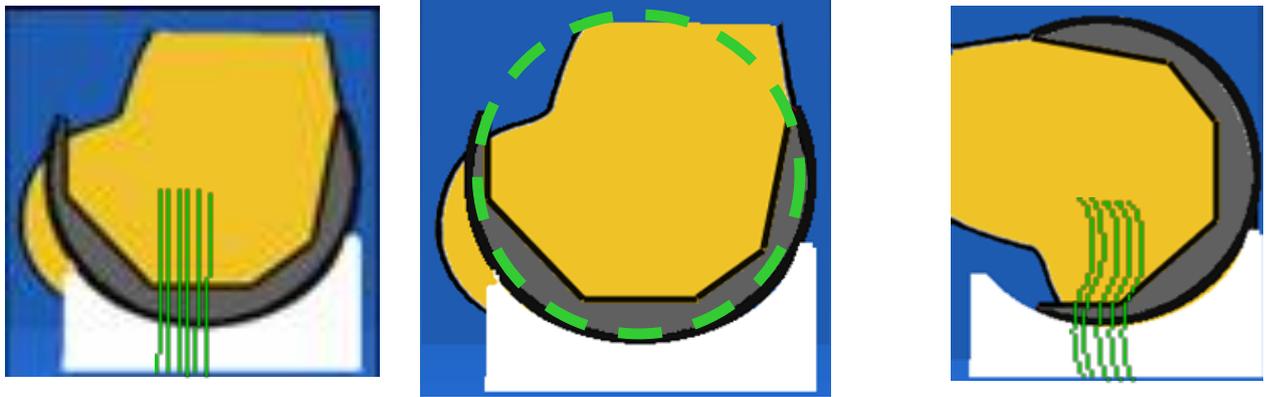


Figure 1: de gauche à droite: tension ligamentaire en extension avec le rayon de courbure maximal, rayon de courbure en extension, détente des parties molles et du système ligamentaire avec le même rayon

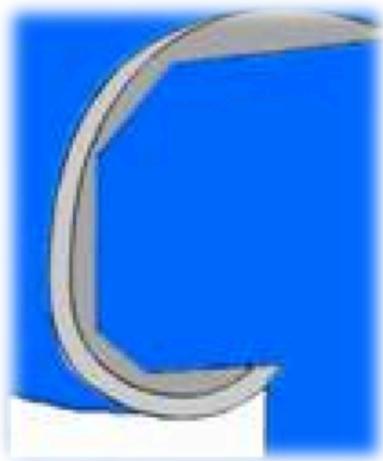
Un rayon de courbure sagittal unique avec un insert polyéthylène congruent produit une large surface de contact en flexion et extension. Par contre, il en résulte un genou mal équilibré avec une laxité ligamentaire en flexion.

La Tri-CCC possède un rayon de courbure développé vers l'avant pour une surface de contact maximale en extension et un rayon de courbure postérieur plus petit assurant un meilleur équilibre ligamentaire tout en maintenant la congruence.

Le but du plateau mobile est donc, grâce au mouvement du plateau tibial d'améliorer la congruence, ce qui limiterait les forces de frottement et diminuerait l'usure du polyéthylène. En effet, on estime qu'un genou doit supporter entre 1,3 fois à 1,8 fois le poids du corps lors de la marche et jusqu'à sept fois le poids du corps lors de la descente d'escalier (10). Les mouvements permettraient alors d'augmenter la surface articulaire, réduisant l'usure, car les forces seraient réparties en plusieurs points du plateau tibial.



↑ *Figure 2: congruence de la prothèse en extension de la tri-CCC.*



↑ *Figure 3: congruence en flexion de la tri-CCC.*

2) Particularités de la prothèse tri-CCC

a) Ultracongruence et postérostabilisation

Toutes les prothèses de genou, que leurs plateaux soient mobiles ou fixes nécessitent un maintien postérieur. Ce maintien peut soit être obtenu par conservation du ligament croisé postérieur, soit par cale de postérostabilisation. La prothèse tri-CCC est dotée d'un élément postérostabilisateur.

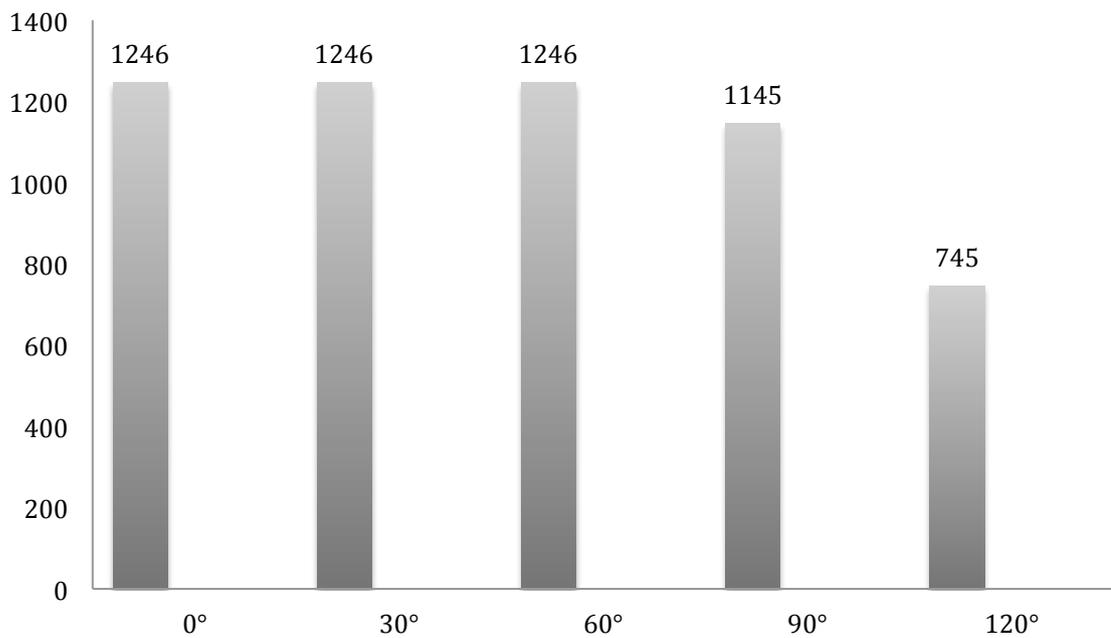
La prothèse de genou Tri-CCC combine donc une came de remplacement du LCP avec un plateau mobile. Les concepteurs ont choisi cette configuration pour permettre de maintenir la position antéro-postérieure relative fémur-tibia à un niveau moyen physiologique, tout en minimisant les mouvements et l'usure du polyéthylène.



Figure 4: coupe de la prothèse tri-CCC et sa came de postérostabilisation

Sur la tri-CCC les surfaces de contact entre la pièce fémorale et le plateau mobile sont en extension de 1246 mm² et en flexion de 1246 mm² jusqu'à 80° puis 1145 et 745 mm² respectivement à 90° et 120°.

Histogramme 1: Surface et angulation



b) Mobilité multidirectionnelle

La prothèse tri-CCC a été conçue pour avoir une mobilité multidirectionnelle, au delà de la mobilité rotatoire, toujours dans la continuité d'une philosophie de l'ultracongruence, pour limiter l'usure. Ainsi, cette dernière possède aussi :

- Une mobilité antéro-postérieure entre le condyle fémoral et l'insert tibial, réalisée par glissement pur.
- Une mobilité médio-latérale, limitée, conçue pour faciliter les mouvements de lift-off entre le condyle et l'insert tibial tout en corrigeant d'éventuelles erreurs de pose.

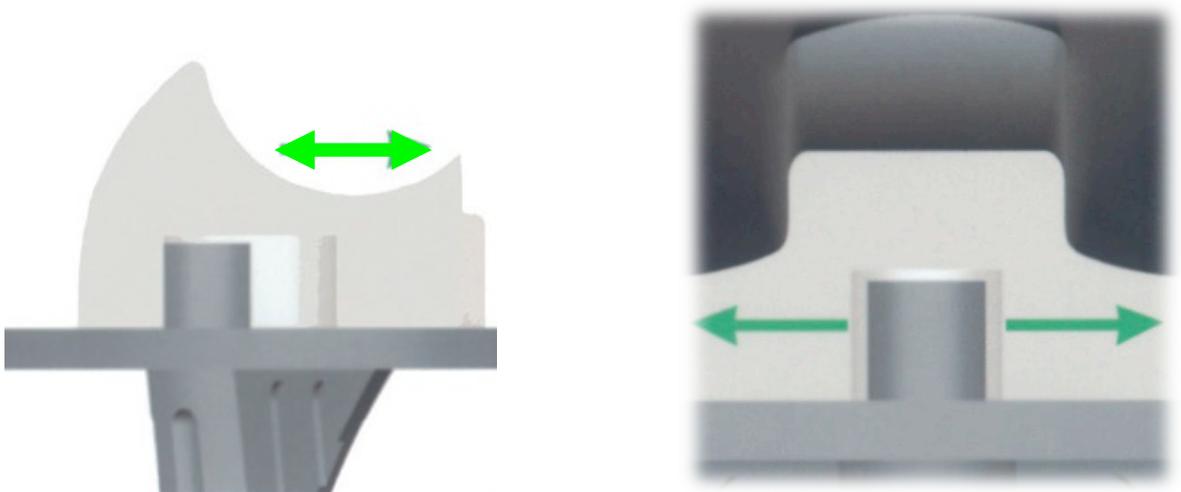


Figure 5: à gauche mobilité antéro-postérieure; à droite mobilité médio-latérale

3) Avantages supposés des prothèses à plateau mobile

a) Cinématique de la prothèse

Sur genou natif, le passage d'extension à flexion entraîne un mouvement de rotation des condyles fémoraux sur le plateau tibial dû à l'anatomie des reliefs osseux, aux tensions portées par les parties molles et les ligaments (11,12). De plus lors du mouvement de rotation des condyles fémoraux, le condyle latéral recule de façon plus importante par rapport au condyle médial.

Le raisonnement issu de ces observations porterait donc à penser que, comme il existe un degré de liberté supérieur sur les prothèses à plateau mobile par rapport aux plateaux fixes, le mouvement de rotation naturelle du genou pourrait être exécuté.

b) Réduction de l'usure du polyéthylène

Comme nous l'avons dit précédemment, la présence d'une mobilité permet d'entrevoir une plus grande congruence de la prothèse. Si la prothèse s'avère plus congruente, elle entraîne donc une meilleure répartition du poids sur le polyéthylène, augmentant la zone d'appui (7,13,14).

De plus, la mobilité permet aussi de corriger une éventuelle malposition des implants en rotation lors de la pose de la prothèse. La correction par le plateau mobile permettrait donc d'adapter la prothèse et réduirait l'usure du polyéthylène sur une zone non prévue pour son appui (15).

c) Réduction des descellements

Théoriquement, la mobilité des surfaces articulaires pourrait donner plus de souplesse au niveau de l'insertion des implants, car elle réduirait les forces de cisaillement (16,17). Ceci permettrait donc de lutter contre une source de descellement aseptique et augmenterait la durée de vie des arthroplasties.

4) Inconvénients supposés des plateaux mobiles

Comme les prothèses à plateaux mobiles ont un degré de liberté supplémentaire par rapport aux plateaux fixes, il existe un risque de faillite supplémentaire de matériel dû à cette nouvelle contrainte : la fracture du polyéthylène (18), l'expulsion du polyéthylène (19), la luxation rotatoire du polyéthylène (20) .

Matériel et méthode.

1) Revue des patients

L'ensemble des patients de la série a été revu par l'auteur lui-même. L'auteur a été choisi car il était un observateur indépendant puisqu'il n'avait participé à aucune intervention et était étranger à toute prise en charge de patient au sein de l'équipe médicale. La revue de patient a été effectuée au sein du service de consultation de chirurgie orthopédique et traumatologique de l'hôpital Lariboisière (AP-HP) à Paris.

Les patients ayant participé à cette étude ont été convoqués après avoir été contacté par téléphone et après avoir reçu une information claire, intelligible et loyale sur le déroulement de cette étude.

Les radiographies pour mener à bien cette étude ont toutes été réalisées dans le service de radiologie ostéoarticulaire du Pr. J.-D. Larédo de l'hôpital Lariboisière (AP-HP) à Paris. Les mesures angulaires sur radiographie ont été réalisées manuellement après impression de radiographies numérisées sur film à l'aide d'un goniomètre.

La mesure des amplitudes articulaires a été effectuée manuellement à l'aide d'un goniomètre.

L'observation des laxités dans les plans frontaux et sagittaux a été réalisée manuellement par l'auteur en consultation par stress.

2) Evaluation clinique des patients.

Afin d'étudier le comportement de la prothèse, les patients ont été évalué selon différents score cliniques.

a) Score d'Oxford:

Score uniquement fonctionnel: il a été élaboré par Dawson à l'université d'Oxford pour permettre d'établir le ressenti du patient au niveau du genou.

Ce dernier est composé de douze questions avec un choix de réponses allant d'un point à cinq points, donnant alors comme douze ma meilleure note possible et soixante la plus basse (21).

Néanmoins ce score, comme tous les scores permettant de noter des éléments subjectifs est sujet à la variabilité interindividuelle.

b) Score KSS

Ce score a été élaboré par Ewald (22) (23) en 1989. Il était autrefois nommé score IKS du nom de l'ancienne International Knee Society.

Il permet d'intégrer des critères subjectifs pour le patient comme pour l'examineur et de mesurer de façon pondérée.

Ceci lui procure du même coup des soucis de reproductibilité, étant donné que celui-ci est patient et examineur dépendant.

Le Knee Society Score (KSS) est sur 200 points répartis en deux sous-catégories de 100 points chacune :

- Le score genou
- Le score fonction

c) Événements préopératoires.

Certains événements préopératoires ont été systématiquement analysés.

Il a été ainsi recherché si les patients ont bénéficié d'une chirurgie pré-prothétique, et quelle a été l'étiologie de la gonarthrose.

d) Evénements post-opératoires.

Certains événements post-opératoires ont été systématiquement recherchés lors de la revue des patients:

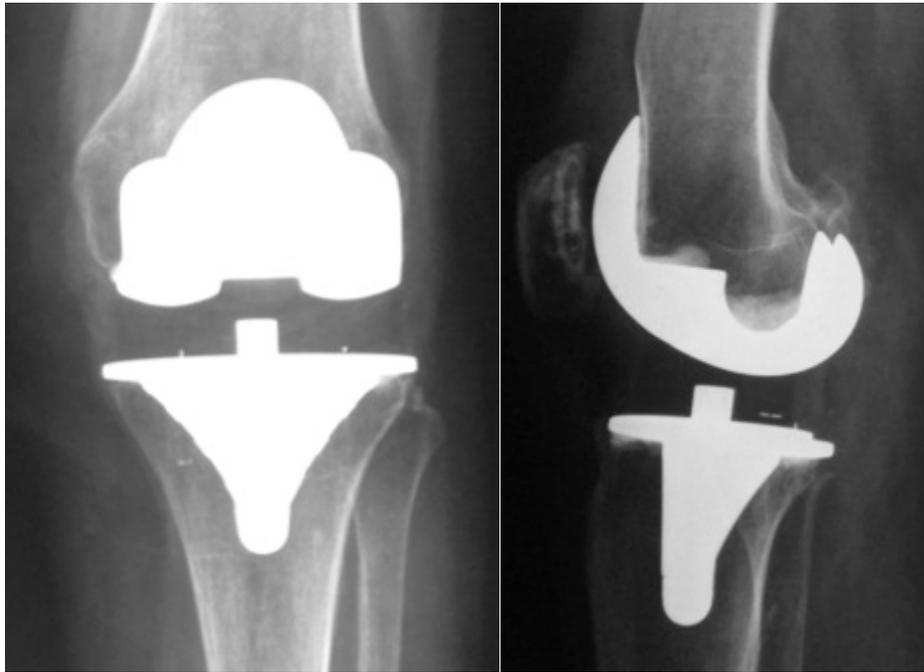
- Infection
- Fracture et leur localisation (fémur, tibia, patella)
- Descellement aseptique et leur localisation (fémur, tibia, patella)
- Reprise
- Mobilisation
- clunk syndrome
- Rupture de l'appareil extenseur
- Trouble de rotation au niveau de l'appareil extenseur
- Zone douloureuse en gâchette
- Algoneurodystrophie
- Instabilité
- Pathologie neuro-vasculaire

e) Evaluation radiographique

Les patients l'étude ont bénéficié en préopératoire pour tous les patients et lors de la consultation d'étude pour les patients revus, des radiographies suivantes:

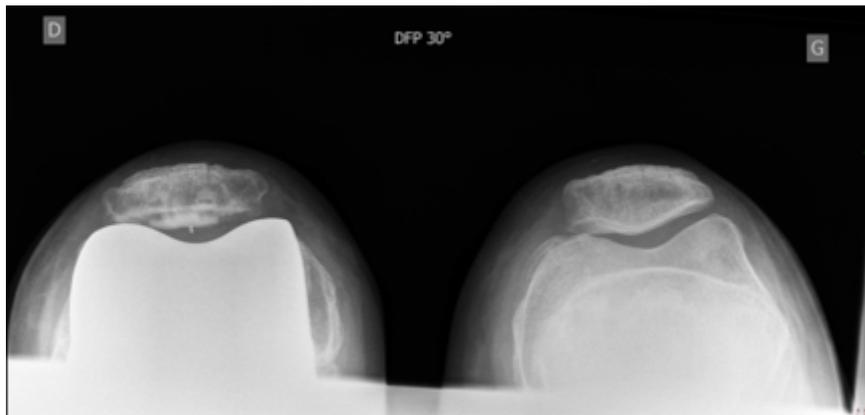
- Face
- Profil 30°
- Défilé fémoro-patellaire à 30°
- Pantonogramme en charge

Un profil en schuss a aussi été réalisé en préopératoire.



↑ *Radiographie 1: genou de face et de profil*

↓ *Radiographie 2: défilé fémoro-patellaire*



i) Radiographies de face, de profil et schuss

Les radiographies de face, de profil et en schuss en préopératoire ont permis d'établir le diagnostic positif de gonarthrose selon la classification d'Ahlbäck (1968) (24)

- Stade 0: pas de signe radiographique d'arthrose
- Stade I: hauteur de l'interligne inférieure à 3 mm ou de la moitié de l'autre hémicompartiment ou controlatéral.
- Stade II: pincement de l'interligne
- Stade III: cupule tibiale de moins de 5 mm
- Stade IV: cupule de 5 à 10 mm
- Stade V: cupule de plus de 10 mm

De plus, ces radiographies ont permis de mesurer la pente préopératoire.

Les radiographies de face et de profil réalisées lors de la consultation d'étude ont permis de rechercher d'éventuels liserés, leur localisation, une saillie du bouclier fémoral

ii) Défilé fémoro-patellaire.

Le défilé fémoro-patellaire à 60° de flexion a permis quant à lui en préopératoire d'affirmer le diagnostic d'arthrose fémoro-patellaire, le centrage de la patella et l'épaisseur de la patella. Lors de la consultation d'étude, il a permis d'étudier l'angle de coupe de la patella, une bascule de la patella, une translation de la patella et l'existence d'un liseré et de sa localisation le cas échéant.

iii) Pangenogramme en charge

- angle HKA

Sur le pangenogramme en charge, il a été mesuré le valgus / varus de l'axe mécanique du genou et donc de la mesure de l'angle HKA.

L'axe mécanique du fémur va du centre de la tête fémorale au centre du genou (mi distance entre les épines tibiales).

L'axe mécanique du tibia va du centre du genou au centre de l'articulation talo-crurale.

La valeur normale est de 180° +/- 2°

➤ Angle HKS

La divergence ou angle HKS a elle aussi été mesurée. Elle représente l'angle entre l'axe mécanique du fémur et l'axe anatomique du fémur, c'est-à-dire la droite passant par le milieu de la diaphyse fémorale.

La valeur normale est de 6°

➤ Angle alpha

L'angle alpha est l'angle entre l'axe fémoral mécanique et la ligne bi-condylienne

La valeur normale est de $90^\circ \pm 2^\circ$

➤ Angle bêta

L'angle bêta est l'angle entre l'axe tibial mécanique et la tangente au plateau tibial.

La valeur normale est de $88^\circ \pm 2^\circ$

➤ Pente tibiale

La pente tibiale est l'angle formé entre l'axe des plateaux tibiaux et la perpendiculaire de l'axe de symétrie du tibia.



Radiographie 3: pangonogramme en charge

iv) Anomalies radiographiques recherchées

Sur les radiographies établies lors de la consultation de contrôle, il a été systématiquement recherché:

- Liseré
- Fracture
- Corps étranger
- Usure du polyéthylène
- Apposition périostes
- Patella alta
- Patella barra
- Cimentation
- Surfaçage patellaire
- Anomalie des parties molles

3) Série de patient

a) Généralités

L'étude réalisée est rétrospective.

Elle porte sur les patients ayant bénéficié, au sein de l'hôpital Lariboisière (AP-HP), d'une arthroplastie tri-compartmentale de genou par prothèse tri-CCC.

Les prothèses totales de genoux ont été posées entre 1997 et 2009.

Un total de 73 patients a été éligible pour l'étude. Parmi ceux-ci, 9 ont bénéficié d'une prothèse totale de genou bilatéral, portant un total de 82 prothèses de genou.

Les patients ont tous été revus entre décembre 2012 et février 2013 par un même examinateur.

Lors de la revue des patients, il a été réalisé l'élaboration de différents scores KSS et Oxford, la réalisation de radiographies standard et un pangonogramme en charge.

Pour les patients décédés depuis la mise en place de la prothèse, leur date de décès a été systématiquement recherché auprès des services d'état civil.

De même pour les patients décédés, il a été aussi systématiquement recherché dans le dossier médical, par téléphone auprès de l'entourage ou auprès de leur médecin traitant la venue d'événements intercurrents sur la prothèse totale de genou.

Par ailleurs, il est à noter que certaines données de l'étude, notamment le score d'Oxford, ont pu être réalisées par téléphone chez les patients n'ayant pas souhaité participer à l'étude.

b) Descriptif

L'étude a porté sur 73 patients dont 9 étaient bilatéraux.

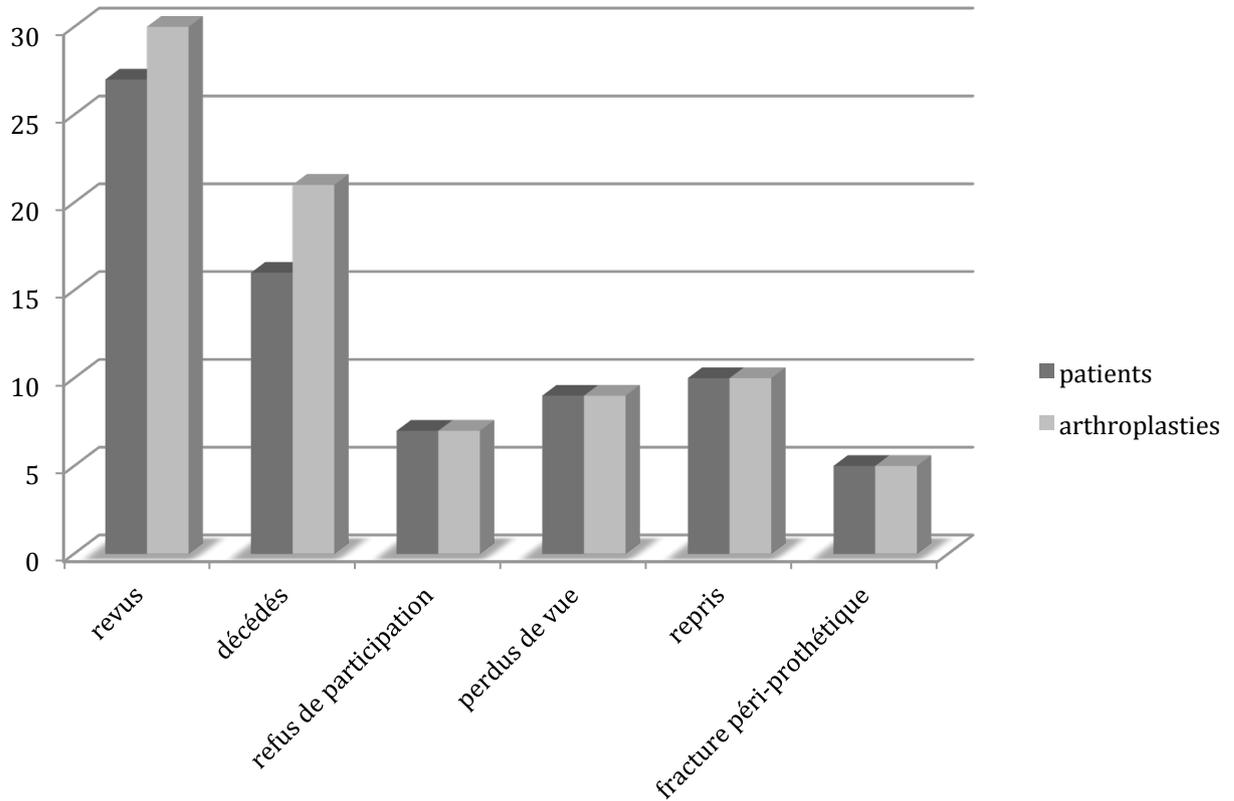
Parmi le nombre de cas:

- 7 ont refusé de participer à l'étude,
- 9 ont été perdus de vue,
- 10 ont été repris,
- 31 ont été revus,
- 5 ont été victimes de fracture péri-prothétique,
- 20 sont décédés avec la prothèse.

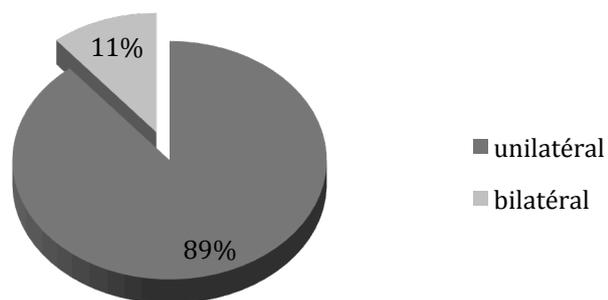
<i>statut</i>	<i>patients</i>	<i>arthroplasties</i>
revus	27	31
décédés	16	20
refus de participation	7	7
perdus de vue	9	9
repris	10	10
fracture péri-prothétique	5	5
<i>total</i>		82

↑ *Tableau 1: répartition du devenir des patients de la série*

↘ *Histogramme 2: répartition du devenir des patients*



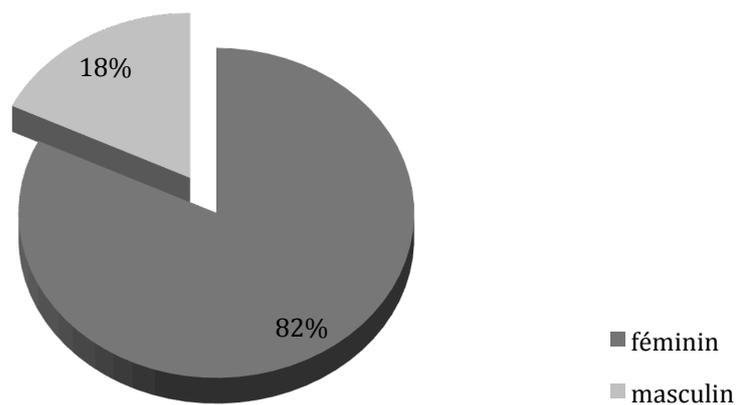
↘ *Diagramme 1: proportion des gestes bilatéraux*



c) Population de la série

Sur les 73 patients de la série, 60 étaient de sexe féminin, 13 de sexe masculin.

Diagramme 2: répartition des sexes



Parmi les arthroplasties réalisées, 7 l'ont été sur des genoux déjà opérés:

- 5 sur ostéotomie tibiale de valgisation
- 1 sur prothèse unicompartimentale de genou
- 1 sur transposition de la tubérosité tibiale antérieure.

d) Etiologie des indications opératoires

Les indications opératoires ont été posées dans

- 74 cas sur gonarthrose primitive
- 5 cas sur gonarthrose post-traumatique
- 2 cas sur gonarthrose secondaire à une polyarthrite rhumatoïde
- 1 cas sur une tumeur osseuse primitive

■ gonarthrose primitive ■ gonarthrose post-traumatique
 ■ polyarthrite rhumatoïde ■ tumeur

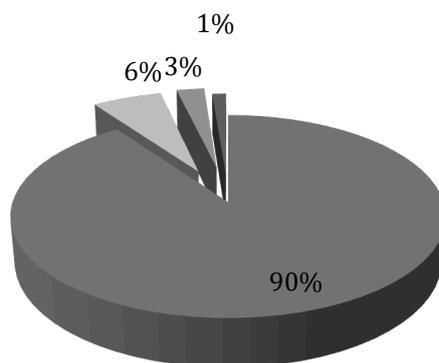


Diagramme 3: répartition des étiologies

e) Analyse statistique de la série

Il s'agit d'une étude rétrospective non randomisée mono-centrique.

Les outils statistiques utilisés pour étudier la série sont:

- le test de Student pour les comparaisons quantitatives (25) avec un nombre de sujet supérieur ou égal à 30.
- le test de Wilcoxon pour les comparaisons quantitatives (26) avec un nombre de sujet inférieur à 30.
- le test du Chi 2 pour les valeurs qualitatives (27).
- l'indice de Kaplan-Meier pour l'analyse de la survie (28) (29).

L'intervalle de confiance exigé pour la lignée statistique était de 95%. Les résultats ont été jugés significatif lorsque $p < 0,05$. Les résultats n'ont pas été jugés significatifs lorsque $p > 0,05$ entraînant une analyse seulement descriptive.

L'analyse statistique a été doublement menée à l'aide du logiciel S.A.S. (version 9.3) et du logiciel Prism (version 5.0).

f) Recueil de données cliniques et radiologiques.

Les données préopératoires de la série ont été recueillies dans le dossier médical des patients. Seules les informations de type état civil des patients, étiologie, antécédents, amplitude articulaire et laxité ont pu être recueillies.

Les informations cliniques ont été recherchées dans le dossier médical pour les patients revus en consultation de contrôle.

g) Niveau de preuve

Il s'agit d'une étude non-randomisée rétrospective donnant donc un niveau de preuve de stade IV.

Résultats.

1) Population de l'étude:

L'âge moyen des patients au moment de l'intervention était de 72,3 ans (valeurs de 30 à 89 ans).

Le recul moyen des patients observé lors de la consultation d'étude était de 8,4 ans.

D'un point de vue morphologique, la taille moyenne des patients retrouvée était de 162,2 cm (valeurs de 155 à 185 cm), le poids moyen de 80,3 kg (valeurs de 61 à 120 kg) donnant un Indice de Masse Corporelle moyen de 29,4.

2) Prise en charge des patients.

a) Opérateurs

Les patients de l'étude ont été opérés dans :

- 77 cas par un professeur des universités - praticien hospitalier
- 3 cas un praticien hospitalier
- 1 cas par un chef de clinique - assistant des hôpitaux

L'ensemble de la série a donc été réalisé par des opérateurs confirmés.

b) Anesthésie

75 patients de la série ont été opérés sous anesthésie générale, les 6 patients restants de la série sous rachianesthésie. De plus, une grande partie des patients de la série a pu bénéficier d'une technique d'anesthésie multimodale.

c) Garrot pneumatique

Il n'a pas été utilisé de garrot pneumatique pour la réalisation des arthroplasties (30).

d) Voie d'abord

La voie d'abord utilisée pour la réalisation des arthroplasties de l'étude est para-patellaire médiale transquadricipitale (31).

e) Cimentation

La plupart des arthroplasties de l'étude ont été scellées, seul 7 arthroplasties ont été mise non-cimentées dans le fémur contre 74 cimentées.

f) Resurfaçage patellaire

Le resurfaçage patellaire est quasi généralisé sur les patients de l'étude, seul 3 arthroplasties n'ont pas bénéficié de cette technique dans la série.

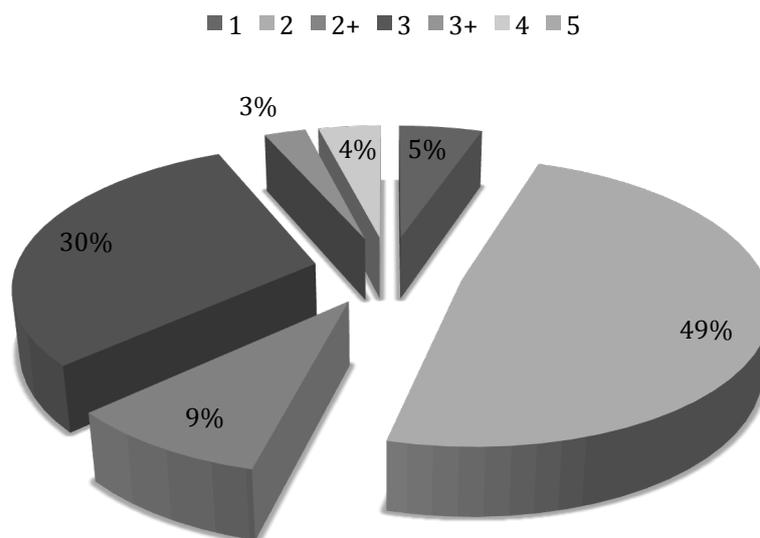
g) Tailles des implants

La prothèse étudiée possède un large choix d'implant permettant de s'adapter aux contraintes anatomiques et à l'équilibre ligamentaire du genou. Il est malheureusement à noter que 4 tailles d'implants n'ont pu être retrouvées dans la série. Au niveau fémoral, une gamme de 5 tailles est disponible avec un rajout de tailles intermédiaires par le fabricant en 2004. Sur cette série, nous retrouvons la répartition des tailles suivantes :

<i>Implant fémoral</i>	<i>Nombre</i>	<i>Pourcentage</i>
1	4	5,2%
2	37	48,1%
2+	7	9,1%
3	23	29,9%
3+	2	2,6%
4	3	3,9%
5	1	1,3%

Tableau 2: répartition des implants fémoraux

Diagramme 4: répartition des implants fémoraux

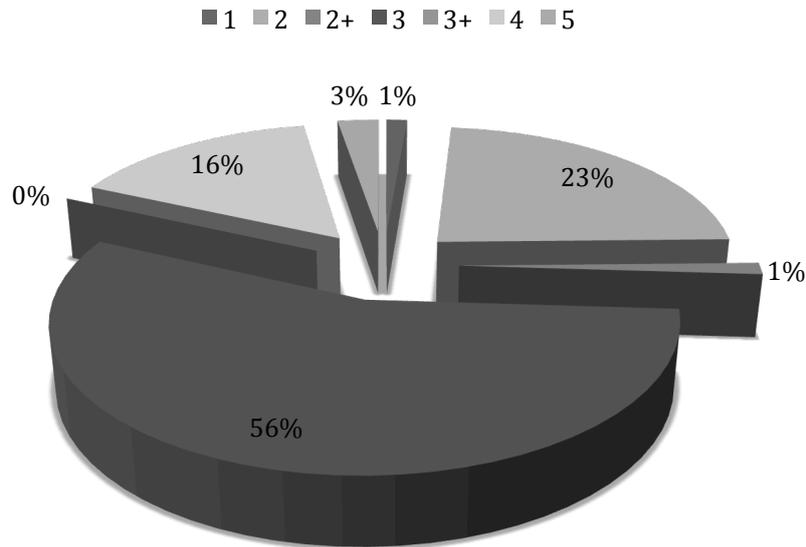


En ce qui concerne les embases tibiales, ces dernières se répartissent de la façon suivante :

<i>Embase tibiale</i>	<i>Nombre</i>	<i>Pourcentage</i>
1	1	1,3%
2	18	23,4%
2+	1	1,3%
3	43	55,9%
3+	0	0%
4	12	15,6%
5	2	1,3%

Tableau 3: répartition des embases tibiales

Diagramme 5: répartition des embases tibiales

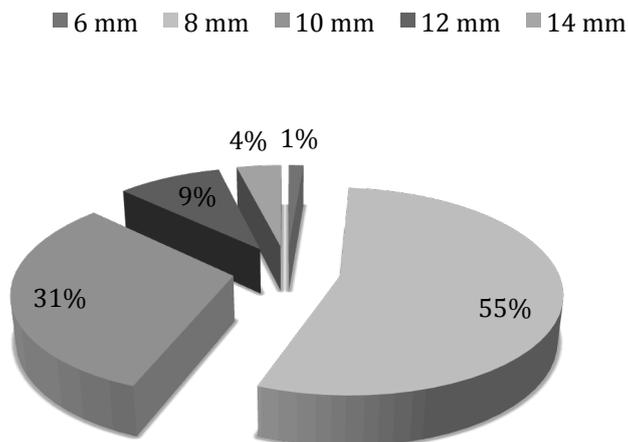


Les différentes épaisseurs de polyéthylène de la série se répartissent quant à elles ainsi :

<i>Epaisseur polyéthylène</i>	<i>nombre</i>	<i>Pourcentage</i>
6 mm	1	1,3%
8 mm	42	54,6%
10 mm	24	31,2%
12 mm	7	9,1%
14 mm	3	3,9%

↑ Tableau 4: répartition de l'épaisseur du polyéthylène

↓ Diagramme 6: répartition de l'épaisseur du polyéthylène

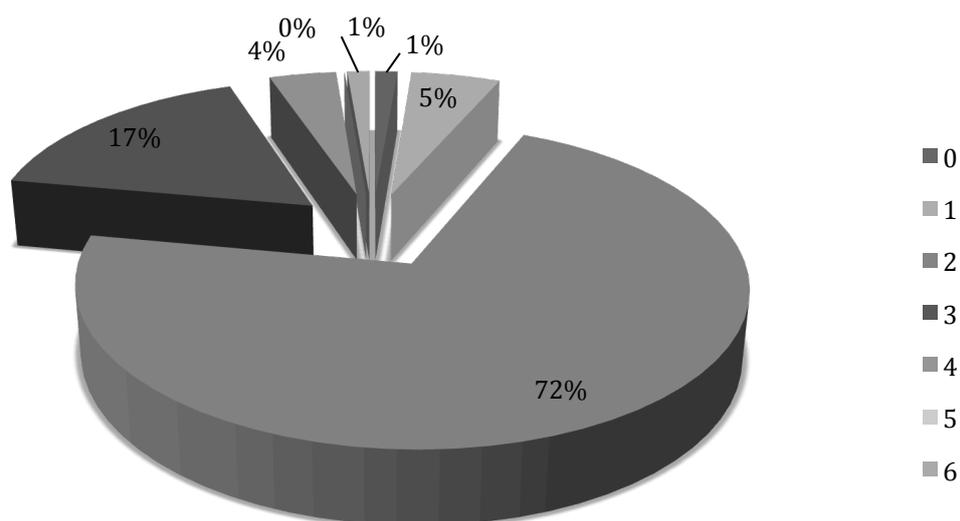


Quant aux médaillons patellaires, ceux-ci étaient proposés en 7 tailles par le constructeur. La répartition de ces derniers dans la série était :

<i>Implant patellaire</i>	<i>Nombre</i>	<i>Pourcentage</i>
0	1	1,3%
1	4	5,2%
2	55	71,4%
3	13	16,7%
4	3	3,9%
5	0	0%
6	1	1,3%

↑ *Tableau 5: répartition des tailles d'implants patellaires*

↓ *Diagramme 7: répartition des implants patellaires*

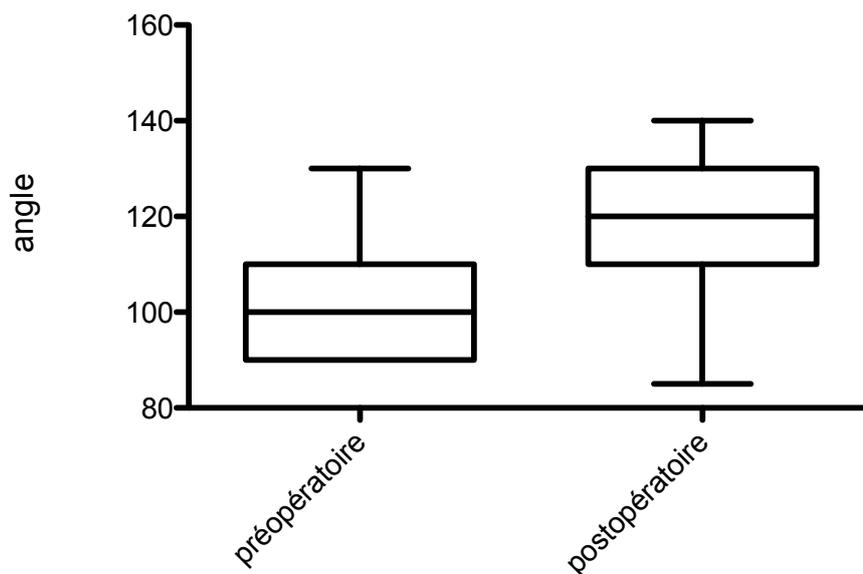


3) Amplitude articulaire en flexion passive.

a) Analyse descriptive

Les mobilités articulaires, en flexion passive relevées en préopératoire sur les dossiers de consultation, sont en moyenne de $104,5^\circ$ pour une médiane à 100° ($n = 19$).

Les mobilités articulaires en flexion passive mesurées lors de la consultation d'étude sont en moyenne de $117,6^\circ$ pour une médiane à 120° ($n = 38$).



Box plot 1: comparaison de la flexion passive en préopératoire et en postopératoire.

b) Analyse comparative

Il existe une amélioration significative de la mobilité passive en flexion du genou en moyenne de $11,4^\circ$ avec un intervalle de confiance à 95% ($p = 0,0129$).

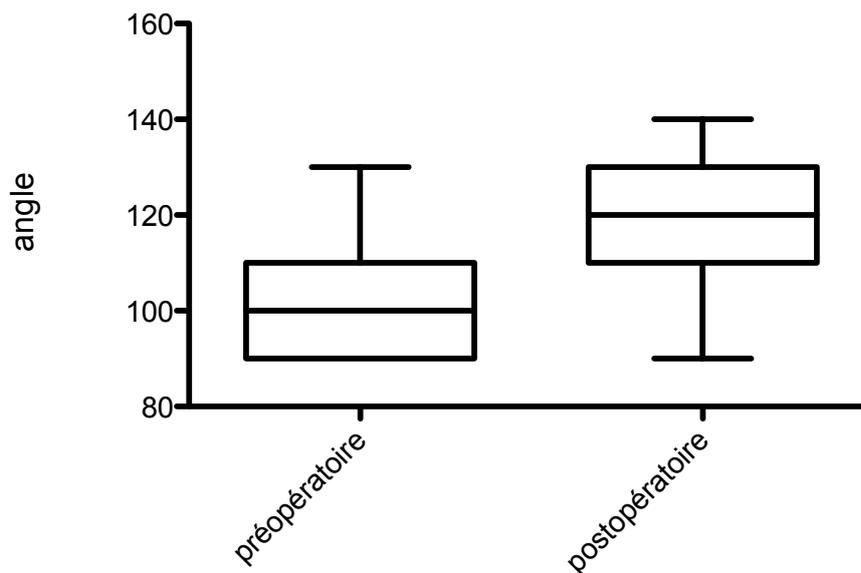
Par ailleurs, il est à noter qu'un patient de la série présente une réelle limitation des amplitudes articulaires avec une flexion maximale de 70° .

4) Amplitude articulaire en flexion active.

a) Analyse descriptive

Les mobilités articulaires en flexion active relevées en préopératoire sur les dossiers de consultation sont en moyenne de $100,5^\circ$ pour une médiane à 100° ($n = 31$).

Les mobilités articulaires en flexion active mesurées lors de la consultation d'étude sont en moyenne de $113,9^\circ$ pour une médiane à 120° ($n = 38$).



Box plot 2: comparaison de la flexion active en préopératoire et en postopératoire.

b) Analyse comparative

Il existe une amélioration non-significative de la mobilité active en flexion du genou en moyenne de $5,26^\circ$ avec un intervalle de confiance à 95% ($p = 0,0506$).

4) Laxité antéro-postérieure

a) Analyse descriptive

La présence d'un tiroir antérieur 5 mm a été retrouvée cliniquement dans les dossiers des patients en préopératoire chez 15,8% des genoux opérés ; contre 84,2% sans laxité antérieure observée. Il n'a d'ailleurs pas été visualisé de tiroir postérieur ($n = 31$).

En postopératoire, il n'a été objectivé un tiroir antérieur que sur un seul des soit 5,2% des arthroplasties.

Aucun tiroir postérieur n'a par ailleurs été retrouvé (n = 31).

b) Analyse comparative

Il existe une amélioration non significative ($p = 0,62$) de l'équilibre des genoux en antérieur.

5) Laxité en valgus

a) Analyse descriptive

Il a été retrouvé en préopératoire dans les dossiers des patients (n = 31) :

- Aucune laxité en valgus dans 26,3% des cas,
- 5 ° de laxité en valgus dans 68,4% des cas.

Lors de la consultation d'étude, il a été retrouvé une laxité résiduelle en valgus chez 15,8% des patients de 5°.

b) Analyse comparative

Une amélioration significative de la laxité en valgus ($p = 0,001$) de 3 mm a été observé sur les arthroplasties de la série.

6) Laxité en varus

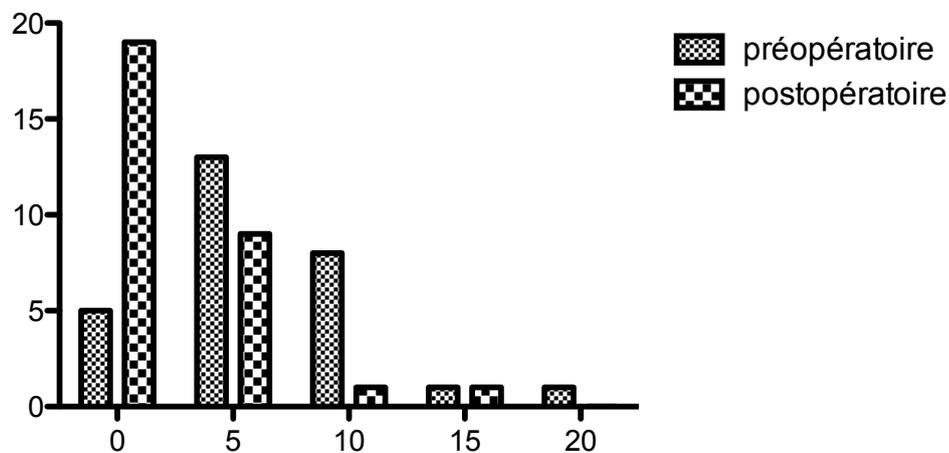
a) Analyse descriptive

Il a été retrouvé en préopératoire dans les dossiers des patients de la série

- Aucune laxité en varus dans 5 cas.
- 5 ° de laxité en varus dans 13 cas.
- 10° de laxité en varus dans 8 cas.
- 15° de laxité en varus dans 1 cas.
- 20° de laxité en varus dans 1 cas.

Lors de la consultation d'étude, il a été retrouvé une laxité résiduelle en varus estimée à

- Aucune laxité en varus dans 19 cas.
- 5° de laxité en varus dans 9 cas.
- 10° de laxité en varus dans 1 cas.
- 15° de laxité en varus dans 1 cas.
- 20° de laxité en varus dans 0 cas.



Histogramme 3: repartition de la laxité en varus entre préopératoire et postopératoire

b) Analyse comparative

Une amélioration significative de la laxité en varus ($p = 0,041$) sur les deux groupes observés de la série.

7) Scores cliniques et fonctionnels

a) Score Oxford

Le score oxford moyen retrouvé chez les patients de la série lors de la consultation d'étude est de 22,52 et a pu être évalué chez 37 patients. En effet, il a été possible de faire pratiquer ce score par téléphone à certains patients n'ayant pas souhaité participer à l'étude.

b) Score KSS

i) Score genou

Le score KSS genou moyen relevé chez les patients de la série lors de la consultation de suivi de l'étude est de 83,4 sur 100 ; les valeurs extrêmes de la série étant 59 et 89 (n = 31).

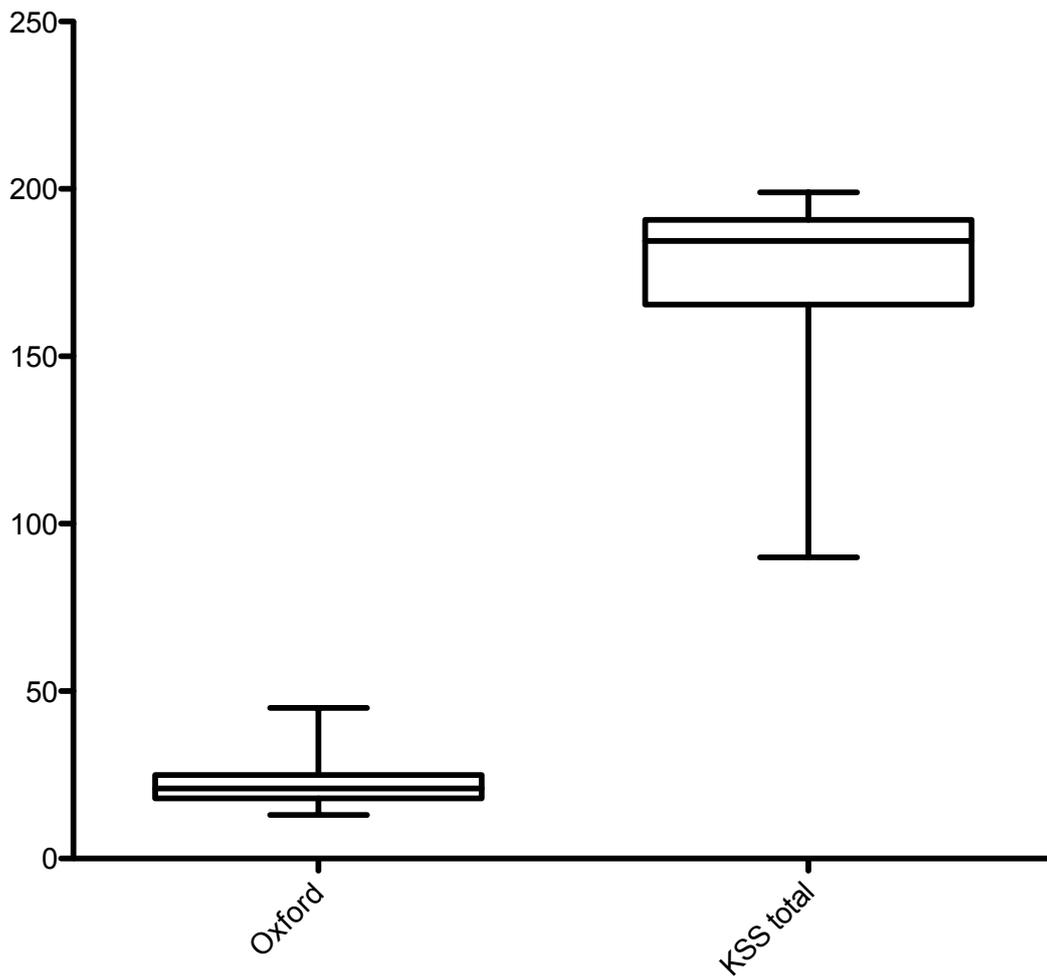
ii) Score fonction

Le score KSS fonction moyen relevé chez les patients de la série lors de la consultation de suivi de l'étude est de 90,5 sur 100 ; les valeurs extrêmes de la série allant de 30 à 100 (n = 31).

iii) Score total

Le score KSS total moyen mesuré chez les patients de la série lors de la consultation d'étude est de 173,9 sur 200 (n =31) avec une maximale à 198 et une minimale à 90.

Il n'a malheureusement pas été possible de réaliser la mesure des scores préopératoires par manque de données.



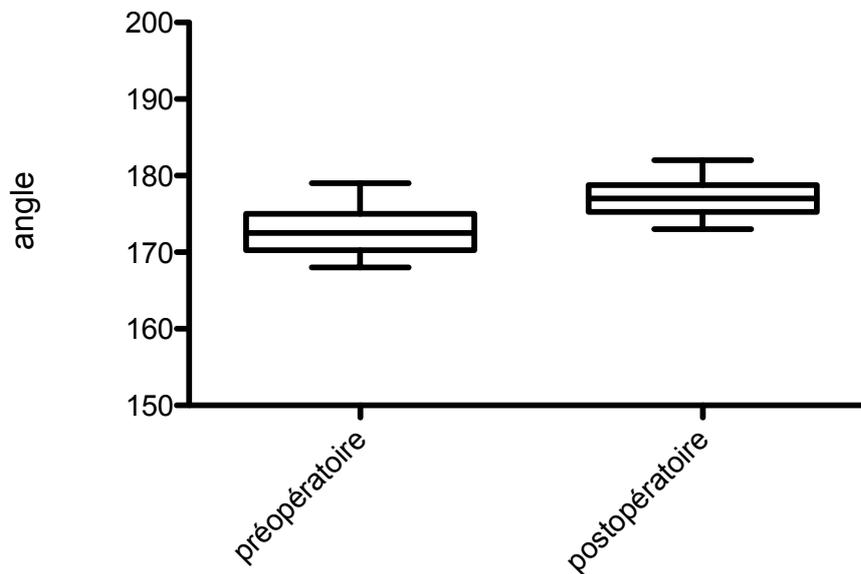
Box plot 3: Scores Oxford et KS totaux postopératoires

8) Angle HKA

a) Analyse descriptive

L'angle HKA moyen mesuré sur les pangonogrammes en charge de la série nous montre un angle de $172,5^\circ$ traduisant un varus de $7,5^\circ$ (n = 28).

Lors de la consultation d'étude, il a été retrouvé un angle HKA moyen de 178° ; traduisant un valgus résiduel de 2° (n = 31).



Box plot 4: angle HKA

b) Analyse comparative

Il existe une correction significative de $4,3^\circ$ en moyenne de l'angle HKA ($p = 0,0006$).

9) Reprise de la série

L'analyse systématique des dossiers des patients a permis de retrouver des causes d'échec de la prothèse suite à 5 fractures, 1 sepsis et 9 descellements aseptiques.

i) Fractures

Sur les 5 patients ayant eu des fractures péri-prothétiques, celles-ci ont toutes mené à une révision de la prothèse. Ces fractures ont eu lieu à distance ou non de la réalisation de l'arthroplastie, à 74 jours, 14 mois ; 3,8 ans, 4,1 ans et 7,6 ans.

ii) Sepsis

1 patient de la série a été repris pour sepsis, ce dernier avait eu lieu de façon tardive (14 mois) et avait mené à un changement de prothèse.

iii) Descellement aseptique

Il a été retrouvé dans la série 7 patients ayant été repris suite à un descellement qui s'est montré aseptique après prélèvements à visée bactériologique ayant été effectués en condition stérile stricte.

L'analyse de ces descelllements a montré:

- 3 descelllements au niveau de l'embase tibiale.
- 2 descelllements au niveau fémoral.
- 2 descelllements de la patella.

Il est à noter que les descelllements de la patella n'ont pas donné suite à des reprises de la prothèse.

En revanche, nous avons remarqué qu'un descellement tibial était survenu chez un patient ayant un antécédent de chirurgie préopératoire de type prothèse unicompartmentale du genou.

iv) Malposition

Lors du screening systématique des patients, il a été retrouvé 2 reprises de patients étiquetés suite à une malposition d'implant.

Ainsi, 1 patient a été repris 17 mois après la pose de sa prothèse et il a été réalisé pour ce dernier une transposition de la tubérosité tibiale antérieure

1 autre patient de la série a été réopéré dans une autre institution un an après son intervention initiale. Nous savons après enquête que le patient a été repris par prothèse charnière.

10) Anomalies radiographiques retrouvées.

Il a été recherché systématiquement chez tous les patients revus des anomalies radiographiques; celles étant survenues de manière sporadique, elles ne peuvent donner lieu à des statistiques de qualité.

Au total, sur les 31 patients revus lors de la consultation de contrôle, il a été retrouvé :

- 1 patella barra
- 1 liseré d'ostéolyse au niveau de l'embase tibiale médiale chez un patient ayant un angle HKA strictement normal
- 1 liseré au niveau de l'implant fémoral



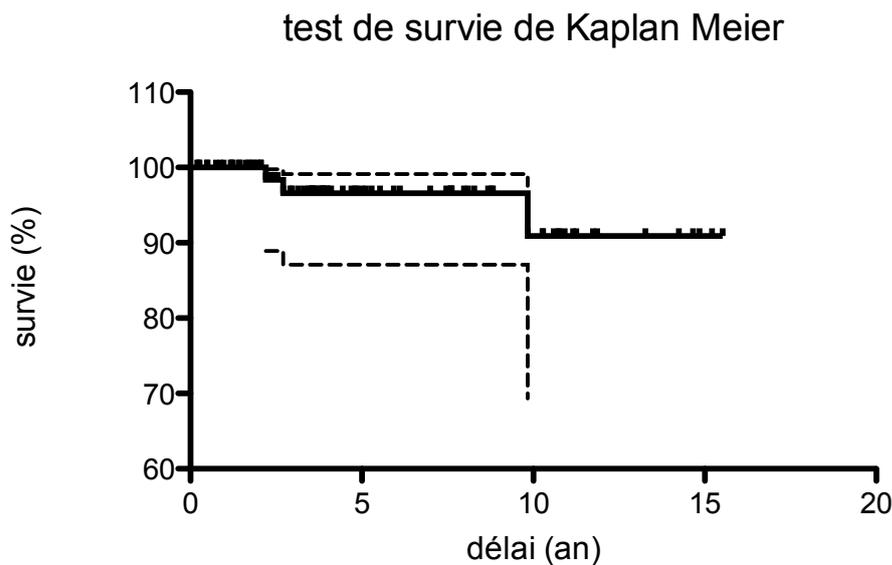
↑ *Radiographie 4: liseré tibial*

→ *Radiographie 5: liseré femoral*



11) Courbe de survie

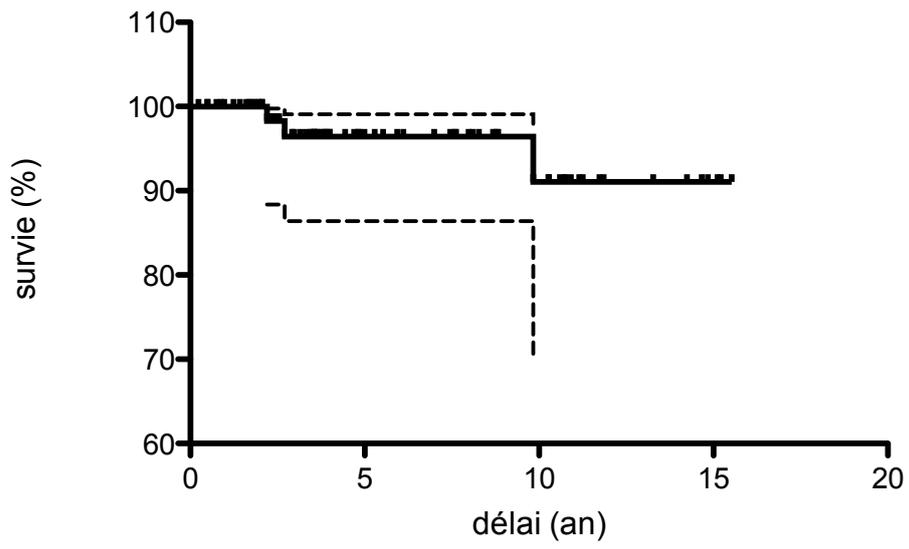
L'estimation de la survie de la prothèse à 10 ans de la série est selon l'estimateur de Kaplan-Meier de 90,9 % avec un intervalle de confiance à 95 %.



Par ailleurs, nous avons réalisé une autre estimation de la survie, cette fois en excluant de la série les fractures péri-prothétiques, les descellements patellaire et le sepsis. En effet, nous pourrions sans doute considérer que ces événements sont des facteurs extrinsèques à la faillite de l'arthroplastie, sans grand rapport avec le dessin de la prothèse.

Dans cette hypothèse, l'estimation de la survie de la prothèse à 10 ans de la série est selon l'estimateur de Kaplan-Meier de 91,1% avec un intervalle de confiance à 95%.

test de survie de Kaplan Meier



Discussion

Une prothèse de genou doit de nos jours être fiable, avec une pose facile et reproductible, associé à une longue survie et permettant aux patients de retrouver une activité.

Nous allons détailler dans cette partie les différents points de notre étude.

1) La prothèse.

a) Evolution de la série

La prothèse de genou étudiée dans notre étude est une prothèse totale de genou à plateau mobile rotatoire et antéropostérieure associée à un dessin ultracongruent et postérostabilisé. Pour notre série, de part sa durée d'inclusion de patient allant de 1997 à 2009, cette dernière a vu apparaître des modifications avec l'évolution de la prothèse.

En effet, durant cette période, la gamme de taille proposée par le fabricant s'est vue augmenter en nombre. Or, nous savons, depuis l'étude d'Utzschneider et Al. (32), que la taille et le dessin du polyéthylène influe sur l'usure et l'existence de débris, débris qui eux-mêmes influencent sur une ostéolyse péri-prothétique (33) et provoqueraient des douleurs. Ceci peut donc être interprété comme un facteur de non-uniformité de la série.

b) Dessin de la prothèse

La prothèse triCCC présente à la fois les caractéristiques de prothèses à plateau mobile ultracongruante et postérostabilisée. Cette association n'est pas conventionnelle, étant donné qu'un certain nombre de prothèses ultracongruante est à conservation du ligament croisé postérieure. La solution de mettre en place une cale de postérostabilisation chez les patients ayant une absence de ligament croisé postérieure avait déjà été démontré par le passé dans différentes études, notamment par Hofmann (34), qui avait montré une amélioration de la stabilité des arthroplasties chez les patients présentant une postérostabilisation par rapport aux patients ayant une conservation du ligament croisé postérieur.

Par ailleurs, il a déjà été démontré que le schéma structurel alliant ultracongruence et postérostabilisation est possible pour le dessin de la prothèse. En effet, Uvehammer avait

démontré lors d'une série rétrospective, que ce type de prothèse présentait un avantage sur les modèles ultracongruants simples (35).

2) Reprises et complications

a) Luxation et mobilité antéro-postérieure

La luxation fémoro-tibiale est devenue de nos jours relativement rare. Cette complication était plus présente sur les prothèses de type plateau fixe disposant d'une cale de postérostabilisation. La fréquence de luxation pour ce type de prothèse avait même atteint 1,5% sur les plus vieux modèles comme la prothèse Zimmer IB2 (36) et ce notamment pour des amplitudes articulaires de plus de 70 degrés (37). Ce type de luxation a aussi été retrouvé sur des prothèses à plateau mobile, jusqu'à 1,6% sur la prothèse DePuy LCS, sans doute plus volontiers dues à une usure asymétrique du polyéthylène entraînant une détente de la capsule ligamentaire (38).

Aucune luxation de polyéthylène n'a été retrouvée au sein de notre série. Ce type de luxation par expulsion du plateau mobile était assez courante dans les prothèses à plateau mobile de première génération ne disposant pas d'un dispositif rétentif au niveau de l'embase tibiale allant même jusqu'à 7% de cas sur la prothèse Oxford de Biomet (39).

Par ailleurs, il n'a pas été retrouvé de luxation rotatoire du plateau mobile comme cela a pu être décrit de manière anecdotique sur la prothèse DePuy LCS avec un taux de 1% (40) ou encore sur la prothèse Johnson & Johnson Sigma RP (41).

Le phénomène de translation antéro-postérieure sur les prothèses à plateau mobile, ce phénomène est connu et a déjà été décrit sur certains modèle de prothèse à plateau mobile, telle la prothèse LCS de DePuy de première génération (42,43). Ces mouvements de translation antéro-postérieure du plateau mobile, lorsque ces derniers ne sont pas contrôlés et débordent sur les rebords du plateau tibial, entraînent sur la prothèse des forces non-prévues, des douleurs à l'effort, une fatigabilité et des synovites (44).

Nous remarquons donc que les patients de notre série ne présentent pas de laxité antérieure cliniquement, alors que la prothèse présente une mobilité antéropostérieure.

a) Fractures

Dans notre série, nous sommes en présence de 5 cas de fractures péri-prothétiques ayant nécessité un changement de l'arthroplastie.

Ces fractures ne sont pas toutes intervenues suivant la même chronologie puisque, comme nous l'avons vu précédemment, l'une d'entre elles est survenue dans la phase péri-opératoire immédiate à 75 jours de l'intervention, alors que le patient se trouvait en centre de rééducation. Pour ce patient, il avait été tenté dans un premier temps de réaliser une ostéosynthèse, qui s'est par la suite soldée par un échec, puis dans un second temps une reprise par prothèse charnière.

Quant aux autres patients de la série ayant eu des fractures péri-prothétiques, celles-ci sont toutes intervenues au niveau supra-condylien. Deux d'entre elles ont d'abord été ostéosynthésées en vain et ont toutes mené à une reprise d'arthroplastie.

b) Ostéolyse

Nous savons depuis l'étude de Huang réalisée au moment de la révision de prothèses totales de genou que le taux d'ostéolyse est plus fréquent sur les prothèses à plateau mobile que sur les prothèses à plateaux fixes (6).

Il n'est donc pas étonnant que nous retrouvions un certain nombre d'ostéolyses dans notre série.

c) Infection

Dans notre série, il a été retrouvé un 1 cas d'infection sur prothèse. Ce cas a nécessité une reprise chirurgicale ayant entraîné comme sanction un changement de matériel prothétique. Ce cas ramène donc un taux d'infection prouvé sur notre de série de 1,12%, taux bien entendu non significatif étant donné le nombre de patients de notre étude.

Cependant les dernières études retrouvées, lors de méta-analyse dans la littérature, montre des taux d'infection sur prothèse totale de genou légèrement inférieur à celui de notre série oscillant entre 0,72% sur l'étude prospective américaine de 2013 faite par Namba (45) et 2,82 % pour la méta-analyse rétrospective sud-coréenne (46) de 2012.

Ceci nous ramène donc au niveau de taux d'infection des autres prothèses.

3) Analyse des amplitudes articulaires

L'amélioration des amplitudes articulaires et à défaut la conservation des amplitudes articulaires est un des buts premiers de l'arthroplastie de genou. Kucera a estimé que 4,14% des patients opérés avait, soit une réduction de 15% de ses amplitudes articulaires par rapport au préopératoires, soit des amplitudes articulaires inférieures à 75 degrés en flexion (47).

En ce qui concerne les amplitudes articulaires des patients après consultation de contrôle, notre série se situe de la manière suivante par rapport aux autres études sur les prothèses à plateau mobile à 10 ans de suivi :

<i>série</i>	<i>implant</i>	<i>PS/CR</i>	<i>Nombre revus/total</i>	<i>Mobilité en flexion</i>
Callaghan et Al. (44)	LCS	PS	82/114	102°
McGonagle (48)	Rotaglide	CR	75/75	103,6°
Meftah (49)	LCS	PC	138	119°
Metsovitis (50)	Rotaglide	CR	326/326	112,1°
Argenson et Al. (51)	Nexgen Flex	PS	121	128°
Notre série	Tri-CCC	PS	31/82	117,6°

↑ *Tableau 6: amplitudes articulaires sur prothèses à plateau mobile.*

Par rapport aux prothèses à plateau fixe, notre prothèse se situe de la façon suivante :

<i>série</i>	<i>implant</i>	<i>PS/CR</i>	<i>Nombre revus/total</i>	<i>Mobilité en flexion</i>
Hoffman et Al. (52)	Natural Knee	CR	176/300	120°
Schwartz (53)	Nexgen	PS	126/179	116,2°
Nakamura (54)	Bisurface	PS	309/507	130°
Mouffet (55)	Europ	UC	80/117	107,2°
Notre série	Tri-CCC	PS	31/82	117,6°

↑ *Tableau 7: amplitudes articulaires sur prothèses à plateau fixe*

En d'autres termes, les amplitudes articulaires de notre série sont comparables aux amplitudes articulaires retrouvées dans les principales études de suivi de patients.

4) Analyse des scores fonctionnels et cliniques

La revue de la littérature va permettre de situer notre prothèse en fonction des autres grandes séries contemporaines avec plus de 10 ans de reculs.

En matière de plateau mobile, nous retrouvons :

<i>Série</i>	<i>Implant</i>	<i>PS/CR</i>	<i>Nombre revus / total</i>	<i>KSS : fonction / genou</i>
Argenson (51)	Nexgen flex	PS	121	94/88
Metsovitis (50)	Rotaglide	CR	326/326	92,6/66,7
Callaghan et Al. (44)	LCS	PS	82/114	90/75
Kim et Al (56)	Nexgen	PS	108	94/85
Notre série	Tri-CCC	PS	31/82	90,5/83

↑ *Tableau 8: KSS sur plateau mobile*

En ce qui concerne les prothèses à plateau fixe les séries récentes montrent :

<i>Série</i>	<i>Implant</i>	<i>PS/CR</i>	<i>Nombre revus / total</i>	<i>KSS : fonction / genou</i>
Barrington (57)	Nexgen	PS	87/127	94/75
Nakamura (54)	Bisurface	PS	309/507	93,3/52,7
Mouquet (55)	Europ	UC	80/117	88/80
Notre série	Tri-CCC	PS	31/82	90,5/83

↑ *Tableau 9: KSS sur plateau fixe*

Ceci nous montre que, suite au recueil de données en notre possession, les valeurs de KSS de notre série sont dans la norme haute des séries contemporaines. Nous regretterons notre manque de patients pour pouvoir pratiquer une comparaison statistique et le manque de consensus dans la littérature internationale en matière de score clinique.

5) Analyse de la courbe de survie

Ces dernières années sont parues plusieurs grandes séries et méta-analyses concernant la survie des prothèses à 10 ans, que cela soit au niveau des plateaux mobiles (PM) ou des plateaux fixes (PF).

<i>Série</i>	<i>Implant</i>	<i>PM /PF</i>	<i>Nombre revus / total</i>	<i>Survie à 10 ans</i>
Hopley et al (58)	LCS Méta-analyse	PM	839	98,1%
SKAR : 1996 à 2009 (59)	Méta-analyse	PM + PF	99418	94,5%
Hofmann et al (52)	Natural knee	PF	176/300	95,1%
Schwartz et al (53)	Nexgen	PF	126/179	97,7%
Vogt and Saarbach (60)	LCS	PS	59/101	95%
Argenson et al (61)	Méta-analyse	PM + PF	846/942	92%
Metsovitis (50)	Rotaglide	PM	326	96%
Notre série	Tri-CCC	PM	31/82	90,9%

↑ *Tableau 10: courbe de survie*

Notre série, présente donc une survie légèrement plus faible que les séries contemporaines, ceci est sans doute dû à des complications précoces survenues chez deux patients (fracture suite à des chutes en période péri-opératoire). La survie pourrait être ramenée à 91,1% en excluant les sepsis, descelllements patellaires et fracture précoce.

Conclusion

La prothèse tri-CCC est une prothèse connue et bénéficiant d'un recul à présent suffisant pour pouvoir juger de ses résultats à long terme.

Avec cette étude rétrospective nous avons mesuré un score KSS fonction de 90,5 et un KSS genou de 83 pour un recul moyen de 8,4 ans.

La survie à 10 ans de la prothèse a été estimée à 90,9%.

Les amplitudes articulaires en flexion ont été toujours significativement augmentées, même après ce recul. Il n'a pas été observé de laxité particulière en valgus varus sur l'ensemble de la série, et une absence de tiroir antérieur, alors que la prothèse présente un plateau rotatoire multidirectionnel avec une mobilité antéro-postérieure.

Par ailleurs, le ressenti des patients vis-à-vis de leur genou prothétique est tout à fait satisfaisant puisque le score d'Oxford est de 22,52 sur 60 avec 12 comme meilleure note possible.

Les différents facteurs mesurés sont par ailleurs similaires aux séries récentes de suivi de patient.

En ce qui concerne le choix de concept, à savoir le plateau multidirectionnel ultracongruent postérostabilisé, celui-ci aux vues des résultats de l'étude, semble tout à fait de qualité.

Cependant certaines études récentes, notamment les séries d'Argenson et al (61), Pijls (62) et Aggarwal (63), ne montre pas de supériorité en terme de survie et de score fonctionnel entre les différents types de prothèse.

Références.

1. Iorio R, Robb WJ, Healy WL, Berry DJ, Hozack WJ, Kyle RF, et al. Orthopaedic Surgeon Workforce and Volume Assessment for Total Hip and Knee Replacement in the United States: Preparing for an Epidemic. *J. Bone Jt. Surg.* 2008 juillet;90(7):1598–605.
2. Total Knee Replacement. Agency Healthc. Res. Qual. 2010.
3. 9th National Joint Register. 2011. Available from: www.njrcentre.org.uk
4. Hutten D, Langlais F, Delagoutte J. Conception des prothèses uni- et tricompartmentales à glissement de genou. *Concept. Prothèses Articul.* Expansion scientifique; 1993. p. 94.
5. Colizza WA, Insall JN, Scuderi GR. The posterior stabilized total knee prosthesis. Assessment of polyethylene damage and osteolysis after a ten-year-minimum follow-up. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1995 Nov;77(11):1713–20.
6. Huang C-H, Ma H-M, Liao J-J, Ho F-Y, Cheng C-K. Osteolysis in failed total knee arthroplasty: a comparison of mobile-bearing and fixed-bearing knees. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2002 Dec;84-A(12):2224–9.
7. Garcia RM, Kraay MJ, Messerschmitt PJ, Goldberg VM, Rimnac CM. Analysis of Retrieved Ultra-High-Molecular-Weight Polyethylene Tibial Components From Rotating-Platform Total Knee Arthroplasty. *J. Arthroplasty.* 2009 Jan;24(1):131–8.
8. PhD MAW, PhD MPL, PhD JDH, Md JJJ, Md JOG. Surface Damage Versus Tibial Polyethylene Insert Conformity: A Retrieval Study. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2012 Jul 1;470(7):1814–25.
9. Menchetti PP, Walker PS. Mechanical evaluation of mobile bearing knees. *Am. J. Knee Surg.* 1997;10(2):73–81; discussion 81–82.
10. Kuster MS, Wood GA, Stachowiak GW, Gächter A. Joint Load Considerations in Total Knee Replacement. *J. Bone Joint Surg. Br.* 1997 Jan 1;79-B(1):109–13.
11. Goldsmith MT, Jansson KS, Smith SD, Engebretsen L, LaPrade RF, Wijdicks CA. Biomechanical Comparison of Anatomic Single- and Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstructions An In Vitro Study. *Am. J. Sports Med.* 2013 May 21.
12. Kurita M, Tomita T, Yamazaki T, Fujii M, Futai K, Shimizu N, et al. In vivo kinematics of high-flex mobile-bearing total knee arthroplasty, with a new post-cam design, in deep knee bending motion. *Int. Orthop.* 2012 Oct 19;36(12):2465–71.

13. Lemaire RG. Mid-term results with a highly congruous mobile-bearing knee prosthesis. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 2010 Feb 1;18(2):170–80.
14. Callaghan JJ, Insall JN, Greenwald AS, Dennis DA, Komistek RD, Murray DW, et al. Mobile-bearing knee replacement: concepts and results. *Instr. Course Lect.* 2001;50:431–49.
15. Cheng C-K, Huang C-H, Liao J-J, Huang C-H. The influence of surgical malalignment on the contact pressures of fixed and mobile bearing knee prostheses—a biomechanical study. *Clin. Biomech.* 2003 Mar;18(3):231–6.
16. Jordan LR, Olivo JL, Voorhorst PE. Survivorship Analysis of Cementless Meniscal Bearing Total Knee Arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res. Tribute Dr.* 1997;119–23.
17. Buechel FFS. Long-Term Followup After Mobile-Bearing Total Knee Replacement. *Clin. Orthop. Relat. Res. Novemb.* 2002. 2002;40–50.
18. Weaver JK, Derkash RS, Greenwald AS. Difficulties with bearing dislocation and breakage using a movable bearing total knee replacement system. *Clin. Orthop.* 1993 May;(290):244–52.
19. Huang C-H, Ma H-M, Lee Y-M, Ho F-YM. Long-Term Results of Low Contact Stress Mobile-Bearing Total Knee Replacements. *Clin. Orthop. Relat. Res. Novemb.* 2003. 2003;265–70.
20. Lee HM, Kim YS, Kim JP. 180° rotatory dislocation of the rotating platform of a posterior-stabilized mobile-bearing knee prosthesis; possible complication after closed reduction of a posterior dislocation – a case report –. *The Knee.*
21. Murray DW, Fitzpatrick R, Rogers K, Pandit H, Beard DJ, Carr AJ, et al. The use of the Oxford hip and knee scores. *J. Bone Joint Surg. Br.* 2007 Aug;89(8):1010–4.
22. Dambreville A. *Classifications Et Scores en Chirurgie Orthopédique Et Traumatologique: I. Hanche, Genou, Rachis.* Springer; 2008.
23. Ewald FC. The Knee Society total knee arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring system. *Clin. Orthop.* 1989 Nov;(248):9–12.
24. Tavernier T, Dejour D. Imagerie du genou : quel examen choisir? [Httpwwwem-Premiumcomdoc-Distantuniv-Lille2frdatatraitésrx30-28402](http://wwwem-premiumcomdoc-Distantuniv-Lille2frdatatraitésrx30-28402).
25. Test de Student [Internet]. Wikipédia. 2013 [cited 2013 May 6]. Available from: http://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Test_de_Student&oldid=91341747
26. Dodge Y. *Statistique : dictionnaire encyclopédique.* Nouv. éd. Springer Editions; 2004.
27. Test du χ^2 [Internet]. Wikipédia. 2013 [cited 2013 May 6]. Available from:

http://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Test_du_%CF%87%C2%B2&oldid=92625749

28. Estimateur de Kaplan-Meier [Internet]. Wikipédia. 2013 [cited 2013 May 6]. Available from: http://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Estimateur_de_Kaplan-Meier&oldid=91030111
29. Osborn CE. *Statistical Applications For Health Information Management*. 2nd Revised edition. Jones and Bartlett Publishers, Inc; 2005.
30. Tai T-W, Chang C-W, Lai K-A, Lin C-J, Yang C-Y. Effects of Tourniquet Use on Blood Loss and Soft-Tissue Damage in Total Knee Arthroplasty A Randomized Controlled Trial. *J. Bone Jt. Surg.* 2012 décembre;94(24):2209–15.
31. Masquelet A-C, McCullough C-J, Tubiana R, Collectif. *Voies d'abord chirurgicales du membre inférieur*. Masson; 2005.
32. Utschneider S, Paulus A, Datz J-C, Schroeder C, Sievers B, Wegener B, et al. Influence of design and bearing material on polyethylene wear particle generation in total knee replacement. *Acta Biomater.* 2009 Sep;5(7):2495–502.
33. Purdue PE, Koulouvaris P, Potter HG, Nestor BJ, Sculco TP. The cellular and molecular biology of periprosthetic osteolysis. *Clin. Orthop.* 2007 Jan;454:251–61.
34. Hofmann AA, Tkach TK, Evanich CJ, Camargo MP. Posterior stabilization in total knee arthroplasty with use of an ultracongruent polyethylene insert. *J. Arthroplasty.* 2000 août;15(5):576–83.
35. Uvehammer J, Kärrholm J, Regnér L, Carlsson L, Herberts P. Concave versus posterior-stabilized tibial joint surface in total knee arthroplasty. *J. Arthroplasty.* 2001 Jan;16(1):25–32.
36. Afriat J, Larrouy F. Luxation des PTG: un risque spécifique des prothèses à plateau mobile. *Maîtrise Orthopédique.* 1999 Nov;(88).
37. Kocmond JH, Delp SL, Stern SH. Stability and range of motion of Insall-Burstein condylar prostheses. A computer simulation study. *J. Arthroplasty.* 1995 Jun;10(3):383–8.
38. Huang C-H, Ma H-M, Liao J-J, Ho F-Y, Cheng C-K. Late dislocation of rotating platform in New Jersey Low-Contact Stress knee prosthesis. *Clin. Orthop.* 2002 Dec;(405):189–94.
39. Goodfellow J. Characteristics of the Oxford knee. Basic concepts of surface replacements. *Int. Orthop.* 1993 Aug;17(4 Suppl):10–3.
40. Lemaire R, Rodriguez A, Gillet P, Husquin J. Les complications spécifiques des prothèses totales de genou à surface d'appui mobile. *Congrès AOLF.* 1998;232–3.
41. Turki HW, Trick L. Complete 180° Rotatory Dislocation in a Mobile-Bearing Knee Prosthesis. *J. Arthroplasty.* 2011 juin;26(4):666.e1–666.e3.

42. Hwang B-H, Lee W-S, Park K-K, Yang I-H, Han C-D. Anterior-Posterior Glide Mobile-Bearing Total Knee Arthroplasty: Complications Related to Prosthesis Design. *J. Arthroplasty*. 2011 décembre;26(8):1438–44.
43. Lewandowski PJ, Askew MJ, Lin DF, Hurst FW, Melby A. Kinematics of posterior cruciate ligament-retaining and -sacrificing mobile bearing total knee arthroplasties: An in vitro comparison of the New Jersey LCS meniscal bearing and rotating platform prostheses. *J. Arthroplasty*. 1997 Oct;12(7):777–84.
44. Callaghan JJ, Squire MW, Goetz DD, Sullivan PM, Johnston RC. Cemented Rotating-Platform Total Knee Replacement A Nine to Twelve-Year Follow-up Study*. *J. Bone Jt. Surg*. 2000 mai;82(5):705–705.
45. Namba RS, Inacio MCS, Paxton EW. Risk factors associated with deep surgical site infections after primary total knee arthroplasty: an analysis of 56,216 knees. *J. Bone Joint Surg. Am*. 2013 May 1;95(9):775–82.
46. Song K-H, Kim ES, Kim YK, Jin HY, Jeong SY, Kwak YG, et al. Differences in the Risk Factors for Surgical Site Infection between Total Hip Arthroplasty and Total Knee Arthroplasty in the Korean Nosocomial Infections Surveillance System (KONIS). *Infect. Control Hosp. Epidemiol*. 2012 Nov;33(11):1086–93.
47. Kucera T, Urban K, Karpas K, Sponer P. [Restricted motion after total knee arthroplasty]. *Acta Chir. Orthop. Traumatol. Cech*. 2007 Oct;74(5):326–31.
48. McGonagle L, Bethell L, Byrne N, Bolton-Maggs BG. The Rotaglide+ total knee replacement: a comparison of mobile versus fixed bearings. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc*. 2012 Dec 27.
49. Meftah M, Ranawat AS, Ranawat CS. Ten-Year Follow-up of a Rotating-Platform, Posterior-Stabilized Total Knee Arthroplasty. *J. Bone Jt. Surg*. 2012 Mar 7;94(5):426–32.
50. Metsovitis SR, Ploumis AL, Chantzidis PT, Terzidis IP, Christodoulou AG, Dimitriou CG, et al. Rotaglide Total Knee Arthroplasty: A Long-Term Follow-up Study. *J. Bone Jt. Surg*. 2011 mai;93(9):878–84.
51. Argenson J-NA, Parratte S, Ashour A, Saintmard B, Aubaniac J-M. The Outcome of Rotating-Platform Total Knee Arthroplasty with Cement at a Minimum of Ten Years of Follow-up. *J. Bone Jt. Surg*. 2012 avril;94(7):638–44.
52. Hofmann AA, Evanich JD, Ferguson RP, Camargo MP. Ten- to 14-year clinical followup of the cementless Natural Knee system. *Clin. Orthop*. 2001 Jul;(388):85–94.
53. Md AJS, Md CJDV, Md AGR, Md JJJ, Md RAB, Md JOG. Cruciate-retaining TKA Using a Third-generation System with a Four-pegged Tibial Component: A Minimum 10-year Followup

Note. Clin. Orthop. Relat. Res. 2010 Aug 1;468(8):2160–7.

54. Nakamura S, Kobayashi M, Ito H, Nakamura K, Ueo T, Nakamura T. The Bi-Surface total knee arthroplasty: Minimum 10-year follow-up study. *The Knee*. 2010;17(4):274–8.
55. Mouttet A, Louis M-L, Sourdet V. The EUROP total knee prosthesis: A ten-year follow-up study of a posterior cruciate-retaining design. *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* 2011 Oct;97(6):639–47.
56. Kim Y-H, Kim J-S, Choe J-W, Kim H-J. Long-term comparison of fixed-bearing and mobile-bearing total knee replacements in patients younger than fifty-one years of age with osteoarthritis. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2012 May 16;94(10):866–73.
57. Barrington JW, Sah A, Malchau H, Burke DW. Contemporary cruciate-retaining total knee arthroplasty with a pegged tibial baseplate. Results at a minimum of ten years. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2009 Apr;91(4):874–8.
58. Hopley CDJ, Crossett LS, Chen AF. Long-Term Clinical Outcomes and Survivorship After Total Knee Arthroplasty Using a Rotating Platform Knee Prosthesis: A Meta-Analysis. *J. Arthroplasty*. 2013 Jan;28(1):68–77.e3.
59. NKO. review 2012. 2012;
60. Vogt J-C, Saabach C. LCS mobile-bearing total knee replacement. A 10-year's follow-up study. *Orthop. Traumatol. Surg. Res.* 2009 mai;95(3):177–82.
61. Argenson J-N, Boisgard S, Parratte S, Descamps S, Bercovy M, Bonneville P, et al. Survival analysis of total knee arthroplasty at a minimum 10 years' follow-up: A multicenter French nationwide study including 846 cases. *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*
62. Pijls BG, Valstar ER, Kaptein BL, Nelissen RGHH. Differences in long-term fixation between mobile-bearing and fixed-bearing knee prostheses at ten to 12 years' follow-up: a single-blinded randomised controlled radiostereometric trial. *J. Bone Joint Surg. Br.* 2012 Oct;94(10):1366–71.
63. Aggarwal AK, Agrawal A. Mobile vs Fixed-Bearing Total Knee Arthroplasty Performed by a Single Surgeon: A 4- to 6.5-Year Randomized, Prospective, Controlled, Double-Blinded Study. *J. Arthroplasty*. 2013 Mar 22;

Conflit d'intérêt

L'auteur ne déclare pas de conflit d'intérêt pour cette étude hormis le fait que la société Dediene Santé a pris en charge les frais de transport pour la réalisation de cette étude.

AUTEUR : Nom : Sulimovic

Prénom : Steeve

Date de Soutenance : 28 juin 2013 à 14 heures

Titre de la Thèse : Revue de prothèses totales de genou multidirectionnelles

Thèse - Médecine - Lille 2013

Cadre de classement : *DES de chirurgie générale*

DESCQ de chirurgie orthopédique et traumatologique

Mots-clés : prothèse totale de genou, plateau mobile, ultracongruence, postérostabilisation, suivi

Résumé :

Les prothèses totales de genoux à plateau mobile sont à présent bien connues. Cette étude nous montre le suivi à long terme à une distance moyenne de 8,4 ans (15 ans – 3 ans) après la pose d'une prothèse totale de genou à plateau mobile multidirectionnelle postérostabilisée et ultracongruente .

L'étude s'est portée sur 82 prothèses posées sur 73 patients opérés à l'hôpital Lariboisière (AP-HP). La population de l'étude était composée de 11 hommes, avec un âge moyen de 74 ans et un BMI de 29,4.

7 genoux avait auparavant été opéré (5 ostéotomie tibiale de valgisation, 1 prothèse unicompartmentale de genoux, 1 transposition de la tubérosité tibiale antérieure).

Les patients ont tous été opérés par opérateur expérimenté.

L'évaluation a été effectuée par un observateur indépendant avec mesure clinique, contrôle radiographique et réalisation de score fonctionnel.

Au total, 16 patients sont décédés avec leur prothèse, il y a eu 10 révisions, 5 fractures péri-prothétiques et 1 sepsis.

La survie de la prothèse à 10 ans a été estimée à 90,9%. Parmi les patients repris, 2 l'ont été sur genou déjà opéré (ostéotomie et prothèse unicompartmentale).

D'une façon générale la douleur des patients a fortement décroît, le score moyen d'Oxford au moment de la consultation de contrôle 22,52/60. Le score KS genou relevé est de 83/100 et le score KS fonctionnel de 90,5/100, donnant un total de 173,5 La flexion moyenne des genoux opérés retrouvé est de 116°, il n'a pas particulièrement été retrouvé de flessum, de laxité en valgus varus ou de tiroir.

Ainsi le comportement à long terme de ce type de prothèse à plateau mobile a été étudié et nous a montré des amplitudes articulaires correctes, non algique, un taux de révision semblable aux autres modèles de prothèse peut être du à la limitation des débris de polyéthylène imputable au dessin de la prothèse.

Cette étude est retrospective et basée sur le suivi d'une cohorte non-randomisée monocentrique (niveau de preuve IV).

L'auteur ne déclare pas de conflit d'intérêt.

Composition du Jury :

Président : Pr Henri Migaud

Assesseurs : Pr Laurent Sedel, Pr Christophe Chantelot, Dr Laurent Vasseur

Directeur de thèse : Pr Laurent Sedel