

UNIVERSITÉ DE LILLE

FACULTE DE MÉDECINE HENRI WAREMBOURG

Année : 2020

THÈSE POUR LE DIPLOME D'ÉTAT
DE DOCTEUR EN MÉDECINE

**Prothèse totale de genou avec guide de coupe sur mesure,
reproductibilité et résultats fonctionnels à 5 ans**

Présentée et soutenue publiquement le 29 juin à 18H00
au Pôle Recherche
par Théophile BISI

JURY

Président :

Monsieur le Professeur Gilles Pasquier

Assesseurs :

Monsieur le Professeur Henri Migaud

Monsieur le Professeur Julien Girard

Directrice de thèse :

Madame le Docteur Sophie Putman

AVERTISSEMENT

La faculté n'entend donner aucune approbation aux opinions émises dans la thèse : celle-ci sont propres à leurs auteurs.

Liste des abréviations

Δ : Différence

2D : Bidimensionnelle

3D : Tridimensionnelle

AC : Alignement Cinématique

AAF : Axe Anatomique Fémoral

AAT : Axe Anatomique Tibial

AFM : Axe Fémoral Mécanique

AM : Alignement Mécanique

ATM : Axe Tibial Mécanique

CAO : Conception assistée par ordinateur

GCP : Guide de coupe personnalisé (Guide de coupe sur mesure)

HKA : Hip Knee Ankle (Hanche-Genou-Cheville)

IKS : International Knee Society

IC : Instrumentation conventionnelle

IP : Instrumentation Personnalisée

IRM : Imagerie par Résonance Magnétique

HSS : The Hospital For Special knee surgery

OKS : Oxford Knee Score (score d'oxford genou)

PE : Polyéthylène

PTG : Prothèse totale de genou

TDM : Tomodensitométrie

VS : Versus

SOMMAIRE

Résumé.....	1
Introduction.....	3
Matériels et méthodes.....	5
I. Critères d'inclusions des patients.....	5
II. Méthodes.....	7
A. Bilan préopératoire et planification 3D.....	7
B. Technique chirurgicale.....	12
III. Évaluation radiographique et clinique.....	14
A. Évaluation radiographique.....	14
B. Reproductibilité Chirurgicale.....	17
C. Évaluations des résultats fonctionnels et cliniques.....	17
D. Statistiques.....	18
Résultats.....	19
I. Évaluation radiographique et clinique.....	21
A. Évaluation radiographique.....	21
B. Reproductibilité chirurgicale.....	25
C. Évaluations des résultats fonctionnels et cliniques.....	27
II. Complications postopératoires.....	29
Discussion.....	30
I. Reproductibilité radiographique.....	30
A. Planification et contrôle par imagerie 3D (Scanner).....	30
B. Contrôle par imagerie 2D (pangonogramme en charge).....	35
C. Concordance des mesures 2D et 3D.....	36
II. Reproductibilité chirurgicale.....	37
A. Concordance du choix des implants.....	37
B. Équilibrage ligamentaire et choix du polyéthylène.....	37
C. Courbe de progression.....	38
III. Résultats Clinique.....	38
A. Alignement mécanique.....	38
B. Satisfaction au long cours.....	40
IV. Limites de l'étude.....	40
Conclusion.....	42
Références.....	43
Annexes.....	51

Résumé

Introduction : L'arthroplastie totale de genou a pour objectif l'obtention d'un genou oublié. Les recherches actuelles visent à améliorer les performances d'alignement neutre dans le but d'obtenir des résultats fonctionnels aussi bons que pour les prothèses totales de hanche. L'objectif de cette étude était de vérifier la reproductibilité radiographique des PTG mises en place à l'aide d'une instrumentation personnalisée, en contrôlant le positionnement des implants grâce à une imagerie 3D et 2D post-opératoire. La concordance de ces deux types d'imageries était également évaluée ainsi que les résultats fonctionnels. Hypothèse : l'acquisition scanner est reproductible et les guides de coupes sur mesure permettent un résultat conforme à la planification.

Matériels et Méthodes : 38 prothèses totales de genou (30 Femmes, 6 Hommes), ont été implantées entre octobre 2011 et Septembre 2016 au sein du CHU de Lille. En postopératoire, un pangonogramme en charge et un scanner utilisant le protocole du laboratoire SYMBIOS ont été réalisés. Les mesures postopératoires étaient considérées comme reproductibles si elles étaient comprises à $\pm 3^\circ$ de la valeur attendue par la planification 3D. Les scores OKS, IKS, HSS ainsi qu'une question de satisfaction permettaient d'évaluer le résultat fonctionnel.

Résultats : A 5 ans de recul moyen, 25 PTG (21 Femmes, 3 Hommes) ont été analysées d'un point de vue radiographique et fonctionnel. Les résultats utilisant une imagerie 3D, retrouvaient une reproductibilité a 100% sur le plan frontal et axial. Sur le plan sagittal on retrouvait un taux outliers de 24% pour la pente tibiale et 60% pour la flexion fémorale. La comparaison des imageries 2D et 3D retrouvait uniquement une différence significative pour la flexion fémorale ($p < 0,05$). L'évaluation fonctionnelle était satisfaisante avec une nette amélioration des scores. Le score OKS passait de 19,56 [9-30] à 39 [15-48] ($p < 0,001$), le score HSS passait de 57,76 [41-74] à 83,84 [61-95] ($p < 0,001$), le score IKS douleur passait de 31,36 [10-40] à 90 [40-100] ($p < 0,001$) et le score IKS Fonction passait de 29,8 [15-50] à 92,28 [60-100] ($p < 0,001$). Les patients étaient satisfaits dans 84% des cas et 28% avaient un genou oublié.

Conclusion : L'imagerie 3D est plus performante dans l'évaluation post-opératoire des PTG notamment sur le plan axial. Nos résultats fonctionnels sont similaires aux autres techniques de pose et d'alignement. L'instrumentation personnalisée reste une option fiable pour la pose d'une PTG sans permettre systématiquement l'obtention d'un genou oublié.

Introduction

Un des objectifs d'une arthroplastie totale de genou est l'obtention d'un genou oublié (1). Ce concept, est synonyme d'excellents résultats fonctionnels (sensation d'avoir un genou strictement normal en toutes circonstances). Différentes pistes de recherche sont évaluées afin d'améliorer le taux de satisfaction à distance de la chirurgie. Les recherches actuelles se sont concentrées sur l'amélioration des techniques de pose (2–7).

En ce sens, l'instrumentation personnalisée a pour but de rendre reproductible l'obtention d'un membre inférieur aligné (4,8). Une évaluation préopératoire du genou est dans ce cas nécessaire à l'aide d'une imagerie 3D (IRM ou scanner) permettant, par modélisation 3D, l'obtention des différentes mesures pré et post opératoires (alpha, beta, pente tibiale, flexion fémorale, rotation fémorale et HKA), ainsi que la taille des implants (6,7,9).

Le fruit de cette planification 3D, est un rapport détaillé d'intervention montrant comment positionner les guides de coupe (confectionnés par les soins du laboratoire) sur le tibia et fémur. Cette technique permet la réalisation des coupes osseuses dans tous les plans de l'espace (frontal, sagittal et axial), de manière précise et orthogonale à l'axe mécanique du fémur et du tibia, le but étant d'obtenir un genou normo axé, équilibré et durable. Le concept de planification 3D associé aux guides de coupes sur mesure permet de simplifier et garantir une reconstruction précise du genou tout en obtenant un axe mécanique neutre (6–10).

Certains auteurs mettent en avant des résultats discordants. L'apport de cette méthode sur l'alignement mécanique global et le positionnement des implants en comparaison à d'autres techniques de pose (instrumentation conventionnelle, navigation) serait minime, voire nul, ne justifiant pas son utilisation de manière systématique. Ces études discordantes reposent sur un argumentaire justifié à l'aide d'une imagerie (2D ou 3D) postopératoire, ou d'un contrôle peropératoire par navigation sans pour autant tenir compte des résultats fonctionnels à distance de la chirurgie (11–21).

L'objectif principal de cette étude était d'évaluer en post opératoire la reproductibilité des prothèses totales de genou avec guides de coupe sur mesure de chez SYMBIOS (F.I.R.S.T) à l'aide d'un scanner et pangonogramme en charge post opératoire. Les objectifs secondaires étaient de vérifier la concordance des mesures 3D et 2D et d'évaluer les résultats fonctionnels à distance de la chirurgie, avec comme hypothèse que l'acquisition scanner est reproductible et que les guides de coupe sur mesure permettent un résultat conforme à la planification.

Matériels et méthodes

Il s'agit d'une étude rétrospective, monocentrique, mono-opérateur.

I. Critères d'inclusions des patients

Tous les patients inclus dans cette série ont été opérés en première intention pour une gonarthrose en échec de traitement médical, entre octobre 2011 et septembre 2016 au centre hospitalier universitaire de Lille. Il s'agissait dans tous les cas d'une prothèse totale de genou postéro stabilisée à plateau fixe ou mobile, cimentée de chez SYMBIOS (F.I.R.S.T) (Figure 1-4).



Figure 1 : Prothèse totale de genou F.I.R.S.T à plateau mobile.



Figure 2 : Prothèse totale de genou F.I.R.S.T à plateau fixe, vue de profil.



Figure 3 : Prothèse de genou F.I.R.S.T à plateau mobile (Rayon de courbure multiple).



Figure 4 : Vue supérieure de l'implant fémoral.

II. Méthodes

A. Bilan préopératoire et planification 3D

Le bilan d'imagerie standard préopératoire était composé de radiographies de face, profil, shuss, défilé fémoro-patellaire et un pangonogramme en charge. La réalisation de la planification préopératoire 3D s'effectuait à l'aide d'un scanner selon un protocole spécifique du laboratoire SYMBIOS (Figure 5-7). Ce protocole consiste en une seule acquisition composée de trois scanners spiralés, hanche, genou et cheville, d'une épaisseur 0.5/0.6 millimètres associée à un scout view complet du membre inférieur.

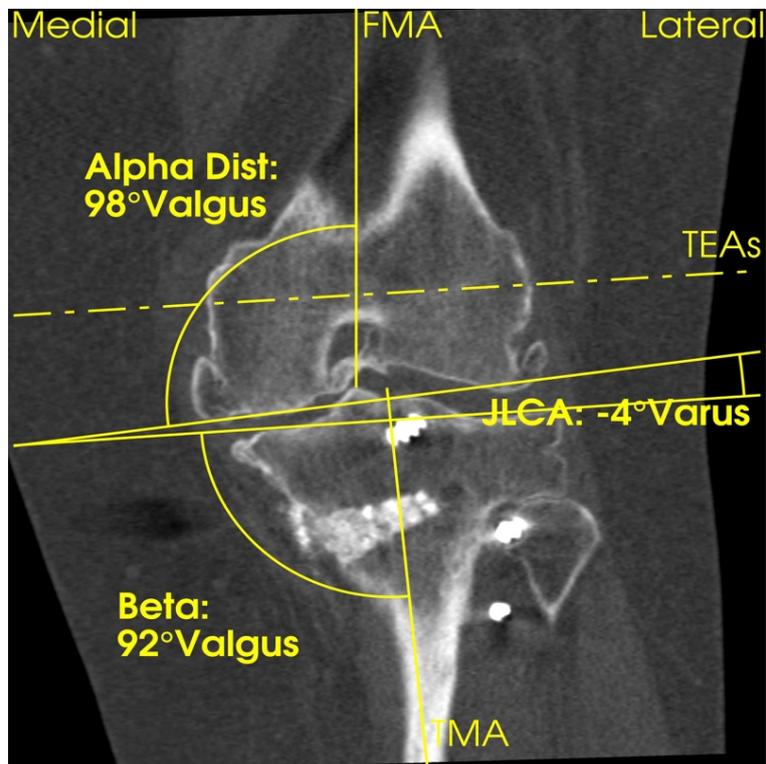


Figure 5 : Coupe Frontale en TDM du genou natif, évaluation des angles alpha, bêta et l'angle d'ouverture des interlignes fémoro-tibiales (JLCA).

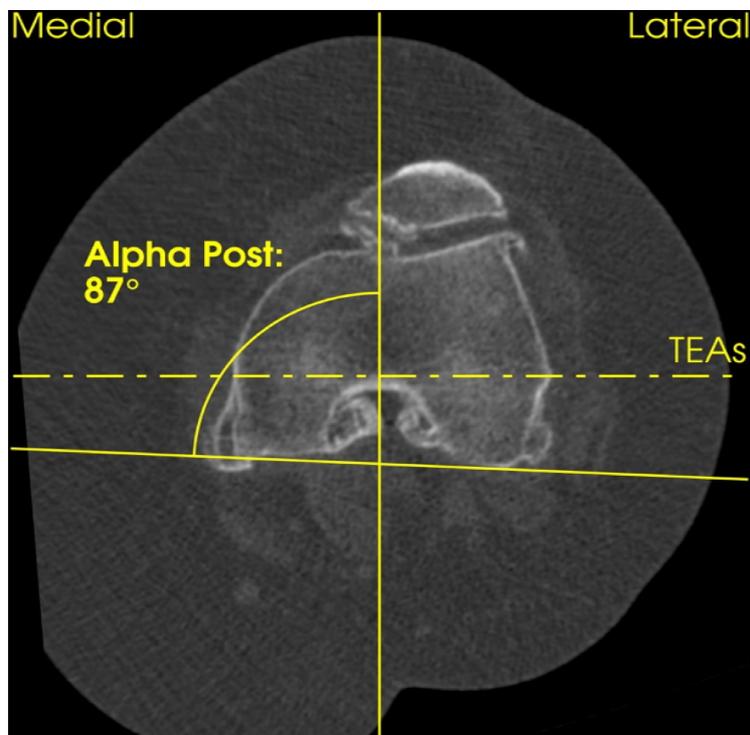


Figure 6 : Coupe axiale du fémur en TDM, évaluation de la rotation fémorale native, angle entre la droite perpendiculaire à l'axe bi-épicondylien (TEAs) et la tangente à la partie postérieure des condyles.

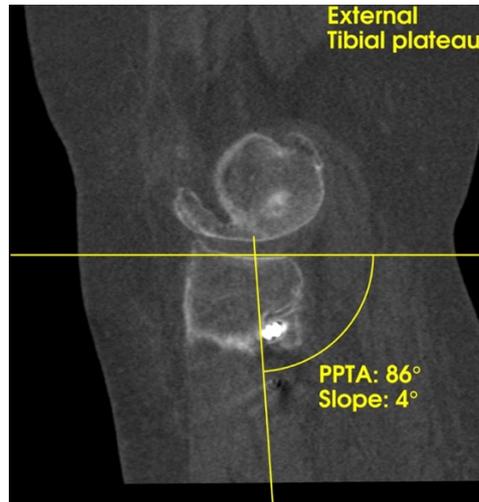


Figure 7 : Coupe sagittale en TDM, évaluation de la pente tibiale native.

Les images acquises étaient ensuite envoyées au laboratoire SYMBIOS afin d'établir la planification 3D à l'aide du logiciel KNEE-PLAN© (Figure 5-7) (Annexe 1).

Il en ressortait une modélisation 3D précise de la taille des futurs implants prothétiques et les mesures pré et post-opératoires des angles (Figure 8-11) :

- Alpha : angle entre la tangente à l'axe bi-épicondylien et l'axe mécanique fémorale.
- Bêta : angle entre la tangente à l'embase tibiale et l'axe mécanique.
- Pente tibiale : angle entre l'embase tibiale et l'axe anatomique tibial proximal.
- Flexion fémorale : angle entre l'axe anatomique fémoral et la droite parallèle à l'implant fémoral sur la coupe fémorale distale.
- Rotation fémorale : angle entre la droite perpendiculaire à l'axe bi-épicondylien et la tangente à la partie postérieure des condyles fémoraux.
- HKA : angle entre l'axe mécanique fémoral et l'axe mécanique tibial.

La fabrication des guides de coupes personnalisés était possible grâce à ces informations obtenues par l'acquisition scanographique.

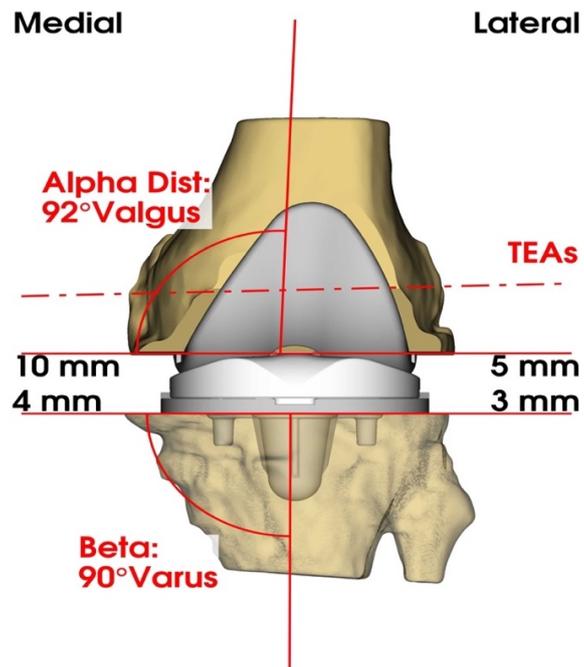


Figure 8 : Modélisation 3D de la prothèse totale de genou avec les angles alpha, bêta postopératoires et les épaisseurs des coupes prédéfinies.

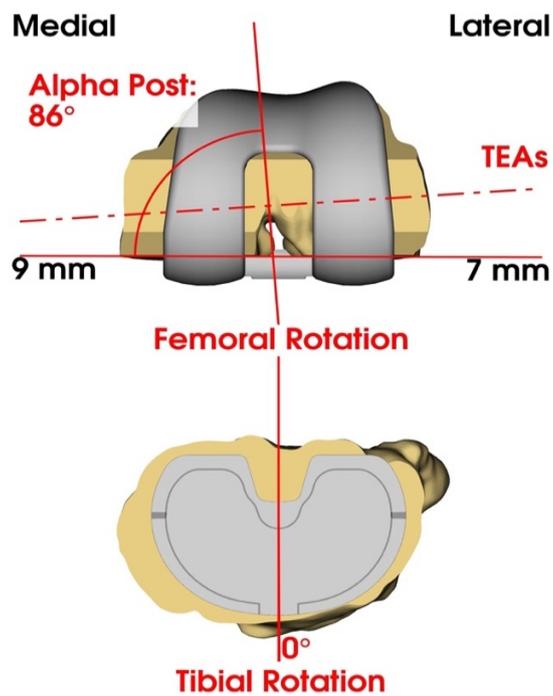


Figure 9 : Estimation de la rotation fémorale et tibiale en post-opératoire.

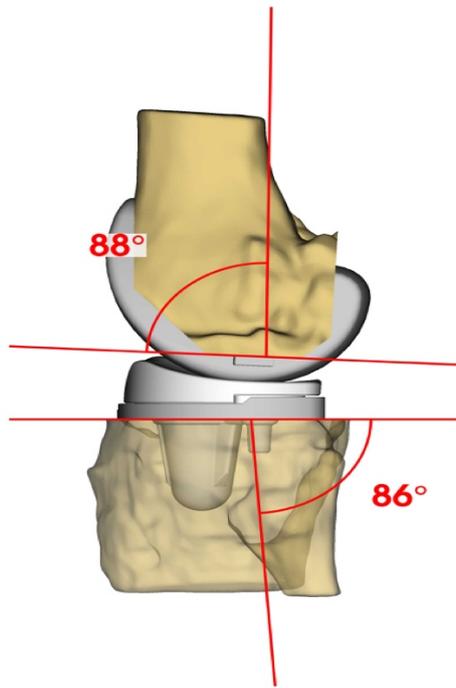


Figure 10 : Estimation de la pente tibiale et flexion fémorale des implants

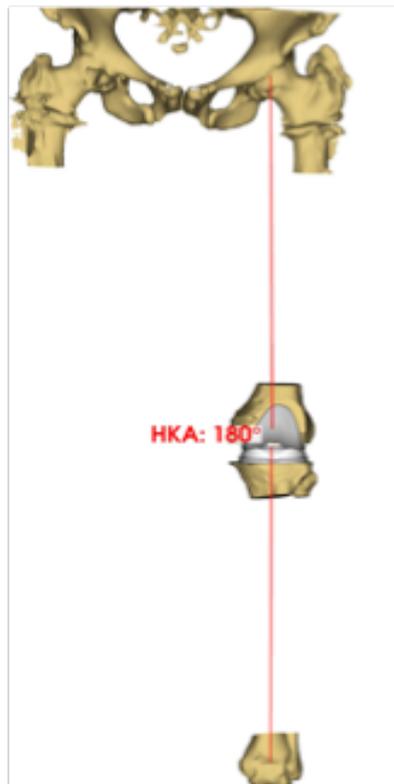


Figure 11: HKA prévisionnel (cible $180 \pm 3^\circ$)

B. Technique chirurgicale

Les guides de coupes étaient nominatifs, reçus en emballage stérile à usage unique et vérifiés avant chaque intervention par le chirurgien. Les interventions étaient réalisées sous flux laminaire. Chaque genou était abordé par voie trans-quadriceps antéro-médiale, avec un garrot mi-cuisse gonflé à 300mmHg uniquement au cours de la cimentation. L'application des guides s'effectuait au contact de l'os via des zones d'appuis prédéfinies par la planification (Modèle osseux 3D). Ils étaient ensuite fixés à l'aide de pins, afin de permettre la réalisation des coupes dans un premier temps, puis la pose des implants tibial et fémoral prévus. Les rotules étaient également toutes resurfacées (Figure 12,13). Avant la réalisation de la coupe tibiale, le positionnement du guide de coupe était vérifié à l'aide du guide extra médullaire pour contrôler la cohérence entre la planification et la réalité peropératoire. Tous les patients avaient un appui complet autorisé dès le premier jour avec une kinésithérapie précoce, après un contrôle radiographique réalisé au bloc opératoire.

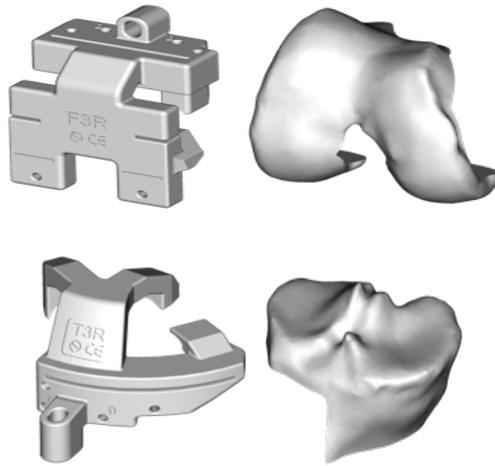


Figure 12: Modèles osseux fémorale et tibial associés à leurs guides de coupe respectifs à usage unique.



Figure 13: Guides de coupe, essais et modèles osseux à usage unique.

III. Évaluation radiographique et clinique

Tous les genoux inclus dans l'étude ont été réévalués en consultation, de manière clinique et paraclinique, par un observateur indépendant à 5 ans de recul en moyenne.

A. Évaluation radiographique

Toutes les prothèses ont été évaluées en post-opératoire par une imagerie 3D et 2D. L'acquisition scanner selon le protocole SYMBIOS permettait d'obtenir les angles alpha, beta, la pente tibiale, la flexion fémorale, la rotation fémorale et l'angle HKA en postopératoire dans les mêmes conditions que lors de la planification 3D, le but étant de contrôler la reproductibilité des guides de coupes sur mesure. Ces mêmes mesures ont aussi été faites sur une imagerie 2D afin de contrôler également la reproductibilité de l'instrumentation personnalisée à l'aide d'un pangonogramme en charge en version numérique dans un système PACS (Picture Archiving and Communication System). Il était accepté, pour toutes les mesures (2D et 3D), un taux d'erreurs (outliers) à $\pm 3^\circ$. Toutes les valeurs post-opératoires en dehors de cette borne par rapport à la valeur cible de la planification 3D étaient définies en pourcentage d'erreur. A l'inverse les valeurs comprises à $\pm 3^\circ$ par rapport à la valeur attendue étaient définies en pourcentage de reproductibilité. Les points de repère utilisés lors de l'évaluation sur radiographies numériques des genoux étaient identiques à ceux utilisés par SYMBIOS pour les scanners (Figure 14,15). La concordance de ces deux types d'imageries a été évaluée statistiquement.



Figure 14 : Pantonogramme en charge. PTG droite : angle alpha (angle entre la tangente à l'axe bi-épicondylien et l'AFM) et bêta (angle entre la tangente à l'embase tibiale et l'ATM).
PTG gauche : angle HKA (Hip-Knee-Ankle correspond à l'angle entre l'AFM et l'ATM).

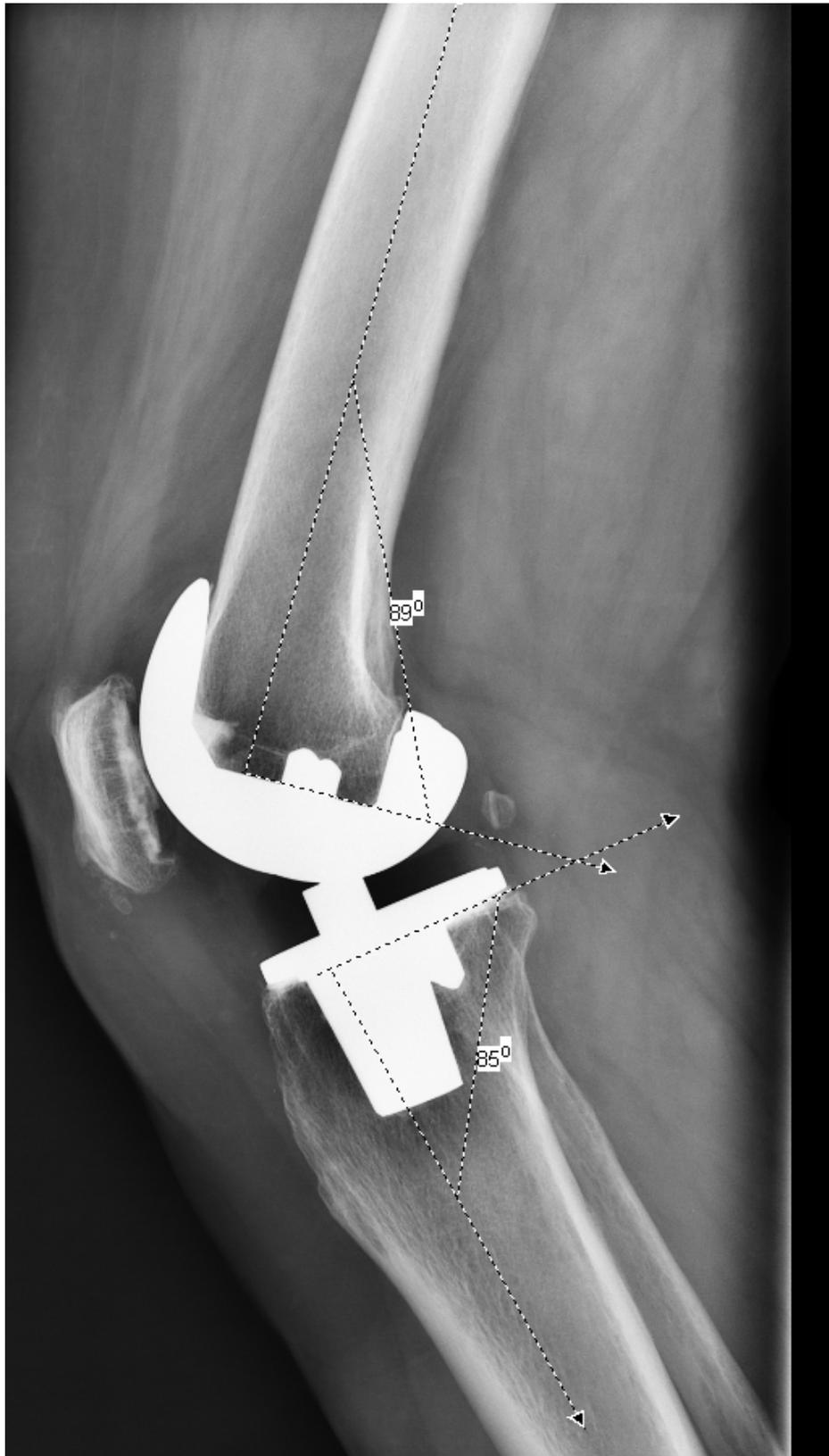


Figure 15 : PTG (F.I.R.S.T) vue de profil, évaluation de la pente tibiale (Angle entre l'embase tibiale et l'AAT) et de la flexion fémorale (Angle entre l'AAF et l'implant fémoral).

B. Reproductibilité Chirurgicale

Un contrôle systématique des comptes rendus opératoires des genoux analysés était effectué pour vérifier si la taille des implants planifiés correspondait à celle mise en place (implant fémoral et tibial). La taille définitive du polyéthylène était également contrôlée, afin de déceler une éventuelle augmentation de l'épaisseur du PE, liée à un défaut de tension ligamentaire peropératoire. Les temps opératoires des différentes interventions successives ont également été relevés. Il a ainsi été évalué une corrélation entre la répétition du geste opératoire et une diminution de la durée des interventions.

C. Évaluations des résultats fonctionnels et cliniques

Les résultats fonctionnels étaient évalués par l'intermédiaire des scores OKS (Oxford genou) (22,23) (annexe 2), Knee society (IKS fonction, IKS genou) (24–26) (annexe 3) et HSS (Hospital for Special Surgery score) (27) (annexe 4). Ces documents étaient remplis par les patients au cours des précédentes consultations (1 mois, 3 mois et 1 an) ainsi qu'à la réévaluation à 5 ans de recul moyen. Les amplitudes articulaires ainsi que la stabilité du genou étaient évaluées de manière clinique.

Quatre questions supplémentaires étaient posées systématiquement aux patients lors de cette réévaluation. Une question de satisfaction en rapport avec l'intervention : « Êtes-vous satisfait du résultat de l'intervention ? » et « avez-vous l'impression que votre genou est de nouveau normal ? » (1). Une réponse de type binaire (oui, non) était attendue pour ces deux questions. Deux autres questions étaient posées avec une réponse à choix multiple pour la première et binaire pour la seconde : « Quel était

l'objectif de votre intervention ?». Les réponses pouvaient être : La suppression des douleurs, le gain en mobilité du genou, la reprise des activités habituelles.

La dernière question était de savoir si : « L'objectif a-t-il été atteint ? ».

Toutes les différentes complications nécessitant une reprise chirurgicale avec ou sans changement des implants, survenues en postopératoires ou, au décours du suivie clinique, ont été recherchées.

D. Statistiques

Les analyses statistiques ont été effectuées à l'aide du logiciel SAS (SAS Institute Inc Cary, NC 25513, version 9.4°) par l'unité de méthodologie bio-statistiques du CHRU de Lille. Les résultats sont exprimés avec la moyenne, écart-type, ou la médiane et l'interquartile range (IQR) pour les variables numériques et avec les effectifs et pourcentages pour les variables qualitatives. Les mesures obtenues lors du contrôle postopératoire par scanner ont été comparées avec les mesures préopératoires planifiées par un test de Wilcoxon pour échantillons appariés. La valeur post opératoire par scanner de l'angle HKA était comparée à une valeur de référence égale à 180°. L'amélioration des scores cliniques était également évaluée à l'aide d'un test de Wilcoxon pour échantillons appariés. Les tests statistiques ont tous été effectués avec un risque de première espèce bilatérale de 5%.

Résultats

Vingt-quatre patients (25 genoux) (3 hommes, 21 femmes) d'âge moyen de 65 ans [55 à 80] \pm 6,99 avec un IMC moyen de 35,6 Kg/m² [27,6 à 60,6] \pm 7,96 ont pu être analysés. Les patients ont été revus à distance de la chirurgie en moyenne à 80,72 mois [43 à 102] \pm 12,65. Parmi ces vingt-cinq genoux, dans 88% des cas, la gonarthrose était d'origine primaire (22 patients) et dans 12% des cas d'origine post traumatique (1 patient). 92% avaient une déformation en varus (23 genoux) et 8% en valgus (2 genoux) (varus <180° ; valgus >180°). 21 genoux se sont vus implanter un plateau mobile et 4 genoux un plateau fixe. Les mesures préopératoires obtenues par la planification 3D ainsi que les objectifs de positionnement des implants sont exposés dans le Tableau 1.

	Préopératoire	Objectif planification 3D
Alpha	92,88° [91-95] \pm 1,42	90,36° [90-93] \pm 0,86
Bêta	86,96° [82-90] \pm 1,93	89,84° [88-90] \pm 0,55
Pente tibiale	86,12° [82-90] \pm 2,37	87,68° [85-91] \pm 1,63
Flexion Fémorale	-	86,04° [81-93°] \pm 2,96
Rotation fémorale	92° [90-94] \pm 1,22	90,08° [90-92] \pm 0,4
HKA	177,1° [172-184] \pm 3,29	180 \pm 3°

Tableau 1: Mesures préopératoires et planification 3D.

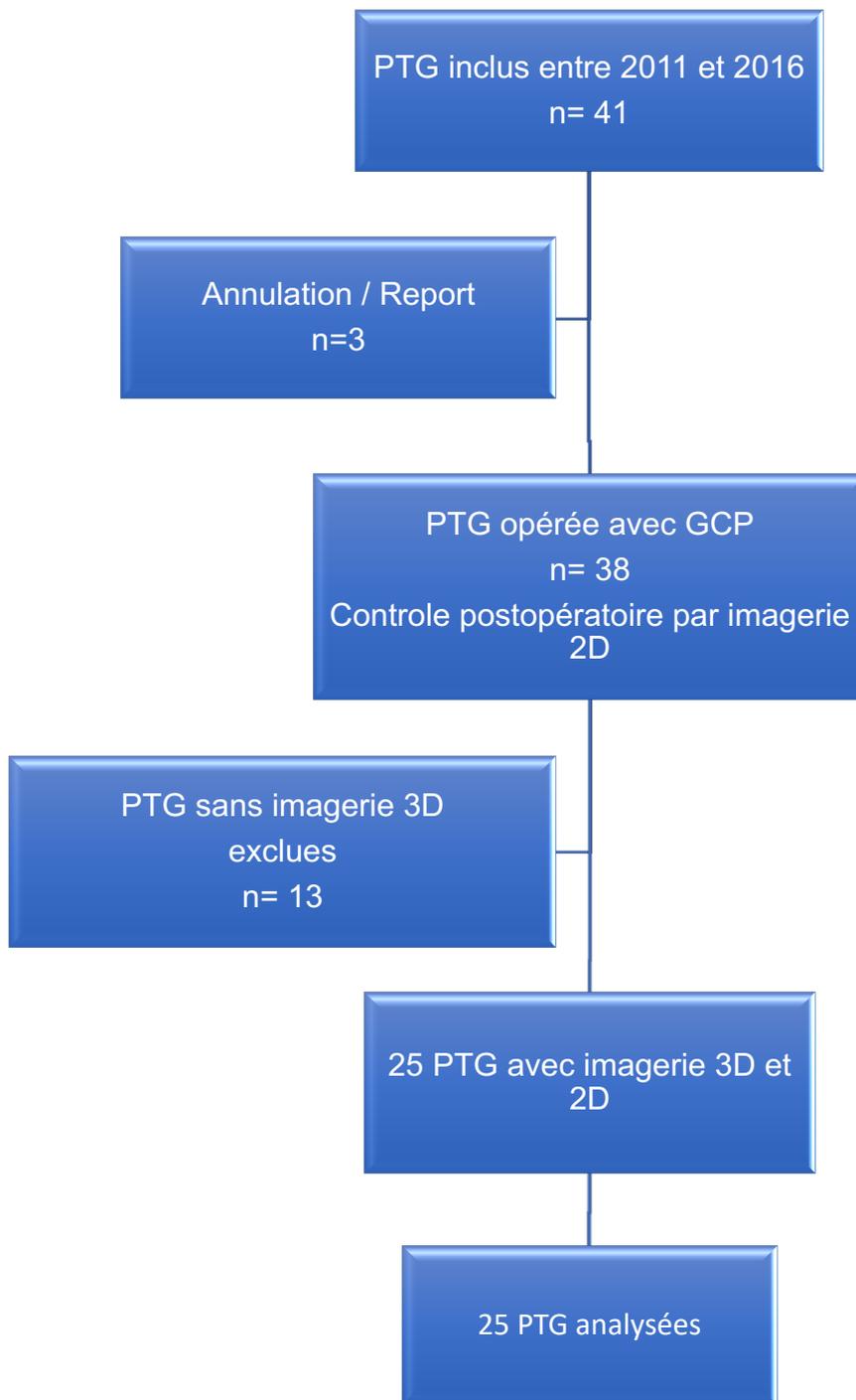


Figure 16 : Flow Chart de l'étude (GCP= Guide de coupe personnalisée, PTG= prothèse totale de genou).

I. Évaluation radiographique et clinique

A. Évaluation radiographique

1) Reproductibilité radiographique (imagerie 2D et 3D)

Les résultats de la comparaison entre les mesures post-opératoires obtenues par TDM et celles établies lors de la planification 3D sont exposés tableau 2.

	<i>Préopératoire</i>	<i>Planification 3D TDM</i>	<i>Postopératoire TDM</i>	<i>Δ Planification vs TDM postopératoire</i>	<i>p</i>
Alpha	92,88° [91-95] ±1,42	90,36° [90-93] ± 0,86	90,72° [88-93] ±1,49	-0,36° [-3 – 2] ± 1,38	p=0,2
Bêta	86,96° [82-90] ± 1,93	89,84° [88-90] ± 0,55	89,4° [87-92] ±1,41	0,44° [-2 – 3] ±1,47	p=0,14
Pente Tibiale	86,12° [82-90] ± 2,37	85,96° [82-90] ± 2,23	87,68° [85-91] ± 1,63	-1,72° [-6 – 3] ± 2,41	p<0,05
Flexion fémorale	-	86,04° [81-93°] ± 2,96	92,2° [85-97] ± 2,72	-6,16° [-16-3°] ± 5,12	p<0,0001
Rotation Fémorale	92° [90-94] ±1,22	90,08° [90-92] ± 0,4	90,04° [89-91] ± 0,45	0,04° [-1 – 2] ± 0,61	p=1
HKA	177,1° [172-184] ±3,29	180 ± 3°	178,5° [175-183] ± 1,64	-1,48° [-5 - +3] ± 1,64	p<0,001

Tableau 2 : Valeurs planifiées en 3D et résultats post-opératoires de contrôle 3D.

L'analyse statistique retrouvait une différence significative pour la pente tibiale, la flexion fémorale et l'angle HKA.

La reproductibilité des guides de coupes sur mesure est exposée tableau 3

	Pangonogramme $\pm 3^\circ$	TDM $\pm 3^\circ$
Alpha	92%	100%
Bêta	100%	100%
Pente tibiale	64%	76%
Flexion Fémorale	60%	40%
Rotation fémorale	-	100%
HKA	76%	92%

Tableau 3: Reproductibilité $\pm 3^\circ$ (contrôle par imagerie 3D et 2D).

On retrouvait une augmentation des outliers pour l'angle HKA de 16% lorsqu'on utilise une imagerie 2D pour l'évaluer. Sur le plan frontal, l'angle alpha était également moins précis sur lecture radiographique, avec 8% outliers en plus. L'angle beta était toujours reproductible à 100 %. Sur le plan sagittal, on retrouvait une augmentation des outliers de 12% pour la pente tibiale sur radiographie et une diminution de 20% du taux d'erreur pour la flexion fémorale par rapport au scanner.

2) Concordance des mesures 3D et 2D

L'évaluation statistique concernant la concordance des mesures TDM et pangonogramme a retrouvé uniquement une différence significative pour la flexion fémorale (tableau 4). Les résultats sur pangonogramme en charge sont surtout concordants sur le plan frontal avec l'imagerie 3D. (Figure 17-19)

	Pangonogramme	TDM	Δ TDM vs pangonogramme	p
Alpha	90,08° [86-95] \pm 2,06	90,72° [88-93] \pm 1,49	0,64° [-5-4] \pm 1,8	p=0,051
Bêta	89° [87-92] \pm 1,55	89,4° [87-92] \pm 1,41	0,4° [-2-4] \pm 1,47	p=0,2
Pente tibiale	86,32° [77-93] \pm 3,98	87,68° [85-91] \pm 1,63	1,36° [-6- 8] \pm 3,53	p=0 ,08
Flexion Fémorale	88,8° [80 ; 101] \pm 4,43	92,2° [85-97] \pm 2,72	3,4° [-11-16] \pm 6,54	p<0,05
HKA	177,8° [172-184] \pm 2,16	178,5° [175-183] \pm 1,64	0,72° [-3 – 5] \pm 1,77	p=0,05

Tableau 4: Concordance des mesures TDM et Pangonogramme.

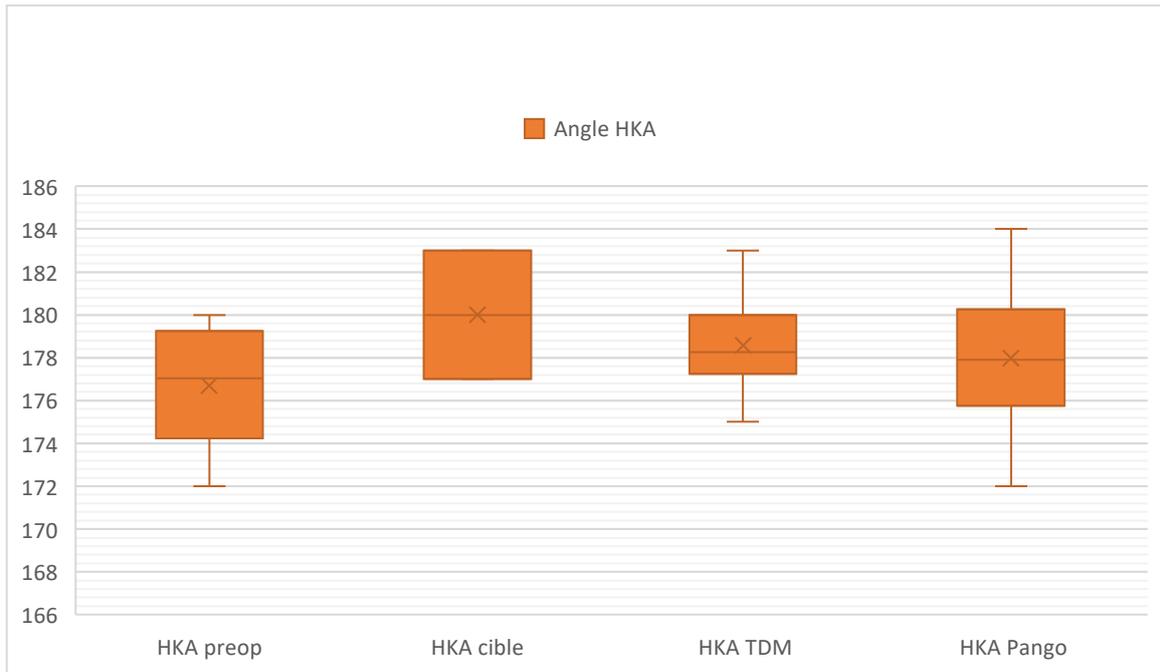


Figure 17 : Objectifs d'alignements mécanique $180^{\circ} \pm 3^{\circ}$.

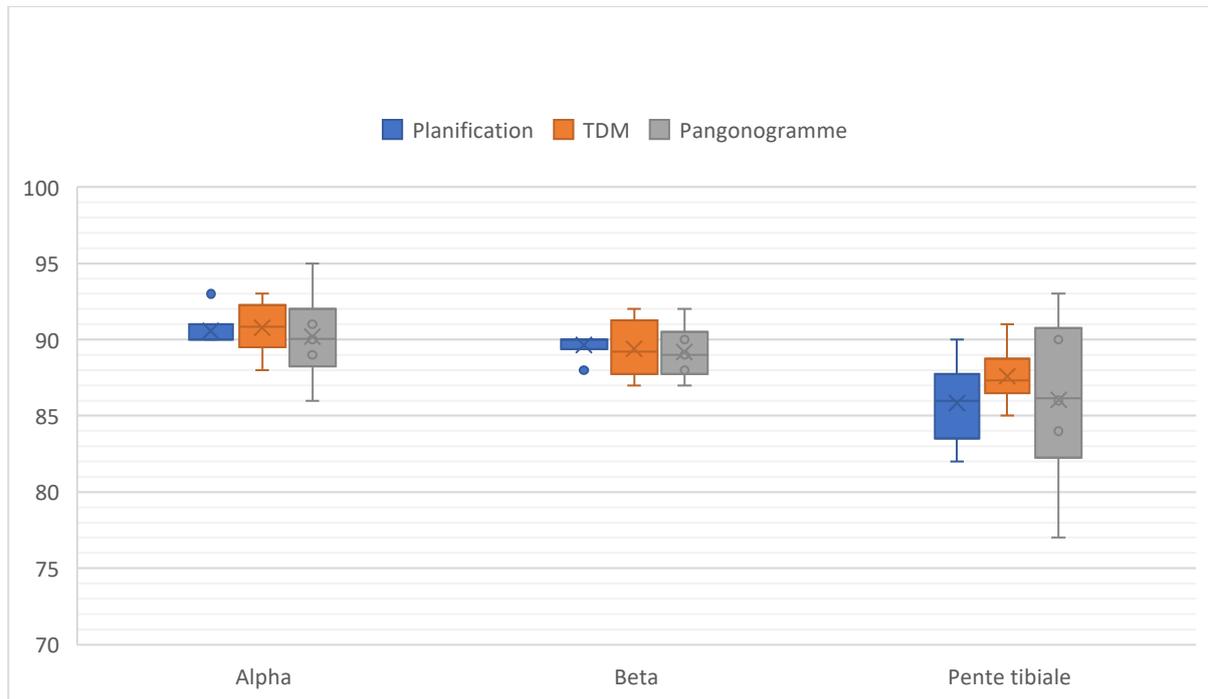


Figure 18 : Objectifs de positionnements des implants sur le plan frontal et sagittal (comparaison de la planification 3D avec les mesures obtenues par 3D et 2D).

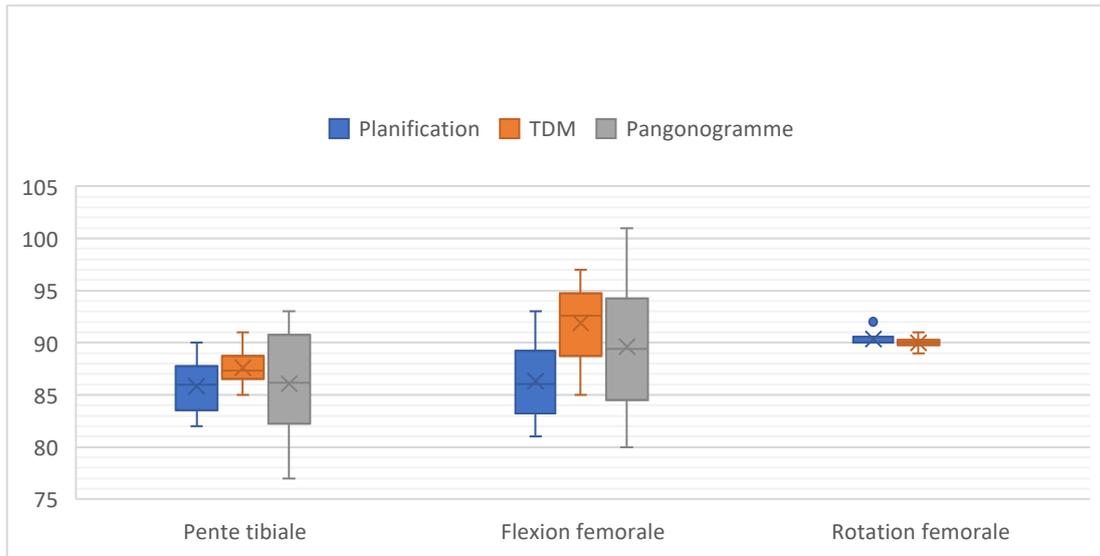


Figure 19 : Objectifs de positionnements des implants sur le plan sagittal et axial (Comparaison de la planification avec les mesures obtenues par imagerie 3D et 2D).

B. Reproductibilité chirurgicale

Aucune prothèse n'a nécessité de recours à une instrumentation conventionnelle. 100% des tailles planifiées pour les composants fémoral et tibial correspondaient à la planification (figure 20).

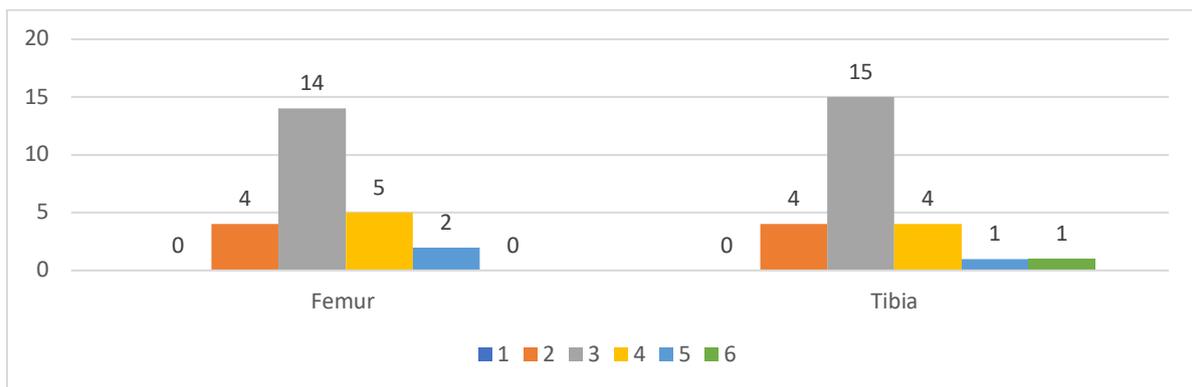


Figure 20 : Répartition de la taille des implants utilisés (ordonné : fréquence, abscisse : taille de l'implant utilisé).

L'épaisseur du polyéthylène était de 10 mm dans 72% des cas (18/25), 11mm dans 16% (4/25) et 12 mm dans 12% des cas (3/25). Son changement était lié à une laxité peropératoire (figure 21).

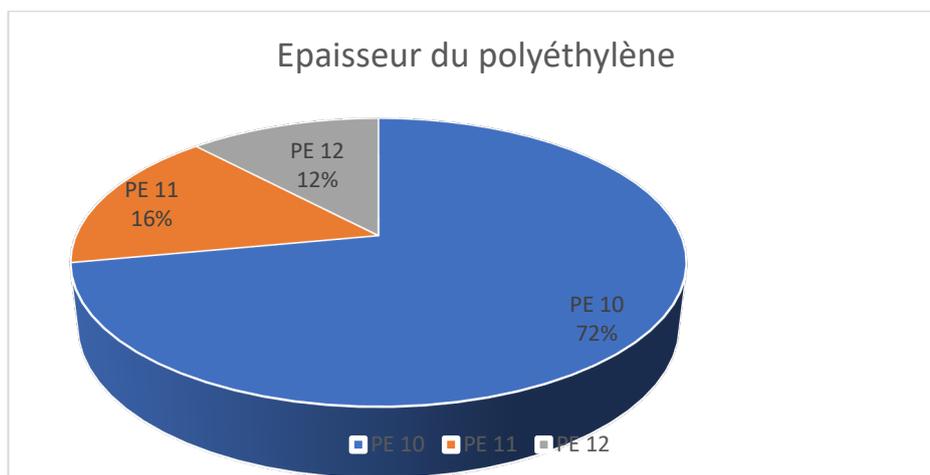


Figure 21 : Polyéthylène, nombre et taille des épaisseurs utilisées.

Les interventions ont duré en moyenne 107,28 minutes [56 à 151] ± 29,89 minutes. L'évaluation statistique ne retrouvait pas de différence significative entre la première intervention et la dernière (Figure 22).

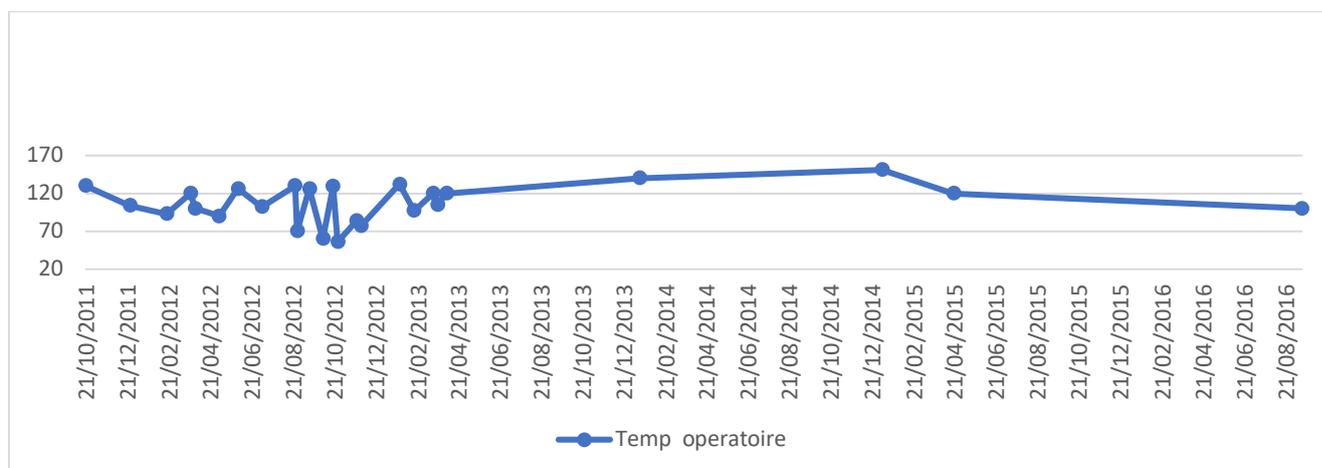


Figure 22 : Évolution des durées opératoires. (Abscisse : Date opératoire, ordonné : Durée opératoire).

C. Évaluations des résultats fonctionnels et cliniques

1) Scores fonctionnels recul moyen à 80,72 mois

La comparaison des scores cliniques en préopératoire avec ceux à 5 ans retrouve une différence significative, qu'on retrouve également lors de la comparaison des résultats des scores en préopératoire avec ceux à 1 an. Cette différence significative témoigne d'une nette amélioration au cours du suivi des résultats fonctionnels (Tableau 5).

	Préopératoire	1 an	5 ans	Δ Préopératoire vs 5ans	p	Δ 1 an vs 5 ans	p
Oxford	19,56 [9-30] ± 5,38	38,96 [27-48] ± 6,55	39 [15-48] ± 9,1	19,4 [-9 - +38] ± 10,77	p<0,001	0,04 [-17-14] ± 7,82	p=0,9
IKS Douleur	31,36 [10-50] ± 10,06	88,6 [50-100] ± 17,29	90 [40-100] ± 17,5	58,64 [5-80] ± 17,72	p<0,001	51,04 [8-73] ± 15,76	p<0,001
IKS Fonction	29,8 [15-50] ± 10,94	90 [60-100] ± 13,84	92,28 [60-100] ± 12,17	62,48 [10-85] ± 18,58	p<0,001	53,32 [28-73] ± 11,14	p<0,001
HSS	57,76 [41-74] ± 8,17	-	83,84 [61-95] ± 9,95	26,08 [-2- +49] ± 11,86	p<0,001	-	-

Tableau 5: Scores fonctionnels préopératoires, à 1 an et 5 ans

2) Évaluations cliniques

Les mobilités à plus de 5 ans de recul ont permis de retrouver 48% des genoux avec une flexion à 130°, 8% à 125°, 32% à 120° et 12% à 110°. Dans 80% des cas, l'extension était complète, 16% avait un flessum de 5°, et 4% un flessum de 10°. On note une nette amélioration de la flexion statistiquement significative lorsque l'on compare les mobilités préopératoires à celles à 5 ans de recul (Tableau 6). A l'inverse la comparaison des mobilités préopératoires avec celles à 1 an ne retrouve pas d'amélioration significative en flexion ($p=0,75$). Les patients de cette série ont continué d'améliorer leurs mobilités en flexion au-delà d'un an post opératoire. En extension, l'évolution est différente, les résultats étaient définitifs dès 1 an de recul. 100% des genoux étaient stables cliniquement en varus et valgus forcée.

Mobilités	Préopératoire (=0)	1 an	5 ans	$\Delta 0$ vs 1 an	$\Delta 0$ vs 5 ans	$\Delta 1$ an vs 5 ans
Flexion	118,6 [100-130] \pm 9,74	118,2 [90-130] \pm 10,19	124 [110-130] \pm 6,92	$p=0,75$	$p<0,05$	$p<0,05$
Flessum	5 [0- 10]	0 [0- 0]	0 [0-0]	$p<0,001$	$p<0,001$	$p=0,75$

Tableau 6 : Mobilités préopératoires, à 1 an et 5 ans.

3) Satisfaction au long cours

84% des patients étaient satisfaits du résultat clinique. 28% des patients avaient un genou oublié. Pour 68% (17 patients), l'objectif de l'intervention était la suppression des douleurs. Pour 20% (5 patients), l'objectif était de retrouver une marche satisfaisante et 12% d'entre eux (3 patients), voulaient pouvoir reprendre leur activité habituelle. 84% des patients (20 patients) avaient leur objectif réalisé. 95,24% avaient leurs attentes obtenues.

II. Complications postopératoires

Deux genoux ont dû bénéficier d'une mobilisation sous anesthésie générale pour cause de raideur post opératoire à 1 mois. Deux genoux ont été repris chirurgicalement pour drainage d'hématome à J3 post opératoire. Aucun patient n'a dû être repris chirurgicalement pour cause de descellement ou d'infection de prothèse au cours du suivi (figure 23).

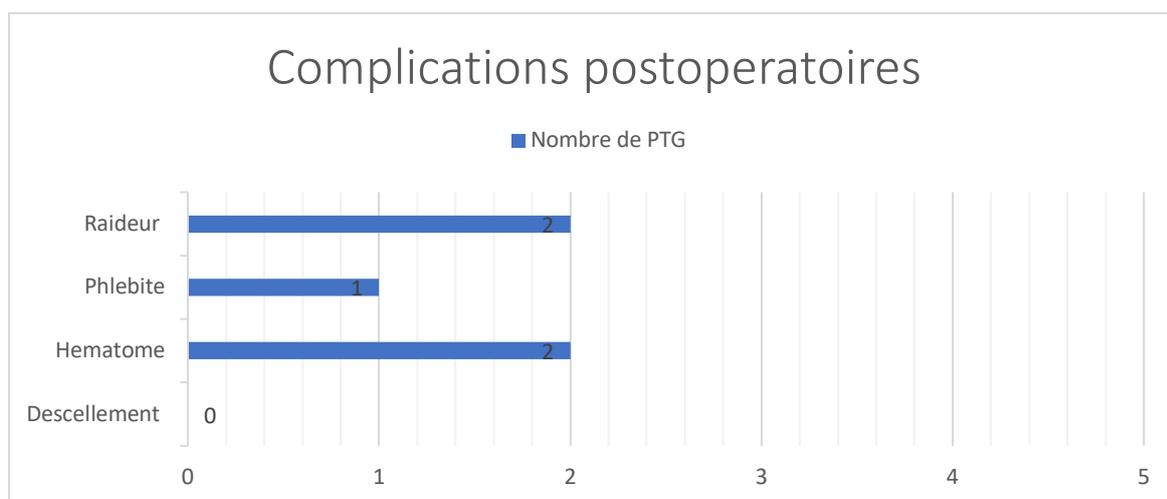


Figure 23 : Complications postopératoires (Abscisse : type de complication, ordonné : nombre de PTG)

Discussion

I. Reproductibilité radiographique

A. Planification et contrôle par imagerie 3D (Scanner)

Notre étude a permis de contrôler et confirmer la reproductibilité opératoire des guides de coupe sur mesure. Notre série retrouve des résultats similaires à ceux présents dans la littérature concernant l'alignement et le positionnement des implants pour des prothèses mises en place à l'aide d'une instrumentation personnalisée (Tableau 7).

	<i>n</i>	Laboratoire	Technique de pose	Imagerie	HKA	Alpha	Bêta	Pente Tibiale	Flexion fémorale	Rotation fémorale
Notre Série	25	Symbios FIRST	GCP	TDM	92%	100%	100%	76%	40%	100%
Lustig et al (16)	60	Visionnaire	GCP	Contrôle par Navigation		94,8%	86,2%	80,7%	65,4%	77,2%
Franceschi et al(28)	107	SYMBIOS	GCP	Matching TDM		94%	93%	70%	71%	88%
Pauznberger et al (29)	99	Next gen LPS-Flex	GCP	Pangonogramme et TDM	89,9%	86,1%	87,1%	93,7%	87,8%	96,8%
Pauznberger et al (29)	102	Triathlon	IC		74,2%	69,7%	77,6%	89,8%	82,8%	60,8%
Kim et al (30)	27	PSI	GCP	TDM		92,6%	88,1%	77,8%	88,1%	85,1%
Michaut et al (31)	70	SAL	Navigation	TDM et pangonogramme	85%					77%
Chauhan et al (32)	35		Navigation	TDM		100%	100%	100%	89%	92%
Roh et al (33)	50	Signature	GCP	IRM et TDM		95%	100%	95%	90%	90%

Tableau 7 : Comparaison des séries contrôlées par un scanner en postopératoire.

Sariali et al, (34) ont comparé des résultats radiographiques obtenues par imagerie 3D d'une instrumentation conventionnelle et d'une instrumentation personnalisée. Ils retrouvaient dans le groupe GCP un taux d'outliers de 5% pour l'angle HKA, mais un meilleur positionnement de l'implant tibial sur plan frontal et sagittal en comparaison au groupe conventionnel. Ils ne retrouvaient pas de différence significative sur le positionnement de l'implant fémoral entre les deux groupes.

Franceschi et al (28) ont montré dans leur série une reproductibilité satisfaisante sur le plan frontal évaluée à 94% pour la coupe fémorale distale et 93% pour la coupe tibiale proximale. Les résultats étaient plus limités sur le plan sagittal, la pente tibiale était reproductible à 70% et 71% pour la flexion fémorale.

Ces résultats, sur le plan frontal et sagittal sont similaires aux nôtres. Plusieurs études traitent de ce défaut de reproductibilité sur le plan sagittal (15,16,19,20,28,35–37).

Victor et al (20), ont comparé les résultats radiographiques entre une IP et une IC. Les PTG mises en place à l'aide d'une IP étaient contrôlées en peropératoire par une CAO. Dans le groupe IP, on retrouvait une imprécision plus importante des coupes fémorale et tibiale sur le plan sagittal (reproductibilité à 48% pour la flexion fémorale et à 79% pour la pente tibiale).

Schlatterer et al (37) dans leur étude apportent plusieurs explications pour ce défaut de reproductibilité plus fréquent sur le plan sagittal. Le débattement de la lame de scie lors de la réalisation des coupes associées à une malposition, ou instabilité des GCP augmenterait le taux d'imprécisions sur le plan sagittal. La malposition ou l'instabilité des GCP pourraient être liées à un mauvais positionnement des guides de coupes sur les zones d'appui du tibia et du fémur suite à un défaut d'acquisition 3D en l'absence de visualisation des cartilages résiduels.

Une planification par une imagerie 3D de type IRM est alors une option intéressante. Cet examen est non irradiant pour le patient, et plus performant dans la visualisation des cartilages et des tissus mous (38). Il en résulte une meilleure modélisation 3D des guides incorporant un moulage morphologique plus précis des zones d'appui. Cette performance accrue limiterait le risque d'erreur humaine liée au positionnement du guide qui permettrait la réalisation des coupes dans des meilleures conditions. Les guides de coupes sur mesure utilisant une planification 3D par IRM auraient donc une précision accrue grâce à une meilleure modélisation (39–48).

Wu et al (45), ont réalisé un recueil d'études comparatives et prospectives sur des GCP utilisant une imagerie par IRM ou TDM. L'analyse retrouvait plus de outliers sur le plan frontal dans les groupes utilisant le scanner et plus de modifications des tailles d'implants tibiaux.

Sur le plan Axial, nos résultats sont concordants avec ceux de la littérature. Les guides de coupes sur mesures ont une excellente reproductibilité (28,35,49,50).

Chotanaphuti et al (49) ont comparé deux groupes ayant bénéficiés d'une instrumentation personnalisée et conventionnelle. Les résultats radiographiques retrouvaient dans le groupe GCP, la rotation fémorale était plus précise que dans le groupe IC ($1.0^\circ \pm 0.6^\circ$ versus $1.6^\circ \pm 1.8^\circ$ $p < 0,001$)

Les GCP apparaissent donc plus performants sur le plan axial et frontal que sur le plan sagittal. Les GCP ont des résultats radiographiques supérieurs à une PTG mise en place à l'aide d'une instrumentation conventionnelle (51) et similaires à ceux utilisant une CAO (52) (tableau 7,8). L'instrumentation personnalisée a vu ses performances être optimisées du fait de l'amélioration de leurs designs depuis la réalisation de notre série. Notre étude utilisait des GCP de première génération plus limités en comparaison aux model plus récent.

B. Contrôle par imagerie 2D (pangonogramme en charge)

L'accès au pangonogramme en charge est plus rapide et moins irradiant pour le patient. La planification et l'évaluation d'une prothèse de genou sont classiquement réalisées par une imagerie 2D (25,53,54). Nous avons comparé nos résultats avec plusieurs séries de la littérature. Les PTG sur mesure étaient contrôlées en postopératoire par un pangonogramme en charge. Les résultats sont exposés tableau 8.

	<i>n</i>	Laboratoire	Technique de pose	Imagerie	HKA	Alpha	Bêta	Pente Tibiale	Flexion fémorale
Notre Série	25	Symbios FIRST	GCP	Pangonogramme	76%	92%	100%	64%	60%%
Chareancholvanich et al (14)	40	ZIMMER	GCP	CT-Scout view	97,5%	100%	100%		
Schlatterer et al (37)	50	Signature	GCP	Pangonogramme	88%				70%
Stronach et al (19)	54	Vanguard	GCP	Pangonogramme	60%	79%	62%	38%	40%
Stronach et al (19)	62	Vanguard	IC	Pangonogramme	52%	77%	73%	61%	56%
Jeon et al (55)	84		CAO	Pangonogramme	89,3%	91,7%	88,1%	79,8%	96,4%
Jeon et al (55)	79		IC	Pangonogramme	83,5%	88,6%	88,6%	84,8%	93,7%

Tableau 8 : Résultats des séries contrôlées par imagerie 2D.

La reproductibilité des mesures sur le plan frontal lors d'une planification préopératoire ou contrôle postopératoire a été démontrée sur pangonogramme en charge numérique (56–59). La majoration des échecs radiologiques après lecture 2D est liée à plusieurs facteurs. L'imagerie 2D ne tient pas compte de la torsion du squelette jambier, modifiant la précision des mesures (60). Le choix des points de repère anatomique peut être aussi source d'erreur (61). L'évaluation scanner suit un axe anatomique long pour évaluer la pente tibiale ou la flexion fémorale alors que l'imagerie 2D utilise un axe anatomique court ne tenant pas compte d'une déformation plus distale ou d'une courbure localisée pouvant modifier la mesure. (37,60)

C. Concordance des mesures 2D et 3D

Dans notre étude, l'évaluation statistique a mis en évidence une différence significative uniquement pour la flexion fémorale. Témoinant d'une bonne concordance entre le scanner et la radiographie, malgré une augmentation du taux d'outliers pour certaines mesures au passage à l'imagerie 2D (Alpha, pente tibiale et HKA).

Sorin et al (59) ont montré dans leur étude, en comparant les mesures des planifications préopératoires de PTG obtenues par imagerie 2D et 3D, une bonne concordance des angles alpha, beta et HKA. La pente tibiale était plus difficile d'interprétation.

L'évaluation 2D numérique est globalement moins précise que le scanner mais possède des très bons arguments pour continuer son utilisation dans la pratique courante (62). L'évaluation sur le plan frontal est fiable pour effectuer des contrôles

post opératoires ou même une planification préopératoire, bien que l'imagerie 3D ait prouvé sa supériorité (53,54,57,62,63).

II. Reproductibilité chirurgicale

A. Concordance du choix des implants

La planification 3D est un outil performant pour la prévision des tailles d'implants (63). Aucun des implants fémoral ou tibial n'a dû être modifié au cours des interventions. Chez certains patients de notre étude, l'épaisseur du polyéthylène a été augmentée pour cause d'instabilité per opératoire (28% des cas).

B. Équilibrage ligamentaire et choix du polyéthylène.

La tension ligamentaire fait partie des limites de l'instrumentation personnalisée. L'imagerie 3D n'évalue pas l'état ligamentaire du genou au cours de la planification. Cette technique de pose utilise le principe des coupes dépendantes. En théorie, aucun geste ligamentaire n'est nécessaire, ce sont les coupes osseuses planifiées qui permettront l'équilibrage ligamentaire du genou en flexion et extension (64). La modification de l'épaisseur du polyéthylène est la conséquence directe d'une mauvaise tension ligamentaire une fois les coupes obtenues (65–68).

Dans notre étude, aucun des patients analysés ne présentait une déformation majeure ($177,1^\circ$ [172 ;184]), ni de laxité importante en préopératoire. Des gestes de relâchement et, ou de retentes ligamentaires sont obligatoires dans le cas des déformations intra articulaires supérieures à 10° , étant donné la rétraction au sein de la concavité et la distension dans la convexité des parties molles (69,70). Dans ce contexte on pourrait craindre une augmentation des risques d'échec fonctionnel par malposition des implants ou une laxité postopératoire résiduelle. Notre étude

n'incorporant pas de déformation supérieure à 10°, nous ne pouvons donc pas conclure sur ce sujet (71).

C. Courbe de progression.

Chinnappa et al (72) ont montré dans leur étude que pour des chirurgiens expérimentés, les guides de coupes sur mesure ont une courbe d'apprentissage qui peut se refléter sur la durée opératoire mais pas sur l'alignement global de la prothèse. Dans leur étude, Il existait une légère amélioration de la durée opératoire, 85 minutes pour les 30 premières et 78 minutes pour les 56 dernières interventions. Aucune différence significative était retrouvée sur l'alignement postopératoire des PTG entre les deux groupes.

Dans notre cas, nos résultats ne retrouvent pas d'amélioration significative de la durée opératoire. L'hypothèse expliquant ce résultat est que l'expérience du chirurgien, déjà importante dans notre série, a joué un rôle sur la stabilité du temps opératoire.

III. Résultats Clinique

A. Alignement mécanique

Les résultats fonctionnels de notre étude sont comparables à ceux utilisant une instrumentation conventionnelle ou une navigation (73–78). L'alignement mécanique est, à ce jour, le gold standard. Certaines études affirment le contraire, au vu des bons résultats fonctionnels mais insuffisants en comparaison des prothèses totales de

hanche. En conséquence, Il existe un intérêt croissant au changement de méthode d'alignement.

L'alignement cinématique est une technique de resurfaçage de genou reposant sur les travaux réalisés par Howell (4,79). Le principe est de restaurer l'alignement pré-arthrosique en corrigeant l'usure des surfaces articulaires, sans réaliser de gestes sur les parties molles. L'absence d'équilibrage ligamentaire et de coupe osseuse orthogonale peut produire un alignement des membres en valgus ou varus, dans certains cas supérieurs à 3°. Cette technique a gagné en popularité depuis que certains travaux mettent en doute l'obligation de positionner les implants dans des bornes à $\pm 3^\circ$ pour une survie optimale des implants (80–82).

Matsuda et al (83), ont montré une corrélation négative entre un alignement du membre en varus et le taux de satisfaction.

Luo et al (84) ont réalisé une méta-analyse comparant les résultats fonctionnels entre l'alignement cinématique et mécanique à l'aide des scores KOOS, KSS et Euroqual. Leur étude retrouve une absence de supériorité fonctionnelle de l'alignement cinématique. Les résultats ne retrouvaient aucune différence significative entre les scores fonctionnels.

L'intérêt de cette technique d'alignement devrait reposer sur une nette amélioration du taux de satisfaction à distance de la chirurgie, or les résultats actuels de la littérature ne concluent pas à une supériorité de cette méthode (76,77,84,85). L'alignement mécanique reste alors la méthode de choix au vu des bons résultats à distance connus

dans la littérature. Elle offre des résultats cliniques satisfaisants ainsi qu'une survie optimale des implants (82,86,87).

B. Satisfaction au long cours

La satisfaction au long cours est donc d'origine plurifactorielle (83,88).

Bonnin et al (89) ont montré l'importance du degré de douleur résiduelle, des attentes du patient et des résultats fonctionnels pour obtenir une satisfaction importante au long cours. Nos résultats suggèrent que l'instrumentation personnalisée permet à la fois de simplifier et d'améliorer la pose d'une PTG. Les résultats fonctionnels sont les mêmes que ceux utilisant une autre méthode. Les guides de coupes ne permettent pas d'obtenir un genou oublié de manière systématique (73).

IV. Limites de l'étude

Cette étude portait sur un groupe de petite taille, nous limitant dans l'évaluation d'une corrélation entre des résultats fonctionnels satisfaisants et un axe mécanique neutre. Nous n'avons pas de groupe témoins (instrumentation conventionnelle, alignement cinématique ou la navigation), nous limitant pour conclure à une supériorité d'une des techniques de pose ou d'alignement. Nous possédons un nombre important de genoux non analysés en l'absence d'imagerie 3D post opératoire. Les patients inclus dans notre étude n'ont pas bénéficié de clichés en stress en post opératoire (varus et valgus

forcés) au vu d'une absence de signe fonctionnel clinique, nécessitant une irradiation supplémentaire.

Conclusion

La planification 3D permet une bonne estimation de la taille des implants ainsi qu'une reproductibilité postopératoire satisfaisante sur le plan frontal et axial. Nos résultats retrouvent un taux d'outliers plus important lors du contrôle par imagerie 2D notamment sur plan sagittal. L'imagerie 3D est plus performante dans l'évaluation postopératoire des prothèses totales de genou, notamment sur le plan axial. Nos résultats fonctionnels étaient similaires aux autres techniques d'alignement ou de pose, mais les guides de coupes sur mesure restent une option fiable pour la pose d'une PTG sans permettre pour autant l'obtention d'un genou oublié.

Références

1. Eymard F, Charles-Nelson A, Katsahian S, Chevalier X, Bercovy M. Le concept de « genou oublié » après prothèse totale du genou : étude pragmatique d'une cohorte monocentrique. *Revue du Rhumatisme*. 1 mai 2016;83(3):209-12.
2. Abdel M, Oussedik S, Rivière C, Ollivier M. Alignement dans les prothèses totales de genou. In: Lustig S, Parratte S, éditeurs. *Prothèses Totales de Genou* [Internet]. Paris: Elsevier Masson; 2016 [cité 27 mars 2020]. p. 99-105.
3. Bae DK, Song SJ. Computer Assisted Navigation in Knee Arthroplasty. *Clin Orthop Surg*. déc 2011;3(4):259-67.
4. Rivière C, Iranpour F, Auvinet E, Howell SM, Vendittoli PA, Cobb J, et al. Options d'alignement en arthroplastie totale du genou : une revue systématique. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique*. 1 nov 2017;103(7):751-61.
5. Rivière C, Dhaif F, Shah H, Ali A, Auvinet E, Aframian A, et al. L'alignement cinématique des prothèses totales de genou ne restaure pas l'anatomie native de la trochlée. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique*. 1 nov 2018;104(7):673-85.
6. Nam D. 13 - Patient-specific instrumentation (PSI) in total knee arthroplasty (TKA). In: Affatato S, éditeur. *Surgical Techniques in Total Knee Arthroplasty and Alternative Procedures* [Internet]. Oxford: Woodhead Publishing; 2015 [cité 26 avr 2020]. p. 207-27.
7. Vaillant T, Steelandt J, Cordonnier A-L, Haghghat S, Anract P, Paubel P, et al. Revue des guides personnalisés à usage unique dans les prothèses totales de genou. *Annales Pharmaceutiques Françaises*. 1 mai 2018;76(3):228-34.
8. Sharkey PF, Hozack WJ, Rothman RH, Shastri S, Jacoby SM. Insall Award paper. Why are total knee arthroplasties failing today? *Clin Orthop Relat Res*. nov 2002;(404):7-13.
9. Parratte S, Chouteau J. Principes et place des guides de coupe sur mesure dans les PTG. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique*. 1 sept 2011;97(5, Supplement 1):H3-5.
10. Slevin O, Hirschmann A, Schiapparelli FF, Amsler F, Huegeli RW, Hirschmann MT. Neutral alignment leads to higher knee society scores after total knee arthroplasty in preoperatively non-varus patients: a prospective clinical study using 3D-CT. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. juin 2018;26(6):1602-9.
11. Galaud B, Beaufile P, Michaut M, Abadie P, Fallet L, Boisrenoult P. Torsion distale fémorale du genou : comparaison de la mesure par tomodensitométrie et par navigation peropératoire au cours des arthroplasties totales de genou: À propos de 70 cas. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur*. 1 oct 2008;94(6):573-9.

12. Blanc G, Parratte S, Ollivier M, Girerd D, Boussemart T, Flecher X, et al. Les guides de coupe sur mesure sont-ils utiles dans les PTG ? Résultats d'une étude prospective comparative incluant une analyse radiographique, tomodensitométrie et clinique avec analyse de la marche. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique*. 1 nov 2013;99(7, Supplement):S357.
13. Boulezaz S, Casabianca L, Chevret S, Hamadouche M, Anract P, Biau D. Méta-analyse cumulative Bayésienne sur l'intérêt des guides de coupes sur mesure dans les arthroplasties par prothèse totale de genou. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique*. 1 nov 2016;102(7, Supplement):S81-2.
14. Chareancholvanich K, Narkbunnam R, Pornrattanamaneewong C. A prospective randomised controlled study of patient-specific cutting guides compared with conventional instrumentation in total knee replacement. *The Bone & Joint Journal*. 1 mars 2013;95-B(3):354-9.
15. Conteduca F, Iorio R, Mazza D, Caperna L, Bolle G, Argento G, et al. Evaluation of the accuracy of a patient-specific instrumentation by navigation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. oct 2013;21(10):2194-9.
16. Lustig S, Scholes CJ, Oussedik SI, Kinzel V, Coolican MRJ, Parker DA. Unsatisfactory Accuracy as Determined by Computer Navigation of VISIONAIRE Patient-Specific Instrumentation for Total Knee Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*. 1 mars 2013;28(3):469-73.
17. Jiang J, Kang X, Lin Q, Teng Y, An L, Ma J, et al. Accuracy of patient-specific instrumentation compared with conventional instrumentation in total knee arthroplasty. *Orthopedics*. avr 2015;38(4):e305-313.
18. Nam D, Maher PA, Rebolledo BJ, Nawabi DH, McLawhorn AS, Pearle AD. Patient specific cutting guides versus an imageless, computer-assisted surgery system in total knee arthroplasty. *The Knee*. 1 août 2013;20(4):263-7.
19. Stronach BM, Pelt CE, Erickson JA, Peters CL. Patient-Specific Instrumentation in Total Knee Arthroplasty Provides No Improvement in Component Alignment. *The Journal of Arthroplasty*. 1 sept 2014;29(9):1705-8.
20. Victor JMK, Dujardin J, Vandenneucker H, Arnout N, Bellemans J. Patient-specific Guides Do Not Improve Accuracy in Total Knee Arthroplasty: A Prospective Randomized Controlled Trial. *Clinical orthopaedics and related research*. 2013;
21. Silva AN, Tay YWA, Si Heng ST, Foo SSL, Pang HN, Keng Jin DT, et al. CT-based TruMatch® Personal Solutions for knee replacement Surgery ... Does it really match? *Journal of Orthopaedics*. 1 mai 2020;19:17-20.
22. Jenny J-Y, Diesinger Y. Validation of a French version of the Oxford knee questionnaire. *Orthop Traumatol Surg Res*. mai 2011;97(3):267-71.

23. 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.* août 2007;89(8):1010-4.
24. Debette C, Parratte S, Maucort-Boulch D, Blanc G, Pauly V, Lustig S, et al. Adaptation française du nouveau score de la Knee Society dans l'arthroplastie de genou. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique.* 1 sept 2014;100(5):387-91.
25. Ewald FC. The Knee Society total knee arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring system. *Clin Orthop Relat Res.* nov 1989;(248):9-12.
26. Ameline T, Pineau V, Parienti J-J, Rochcongar G, Hulet C. Évaluation de la satisfaction après PTG – apport du nouveau score IKS. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique.* 1 nov 2015;101(7, Supplement):S140-1.
27. Słupik A, Białoszewski D. Comparative analysis of clinical usefulness of the Staffelstein Score and the Hospital for Special Surgery Knee Score (HSS) for evaluation of early results of total knee arthroplasties. Preliminary report. *Ortop Traumatol Rehabil.* déc 2007;9(6):627-35.
28. Franceschi J-P, Sbihi A. Planification 3D et instrumentation personnalisée (système Knee-Plan®) dans l'arthroplastie totale de genou : évaluation scannographique postopératoire du positionnement des implants. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique.* 1 oct 2014;100(6, Supplement):S128-33.
29. Pauzenberger L, Munz M, Brandl G, Frank JK, Heuberer PR, Laky B, et al. Patient-specific instrumentation improved three-dimensional accuracy in total knee arthroplasty: a comparative radiographic analysis of 1257 total knee arthroplasties. *J Orthop Surg Res [Internet].* 12 déc 2019 [cité 29 avr 2020];14.
30. Kim K, Kim J, Lee D, Lim S, Eom J. The Accuracy of Alignment Determined by Patient-Specific Instrumentation System in Total Knee Arthroplasty. *Knee Surg Relat Res.* mars 2019;31(1):19-24.
31. Michaut M, Beaufils P, Galaud B, Abadie P, Boisrenoult P, Fallet L. Rotation fémorale par navigation sur la base d'un scanner préopératoire dans l'arthroplastie totale de genou : à propos de 70 cas. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur.* 1 oct 2008;94(6):580-4.
32. Chauhan SK, Scott RG, Breidahl W, Beaver RJ. Computer-assisted knee arthroplasty versus a conventional jig-based technique. *The Journal of Bone and Joint Surgery British volume.* 1 avr 2004;86-B(3):372-7.
33. Roh YW, Kim TW, Lee S, Seong SC, Lee MC. Is TKA Using Patient-specific Instruments Comparable to Conventional TKA? A Randomized Controlled Study of One System. *Clin Orthop Relat Res.* 1 déc 2013;471(12):3988-95.

34. Sariali E, Kajetanek C, Moussellard HP. Précision de reconstruction du genou après arthroplastie totale. Étude comparative de guides de coupe sur-mesure basée sur planification tridimensionnelle et des techniques ancillaires conventionnelles. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique*. 1 nov 2014;100(7, Supplement):S282.
35. Franceschi J-P, Sbihi A, Leclercq V. Précision de la reconstruction du genou avec planification préopératoire tridimensionnelle personnalisée et guides de coupe sur mesure d'une PTG. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique*. 1 nov 2012;98(7, Supplement):S338-9.
36. De Vloo R, Pellikaan P, Dhollander A, Vander Sloten J. Three-dimensional analysis of accuracy of component positioning in total knee arthroplasty with patient specific and conventional instruments: A randomized controlled trial. *The Knee*. 1 déc 2017;24(6):1469-77.
37. Schlatterer B, Linares J-M, Cazal J, Merloz P, Plaweski S. Évaluation de la pente tibiale avec les guides personnalisés dans l'arthroplastie totale de genou : étude préliminaire de 50cas. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique*. 1 oct 2015;101(6, Supplement):S59-65.
38. Roemer FW, Crema MD, Trattinig S, Guermazi A. Advances in imaging of osteoarthritis and cartilage. *Radiology*. août 2011;260(2):332-54.
39. Silva A, Pinto E, Sampaio R. Rotational alignment in patient-specific instrumentation in TKA: MRI or CT? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. nov 2016;24(11):3648-52.
40. An VVG, Sivakumar BS, Phan K, Levy YD, Bruce WJM. Accuracy of MRI-based vs. CT-based patient-specific instrumentation in total knee arthroplasty: A meta-analysis. *Journal of Orthopaedic Science*. 1 janv 2017;22(1):116-20.
41. Ensini A, Timoncini A, Cenni F, Belvedere C, Fusai F, Leardini A, et al. Intra- and post-operative accuracy assessments of two different patient-specific instrumentation systems for total knee replacement. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. mars 2014;22(3):621-9.
42. Frye BM, Najim AA, Adams JB, Berend KR, Lombardi AV. MRI is more accurate than CT for patient-specific total knee arthroplasty. *The Knee*. 1 déc 2015;22(6):609-12.
43. Ollivier M, Stelzlen C, Boisrenoult P, Pujol N, Beaufils P. Reproductibilité insuffisante de la mesure IRM de la torsion épiphysaire distale fémorale. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique*. 1 déc 2015;101(8):637-40.
44. Schotanus MGM, Thijs E, Heijmans M, Vos R, Kort NP. Favourable alignment outcomes with MRI-based patient-specific instruments in total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 1 sept 2018;26(9):2659-68.

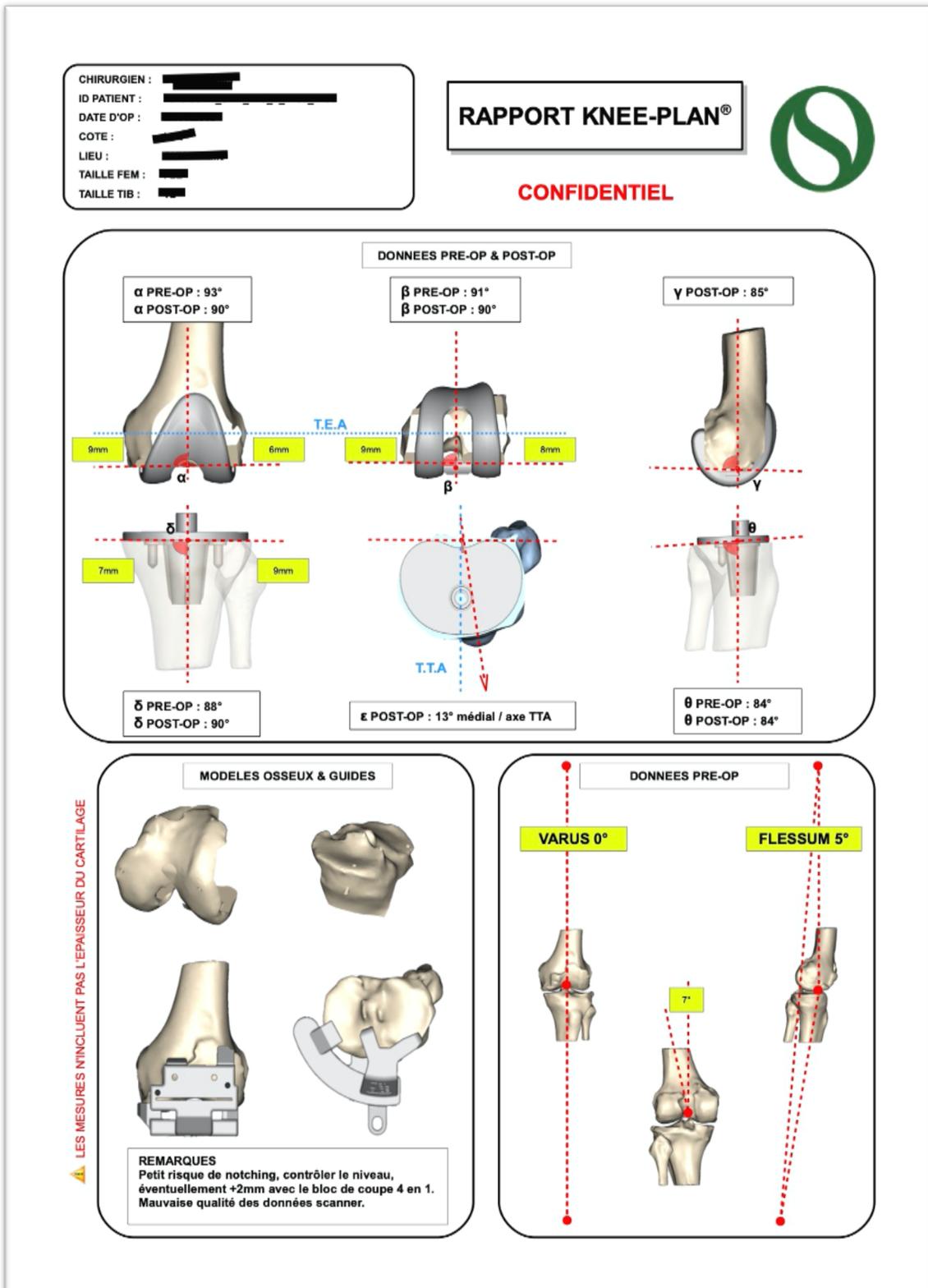
45. Wu X-D, Xiang B-Y, Schotanus MGM, Liu Z-H, Chen Y, Huang W. CT- versus MRI-based patient-specific instrumentation for total knee arthroplasty: A systematic review and meta-analysis. *The Surgeon*. 1 déc 2017;15(6):336-48.
46. Asada S, Mori S, Matsushita T, Nakagawa K, Tsukamoto I, Akagi M. Comparison of MRI- and CT-based patient-specific guides for total knee arthroplasty. *The Knee*. 1 déc 2014;21(6):1238-43.
47. Li Z, Yang Z, Liao W, Wang W, Zou Y, Pan Y, et al. Fewer femoral rotational outliers produced with CT- than with MRI-based patient-specific instrumentation in total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 21 août 2019;
48. Pfitzner T, Abdel MP, von Roth P, Perka C, Hommel H. Small improvements in mechanical axis alignment achieved with MRI versus CT-based patient-specific instruments in TKA: a randomized clinical trial. *Clin Orthop Relat Res*. oct 2014;472(10):2913-22.
49. Chotanaphuti T, Wangwittayakul V, Khuangsirikul S, Foojareonyos T. The accuracy of component alignment in custom cutting blocks compared with conventional total knee arthroplasty instrumentation: Prospective control trial. *The Knee*. 1 janv 2014;21(1):185-8.
50. Mannan A, Smith TO. Favourable rotational alignment outcomes in PSI knee arthroplasty: A Level 1 systematic review and meta-analysis. *Knee*. mars 2016;23(2):186-90.
51. Sariali E, Kajetanek C, Catonné Y. Comparison of custom cutting guides based on three-dimensional computerized CT-scan planning and a conventional ancillary system based on two-dimensional planning in total knee arthroplasty: a randomized controlled trial. *Int Orthop*. 2019;43(11):2529-38.
52. MacDessi SJ, Jang B, Harris IA, Wheatley E, Bryant C, Chen DB. A comparison of alignment using patient specific guides, computer navigation and conventional instrumentation in total knee arthroplasty. *The Knee*. 1 mars 2014;21(2):406-9.
53. Ueyama H, Minoda Y, Sugama R, Ohta Y, Yamamura K, Nakamura S, et al. Two-dimensional measurement misidentifies alignment outliers in total knee arthroplasty: a comparison of two- and three-dimensional measurements. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. mai 2019;27(5):1497-503.
54. Gbejuade HO, White P, Hassaballa M, Porteous AJ, Robinson JR, Murray JR. Do long leg supine CT scanograms correlate with weight-bearing full-length radiographs to measure lower limb coronal alignment? *The Knee*. 1 mars 2014;21(2):549-52.
55. Jeon S-W, Kim K-I, Song SJ. Robot-Assisted Total Knee Arthroplasty Does Not Improve Long-Term Clinical and Radiologic Outcomes. *The Journal of Arthroplasty*. 1 août 2019;34(8):1656-61.

56. Khakharia S, Bigman D, Fragomen AT, Pavlov H, Rozbruch SR. Comparison of PACS and Hard-copy 51-inch Radiographs for Measuring Leg Length and Deformity. *Clin Orthop Relat Res.* janv 2011;469(1):244-50.
57. Sailer J, Scharitzer M, Peloschek P, Giurea A, Imhof H, Grampp S. Quantification of axial alignment of the lower extremity on conventional and digital total leg radiographs. *Eur Radiol.* janv 2005;15(1):170-3.
58. Marx RG, Grimm P, Lillemoe KA, Robertson CM, Ayeni OR, Lyman S, et al. Reliability of lower extremity alignment measurement using radiographs and PACS. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* oct 2011;19(10):1693-8.
59. 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.* 1 juin 2016;102(4):317-22.
60. Nam D, Williams B, Hirsh J, Johnson SR, Nunley RM, Barrack RL. Planned Bone Resections Using an MRI-Based Custom Cutting Guide System Versus 3-Dimensional, Weight-Bearing Images in Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty.* avr 2015;30(4):567-72.
61. Brazier J, Migaud H, Gougeon F, Cotten A, Fontaine C, Duquennoy A. [Evaluation of methods for radiographic measurement of the tibial slope. A study of 83 healthy knees]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1996;82(3):195-200.
62. Babazadeh S, Dowsey MM, Bingham RJ, Ek ET, Stoney JD, Choong PFM. The long leg radiograph is a reliable method of assessing alignment when compared to computer-assisted navigation and computer tomography. *Knee.* août 2013;20(4):242-9.
63. Ettinger M, Claassen L, Paes P, Calliess T. 2D versus 3D templating in total knee arthroplasty. *Knee.* janv 2016;23(1):149-51.
64. Hutten D, Basselot F, Gicquel T, Common H. Qu'est-ce que l'équilibrage ligamentaire des prothèses totales de genou? In: Lustig S, Parratte S, éditeurs. *Prothèses Totales de Genou* [Internet]. Paris: Elsevier Masson; 2016 [cité 29 avr 2020]. p. 153-62.
65. Marinier ES, Peltier A, Gaillard R, Cheze L, Servien E, Neyret P, et al. Conséquence de la hauteur de la coupe osseuse tibiale sur la laxité du genou dans le plan frontal : étude biomécanique cadavérique. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique.* 1 nov 2017;103(7, Supplement):S27.
66. Wilson CJ, Theodoulou A, Damarell RA, Krishnan J. Knee instability as the primary cause of failure following Total Knee Arthroplasty (TKA): A systematic review on the patient, surgical and implant characteristics of revised TKA patients. *The Knee.* 1 déc 2017;24(6):1271-81.

67. Green CC, Haidukewych GJ. Isolated Polyethylene Insert Exchange for Flexion Instability After Primary Total Knee Arthroplasty Demonstrated Excellent Results in Properly Selected Patients. *J Arthroplasty*. mai 2020;35(5):1328-32.
68. Fehring TK, Baird R, Park B, Della Valle C. When Polyethylene Exchange Is Appropriate for Prosthetic Knee Instability. *J Am Acad Orthop Surg Glob Res Rev*. mai 2019;3(5):e031.
69. Rémy F, Badet R. Prothèse totale de genou sur genu varum : abord «step by step». In: Lustig S, Parratte S, éditeurs. *Prothèses Totales de Genou* [Internet]. Paris: Elsevier Masson; 2016 [cité 1 mai 2020]. p. 201-11.
70. Pasquier G, Putman S. Comment gérer le genu valgum? In: Lustig S, Parratte S, éditeurs. *Prothèses Totales de Genou* [Internet]. Paris: Elsevier Masson; 2016 [cité 29 avr 2020]. p. 213-27.
71. Ritter MA, Davis KE, Davis P, Farris A, Malinzak RA, Berend ME, et al. Preoperative malalignment increases risk of failure after total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 16 janv 2013;95(2):126-31.
72. Chinnappa J, Chen DB, Harris IA, MacDessi SJ. Total knee arthroplasty using patient-specific guides: Is there a learning curve? *The Knee*. 1 déc 2015;22(6):613-7.
73. Nam D, Nunley RM, Berend KR, Lombardi AV, Barrack RL. The impact of custom cutting guides on patient satisfaction and residual symptoms following total knee arthroplasty. *Knee*. janv 2016;23(1):144-8.
74. Young SW, Sullivan NPT, Walker ML, Holland S, Bayan A, Farrington B. No Difference in 5-year Clinical or Radiographic Outcomes Between Kinematic and Mechanical Alignment in TKA: A Randomized Controlled Trial. *Clin Orthop Relat Res*. 3 févr 2020;
75. MacDessi SJ, Griffiths-Jones W, Chen DB, Griffiths-Jones S, Wood JA, Diwan AD, et al. Restoring the constitutional alignment with a restrictive kinematic protocol improves quantitative soft-tissue balance in total knee arthroplasty: a randomized controlled trial. *Bone Joint J*. janv 2020;102-B(1):117-24.
76. McEwen PJ, Dlaska CE, Jovanovic IA, Doma K, Brandon BJ. Computer-Assisted Kinematic and Mechanical Axis Total Knee Arthroplasty: A Prospective Randomized Controlled Trial of Bilateral Simultaneous Surgery. *The Journal of Arthroplasty*. 1 févr 2020;35(2):443-50.
77. Waterson HB, Clement ND, Eyres KS, Mandalia VI, Toms AD. The early outcome of kinematic versus mechanical alignment in total knee arthroplasty. *The Bone & Joint Journal*. 1 oct 2016;98-B(10):1360-8.
78. Dossett HG, Estrada NA, Swartz GJ, LeFevre GW, Kwasman BG. A randomised controlled trial of kinematically and mechanically aligned total knee replacements. *The Bone & Joint Journal*. 1 juill 2014;96-B(7):907-13.

79. Vernace, Howell S. Kinematically Aligned Total Knee Arthroplasty With Patient-Specific Cutting Guides. In 2012. p. 1-15.
80. Rivière C, Vigdorich JM, Vendittoli P-A. L'alignement mécanique en arthroplastie totale de genou : vers la fin d'une ère ! *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique*. 1 nov 2019;105(7):799-802.
81. Argenson J-N, Boisgard S, Parratte S, Descamps S, Bercovy M, Bonnevalle 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*. juin 2013;99(4):385-90.
82. Bonner TJ, Eardley WGP, Patterson P, Gregg PJ. The effect of post-operative mechanical axis alignment on the survival of primary total knee replacements after a follow-up of 15 years. *J Bone Joint Surg Br*. sept 2011;93(9):1217-22.
83. Matsuda S, Kawahara S, Okazaki K, Tashiro Y, Iwamoto Y. Postoperative alignment and ROM affect patient satisfaction after TKA. *Clin Orthop Relat Res*. janv 2013;471(1):127-33.
84. Luo Z, Zhou K, Peng L, Shang Q, Pei F, Zhou Z. Similar results with kinematic and mechanical alignment applied in total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 27 juin 2019.
85. Yeo J-H, Seon J-K, Lee D-H, Song E-K. No difference in outcomes and gait analysis between mechanical and kinematic knee alignment methods using robotic total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 1 avr 2019;27(4):1142-7.
86. Shan L, Shan B, Suzuki A, Nouh F, Saxena A. Intermediate and long-term quality of life after total knee replacement: a systematic review and meta-analysis. *J Bone Joint Surg Am*. 21 janv 2015;97(2):156-68.
87. Fang DM, Ritter MA, Davis KE. Coronal Alignment in Total Knee Arthroplasty: Just How Important is it? *The Journal of Arthroplasty*. 1 sept 2009;24(6, Supplement):39-43.
88. Lustig S, Batailler C, Servien E. Résultats à long terme des prothèses du genou. *Bulletin de l'Académie Nationale de Médecine*. 1 mai 2018;202(5):1071-85.
89. Bonnin MP, Basigliani L, Archbold HAP. What are the factors of residual pain after uncomplicated TKA? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. sept 2011;19(9):1411-7.

Annexes



▲ LES MESURES N'INCLUENT PAS L'ÉPAISSEUR DU CARTILAGE

Annexe 1 : Planification 3D

Score d'Oxford (2) Genou (total / 48)

Nom _____ côté _____ D G
Prénom _____ date consultation / /
Date de Naissance / / recul Post Op (mois)

1/ Comment décririez-vous la douleur que vous ressentez habituellement dans votre genou ?

Nulle Très légère Légère Modérée Sévère

2/ Avez-vous des difficultés pendant la toilette et l'habillage à cause de votre genou ?

Aucune Très légère Légère Importante activité impossible

3/ Avez-vous des difficultés à rentrer ou sortir d'une voiture ou à utiliser les transports en commun à cause de votre genou ?

Aucune Très légère Légère Importante activité impossible

4/ Pendant combien de temps pouvez-vous marcher sans ressentir des douleurs importantes du genou ?

plus de 30 mn
 16 à 30 mn
 5 à 15 mn
 moins de 5 mn
 les douleurs apparaissent immédiatement

5/ Après être resté assis longtemps, avez-vous des douleurs du genou lorsque vous vous relevez ?

Aucune Très légère Légère Importante Insupportable

6/ Est-ce que vous boitez à cause de votre genou ?

Jamais ou rarement Parfois Souvent Le plus souvent Toujours

7/ Pouvez-vous vous accroupir ou vous relever ?

- Facilement
- Avec de petites difficultés
- Avec des difficultés moyennes
- Avec beaucoup de difficultés
- C'est impossible

8/ Avez-vous des douleurs du genou pendant la nuit ?

- Jamais
- Parfois
- Souvent
- Le plus souvent
- Toujours

9/ Est-ce que les douleurs de votre genou gênent vos activités habituelles ?

- Jamais
- Un peu
- Modérément
- Beaucoup
- Les activités sont impossibles

10/ Avez-vous l'impression que votre genou est instable ?

- Jamais
- Parfois
- Souvent
- Le plus souvent
- Toujours

11/ Pouvez-vous faire vos achats vous-même ?

- Facilement
- Avec de petites difficultés
- Avec des difficultés moyennes
- Avec beaucoup de difficultés
- C'est impossible

12/ Pouvez-vous descendre les escaliers ?

- Facilement
- Avec de petites difficultés
- Avec des difficultés moyennes
- Avec beaucoup de difficultés
- C'est impossible

Calcul du score

- 4
 - 3
 - 2
 - 1
 - 0
- (maxi 48 – mini 0)

SCORE IKS 1 (/ 200 pts)

Nom :

SCORE GENOU (/ 100 pts)

Prénom :

1/ Douleur

- 50 = Aucune
 45 = Faible ou rare
 40 = Seulement escaliers
 30 = Marche ou escaliers mais modérée
 20 = Occasionnelle
 10 = Permanente
 0 = Sévère

date Naissance :

date :

côté :

recul (mois):

type prothèse :

2/ Mobilité (1 point pour 5°, maximum 25 pts 125°) :

3/ Stabilité

- Antéro-Post : 10 = <5mm
 5 = 5-10mm
 0 = 10mm

- Frontal : 15 = <5°
 10 = 6° à 9°
 5 = 10° à 14°
 0 = 15°

Déduire du score :

- Défaut d'extension active : -2 = 5-10°
 -5 = 11-15°
 -10 = 16-20°
 -15 = >20°

- Flessum : -5 = < 10°
 -10 = 10-20°
 -15 = >20°

- Axe 0 = 0-5°
 -10 = 5-10°
 -20 = >10°

Total score Genou (/ 100pts) :

SCORE FONCTION (/ 100 pts)

- Marche 50 = illimitée
 40 = >30mn
 30 = 15-30mn
 20 = <15mn
 10 = domicile uniquement
 0 = Impossible
- Escaliers 50 = normal
 40 = Montée Nle , descente difficile
 30 = Montée et Descente difficile
 15 = Mtée diff, descente impossible
 0 = Impossible

Déduire du score

- 5 = 1 canne
 -10 = 2 cannes
 -20 = cannes béquilles ou déambulateur

Total Score Fonction (/100 pts) :

Total IKS (G + F / 200) :

HSS Knee Score

Pain (30 points)	
No pain at any time	30
No pain on walking or at rest	15
Mild pain on walking or at rest	10
Moderate pain on walking or at rest	5
Severe pain on walking or at rest	0
Function (22 points)	
Walking and standing unlimited	22
Walking 5 to 10 blocks and standing for >0.5 hour	10
Walking 1 to 5 blocks and standing for ≤0.5 hour	8
Walking <1 block	4
Cannot walk	0
Climbing stairs	5
Climbing stairs with support	2
Transfer	5
Transfer with support	2
Range of movement (18 points)	
1 point for each 80° of arc of motion to a maximum of 18 points	
Muscle strength (10 points)	
Excellent (cannot break the quadriceps power)	10
Good (can break the quadriceps power)	8
Fair (moves through the arc of motion)	4
Poor (cannot move through the arc of motion)	0
Flexion deformity (10 points)	
None	10
<50°	8
50°–100°	5
>100°	0
Instability (10 points)	
None	10
Mild (0°–50°)	8
Moderate (51°–150°)	5
Severe (>150°)	0
Subtraction	
1 cane	-1
1 crutch	-2
2 crutches	-3
Extension lag of 50°	-2
Extension lag of 100°	-3
Extension lag of 150°	-5
Each 50° of varus	-1
Each 50° of valgus	-1

AUTEUR : Nom : BISI Prénom : Théophile

Date de soutenance : 29 Juin 2020

Titre de la thèse : Prothèse totale de genou avec guide de coupe sur mesure, reproductibilité et résultats fonctionnels à 5 ans

Thèse - Médecine - Lille 2020

DES + spécialité : Chirurgie Générale, Orthopédie-Traumatologie

Mots-clés : Prothèse totale de genou, guide de coupe sur mesure, reproductibilité, Planification 3D, Instrumentation personnalisée, Alignement mécanique, alignement cinématique.

Résumé :

Introduction : L'arthroplastie totale de genou a pour objectif l'obtention d'un genou oublié. Les recherches actuelles visent à améliorer les performances d'alignement neutre dans le but d'obtenir des résultats fonctionnels aussi bons que pour les prothèses totales de hanche. L'objectif de cette étude était de vérifier la reproductibilité radiographique des PTG mises en place à l'aide d'une instrumentation personnalisée, en contrôlant le positionnement des implants grâce à une imagerie 3D et 2D postopératoire. La concordance de ces deux types d'imageries était également évaluée ainsi que les résultats fonctionnels. Hypothèse : l'acquisition scanner est reproductible et les guides de coupes sur mesure permettent un résultat conforme à la planification.

Matériels et Méthodes : 38 prothèses totales de genou (30 Femmes, 6 Hommes), ont été implantées entre octobre 2011 et Septembre 2016 au sein du CHU de Lille. En postopératoire, un pangonogramme en charge et un scanner utilisant le protocole du laboratoire SYMBIOS ont été réalisés. Les mesures postopératoires étaient considérées comme reproductibles si elles étaient comprises à $\pm 3^\circ$ de la valeur attendue par la planification 3D. Les scores OKS, IKS, HSS ainsi qu'une question de satisfaction permettaient d'évaluer le résultat fonctionnel.

Résultats : A 5 ans de recul moyen, 25 PTG (21 Femmes, 3 Hommes) ont été analysées d'un point de vue radiographique et fonctionnel. Les résultats utilisant une imagerie 3D, retrouvaient une reproductibilité à 100% sur le plan frontal et axial. Sur le plan sagittal on retrouvait un taux outliers de 24% pour la pente tibiale et 60% pour la flexion fémorale. La comparaison des imageries 2D et 3D retrouvait uniquement une différence significative pour la flexion fémorale ($p < 0,05$). L'évaluation fonctionnelle était satisfaisante avec une nette amélioration des scores. Le score OKS passait de 19,56 [9-30] à 39 [15-48] ($p < 0,001$), le score HSS passait de 57,76 [41-74] à 83,84 [61-95] ($p < 0,001$), le score IKS douleur passait de 31,36 [10-40] à 90 [40-100] ($p < 0,001$) et le score IKS Fonction passait de 29,8 [15-50] à 92,28 [60-100] ($p < 0,001$). Les patients étaient satisfaits dans 84% des cas et 28% avaient un genou oublié.

Conclusion : L'imagerie 3D est plus performante dans l'évaluation postopératoire des PTG notamment sur le plan axial. Nos résultats fonctionnels sont similaires aux autres techniques de pose et d'alignement. L'instrumentation personnalisée reste une option fiable pour la pose d'une PTG sans permettre systématiquement l'obtention d'un genou oublié.

Composition du Jury :

Président : Monsieur le Professeur Gilles Pasquier

Assesseurs : Monsieur le Professeur Henri Migaud, Monsieur le Professeur Julien Girard

Directrice de thèse : Madame le Docteur Sophie Putman

