



HAL
open science

Prothèses totales de genou robotisées : alignement cinématique restreint associé à un capteur de force versus alignement fonctionnel, résultats cliniques à un an

César Tourtoulou

► To cite this version:

César Tourtoulou. Prothèses totales de genou robotisées : alignement cinématique restreint associé à un capteur de force versus alignement fonctionnel, résultats cliniques à un an. Sciences du Vivant [q-bio]. 2022. dumas-03969196

HAL Id: dumas-03969196

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03969196v1>

Submitted on 2 Feb 2023

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Thèse pour l'obtention du

DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN MÉDECINE

Présentée et soutenue publiquement le mardi 11 octobre 2022

Par César TOURTOULOU

Né le 11 mars 1993 à Bayonne (64)

**PROTHESES TOTALES DE GENOU ROBOTISÉES :
ALIGNEMENT CINÉMATIQUE RESTREINT ASSOCIÉ À UN
CAPTEUR DE FORCE VERSUS ALIGNEMENT FONCTIONNEL,
RÉSULTATS CLINIQUES À UN AN**

Directeur de thèse :

Monsieur le Docteur Yohan LEGALLOIS

Membres du jury :

Monsieur le Professeur Thierry FABRE	Président
Monsieur le Professeur Sébastien LUSTIG	Juge
Monsieur le Docteur Julien BARDOU-JACQUET	Juge
Monsieur le Docteur Rafael DE BARTOLO	Juge
Monsieur le Docteur Yohan LEGALLOIS	Juge

Rapporteur de thèse

Monsieur le Professeur Sébastien LUSTIG

REMERCIEMENTS

Monsieur le Professeur Thierry FABRE

Professeur des Universités - Praticien Hospitalier

Chef du service de Chirurgie Orthopédique Périphérique

CHU de Bordeaux

Je suis honoré que vous présidiez mon jury. Votre humanité, votre engagement auprès de vos patients ainsi que vos connaissances chirurgicales forcent le respect et sont une source d'inspiration. Je vous remercie d'avoir grandement participé à ma formation.

Monsieur le Professeur Sébastien LUSTIG

Professeur des Universités - Praticien Hospitalier

Service de chirurgie orthopédique de l'hôpital de la Croix-Rousse

Hospices Civils de Lyon

Je vous remercie d'avoir accepté d'être le rapporteur de mon travail. Votre expérience et vos nombreux travaux sur le sujet de la chirurgie personnalisée du genou font de vous l'un des plus grands experts en la matière. C'est un honneur de vous compter parmi les membres de mon jury.

Monsieur le Docteur Rafael DE BARTOLO

Praticien Hospitalier

Service de Chirurgie Orthopédique Périphérique

CHU de Bordeaux

Je te remercie d'avoir accepté de juger mon travail. Ton expertise en chirurgie du genou et ta rigueur chirurgicale sont à l'origine du profond respect que j'ai pour toi. Ton apprentissage et tes précieux conseils, toujours dans la bonne humeur qui te caractérise, m'ont fait énormément progresser tout au long de ma formation.

Monsieur le Docteur Julien BARDOU-JACQUET

Chirurgien orthopédique

Clinique TIVOLI-DUCOS

Bordeaux

Je te remercie de m'avoir initié à la chirurgie robotique et d'avoir partagé avec moi tes convictions chirurgicales et ton infatigable curiosité scientifique. Ces journées au bloc avec toi ont été à l'origine d'une grande motivation pour travailler sur ce sujet difficile mais passionnant. De plus, ton aide dans la rédaction de ce travail a été précieuse et je t'en suis reconnaissant.

Monsieur le Docteur Yohan LEGALLOIS

Chef de Clinique - Assistant des Hôpitaux

Service de Chirurgie Orthopédique Périphérique

CHU de Bordeaux

Je te remercie d'avoir accepté de diriger mon travail. Depuis mon premier jusqu'à mon dernier jour d'internat, tu as été un modèle pour moi. J'ai beaucoup apprécié être ton co-interne à deux reprises, et plus encore de t'avoir comme chef. Tu m'as transmis ta passion pour la chirurgie et ta rigueur inébranlable. Tu es celui qui m'a le plus appris depuis le début de mon internat, et de ce compagnonnage est née une amitié qui m'est chère.

À Camille,

Merci de m'avoir soutenu, encouragé et réconforté lors de la préparation de cette thèse. Je suis si heureux de partager ta vie et de fonder une famille avec toi. Je te suis reconnaissant de l'influence positive que tu as eue sur moi. Ta générosité, ta joie de vivre et ta sensibilité font de toi la partenaire dont j'ai toujours rêvé, et une mère incroyable. Je me réjouis de tout ce qu'il nous reste à vivre. Je t'aime.

À Olympe,

Petite crevette chevelue qui nous comble de bonheur au quotidien, tu es ma plus grande fierté.

À ma famille,

À ma mère, je te remercie d'avoir toujours tout sacrifié pour tes enfants, de m'avoir apporté ton soutien en toutes circonstances et de m'avoir donné les moyens de réussir ce que j'ai entrepris. Tu es une mère formidable, je ne serai pas là aujourd'hui sans toi et je t'en suis reconnaissant.

À mon père, je te remercie de m'avoir enseigné la valeur du travail. Tu as été à l'origine de ma vocation médicale et tu m'as toujours encouragé à aller au bout des choses. Ton humilité et ton humanité sont une source d'inspiration pour moi. J'espère te ressembler dans ma pratique future.

À ma sœur, ton soutien a été d'une grande aide pour moi au cours de ces longues années et je t'en remercie. Je te souhaite de réussir ce que tu as commencé et d'aller au bout de tes rêves. Je te souhaite également beaucoup de bonheur avec Lucas.

À mes grands-parents.

À ma belle-famille,

À Florence, merci de m'avoir accueilli avec bienveillance dans votre famille, et de me faire découvrir années après années votre jolie région.

À Olivier, merci pour votre générosité sans fin. Je suis ravi de partager avec vous le goût de l'aventure et de la montagne. J'attends avec impatience notre prochaine course d'alpinisme.

À Arthur et Elodie, c'est toujours un plaisir de passer un week-end avec vous et la petite Suzanne. Je vous souhaite que du bonheur.

À Léopold, j'espère qu'avec le temps tu arriveras enfin à me donner un bon plan d'investissement...

À mes chefs du CHU de Bordeaux, les actuels et les anciens,

Messieurs les Professeurs Jean-Marc VITAL et Olivier GILLE.

Mesdames les Docteurs Marie-Laure ABI-CHAHLA et Alexandra ERBLAND, pour ces après-midis au SOS main.

Monsieur le Docteur Vincent SOUILLAC, pour l'ensemble de tes conseils et pour la confiance que tu nous accordes. C'est une chance pour nous de pouvoir se former à tes côtés. Tu es le seul qui peut opérer 6 reprises de prothèses sur deux salles en étant toujours à 11h59 au self.

Messieurs les Docteurs Olivier LAFFENÊTRE et Julien LUCAS, pour ces quelques mois au CMUP.

Monsieur le Dr Pierre LAUMONERIE, ton aide pour la réalisation de cet article a été précieuse. Je te remercie de t'être investi dans mon travail et de m'avoir transmis une partie de tes connaissances concernant les statistiques. Je te remercie également d'avoir tenté de lancer ma carrière d'influenceur...

Messieurs les Docteurs Adrien CADENNES (pour tes imitations), Mathias BLANGIS, Johan LEBECQUE (pour m'avoir appris à brancarder les malades), Lucas AZZOLIN (pour les raclées que tu m'as mis à la pala), Xavier THEVENOT (pour tes schémas d'anatomie).

Monsieur le Docteur Édouard HARLY, à défaut de partager ton intérêt pour la chirurgie de l'épaule, cette passion commune que nous avons pour la montagne a été à l'origine d'une belle amitié. Nos sorties régulières en ski de randonnée ou en course à pieds sont des moments que j'affectionne particulièrement.

Madame le Docteur Marion DIAS.

Monsieur le Docteur Paul-Maxime LACROIX, la force tranquille.

Monsieur le Docteur Daniel RISTIC, alias le serbe volant.

Monsieur le Docteur Jules PRIEUR, merci pour ces années, profite bien du fenua taote.

Monsieur le Docteur Paul LECOANNET, merci pour la confiance que tu as pu m'accorder au bloc.

Monsieur le Docteur Matthieu GARCIA, je me souviendrai longtemps de ces aller-retours à Libourne plié en deux à l'arrière de ton Audi TT ou cramponné à toi à l'arrière de ta moto. Ta rigueur, ta sérénité et ta pédagogie font de toi une des personnes avec qui j'ai le plus aimé travailler. Tu es un exemple pour moi, je te suis reconnaissant pour tout ce que tu m'as appris et pour la bienveillance dont tu as fait preuve à mon égard.

Monsieur le Docteur Pierre LAVIGNAC, un génie ! Tu es quelqu'un sur qui on peut toujours compter et qui n'a jamais peur de rien, j'ai énormément apprécié travailler à tes côtés. J'espère que tu auras fini tes travaux le jour où tu liras ces quelques lignes...

Aux Docteurs Benjamin BOUYER, Ibrahim OBEID, Louis BOISSIERE, Camille DAMADE, Simon MAZAS, Cécile ROSCOP, Paul MATHIO, Mathieu CAMPANA.

À mes chefs du CH de Libourne,

Messieurs les Docteurs Éric LASSEUR, Stéphane COSTES, Bertrand DUNET, j'ai hâte de continuer d'apprendre à vos côtés l'année prochaine.

Monsieur le Docteur Prakash DINDOYAL, si tu savais comme les bières au citron à l'internat avec tonton praki me manquent.

Madame le Docteur Alison DELESQUE, merci de m'avoir pris sous ton aile lors de mon premier semestre.

À mes chefs du CH de Bayonne,

Monsieur le Docteur Pierre BRUNETEAU, pour ta bonne humeur et ta gentillesse permanentes.

Monsieur le Docteur François LAVALLE, merci pour la confiance que tu m'as accordée et pour m'avoir initié à l'arthroscopie. Tu m'as beaucoup fait progresser en chirurgie et je t'en suis reconnaissant. Nos retrouvailles sont toujours un plaisir.

Monsieur le Docteur Mathias BLANGIS, j'ai énormément apprécié la complicité que nous avons développée lors de notre arrivée commune à Bayonne. Ces longues discussions dans ton bureau me manquent. Merci pour tout ce que tu m'as appris.

Messieurs les Docteurs Philippe LE GAC, Abdoulaye DIAKITE, Jean-François COSTE.

À mes chefs du service de chirurgie pédiatrique du CHU de Bordeaux,

Monsieur le Professeur Yan LEFEVRE, vos connaissances chirurgicales et votre volonté perpétuelle de les transmettre à vos internes sont une chance pour nous.

Monsieur le Docteur Abdelfetah LALIOU, pour ta sympathie et la confiance que tu m'as accordée.

Mesdames les Docteurs Pauline SAVIDAN et Audrey ANGELIAUME, pour votre bonne humeur et vos précieux conseils.

Madame le Docteur Maya LOOT, pour nous avoir hébergé et pour avoir été notre mère pendant 6 mois.

Aux Docteurs Frédéric LAVRAND, Luke HARPER, Clémence PFIRRMANN et au Professeur DOBREMEZ.

À mes chefs du service de chirurgie plastique et de chirurgie de la main du CHU de Bordeaux, Messieurs les Professeurs Philippe PELISSIER, Vincent CASOLI, Vincent PINSOLLE.

Monsieur le Dr Amir DAHMAM, j'ai beaucoup apprécié notre complicité lors de mon passage dans le service, je te remercie pour ce que tu m'as appris.

Madame le Docteur Anaïs DELGOVE, pour ta bienveillance et pour ton envie de nous transmettre tes connaissances.

Madame le Docteur Chloé TIERNY, pour m'avoir appris à faire de la beauté en toutes circonstances.

Aux Docteurs Hussein CHOUGRI, Antoine DANNEPOND, Pascal LUCIANI, Laura DELUCA, Romain WEGERT.

Aux Docteurs François BLAQUIERE et Nicolas POMMIER, merci de m'avoir accueilli au bloc, de m'avoir intéressé à la chirurgie robotique et de m'avoir permis de réaliser ma thèse à partir de vos patients. Vous avez joué un rôle important dans ce travail.

À mes co-internes (et DJ),

Baudellus, mon compagnon de cordée lors de cette difficile année (thèse + bébé), j'ai beaucoup apprécié le fait de pouvoir me confier à toi. J'ai hâte de continuer de travailler à tes côtés.

Pinpin, tes punchlines meurtrières vont me manquer. J'espère qu'un jour ta femme va te trouver un traitement pour que tu arrêtes de mettre ces mauvais gants verts...

Paulo du ghetto (j'espère que tu ne me laisses pas trop de surprises sous le tapis à Libourne pour novembre huuuum), Thouvenin (fidèle collègue de fillouteries), Wolmer et Louis Louis (aussi insupportables qu'attachantes) et Samy (merci d'avoir fait tous les rachis du semestre), sans qui ce semestre en pédiatrie n'aurait pas été aussi amusant.

Seg et Commeil, j'ai hâte de revoir vos mèches dans le service.

FranFran et Hodé, on se sera bien battu pour le rôle d'interne le plus fantômatique lors de notre semestre en rachis, beau match les gars ...

Xav, je regrette que l'on n'ait pas eu l'occasion d'être co-internes, j'ai hâte de travailler avec toi.

Pelet, j'espère que tu t'es acheté une tenue de ski pour cet hiver ...

Seb la frite, éternel pleurnicheur.

Théopol, jeune padawan au fort potentiel, merci pour tous les coups de main ce semestre.

Crabé, si je te revois avec un bracelet de pied ...

Bridou, t'es passée faire la visite ?

PAG, véritable coup de foudre amical venu de Lille.

Alice, je suis ravi d'aller faire mes classes avec toi à Libourne.

Gabi do brasil, Rémy, Tanios, Moshi, Maxime, Alice, Héloïse, Guillaume, Daphnouille, Zaltouille, Julien, Alexandre, Ulrich, Klein, Candice et Hamel tous ceux que j'oublie.

Aux différentes équipes paramédicales dont j'ai croisé la route, et notamment aux filles du 6A3 qui arrivent presque à rendre les visites agréables.

À mes proches,

Dalla, Xabi, Pitou, Geneste, Imanol, La pèdre, Pucheu, Pétri, Tony, Fifi, Dach les autres, on en aura fait des conneries... Sans vous, nos longues années d'étude auraient été bien moins amusantes. Votre amitié est précieuse et nos retrouvailles sont toujours à la hauteur.

Dudu, pour nos années lycées. Je suis content que notre amitié malgré la distance et les années.

Bastien, La Chope, Chou, Pierrech, Ando, Paxkal, Etxe et les autres, pour nos incroyables années rugby à l'Aviron Bayonnais.

Gorka, Doudou, Max, Lutxo, pour nos jeunes années. C'est toujours un plaisir de vous revoir au pays.

Soso, Pitoun et Manivit, merci d'avoir su apporter un peu de douceur dans ce monde de brutes.

Louis, Alice, Caza, Zez, Auré, Guilhem, Amaury, Charles, Tim, Flor et Maxoulepu, ce groupe né lors de nos brunchs clandestins est une vraie révélation amicale. Je me réjouis de continuer de partager des moments avec vous.

Ce travail est organisé sous forme d'un rappel général préalable puis d'un article scientifique, soumis à publication.

TABLE DES MATIERES

REMERCIEMENTS	2
TABLE DES MATIERES	12
ABREVIATIONS	13
LISTE DES FIGURES	14
LISTE DES TABLEAUX	16
1. PREMIERE PARTIE : RAPPEL DE CONNAISSANCES	17
1.1 Généralités	17
1.1.1 Rappels sur la gonarthrose.....	17
1.1.2 Rappels biomécaniques	19
1.2 Concepts d’alignement en arthroplastie totale de genou	22
1.2.1 Historique.....	22
1.2.2 Alignement mécanique.....	22
1.2.3 Alignement mécanique ajusté.....	26
1.2.4 Alignement anatomique.....	27
1.2.5 Alignement cinématique.....	29
1.2.6 Alignement cinématique restreint	33
1.2.7 Alignement fonctionnel.....	37
1.3 Équilibrage ligamentaire en arthroplastie totale de genou	40
1.3.1 Problématique actuelle	40
1.3.2 Évolution récente : développement de capteurs de force.....	41
1.4 Chirurgie robotique en arthroplastie totale de genou	43
1.4.1 Historique	43
1.4.2 Technique opératoire.....	45
1.4.3 Apport de l’aide robotique en arthroplastie totale de genou	51
2. DEUXIEME PARTIE : NOTRE ETUDE	53
2.1 Introduction	53
2.2 Methods	54
2.2.1 Patients selection.....	54
2.2.2 Surgical technique.....	58
2.2.3 Stastistical analysis	63
2.3 Results :	63
2.3.1 One-month follow-up outcomes	63
2.3.2 One-year follow-up outcomes.....	64
2.4 Discussion	67
CONFLITS D’INTERETS	71
REFERENCES	72
ANNEXES	80
SERMENT D’HIPPOCRATE	86

ABBREVIATIONS

3D : 3 dimensions
aMA : adjusted Mechanical alignment
aHKA : arithmetic HKA
AA : Anatomic alignment
AFT : Angle anatomique fémoro-tibial
AASAL : Anti-arthrosiques symptomatiques d'action lente
AINS : Anti-inflammatoires non stéroïdiens
FA : Functional alignment
FJS : Forgotten joint score
HKA : Hip-Knee-Ankle angle
IMC : Indice de masse corporelle
IRM : Imagerie par résonance magnétique
KA : Kinematic alignment
Lbf : livre-force
LCA : Ligament croisé antérieur
LCP : Ligament croisé postérieur
LLE : Ligament latéral externe
LLI : Ligament latéral interne
mLDFA : mechanical Lateral distal femoral angle
mMPTA : mechanical Medial proximal tibia angle
MA : Mechanical alignment
MFT : Angle mécanique fémoro-tibial
MPS : Spécialiste en produit Mako
N : Newtons
OMS : Organisation mondiale de la santé
OR : Odds Ratio
PKA : Partial knee arthroplasty
PRP : Plasma enrichi en plaquettes
PTG : Prothèse totale de genou
PUC : Prothèse uni-compartmentale
rKA : restricted Kinematic alignment
RCT : Randomised control trial
THA : Total hip arthroplasty
TKA : Total knee arthroplasty
WOMAC : Western Ontario and McMaster University Osteoarthritis

LISTE DES FIGURES

Figure 1 : Schéma d'une articulation normale avec ses différents constituants, et son évolution arthrosique	17
Figure 2 : Hiérarchie des traitements recommandés en fonction de la sévérité des symptômes pour la prise en charge des patients atteints de gonarthrose (2)	18
Figure 3 : Schéma d'une PTG (à gauche) et d'une PUC fémoro-tibiale interne (à droite).....	19
Figure 4 : Axes mécaniques et anatomiques du tibia et du fémur (A), axe mécanique du membre inférieur (B)	20
Figure 5 : Schématisation de l'angle HKA	20
Figure 6 : Représentation des principaux axes et mesures angulaires des membres inférieurs	21
Figure 7 : Resurfacage au fascia lata (A), avec une plaque métallique modelée (B), ou une prothèse Duocondylar (C)	22
Figure 8 : Schématisation des coupes osseuses en alignement mécanique.....	23
Figure 9 : La réalisation d'une coupe orthogonale en cas de varus tibial crée une résection osseuse asymétrique source de déséquilibre ligamentaire, nécessitant une libération ligamentaire	24
Figure 10 : L'axe mécanique du membre inférieur ne correspond à une réalité mécanique que dans la situation expérimentale où le poids est appliqué sur la tête fémorale. In Vivo, l'axe dynamique diffère de l'axe fémoro-tibial géométrique	25
Figure 11 : Patient présentant un morphotype en varus (A,B) avec application des techniques MA et aMA (C)	26
Figure 12 : Schématisation des coupes osseuses en alignement anatomique.....	27
Figure 13 : Patient présentant un morphotype en varus (A,B) avec application des techniques MA et AA (C).....	28
Figure 14 : Évolution de la médecine ; dans la médecine basée sur les valeurs moyennes, l'objectif est de ramener toute la population à la valeur moyenne, sans tenir compte des variations interindividuelles. Dans la médecine personnalisée, l'objectif est de restaurer une valeur pré-pathologique individuelle	29
Figure 15 : L'axe transversal fémoral autour duquel le tibia s'étend et se fléchit (axe transcondylien) est le plus distal et le plus postérieur (ligne verte). L'axe transversal fémoral autour duquel la rotule s'étend et se fléchit est plus proximal et antérieur (ligne violette). L'axe longitudinal autour duquel se fait la rotation du tibia par rapport au fémur passe par le compartiment fémoro-tibial médial (ligne jaune). Les trois axes sont soit perpendiculaires, soit parallèles aux surfaces articulaires (ligne noire).....	30
Figure 16 : Patient présentant un morphotype en varus (A,B) avec application des techniques MA et KA	30
Figure 17 : Radiographies pré-opératoire (A) et post-opératoire (B) d'une PTG droite en alignement cinématique.....	31
Figure 18 : Patient présentant un morphotype en varus (A, B) avec application des techniques rKA et KA (C)	34
Figure 19 : Bornes de l'alignement cinématique restreint.....	34
Figure 20 : Protocole rKA selon Venditolli	36
Figure 21 : Patient présentant un morphotype en varus (A,B) avec application des techniques MA et FA (C)	37
Figure 22 : Principaux concepts d'alignement en PTG	39
Figure 23 : VERASENSE Knee System.....	41

Figure 24 : Moniteur avec les données recueillies par le capteur de pression VERASENSE Knee System (unité de pression= livre-force (lbf))	42
Figure 25 : Capture d'écran de trois scénarios peropératoires montrant: un équilibre sagittal optimal indiqué par le positionnement symétrique des points de contact fémoraux dans le tiers médian du capteur (A) ; une tension postérieure excessive indiquée par la position postérieure des points de contact fémoraux (B) ; et une laxité excessive comme indiqué par le déplacement antérieur des points de contact fémoraux à travers la surface du capteur lors d'un test de tiroir postérieur (C). (93)	43
Figure 26 : Évolution du nombre de systèmes Mako et de procédures Mako en Europe entre 2013 et 2021	44
Figure 27 : Système Mako TKA et organisation du bloc avec le bras robotisé contrôlé par le chirurgien (1), le moniteur pour le chirurgien avec la caméra (2), et le module de guidage avec le logiciel contrôlé par le MPS (3).....	45
Figure 28 : Interface de planification de l'implant.....	46
Figure 29 : Équilibrage des espaces en extension.....	47
Figure 30 : Équilibrage des espaces en flexion	48
Figure 31 : Mode coupe pour la coupe fémorale distale et représentation de la limite stéréotaxique (ligne verte).....	48
Figure 32 : Opérateur réalisant une coupe osseuse en se référant au moniteur.....	49
Figure 33 : Visualisation en temps réel sur le moniteur de l'avancée de la coupe osseuse dans les limites stéréotaxiques.....	49
Figure 34 : L'os natif apparaît en blanc, l'os planifié à réséquer apparaît en vert, l'os sur-réséqué apparaît en rouge.	50
Figure 35 : Flowchart diagram	55
Figure 36 : rKA protocol (137).....	61
Figure 37 : Bone re-cut algorithm (138)	62
Figure 38 : Tibial re-cut for medially tight knee in flexion and extension	62

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1: Principales différences entre les techniques chirurgicales MA et KA 32
Tableau 2 : Comparaison of baseline demographics 56
Tableau 3 : Comparaison of preoperative anatomical and clinical parameters..... 57
Tableau 4 : One-month follow-up outcomes..... 64
Tableau 5 : One-year follow-up outcomes 65
Tableau 6 : Independent risk factors associated with the one-year FU KSS 66
Tableau 7 : Independent risk factors associated with the one-year FU FJS..... 66

1. PREMIERE PARTIE : RAPPEL DE CONNAISSANCES

1.1 Généralités

1.1.1 Rappels sur la gonarthrose

L'OMS a défini en 1994 l'arthrose comme étant « la résultante des phénomènes mécaniques et biologiques qui déstabilisent l'équilibre entre la synthèse et la dégradation du cartilage et de l'os sous chondral. Ce déséquilibre peut être provoqué par de multiples facteurs : génétiques, congénitaux, métaboliques ou traumatiques. L'arthrose touche tous les tissus de l'articulation diarthrodiale et se manifeste par des modifications morphologiques, biochimiques, moléculaires et biomécaniques de la matrice cartilagineuse conduisant à un ramollissement, une fissuration, une ulcération et une perte du cartilage articulaire, une sclérose de l'os sous-chondral associée à la formation d'ostéophytes et de géodes. Quand elle devient symptomatique, l'arthrose entraîne douleurs et raideurs articulaires, un éventuel épanchement articulaire avec des degrés variables d'inflammation locale » (1) (Figure 1). La gonarthrose correspond à l'atteinte arthrosique d'un, deux ou des trois compartiments de l'articulation du genou. Il s'agit d'une maladie chronique très fréquente et mondialement répandue, qui représente une cause majeure de morbidité, de mortalité et d'altération de la qualité de vie.

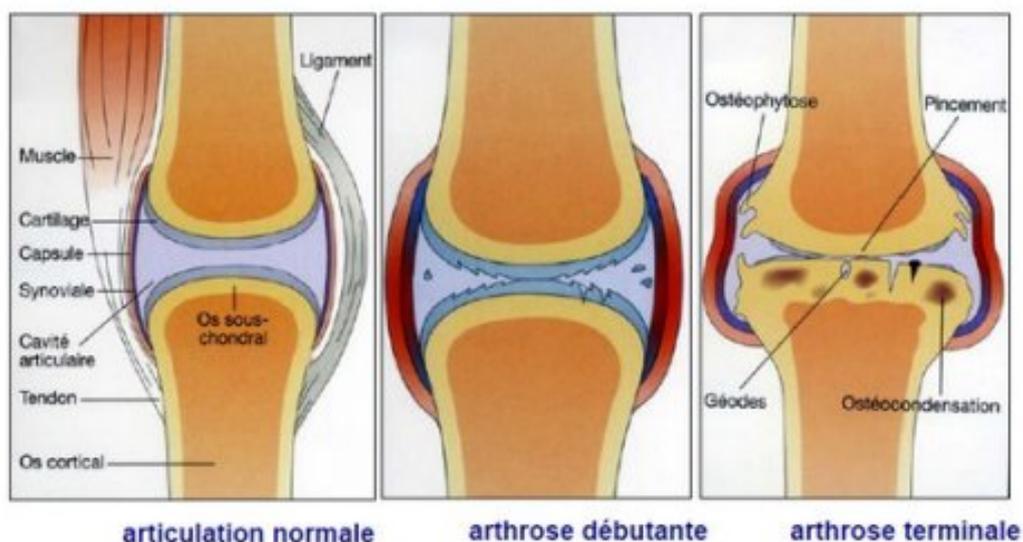


Figure 1 : Schéma d'une articulation normale avec ses différents constituants, et son évolution arthrosique

L'arthrose est une maladie de toute l'articulation avec de nombreux facteurs de risque dont certains seulement sont accessibles à une prévention. La prise en charge curative fait appel à des thérapeutiques non médicamenteuses, médicamenteuses et chirurgicales (figure 2).

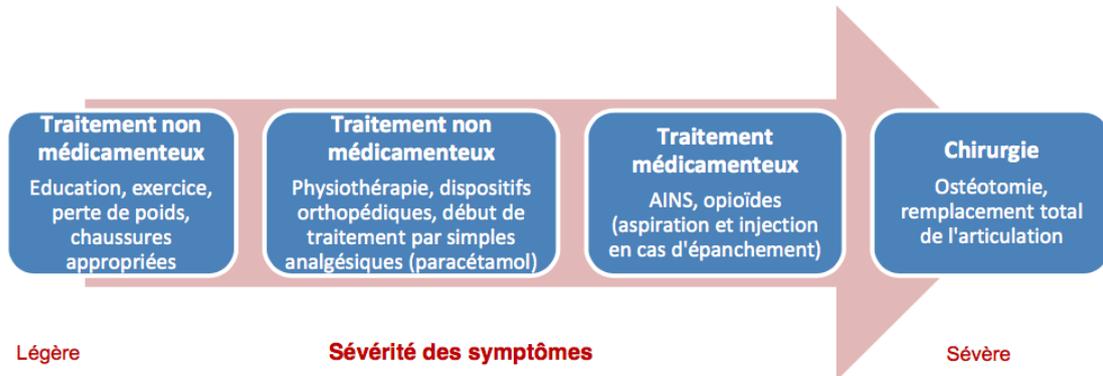


Figure 2 : Hiérarchie des traitements recommandés en fonction de la sévérité des symptômes pour la prise en charge des patients atteints de gonarthrose (2)

Parmi les mesures non médicamenteuses, l'activité physique et la physiothérapie sont en première ligne dans toutes les recommandations. En l'absence d'efficacité de l'approche non médicamenteuse, des traitements sont proposés sous forme de médicaments à visée antalgique sous forme orale (analgésiques, anti-inflammatoires, anti-arthrosiques symptomatiques d'action lente) ou intra articulaire (corticoïdes, viscosuppléments et produits dérivés du sang). Le traitement chirurgical concerne les patients en échec de traitement médical bien conduit. Ce traitement peut être conservateur et préserver l'articulation (ostéotomie tibiale ou fémorale), soit radical en remplaçant partiellement voire totalement l'articulation du genou par un implant prothétique en fonction des lésions anatomiques présentées par le patient.

La pose d'une prothèse articulaire est une intervention irréversible qui apporte un soulagement de la douleur et une amélioration nette de la fonctionnalité pour la plupart des patients. De plus, il s'agit d'une intervention présentant un intérêt économique puisque son coût est inférieur aux coûts associés aux médicaments à long terme, aux soins de santé et à la diminution de la productivité au travail (2,3). Il existe différents types de prothèses : les prothèses uni-compartmentales (PUC) et les prothèses totales de genou (PTG) (Figure 3). Elles se différencient par la surface articulaire remplacée. Les PUC fémoro-tibiales substituent partiellement les surfaces d'une des deux articulations fémoro-tibiales (interne ou externe), les PUC fémoro-patellaires substituent les surfaces de l'articulation fémoro-patellaire. Les PTG remplacent la totalité des surfaces de l'articulation.

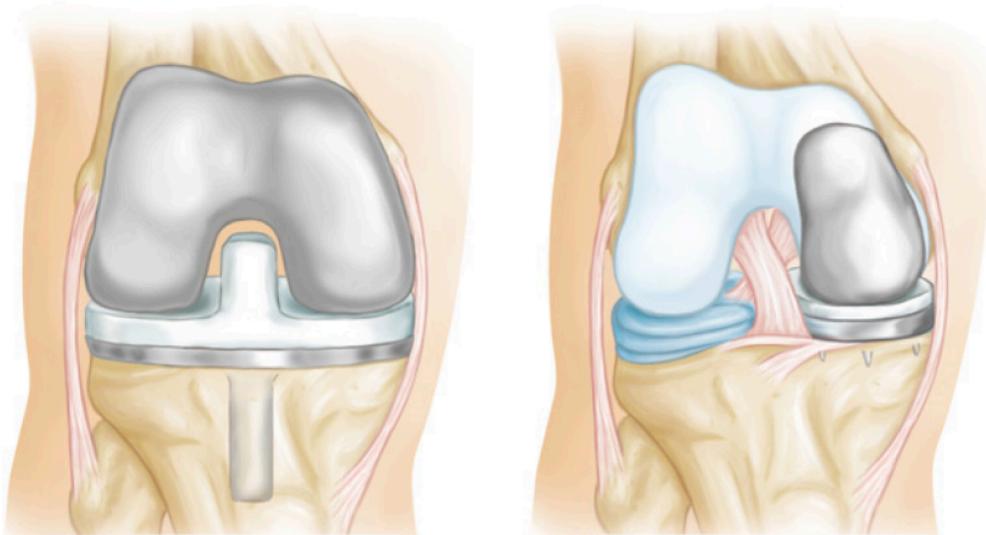


Figure 3 : Schéma d'une PTG (à gauche) et d'une PUC fémoro-tibiale interne (à droite)

1.1.2 Rappels biomécaniques

L'alignement du membre inférieur est référencé dans le plan frontal par rapport à une ligne médiane verticale centrée sur la symphyse pubienne.

Les axes anatomiques tibial et fémoral sont les lignes tracées le long du canal médullaire de ces os. L'axe mécanique fémoral est l'axe qui relie le centre de la tête fémorale au milieu de l'échancrure intercondylienne. L'axe mécanique tibial est l'axe qui relie les épines tibiales au centre du talus. En l'absence de dégénérescence arthrosique du genou, l'axe mécanique et l'axe anatomique du tibia se superposent. L'axe mécanique du membre inférieur est une ligne tracée du centre de la tête fémorale au centre du talus (Figure 4).

L'alignement global du membre inférieur peut être décrit de deux manières différentes. Soit par l'angle anatomique fémoro-tibial (AFT), qui correspond à l'angle entre les axes anatomiques fémoral et tibial, soit par l'angle mécanique fémoro-tibial (MFT), qui correspond à l'angle entre les axes mécaniques fémoral et tibial. Cet angle MFT est aussi appelé dans la littérature internationale l'angle HKA pour « Hip-Knee-Ankle ». Par convention, la mesure angulaire de l'HKA correspond à l'angle médial entre les axes mécaniques fémoral et tibial (Figure 5).

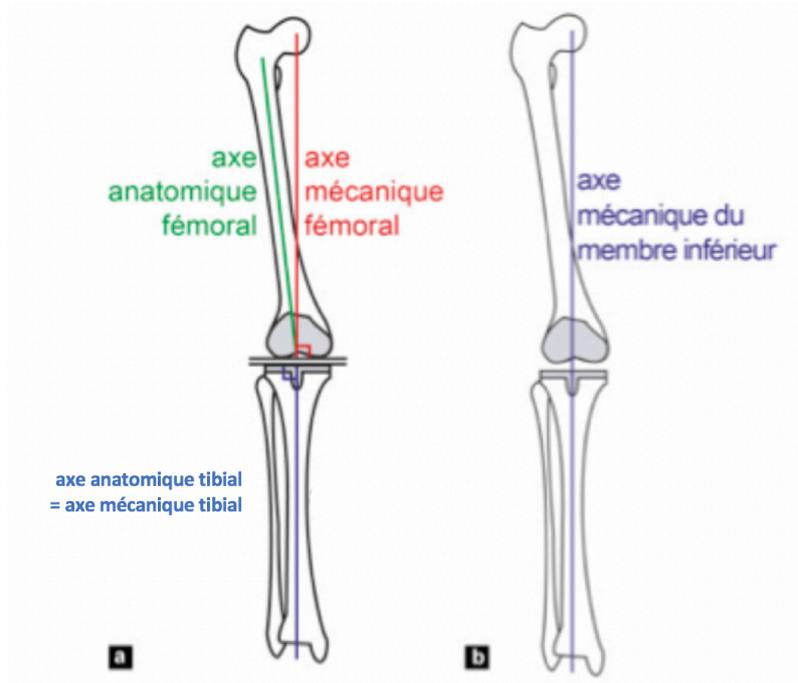


Figure 4 : Axes mécaniques et anatomiques du tibia et du fémur (A), axe mécanique du membre inférieur (B)

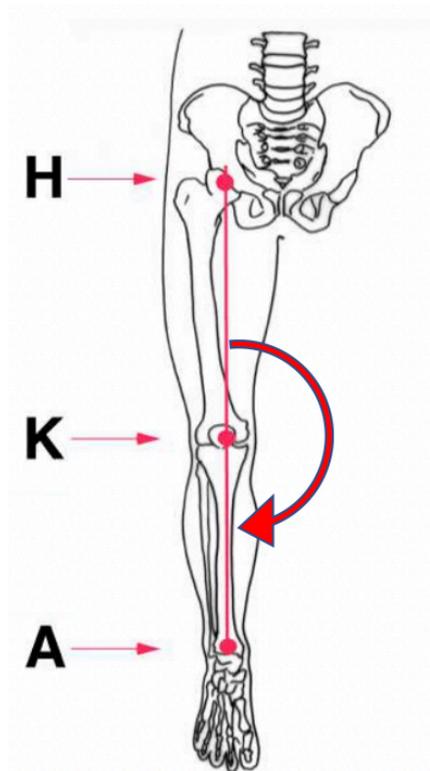


Figure 5 : Schématisation de l'angle HKA

L'angle latéral entre la ligne bi-condylienne et l'axe mécanique fémoral, appelé mL DFA (mechanical lateral distal femoral angle), est d'environ 3° de valgus, soit mL DFA = 87° . L'angle entre l'axe mécanique et l'axe anatomique du fémur est d'environ 6° de valgus (Figure 6).

L'angle médial entre la tangente aux plateaux tibiaux et l'axe mécanique tibial, appelé mMPTA (mechanical medial proximal tibial angle), est d'environ 3° de varus, soit mMPTA = 87° .

L'angle HKA (ou MFT) est la différence entre l'alignement mécanique de la surface de l'articulation fémorale (3° de valgus) et tibiale (3° de varus), et se rapproche donc d'un alignement mécanique neutre (0°).

L'angle aHKA (arithmetic HKA) est calculé en soustrayant le mL DFA du mMPTA (4). Si l'aHKA est négatif, l'alignement constitutionnel est varus, et valgus si l'aHKA est positif.

L'angle AFT est la différence entre l'alignement anatomique de la surface de l'articulation fémorale (9° de valgus) et du tibia (3° de varus), soit environ 6° de valgus. Si l'angle AFT peut être estimé à partir de radiographies standard du genou, la mesure précise de l'angle HKA nécessite l'usage de télémétries des membres inférieurs.

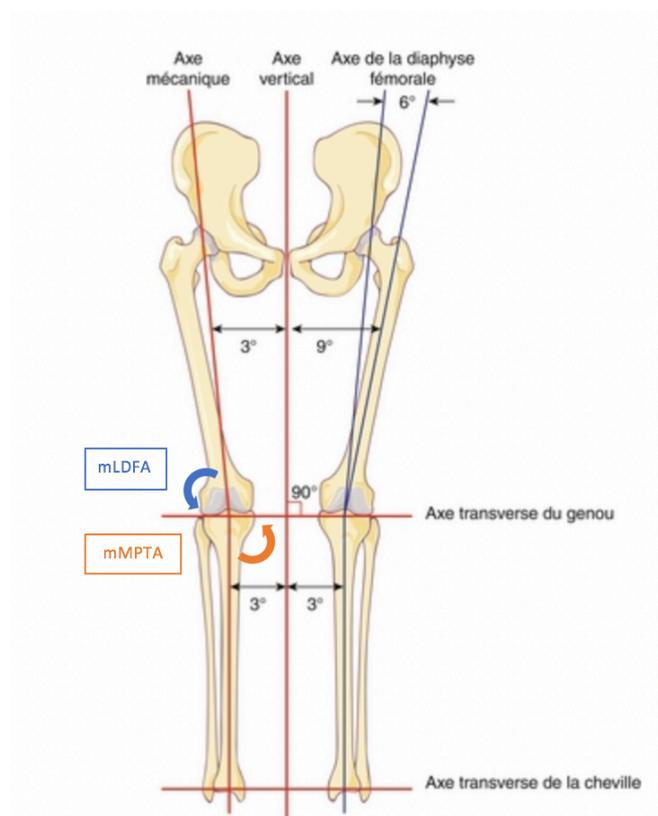


Figure 6 : Représentation des principaux axes et mesures angulaires des membres inférieurs

1.2 Concepts d'alignement en arthroplastie totale de genou

1.2.1 Historique

Avant les années 1960, l'arthroplastie du genou consistait soit en une prothèse à charnière, soit en un simple resurfaçage ne nécessitant pas de coupes osseuses, en utilisant le fascia-lata, des plaques métalliques modelées ou des prothèses de resurfaçage (5–8) (Figure 7). Il n'y avait donc pas à cette époque de réflexion sur la problématique de l'alignement du membre inférieur.

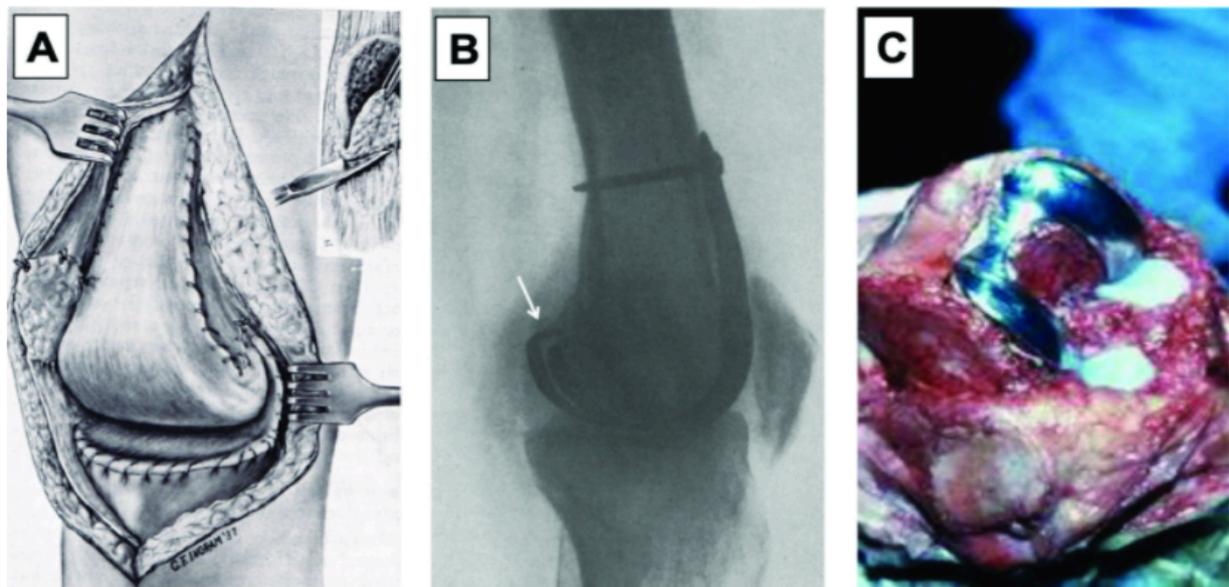


Figure 7 : Resurfaçage au fascia lata (A), avec une plaque métallique modelée (B), ou une prothèse Duocondylar (C)

1.2.2 Alignement mécanique

C'est au début des années 1970 avec l'avènement des PTG modernes qu'est apparu le principe de coupes osseuses guidées par une instrumentation, et que s'est présentée la problématique de l'alignement.

Les pionniers comme John Insall optèrent pour un alignement « neutre » dont le principe était de réaliser la coupe fémorale distale à 90° de l'axe mécanique fémoral et la coupe tibiale à 90° de l'axe mécanique tibial afin de restaurer un angle HKA à 180° , et donc un membre en rectitude (Figure 8) (9). Cet alignement neutre sera appelé alignement mécanique (mechanical

alignement (MA)) car les composants fémoral et tibial sont implantés perpendiculairement à l'axe mécanique du tibia et du fémur. Le composant fémoral doit ensuite être positionné en rotation latérale pour obtenir un espace entre le fémur et le tibia en flexion équilibré, c'est à dire équivalent à celui en extension (9). L'objectif était d'optimiser la répartition des contraintes mécaniques sur les implants afin d'optimiser leur survie (10–15).

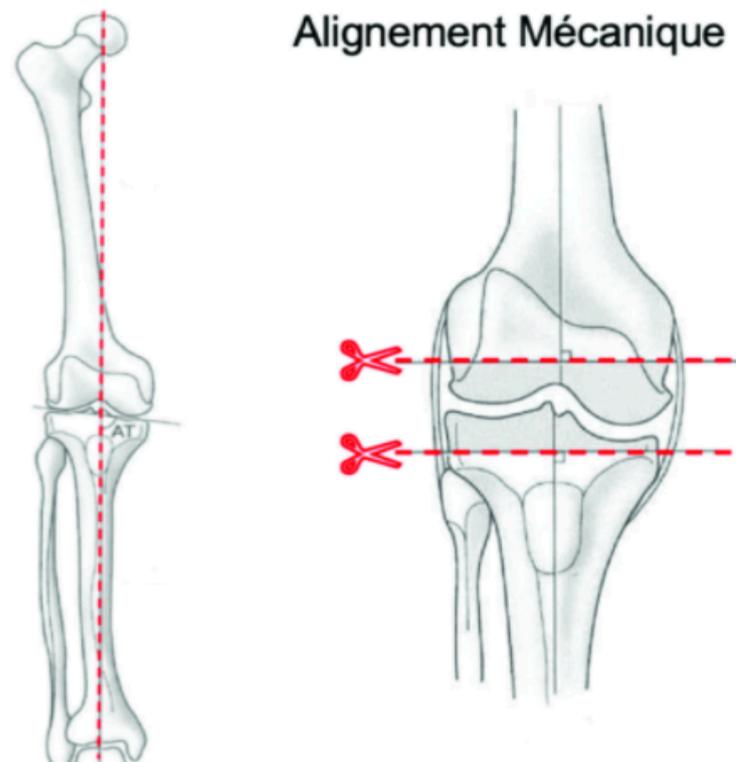


Figure 8 : Schématisation des coupes osseuses en alignement mécanique

Jusqu'aux années 2000, du fait des risques liés aux imprécisions de l'instrumentation et des échecs liés aux malpositions, l'alignement mécanique est apparu comme le plus fiable et s'est imposé comme un « gold standard » (16,17). Plusieurs études montrèrent alors que la survie des PTG était meilleure en cas d'alignement neutre, avec une tolérance de $\pm 3^\circ$ (18,19). Rapidement il apparut que la réalisation de coupes orthogonales entraînait des difficultés d'équilibrage ligamentaire, nécessitant des gestes de libération ligamentaire. En effet, du fait du caractère inextensible de l'enveloppe ligamentaire du genou, il existe une relation entre l'orientation des coupes osseuses et la laxité finale : toute résection osseuse asymétrique entraîne une laxité de résection. Ainsi la réalisation de coupes orthogonales n'est réellement neutre sur le plan ligamentaire que si le morphotype natif du patient correspond à l'équation

$[mMPTA = 90^\circ] - [mLDFA = 90^\circ] = [aHKA = 0^\circ]$. Pour tout morphotype différent, les coupes orthogonales entraînent des résections osseuses asymétriques, sources de déséquilibres ligamentaires, et impose des gestes d'allongement au niveau des ligaments qui sont difficilement quantifiable et reproductible (20) (Figure 9).

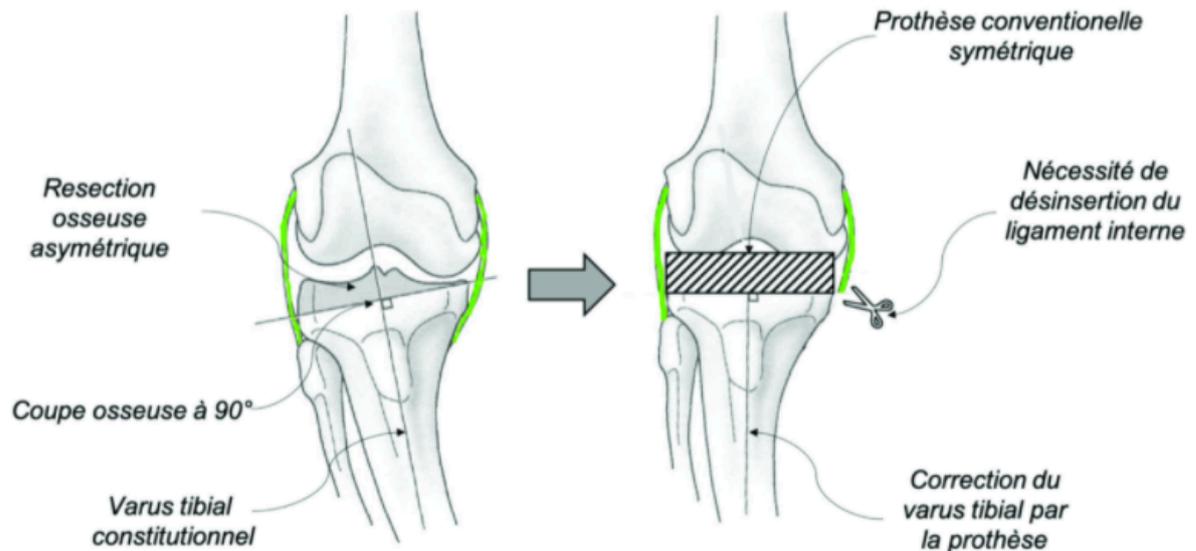


Figure 9 : La réalisation d'une coupe orthogonale en cas de varus tibial crée une résection osseuse asymétrique source de déséquilibre ligamentaire, nécessitant une libération ligamentaire

Il est maintenant acquis que l'alignement constitutionnel est rarement neutre, ainsi l'alignement mécanique ne reproduit l'anatomie native du genou que chez 5,6% des hommes et 3,6% des femmes (21). En effet dans une méta-analyse réalisée en 2019, Moser et al rapportent un angle HKA moyen de 176.7° chez les hommes et 180.7° chez les femmes (22). Hirschmann et al ont observé un alignement en varus chez 29.2 % des hommes sur une étude tomodensitométrie de 308 genoux (23).

A partir des années 2000, plusieurs facteurs ont conduit à une remise en cause du dogme du MA par certains auteurs, qui se sont mis à envisager un alignement plus personnalisé, visant à se rapprocher de l'alignement constitutionnel du patient :

- L'analyse des résultats subjectifs des PTG montra que jusqu'à 20% des patients restaient insatisfaits après la chirurgie, du fait de douleurs résiduelles ou d'incapacité à pratiquer les activités souhaitées (24). Pour certains auteurs, cette insatisfaction des

patients est liée à l'absence de restauration de leur anatomie native ainsi qu'aux gestes ligamentaires associés (21,22,25).

- Plusieurs études récentes ont mis en évidence l'absence de corrélation entre l'alignement post-opératoire et le taux de survie des PTG (26,27). La conservation d'un varus résiduel semble même améliorer les résultats fonctionnels chez les patients ayant un varus constitutionnel (28,29) alors qu'un changement d'axe de varus en valgus (ou vice versa) aggrave les résultats fonctionnels et diminue le taux de satisfaction (29,30).
- Si l'axe mécanique du membre inférieur dans le plan frontal est une réalité géométrique il n'en est rien sur le plan mécanique. La répartition symétrique des contraintes sur les plateaux tibiaux n'existe que dans une situation expérimentale, où le poids du corps est appliqué sur la tête fémorale (31). En revanche In Vivo, lors de la marche, l'axe fémoro-tibial dynamique diffère de l'axe statique et la répartition des contraintes n'est pas symétrique (32,33) (Figure 10).
- Le développement des diverses techniques comme l'instrumentation spécifique au patient, la navigation informatique ou la chirurgie robotique ont permis d'améliorer la précision de la pose des implants (34,35), permettant d'envisager des cibles plus personnalisées dans l'alignement des implants.

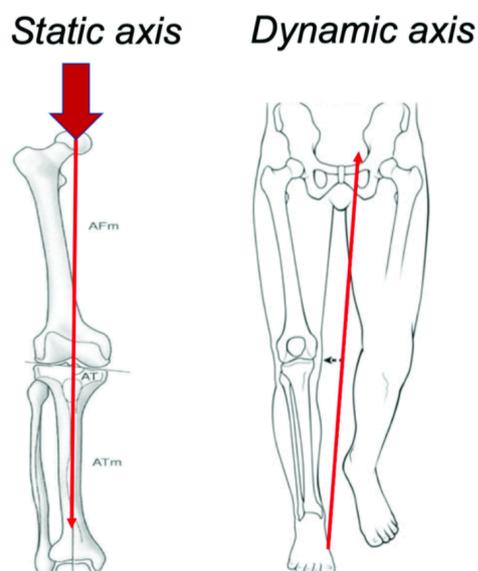


Figure 10 : L'axe mécanique du membre inférieur ne correspond à une réalité mécanique que dans la situation expérimentale où le poids est appliqué sur la tête fémorale. In Vivo, l'axe dynamique diffère de l'axe fémoro-tibial géométrique

Ces arguments ont été à l'origine de la remise en question du gold standard du MA et de l'émergence de nouveaux concepts d'alignement.

1.2.3 Alignement mécanique ajusté

La technique d'alignement mécanique ajusté (adjusted mechanical alignment (aMA)) (Figure 11) est une adaptation de la technique conventionnelle MA visant à créer un membre prothésé avec 2° à 3° de déformation frontale, varus ou valgus en fonction de l'alignement constitutionnel du membre du patient. Le principe est que la déformation constitutionnelle doit être considérée et que si on maintient une partie de cette déformation, l'équilibrage ligamentaire sera plus facilement obtenu, sans mettre en péril le résultat à moyen et long terme de l'implant.

Le réglage du positionnement de l'implant est effectué sur le côté fémoral car les promoteurs de cette technique visent à maintenir l'implant tibial aligné mécaniquement (0°). Les craintes d'un potentiel risque de descellement accru si on maintient une déformation frontale ont justifié pour les promoteurs cette prudence au niveau tibial. De bons résultats cliniques ont été rapportés avec cette technique chez des patients présentant un varus pré-opératoire (36).

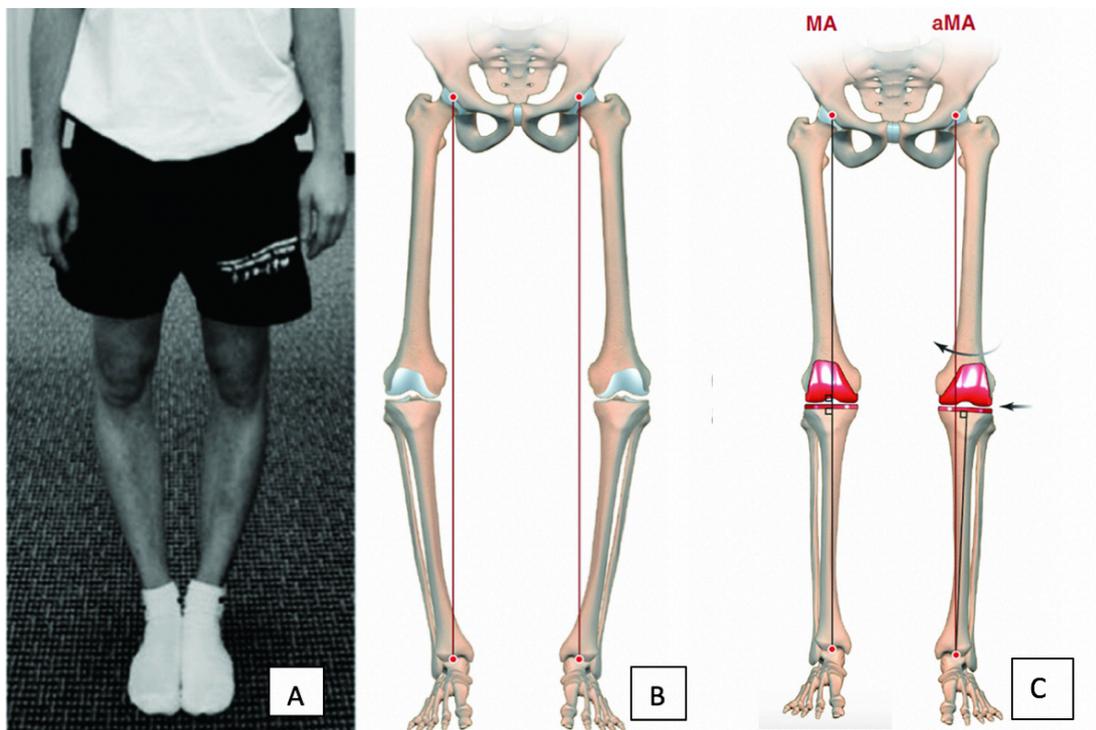


Figure 11 : Patient présentant un morphotype en varus (A,B) avec application des techniques MA et aMA (C)

1.2.4 Alignement anatomique

La technique d'alignement anatomique (anatomic alignment (AA)) a été initialement décrite en 1985 par Hungerford et Krackow (37). L'objectif de base est le même que pour l'alignement mécanique, à savoir un membre inférieur en rectitude avec un HKA à $180 \pm 3^\circ$, mais cette approche vise à restituer une interligne articulaire systématiquement oblique à 3° par rapport à l'axe mécanique neutre du membre prothésé. L'idée est de réaliser une coupe osseuse fémorale distale à 3° de valgus par rapport à l'axe mécanique du fémur et une coupe osseuse tibiale à 3° de varus par rapport à l'axe mécanique du tibia, considérant qu'il s'agit de l'obliquité physiologique de l'interligne articulaire du genou (Figures 12 et 13).

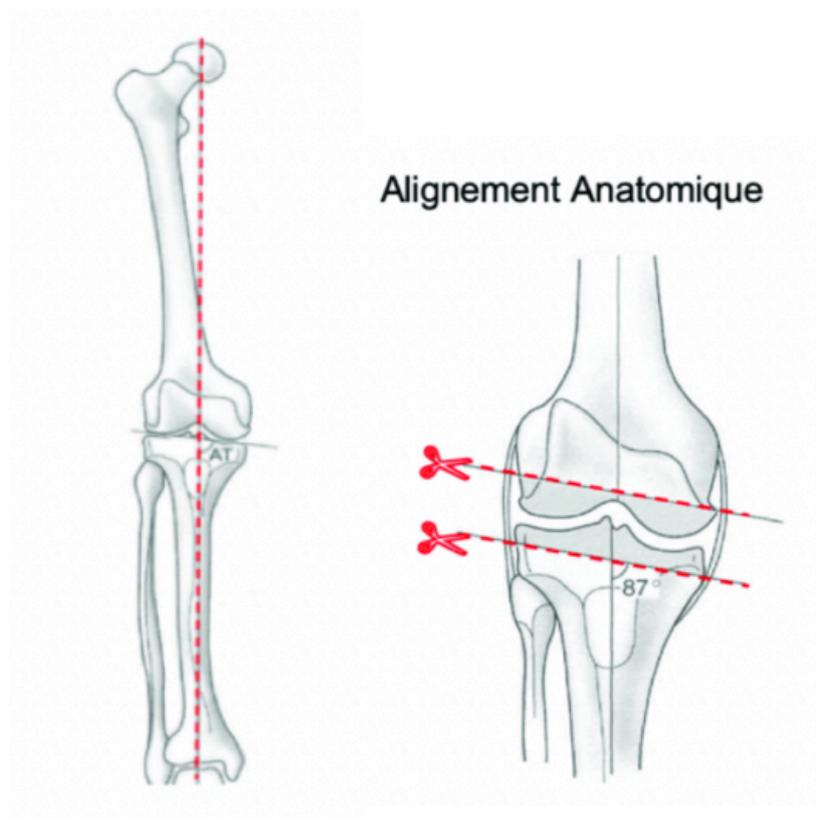


Figure 12 : Schématisation des coupes osseuses en alignement anatomique

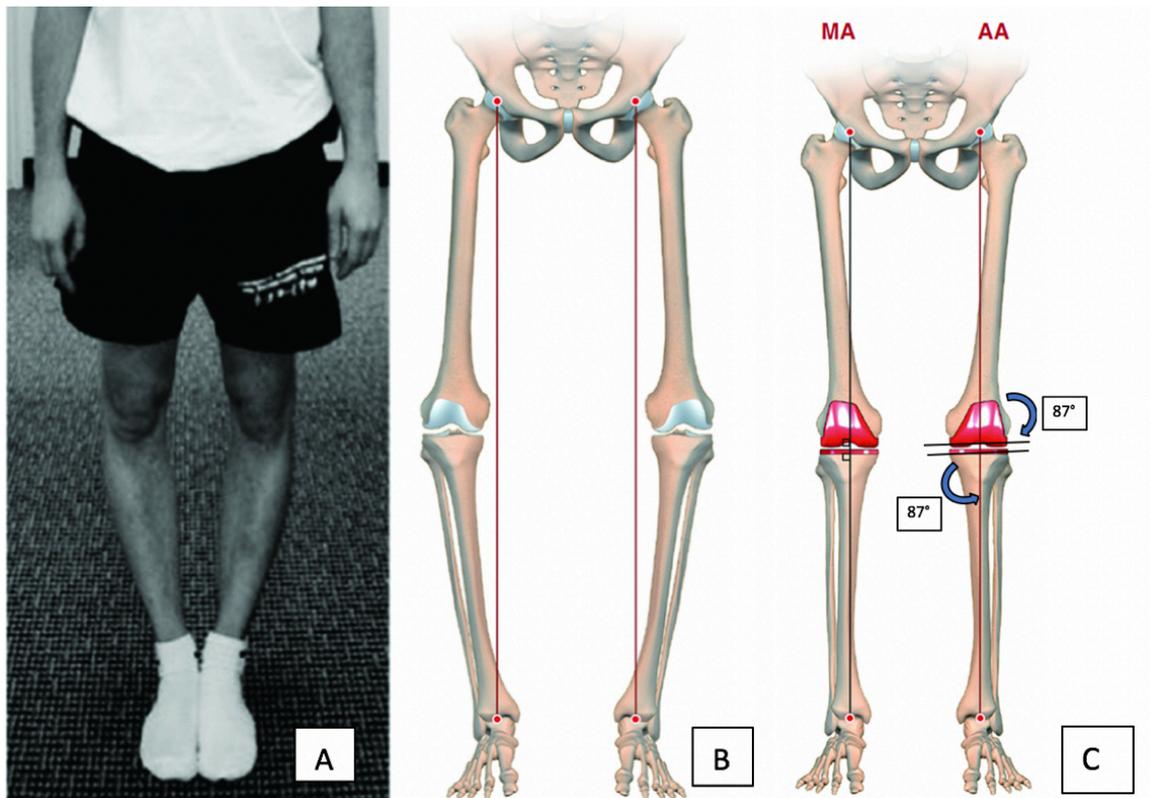


Figure 13 : Patient présentant un morphotype en varus (A,B) avec application des techniques MA et AA (C)

Cette technique vise à optimiser la biomécanique rotulienne du fait d'une moindre altération de l'anatomie physiologique du fémur distal. Cette philosophie ne s'est que peu répandue du fait du défi technique à l'époque d'obtenir des coupes osseuses précises et donc d'avoir le risque d'obtenir un varus tibial important ($> 3^\circ$) et prétendument délétère. L'alignement anatomique semble donner des résultats similaires à l'alignement mécanique en terme de scores fonctionnels (38).

Cependant cette approche, tout comme l'alignement mécanique et l'alignement mécanique ajusté, peut être définie comme une « approche systématique », c'est-à-dire identique pour chaque patient quel que soit son anatomie. Elle reproduit l'anatomie native dans moins de 20% des cas (21) et aboutit donc aussi à la nécessité d'un équilibrage ligamentaire par des gestes d'allongement au niveau des parties molles.

La révolution de la médecine personnalisée et l'abandon de la médecine basée sur les valeurs moyennes s'est développée dans de nombreuses branches de la médecine, de la cancérologie à la biologie. La chirurgie orthopédique n'a pas échappé à cette tendance et à ce changement de paradigme (Figure 14). Toutes ces notions ont conduit la communauté chirurgicale à envisager des compromis et à conserver une part ou la totalité de la déformation préopératoire lors de la pose d'une PTG.

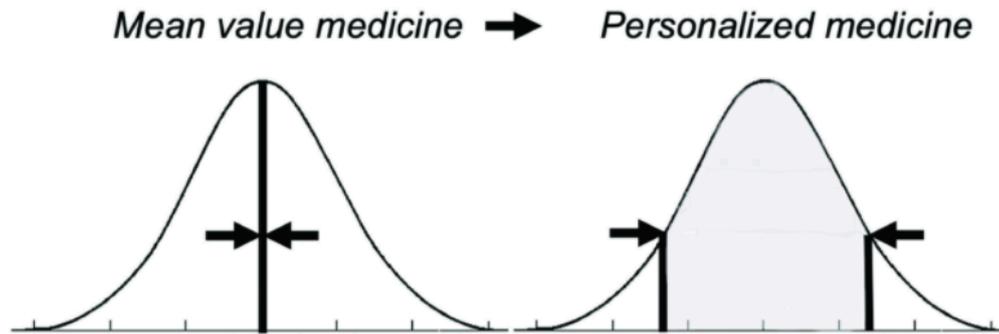


Figure 14 : Évolution de la médecine ; dans la médecine basée sur les valeurs moyennes, l'objectif est de ramener toute la population à la valeur moyenne, sans tenir compte des variations interindividuelles. Dans la médecine personnalisée, l'objectif est de restaurer une valeur pré-pathologique individuelle

1.2.5 Alignement cinématique

L'alignement cinématique (kinematic alignment (KA)) correspond à l'aboutissement de ce concept d'alignement personnalisé. Il a été décrit et popularisé par Stephen Howell en 2008, avec pour objectif de reproduire strictement l'alignement natif du patient, à l'aide d'une technique opératoire spécifique et d'une instrumentation dédiée (39).

Le terme « alignement cinématique » fait appel à une philosophie de co-alignement des axes des implants fémoraux et tibiaux avec les trois axes du genou natif, sans libération ligamentaire (40–43). Le premier axe au niveau du fémur natif relie le centre des cercles affleurant aux condyles fémoraux postérieurs. Cet axe, appelé axe transcondylien ou axe cylindrique, est l'axe autour duquel se fait la flexion du tibia sur le fémur de 10 à 120° (44). Le deuxième axe, toujours au niveau du fémur natif, est parallèle au premier et en moyenne à 10 mm en avant et à 12 mm en proximal. Il représente l'arc de flexion/extension de la rotule par rapport au fémur (41,43). L'axe longitudinal autour duquel se fait la rotation du tibia par rapport au fémur passe par le compartiment fémoro-tibial médial. Les trois axes sont soit perpendiculaires, soit parallèles aux surfaces articulaires. (41,42) (Figure 15).

Le grand principe du KA est de respecter l'orientation des surfaces articulaires pré-arthrosiques du fémur et du tibia en réalisant un resurfaçage du genou, sans modifier l'angle HKA (Figures 16 et 17).

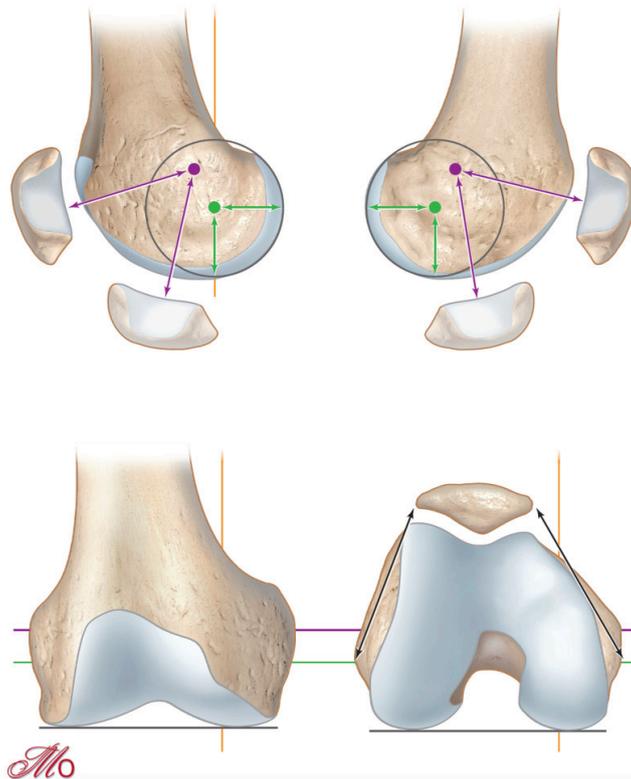


Figure 15 : L'axe transversal fémoral autour duquel le tibia s'étend et se fléchit (axe transcondylien) est le plus distal et le plus postérieur (ligne verte). L'axe transversal fémoral autour duquel la rotule s'étend et se fléchit est plus proximal et antérieur (ligne violette). L'axe longitudinal autour duquel se fait la rotation du tibia par rapport au fémur passe par le compartiment fémoro-tibial médial (ligne jaune). Les trois axes sont soit perpendiculaires, soit parallèles aux surfaces articulaires (ligne noire).

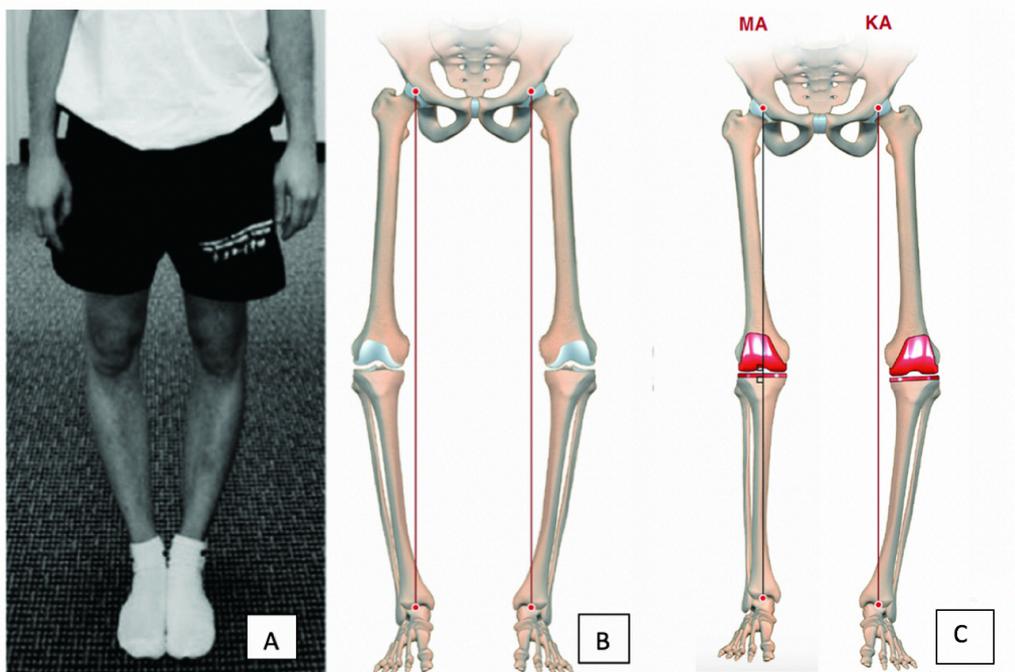


Figure 16 : Patient présentant un morphotype en varus (A,B) avec application des techniques MA et KA

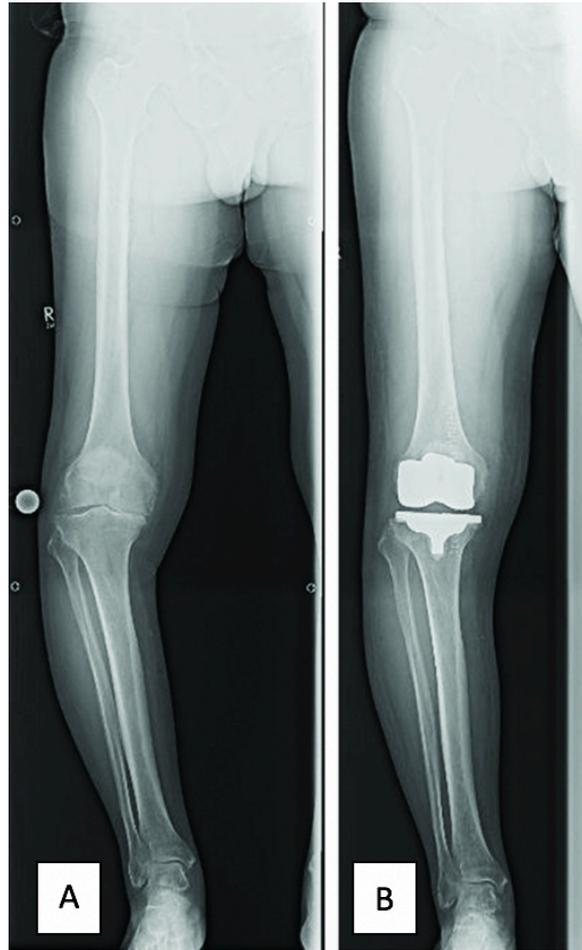


Figure 17 : Radiographies pré-opératoire (A) et post-opératoire (B) d'une PTG droite en alignement cinématique

Il s'agit d'une procédure osseuse pure respectant l'enveloppe capsulo-ligamentaire, ce qui permet la restauration individuelle de l'obliquité de l'interligne articulaire et de sa laxité physiologique (hautement variable d'un patient à l'autre) via un positionnement personnalisé des implants. Cela se traduit par des coupes osseuses retirant la juste quantité d'os et de cartilage correspondant à l'encombrement prothétique. Cette technique utilise donc des repères anatomiques différents de l'alignement mécanique (tableau 1).

À ce jour, plusieurs études ont comparé l'alignement mécanique et l'alignement cinématique (28,45–51). La plupart ont rapporté des performances fonctionnelles supérieures avec l'alignement cinématique, bien que les différences observées ne soient pas toujours statistiquement significatives. Une méta-analyse récente d'essais contrôlés randomisés comparant les résultats fonctionnels des PTG MA avec les PTG KA retrouve de meilleurs résultats fonctionnels avec la technique KA (52).

	Technique cinématique (KA) « Approche personnalisée »	Technique mécanique (MA) « approche systématique »
Positionnement sagittal du composant fémoral (coupe fémorale distale)	Suit la courbure fémorale sagittale (flexion moyenne de 3° par rapport à l'axe mécanique fémoral sagittal)	Idem
Positionnement frontal du composant fémoral (coupe fémorale distale)	Parallèle à la surface articulaire fémorale distale en tenant compte de l'usure ostéochondrale	Perpendiculaire à l'axe mécanique fémoral frontal
Rotation du composant fémoral (coupe fémorale antérieure & postérieure)	Neutre (parallèle à la ligne condylienne postérieure) – technique de coupes indépendantes uniquement	Rotation externe par rapport à la ligne condylienne postérieure) – technique de coupes indépendantes ou dépendantes, au choix
Positionnement antéropostérieur du composant fémoral	Référencement postérieur uniquement (ajustement fait sur l'offset trochléen)	Référencement antérieur ou postérieur, au choix (compromis réalisées respectivement sur l'espace en flexion ou sur l'offset trochléen)
Positionnement médiolatéral du composant fémoral	Centré sur l'échancrure	Centré sur l'échancrure ou légèrement latéralisé pour optimiser la course rotulienne
Positionnement frontal du composant tibial	Parallèle à la surface articulaire tibial proximale en tenant compte de l'usureostéo-chondrale	Perpendiculaire à l'axe mécanique tibial
Positionnement sagittal du composant tibial	Parallèle à la pente du plateau tibial médial	Quelques degrés (2° à 7°) de pente postérieure par rapport à l'axe mécanique tibial
Positionnement axial du composant tibial	Parallèle à l'axe antéropostérieur du plateau tibial latéral (tubérosité tibiale antérieure négligée)	Visé la jonction 1/3 médial-2/3 latéral de la tubérosité tibiale antérieure
Libération capsuloligamentaire pour équilibrage articulation fémorotibial	Aucun à l'exception de la capsule postérieure qui peut être libérer si rétractée objectif de restaurer la laxité physiologique fémorotibiale	Fréquent objectif d'obtenir des espaces en extension et flexion symétriques et rectangulaires
Libération capsuloligamentaire pour équilibrage articulation patellofémoral	Aucun	Fréquent

Tableau 1: Principales différences entre les techniques chirurgicales MA et KA

Malgré les résultats cliniques prometteurs des PTG cinématiques rapportés à court et moyen terme, ses indications suscitent certaines interrogations, qui ne sont pas encore bien définies. En effet, la limite du varus ou valgus résiduel acceptable reste mal comprise et ne fait pas consensus. Howell et al ont rapporté un taux de survie de 98.4% (descellement aseptique) à 10 ans sur une série de 222 genoux ayant bénéficiés de l'implantation d'une PTG selon un alignement cinématique, sans restriction des patients en terme de déformation pré-opératoire (53). Parratte et al ont observé que les prothèses avec un HKA hors de la fourchette $180^\circ \pm 3^\circ$ sur la goniométrie postopératoire avaient une survie à 15 ans identique à celle des prothèses normo axées (54). En revanche, d'autres études ont montré qu'une coupe tibiale en varus ou qu'un alignement fémoro-tibial en varus peut compromettre la survie des implants et le résultat fonctionnel (18,29,55). Il n'est par ailleurs pas certain que les conséquences du varus soient les mêmes sur le tibia et le fémur (29,31), ni que la limite de déformation acceptable soit identique pour les varus et les valgus (30). Il est donc probable que l'alignement cinématique pur, sans restriction d'alignement des implants, ne conviennent pas à tous les patients. Une anatomie native peut être intrinsèquement inférieure sur le plan biomécanique, prédisposant à la maladie initiale (gonarthrose) et éventuellement à des complications prothétiques si elle est recréée. Une déformation constitutionnelle ou séquellaire sévère du membre inférieur, une obliquité importante de l'interligne articulaire du genou, ou une instabilité rotulienne favorisée par un morphotype de genou ou du membre, représentent de bons exemples (56).

De plus, le concept de l'alignement cinématique implique un positionnement variable des implants. Or l'utilisation d'implants standardisés peut être source d'inadéquations entre l'implant et les contours osseux et donc de débords prothétiques (57), ou de défauts d'alignements de la trochlée prothétique (57,58). Néanmoins, de nombreuses études confirment la sécurité des implantations cinématiques avec implants standards, et notamment l'absence de complications patellaires accrues (28,45–51,53).

Compte tenu de ces incertitudes, P-A Vendittoli & all ont décrit récemment une stratégie d'alignement cinématique restreint, dérivée de l'alignement cinématique, mais imposant des bornes dans la déformation résiduelle acceptable (59).

1.2.6 Alignement cinématique restreint

Certains auteurs prudents ont opté pour un compromis lors de l'exécution d'une PTG chez un patient ayant une déformation sévère du membre et ont développé un protocole alternatif à l'alignement cinématique vrai, appelé alignement cinématique restreint (restricted kinematic alignment (rKA)) (59,60). Le concept de rKA est de reproduire l'anatomie constitutionnelle du genou du patient dans une plage de sécurité, en évitant les anatomies pathologiques extrêmes dont l'existence a été démontrée (59). Cette plage de sécurité limite l'alignement coronal des implants fémoral et tibial à $\pm 5^\circ$ de l'axe mécanique neutre (mMPTA et mLDFa doivent être égal à $90 \pm 5^\circ$), avec un aHKA global égal à $180 \pm 3^\circ$ (Figures 18 et 19).

Cette technique peut être réalisée en utilisant une mesure des résections osseuses per-opératoires avec un pied à coulisse, une planification pré-opératoire avec une instrumentation spécifique au patient, la navigation informatisée per-opératoire ou la chirurgie robotique. Les résections sont modifiées par rapport à l'anatomie native du patient seulement dans les cas où cette anatomie diffère de la plage de sécurité définie ci-dessus.

Une étude a évalué 4884 scanners pré-opératoires de genoux devant bénéficier d'une arthroplastie totale, pour analyser l'effet de ce protocole d'alignement cinématique restreint (59). Il a été démontré que 51% des patients se situaient dans la plage de sécurité, permettant de réaliser une technique d'alignement cinématique pure sans avoir à effectuer d'ajustement. En réalisant des corrections minimales (en moyenne de $0,5^\circ$ pour le mMPTA et $0,3^\circ$ pour le mLDFa), 83 % de tous les patients se situaient dans cette plage de sécurité.

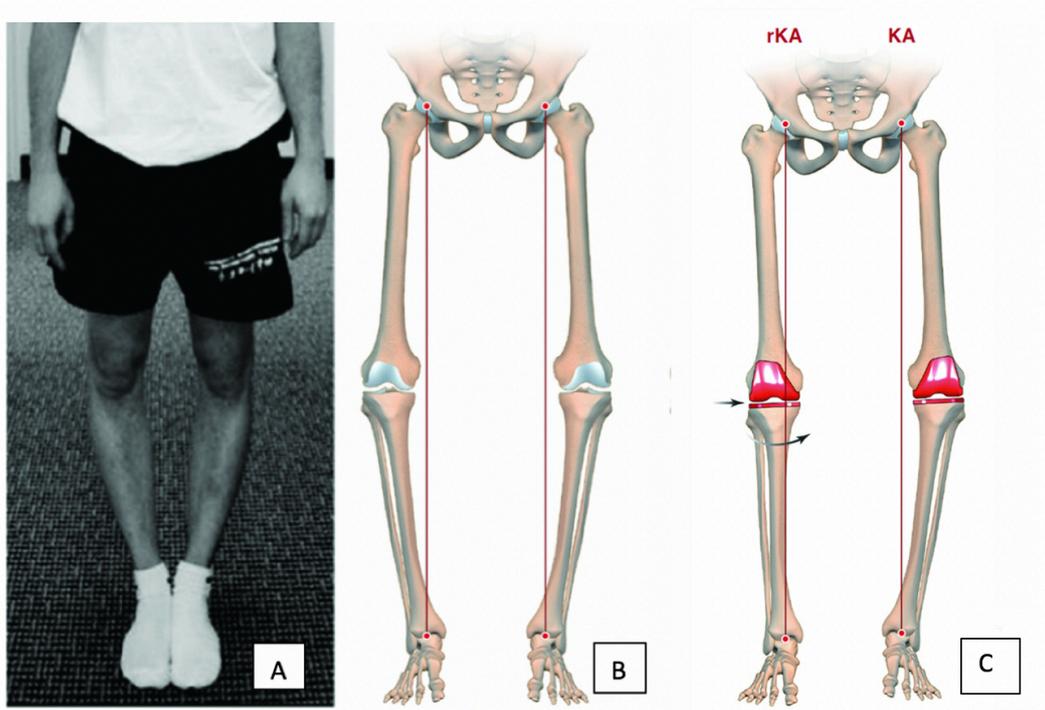


Figure 18 : Patient présentant un morphotype en varus (A, B) avec application des techniques rKA et KA (C)

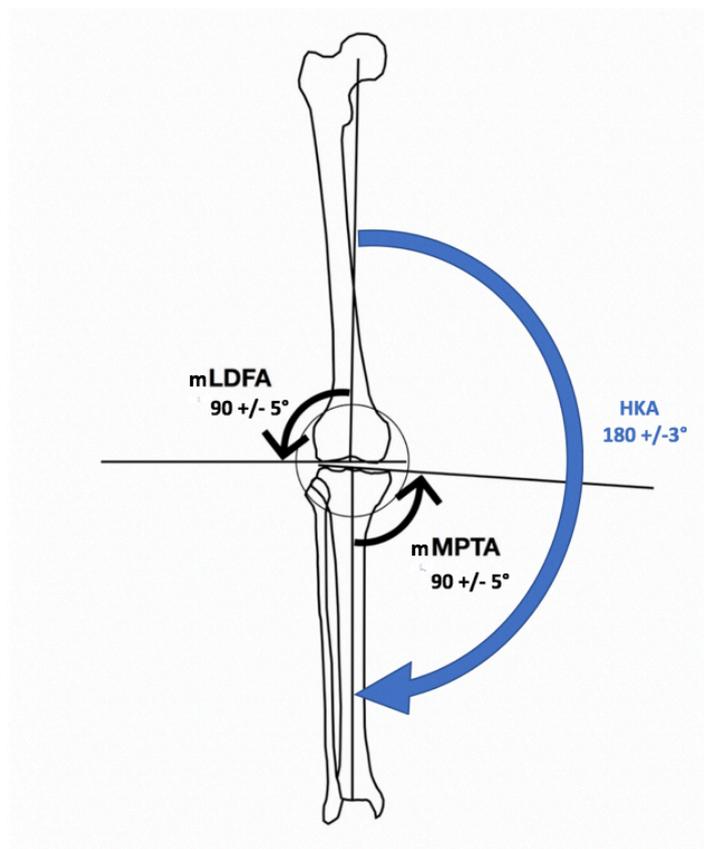


Figure 19 : Bornes de l'alignement cinématique restreint

En comparaison, les auteurs ont mesuré la correction nécessaire pour une PTG avec un protocole MA en utilisant une cible de 0° pour le mL DFA et le mMPTA. La correction moyenne du mMPTA pour une PTG mécanique était de $3,3^\circ$ et celle du mL DFA était de $3,2^\circ$. Le MA appliqué à une large population implique donc des modifications importantes de l'anatomie normale.

Le protocole rKA décrit par Venditoli est le suivant (Figure 20). En cas d'anatomie du genou se situant en dehors de la plage de sécurité proposée, le mL DFA et le mMPTA sont corrigés indépendamment en les réglant sur la valeur la plus proche de la plage de sécurité (5° de l'axe mécanique). Après ces corrections fémorales et/ou tibiales indépendantes, si l'angle HKA reste $> 3^\circ$ de varus ou de valgus, deux cas de figure sont possibles :

- Si le fémur est en valgus et le tibia en varus (ou vice versa), le MPTA est encore ajusté pour ramener l'angle HKA dans la plage de sécurité. Par exemple si le patient a conservé un HKA $> 3^\circ$ de varus (exemple : fémur 1° de valgus et tibia 5° de varus = HKA 4° varus), le varus tibial est réduit jusqu'à ce que l'HKA soit égal à 3° de varus (ex : 1° de valgus et tibia 4° de varus = HKA 3° varus). Dans le cas où le patient a conservé un HKA $> 3^\circ$ de valgus (ex : fémur 5° de valgus et tibia 1° de varus = HKA 4° valgus), le varus tibial est augmenté jusqu'à ce que l'HKA soit égal à 3° de valgus (ex : fémur 5° de valgus et tibia 2° de varus = HKA 3° de valgus). En effet, lorsqu'une correction anatomique est nécessaire les auteurs préfèrent modifier le tibia et préserver autant que possible l'anatomie fémorale et ses axes de flexion qui jouent un rôle primordial dans la cinématique du genou.
- Dans environ 17% des cas, les patients présentent une anatomie « inhabituelle » avec le fémur et le tibia orientés tous les deux en varus ou en valgus. Comme les deux os contribuent à la déformation dans le même sens, le chirurgien doit décider quel segment corriger pour rentrer dans la zone de sécurité. Ici aussi les auteurs préconisent de conserver l'anatomie fémorale le plus possible et d'effectuer la majorité de la correction sur le tibia. Par exemple, sur un genou en valgus sévère avec un fémur à 9° de valgus et un tibia à 1° de valgus (HKA global de 10° valgus), la coupe fémorale est ajustée à la borne supérieure de 5° de valgus et la coupe tibiale est corrigée pour obtenir 2° de varus, donnant un HKA global de 3° de valgus. De même, dans un genou en varus sévère avec 2° de varus fémoral et 6° de varus tibial (HKA global de 8° varus), l'orientation fémorale est conservée (2° varus), et le varus tibial est réduit à 1° , ce qui donne un HKA de 3° varus.

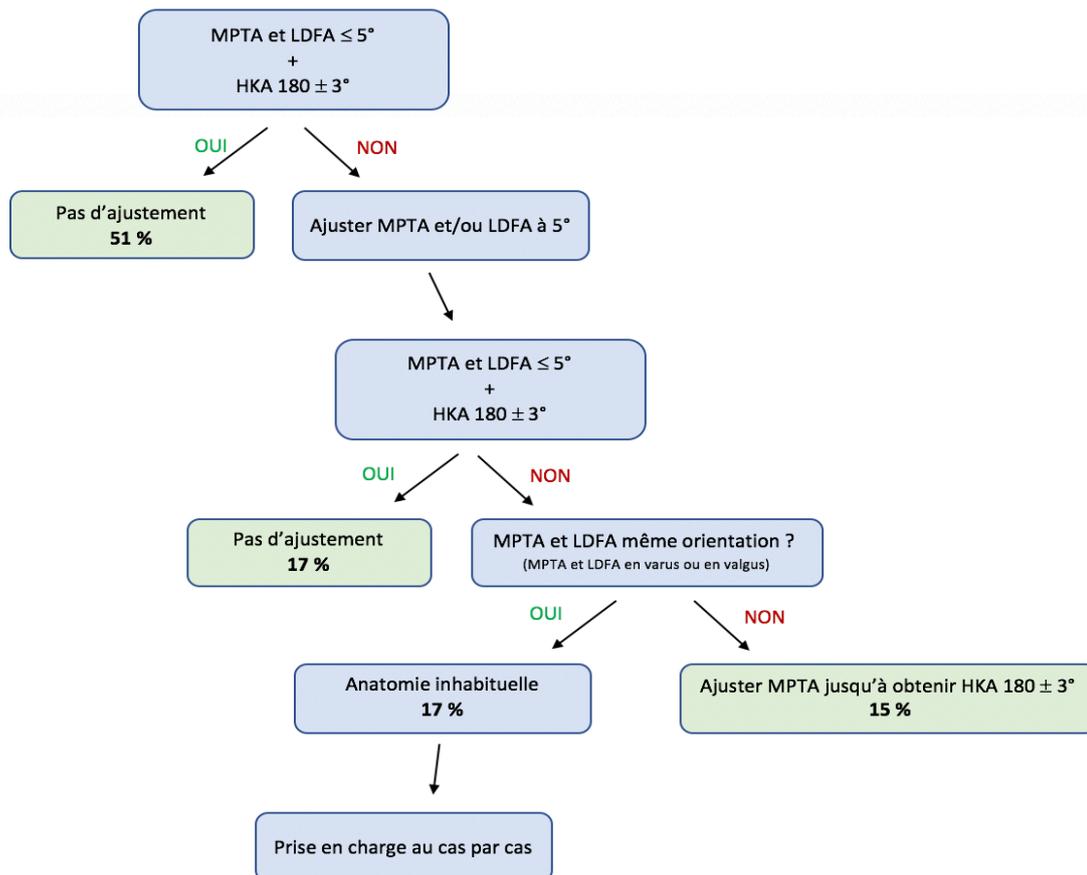


Figure 20 : Protocole rKA selon Venditoli

Le but de l'alignement cinématique restreint est donc d'amener les anatomies extrêmes vers des valeurs acceptables, en modifiant partiellement leurs déformations pour permettre une orientation des implants compatible avec les matériaux et les méthodes de fixation actuelles.

Une revue récente de la littérature comparant les résultats cliniques de la technique rKA avec le MA suggère que le rKA fournit des résultats équivalents ou légèrement meilleurs que le MA, sans augmenter le risque d'échec de l'implant à court et moyen terme (61). Une étude récente a comparé 115 PTG réalisées selon le protocole d'alignement cinématique restreint à l'aide d'un bras robotisé avec 115 PTG mécaniques posées avec une instrumentation manuelle classique (62). Au recul moyen de 17 mois tous les scores fonctionnels étaient significativement supérieurs dans le groupe cinématique restreint.

Les techniques cinématiques (KA et rKA) sont donc des techniques où la cinématique du genou est priorisée par rapport à l'équilibrage ligamentaire. En effet, des études ont montré que la technique KA ne permet pas d'obtenir un genou équilibré dans 50% des cas, particulièrement en flexion (63,64). De plus la technique rKA nécessite des gestes de release ligamentaire et/ou de recoupes osseuses pour obtenir un genou équilibré dans 30% des cas (65).

1.2.7 Alignement fonctionnel

L'alignement fonctionnel (fonctionnal alignment (FA)) est une technique émergente décrite récemment par Fares S. Haddad (68,69). Il vise à restaurer la hauteur de l'interligne articulaire, à préserver son obliquité native et à obtenir des espaces en flexion-extension équilibrés avec une tension égale des tissus mous médio-latéraux, en manipulant les résections osseuses et en ajustant le positionnement des implants plutôt qu'en libérant les tissus mous péri-articulaires (Figure 21). En effet, les résultats d'une arthroplastie du genou sont affectés non seulement par l'alignement mais aussi par l'équilibrage des parties molles, la restauration de la hauteur et de l'obliquité de l'interligne articulaire (70–73).

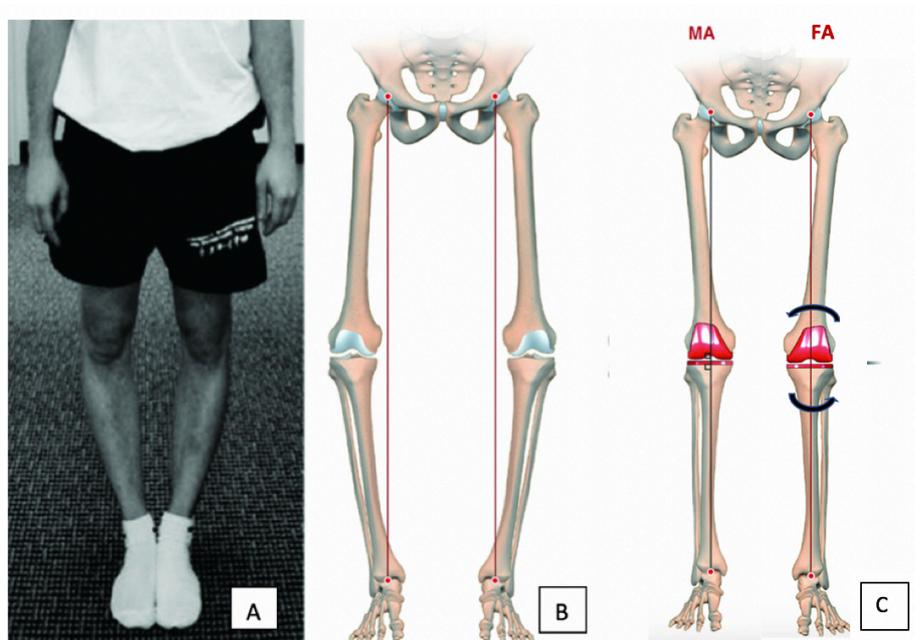


Figure 21 : Patient présentant un morphotype en varus (A,B) avec application des techniques MA et FA (C)

Avec l'arrivée de nouvelles technologies telles que les plateformes robotisées, l'alignement peut être mieux adapté à l'anatomie osseuse individuelle du patient et à l'équilibrage des ligaments natifs. Une avancée majeure de certaines plates-formes robotisées est la planification préopératoire en 3D avec l'utilisation de modalités d'imagerie telles que le scanner 3D qui permet une évaluation de l'anatomie osseuse dans les trois plans pour adapter le positionnement et la taille de l'implant. Ces technologies d'assistance permettent également une évaluation peropératoire quantifiable de l'équilibrage des parties molles par la représentation virtuelle des espaces en flexion et en extension. Les systèmes assistés par robot

offrent ainsi la possibilité d'effectuer des ajustements peropératoires précis pour atteindre l'objectif d'alignement, la hauteur de l'interligne articulaire et l'orientation souhaité (74,75).

Le FA est une philosophie qui vise à créer un plan personnalisé pour reconstruire, dans des limites définies, l'alignement constitutionnel tridimensionnel mais en respectant le comportement de l'enveloppe des tissus mous. Dans la description initiale de la technique (69), les implants sont initialement planifiés pour réaliser un alignement mécanique neutre dans le plan coronal, avec l'implant fémoral aligné à l'axe transépicondylien chirurgical. Puis l'évaluation de l'équilibre ligamentaire est effectuée par le chirurgien. Après correction de la déformation en appliquant des forces de valgus et de varus pour restaurer la tension native dans les structures ligamentaires médiales et latérales respectivement, deux positions sont "capturées" par le système robotique, la première en extension et la seconde en flexion. L'effet des coupes osseuses planifiées et du positionnement de l'implant sur les positions articulaires capturées est affiché sur l'interface de l'ordinateur, ce qui permet d'apporter des modifications anticipées en fonction des cibles souhaitées pour l'alignement et les espaces tibio-fémoraux.

Dans le plan coronal, le positionnement de l'implant fémoral sera modifié jusqu'à 3° à partir d'un point de départ de 0° par rapport à l'axe mécanique pour équilibrer l'écart en extension. Dans le plan sagittal, le positionnement du composant fémoral sera réglé pour optimiser le bon dimensionnement de l'implant tout en évitant le notching antérieur en ajustant la flexion jusqu'à 5°. Dans le plan axial, le composant fémoral sera modifié jusqu'à 3° de l'axe transépicondylien chirurgical pour équilibrer l'écart en flexion. L'implant tibial sera modifié jusqu'à 3° de varus pour équilibrer les écarts en flexion et en extension. Le valgus tibial sera quant à lui évité. Dans le plan sagittal, la position de l'implant tibial sera réglée pour correspondre à la pente tibiale postérieure native du patient, puis modifiée pour équilibrer l'écart de flexion si nécessaire. Dans le plan axial, la rotation de l'implant tibial sera positionnée à l'aide de la ligne d'Akagi (76,77). L'obliquité de l'interligne articulaire est restaurée en appliquant une correction en valgus sur la résection fémorale distale et une correction en varus sur la résection tibiale proximale. La sur-résection du fémur distal sera évitée pour maintenir le niveau de ligne articulaire et minimiser l'instabilité à mi-flexion (78,79). Ces cibles sont donc individualisées en fonction du genou et des déséquilibres du patient, mais doivent rester dans la zone de sécurité de $180^\circ \pm 3^\circ$ d'alignement coronal global. Cependant certains auteurs ont fait évoluer cette technique princeps en modifiant la planification pré-opératoire des implants ainsi que les limites de positionnement des implants et d'alignement global du membre (80–82).

L'étude quantitative de l'équilibrage ligamentaire obtenu avec le FA, à l'aide d'un capteur de pression intégré au polyéthylène d'essai, a montré son aptitude à réaliser l'équilibrage ligamentaire de façon reproductible en n'ayant que très rarement recours aux libérations des parties molles (69). Cependant certains patients présentant des déformations fixes peuvent nécessiter des gestes de libération ligamentaire si le genou ne parvient pas être équilibré par la seule manipulation des implants dans les limites d'alignement tolérées. Ainsi, là où les techniques KA et rKA priorisent la cinématique du genou sur l'équilibrage ligamentaire, la technique FA cherche à obtenir l'équilibrage ligamentaire sans forcément restituer l'anatomie pré-arthrosique du patient.

Pour conclure, la précision offerte par les techniques récentes, telles que la chirurgie robotisée et la navigation informatisée, a permis que les cibles non neutres d'alignement puissent être atteintes de manière plus reproductible, réduisant ainsi le risque de manquer la cible et de produire des valeurs aberrantes d'alignement source de mauvais résultats fonctionnels et de mauvaise survie des implants. Cela a donc entraîné le développement récent de techniques d'alignements hybrides (rKA, FA) qui s'opposent aux techniques systématiques (MA, AA, aMA) en essayant de reproduire l'anatomie, la cinématique et la tension ligamentaire les plus proches du genou natif pré-arthrosique (Figure 22).

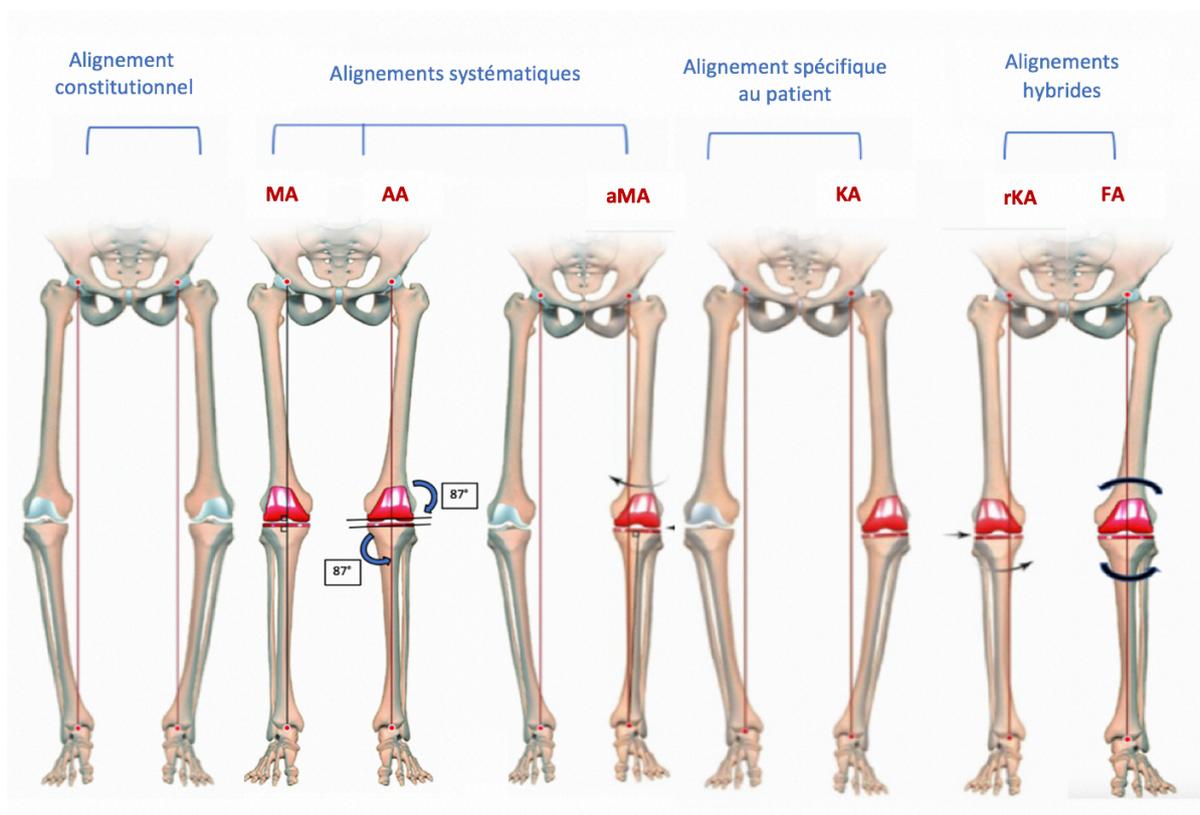


Figure 22 : Principaux concepts d'alignement en PTG

1.3 Équilibrage ligamentaire en arthroplastie totale de genou

1.3.1 Problématique actuelle

L'une des conditions à la réalisation optimale d'une PTG est le retour à une tension physiologique des structures ligamentaires collatérales du genou, et donc l'obtention d'une balance ligamentaire équilibrée à chaque degré de flexion (72). L'évaluation de la tension des tissus mous péri-articulaires lors d'une PTG est généralement effectuée par l'opérateur en peropératoire par la mise en tension manuelle des ligaments, avant ou après l'insertion des implants d'essai. Elle repose sur l'expérience de l'opérateur lors de tests répétés de correction de la déviation en extension et en flexion. Des ancillaires spécifiques sont également à la disposition des chirurgiens pour essayer d'évaluer de façon plus reproductible l'espace et l'angulation entre les coupes fémorales et tibiales : espaceurs de tailles croissantes, tenseurs dynamométriques.

Le retour à une tension physiologique des structures péri-articulaires est sous la dépendance de gestes techniques réalisés par le chirurgien « à la carte », le plus souvent des allongements ligamentaires ou des recoupes osseuses. La nécessité et l'importance de ces gestes sont corrélées à l'importance de la déformation ainsi qu'à sa réductibilité. Ceux-ci sont étroitement liés aux différentes coupes épiphysaires fondamentales. La nécessité et la hiérarchie des gestes d'équilibrage ligamentaire reposent sur la résection totale ou partielle du pivot central, la remise en tension ou, à l'inverse, la libération (*release*) des tissus mous péri-articulaires comme les ligaments collatéraux, le tendon poplité, la bandelette iliotibiale ou encore la capsule postérieure (83–85). Cette appréciation subjective de l'équilibre ligamentaire, basée sur une "sensation" qui se développe avec l'expérience et le volume de patients opérés (86,87), peut être altérée par des facteurs propres au patient comme le sexe, l'IMC ou une laxité ligamentaire relative (88,89). Cette évaluation non objective est donc imparfaite, et peine à rendre compte du véritable équilibre ligamentaire, en particulier lorsque la flexion du genou augmente (90). Or, un mauvais équilibre ligamentaire peut être à l'origine d'un mauvais résultat du fait de douleurs, de raideurs ou d'instabilité. Ainsi, un tiers des reprises précoces de PTG sont dues à un mauvais équilibrage ligamentaire (71,91). Il est donc apparu impératif que d'avantage de données empiriques et cliniques soient utilisées pour construire une définition scientifique de l'équilibre ligamentaire. En cherchant à réduire la subjectivité sur laquelle se sont traditionnellement appuyés les opérateurs lors de la procédure d'équilibrage, la communauté chirurgicale cherche à améliorer les résultats cliniques et à diminuer l'incidence des révisions précoces, permettant des économies sur les coûts liés aux soins de santé (92)

1.3.2 Évolution récente : développement de capteurs de force

Récemment la technologie a permis d'intégrer des capteurs microélectroniques dans le polyéthylène d'essai. Cela permet une rétroaction per-opératoire quantitative et dynamique de la localisation et de la force aux points de contact maximaux entre le tibia et les condyles fémoraux dans les compartiments médial et latéral, pendant les essais (Figures 23 et 24). Les données de forces entre les compartiments sont chiffrées sur l'ensemble de l'arc de mobilité du genou et permettent ainsi au chirurgien une évaluation objective de la tension ligamentaire, lui donnant la possibilité d'équilibrer le genou en effectuant une libération des tissus mous péri-articulaires ou en réalisant une recoupe osseuse si nécessaire.



Figure 23 : VERASENSE Knee System

Les critères caractérisant un genou équilibré faisant foi actuellement dans la littérature sont ceux de Gustke (93). Pour définir une articulation du genou comme « équilibrée », deux conditions doivent nécessairement être remplies. Premièrement, l'articulation doit posséder une stabilité dans le plan sagittal, déterminée par des points de contact maximal entre les condyles et le tibia stables lors d'un test de tiroir postérieur, sans présenter de tension excessive du LCP entraînant un recul des points de contact en flexion (Figure 25). Deuxièmement, la force entre le fémur et le tibia doit être comprise entre 5 et 45 livres-force (lbf), soit entre 22 et 200 Newtons (N), et la différence de force entre les compartiments médial et latéral ne doit pas dépasser 15 lbf (66N). Ces valeurs ont été déterminées à partir de données biomécaniques, de constatations per-opératoires et de résultats cliniques (93,94).

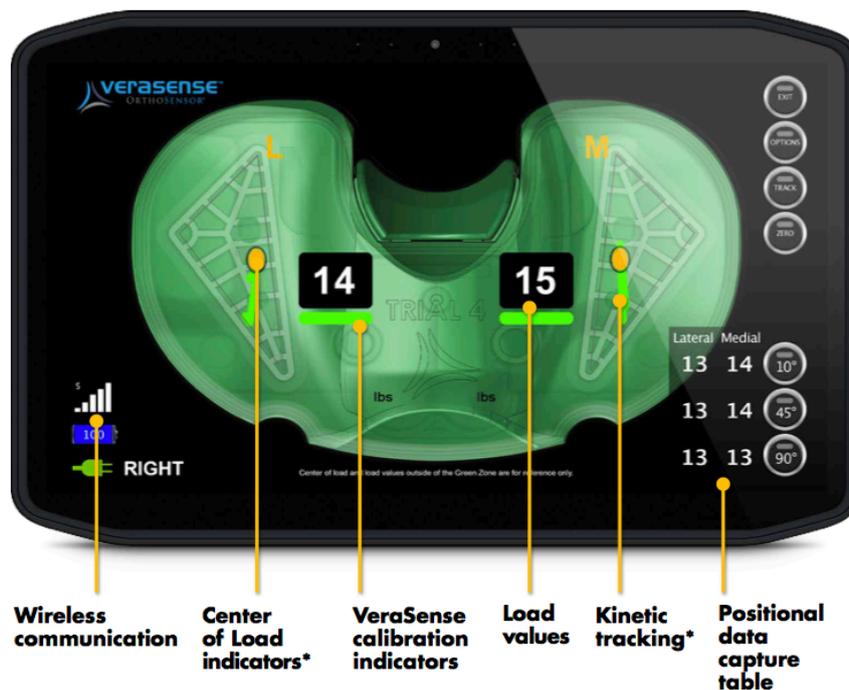


Figure 24 : Moniteur avec les données recueillies par le capteur de pression VERASENSE Knee System (unité de pression= livre-force (lbf))

Plusieurs études récentes ont montré que parmi les patients ayant bénéficié d'une PTG avec un équilibre ligamentaire réalisé par la sensation du chirurgien, jusqu'à 50 % des patients ne sont pas équilibrés selon les critères cités précédemment (95–99). Au contraire l'utilisation d'un capteur de force permet d'ajuster les gestes d'équilibre et permet d'obtenir un genou équilibré dans 85 à 95% des cas (95,96,99), et de diminuer le nombre de mobilisations sous anesthésie (100,101).

Cependant, si certaines études ont retrouvé des résultats fonctionnels supérieurs avec l'utilisation de ces capteurs à court terme (93,95,100), d'autres n'ont pas retrouvé de différences significatives sur les scores cliniques post opératoires (96,99), et leur bénéfice clinique reste débattu. Une explication possible repose sur l'idée que les capteurs réduisent le déséquilibre des tissus mous, mais ils le font en augmentant le nombre de gestes ligamentaires nécessaires. Or, chacun de ces gestes sont d'une fiabilité, d'une difficulté et d'une reproductibilité variables (20,102).

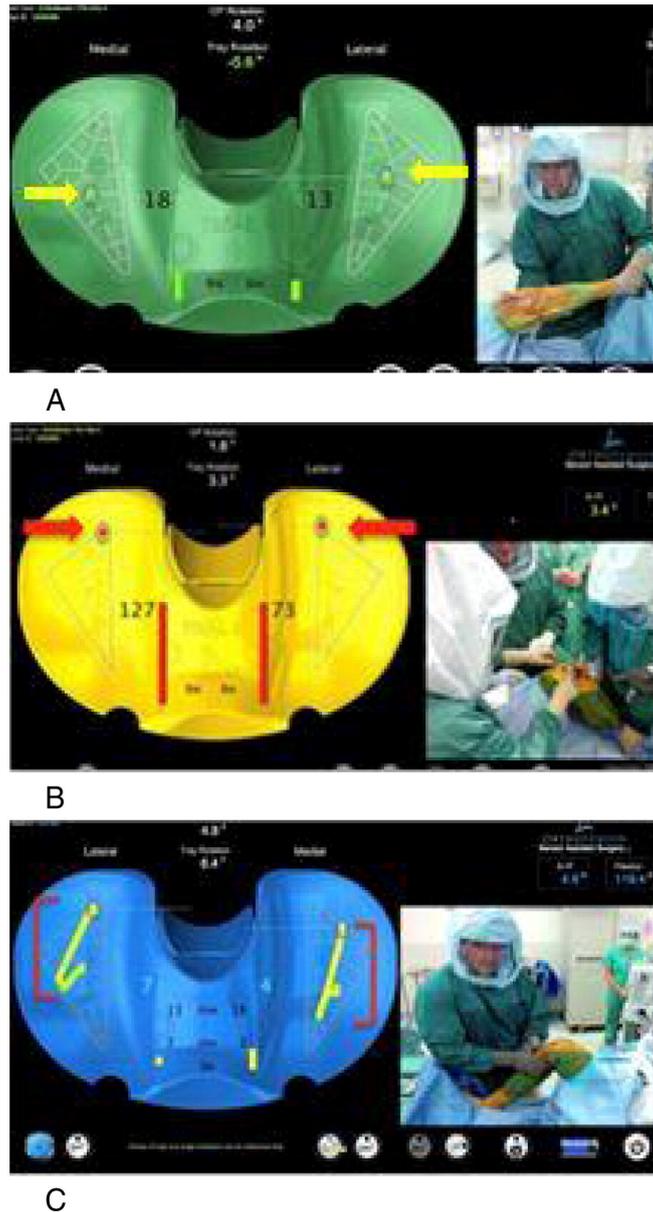


Figure 25 : Capture d'écran de trois scénarios peropératoires montrant: un équilibre sagittal optimal indiqué par le positionnement symétrique des points de contact fémoraux dans le tiers médian du capteur (A) ; une tension postérieure excessive indiquée par la position postérieure des points de contact fémoraux (B) ; et une laxité excessive comme indiquée par le déplacement antérieur des points de contact fémoraux à travers la surface du capteur lors d'un test de tiroir postérieur (C). (93)

1.4 Chirurgie robotique en arthroplastie totale de genou

1.4.1 Historique

Ces dernières décennies, les développements technologiques des systèmes robotisés en chirurgie ont vu un essor important, avec pour objectif l'amélioration de la précision et la reproductibilité de la procédure opératoire.

Les débuts de la robotique appliquée à la chirurgie orthopédique remontent à la fin des années 90, avec l'introduction sur le marché des systèmes de navigation permettant aux chirurgiens de connaître la position dans l'espace d'une partie du corps du patient par rapport aux instruments. En 2006, la société Mako[®] met au point un modèle 3D basé sur un scanner pré-opératoire du patient qui permet de guider le bras d'un robot pour des opérations de coupe et de perçage du squelette humain. En 2013, la société américaine Stryker[®] rachète Mako[®]. Le système était initialement utilisé pour l'arthroplastie partielle de genou (Partial Knee Arthroplasty PKA) et l'arthroplastie totale de hanche (Total Hip Arthroplasty THA). Puis en 2016 Stryker[®] développe son utilisation pour la pose de prothèses totales de genou (Total Knee Arthroplasty TKA). En quelques années, l'utilisation du système Mako TKA se répand, principalement aux États-Unis. En effet, si en 2015 les opérations de pose d'implants de genou utilisant un robot ne dépassaient pas 1 % aux USA, ce ratio avoisine les 10 % en 2019. Le Mako TKA arrive en Europe en 2017 et en France en 2018. En 2017, selon les chiffres officiels de Stryker[®], 380 robots Mako étaient installés dans le monde et 7000 chirurgies du genou avaient été réalisées. Actuellement il y a plus de 1 400 systèmes Mako installés dans 29 pays, dont 156 en Europe et 11 en France, pour plus de 615 000 procédures chirurgicales réalisées (Figure 26). Il est utilisé dans 32 Centres Hospitaliers Universitaires (CHU) en Europe, dont 3 en France.

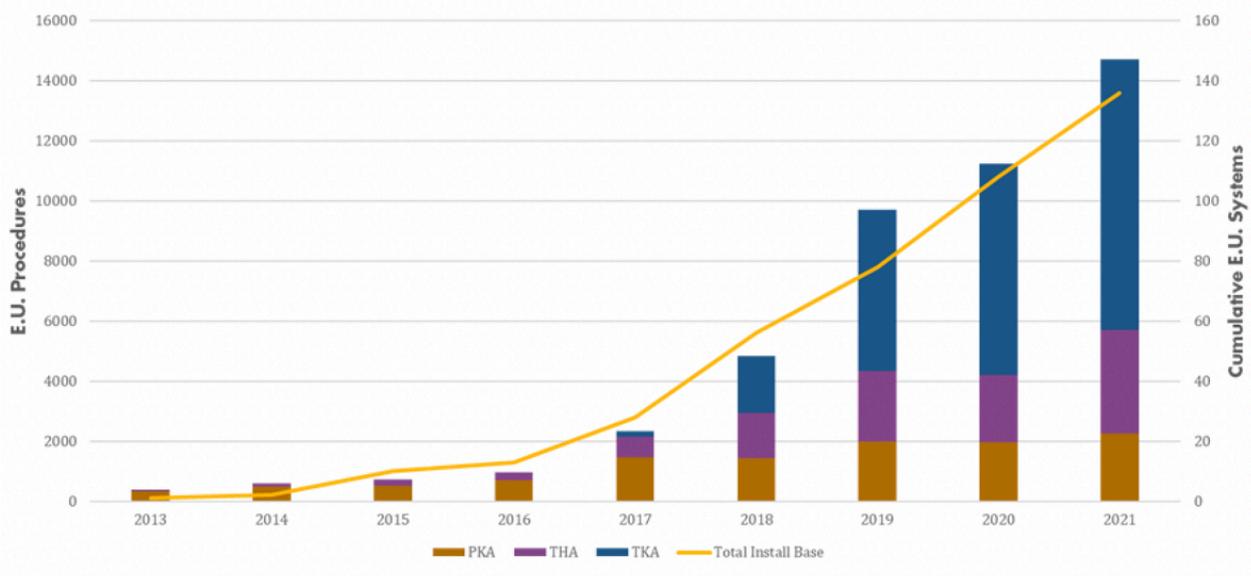


Figure 26 : Évolution du nombre de systèmes Mako et de procédures Mako en Europe entre 2013 et 2021

1.4.2 Technique opératoire

Le système Mako TKA est constitué d'un bras robotisé, d'un moniteur pour le chirurgien sur lequel est fixée la caméra et d'un module de guidage avec le logiciel MAKOpasty TKA (Figures 27). Un ingénieur Spécialiste en Produit Mako (MPS) contrôle le logiciel depuis le module de guidage au fur et à mesure de la procédure et réalise les ajustements per-opératoires à la demande chirurgien.

L'application MAKOpasty TKA permet aux utilisateurs d'effectuer une planification pré-opératoire de l'implant en utilisant un modèle osseux basé sur le TDM pré-opératoire du patient et des modèles d'implants virtuels (Figure 28). Le but principal de la planification pré-opératoire est de dimensionner, aligner et positionner l'implant en fonction de l'anatomie osseuse. Un réglage précis de l'implant à partir d'informations cliniques complémentaires spécifiques au patient, (cinématique du genou, déformations fixes et tension des tissus mous) sera réalisé pendant la planification per-opératoire, et sera soumis à la revue et à l'approbation finale du chirurgien.

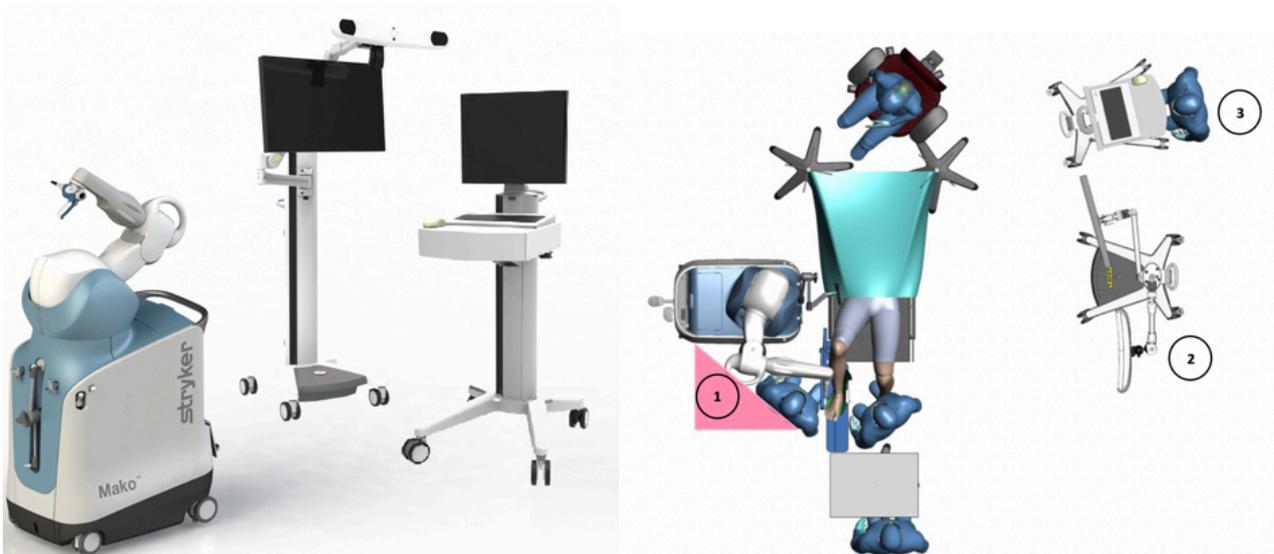


Figure 27 : Système Mako TKA et organisation du bloc avec le bras robotisé contrôlé par le chirurgien (1), le moniteur pour le chirurgien avec la caméra (2), et le module de guidage avec le logiciel contrôlé par le MPS (3)

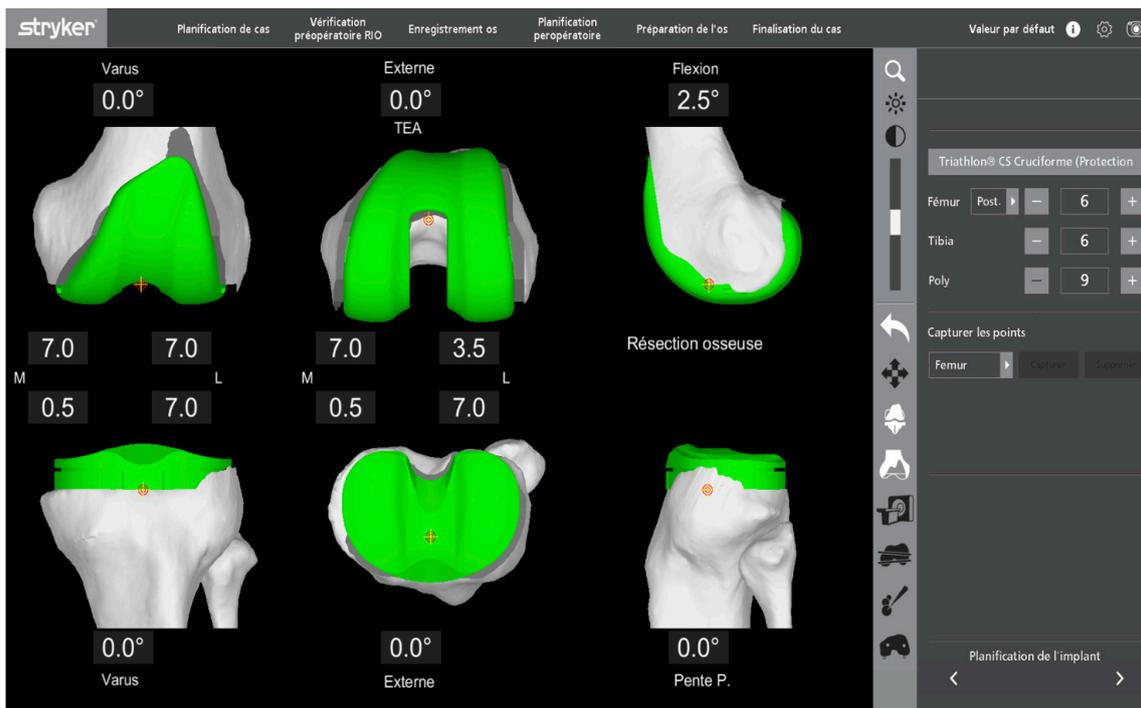


Figure 28 : Interface de planification de l'implant

L'installation et la voie d'abord chirurgicale sont les mêmes que lors d'une arthroplastie conventionnelle de genou. Le protocole Mako impose la mise en place de trackers osseux sur le fémur et sur le tibia, fixés à l'aide de broches filetées bicorticale puis l'opérateur réalise le processus de recalage de l'os, qui correspond à la collecte de points sur l'anatomie osseuse du patient visant à permettre au système de suivre l'anatomie du patient en temps réel tout au long de l'intervention.

Une fois le processus de recalage de l'os effectué, le chirurgien peut effectuer l'équilibrage ligamentaire du genou. Cet équilibrage peut être effectué en réalisant premièrement la coupe fémorale distale et la coupe tibiale selon la planification pré-opératoire, puis en utilisant des écarteurs laminaires ou un tenseur ligamentaire pour équilibrer les espaces en flexion et en extension. Cet équilibrage est réalisé par le biais d'une libération des tissus mous ou d'un ajustement du positionnement du composant fémoral via le logiciel MAKOplasty TKA. Lorsque les espaces en extension et en flexion sont équilibrés et que l'alignement global de l'implant est satisfaisant, la position est enregistrée par le système puis les coupes fémorales restantes sont réalisées. L'équilibrage ligamentaire peut également être réalisé avant d'effectuer

toute résection osseuse. En effet le chirurgien peut réaliser une remise en tension de l'articulation avant toute résection en appliquant un mouvement de varus ou de valgus au genou en fonction de la déformation présente ou en utilisant des spatules à os, puis la position est capturée par le système. Ainsi des ajustements de positionnement ou de dimensionnement des implants peuvent être réalisés en temps réel via le moniteur pour équilibrer les espaces en flexion et en extension (Figures 29 et 30).

Après la réalisation de ces ajustements, l'opérateur peut procéder à la réalisation des coupes osseuses successives à l'aide du bras robotisé sur lequel est montée la lame de scie. Pour chaque coupe, le chirurgien peut déplacer la lame de scie seulement dans le plan de coupe planifié par le logiciel avec des limites stéréotaxiques empêchant toute lésion involontaire des structures ligamentaires, vasculaires ou neurologiques péri-articulaires (Figure 31). Ceci permet de se passer de l'utilisation d'écarteurs péri-articulaires et donc d'éviter de contraindre les ligaments. Ainsi, l'opérateur peut réaliser la coupe osseuse en se référant directement au moniteur qui lui indique en temps réel l'état de progression de la coupe (Figures 32 et 33).

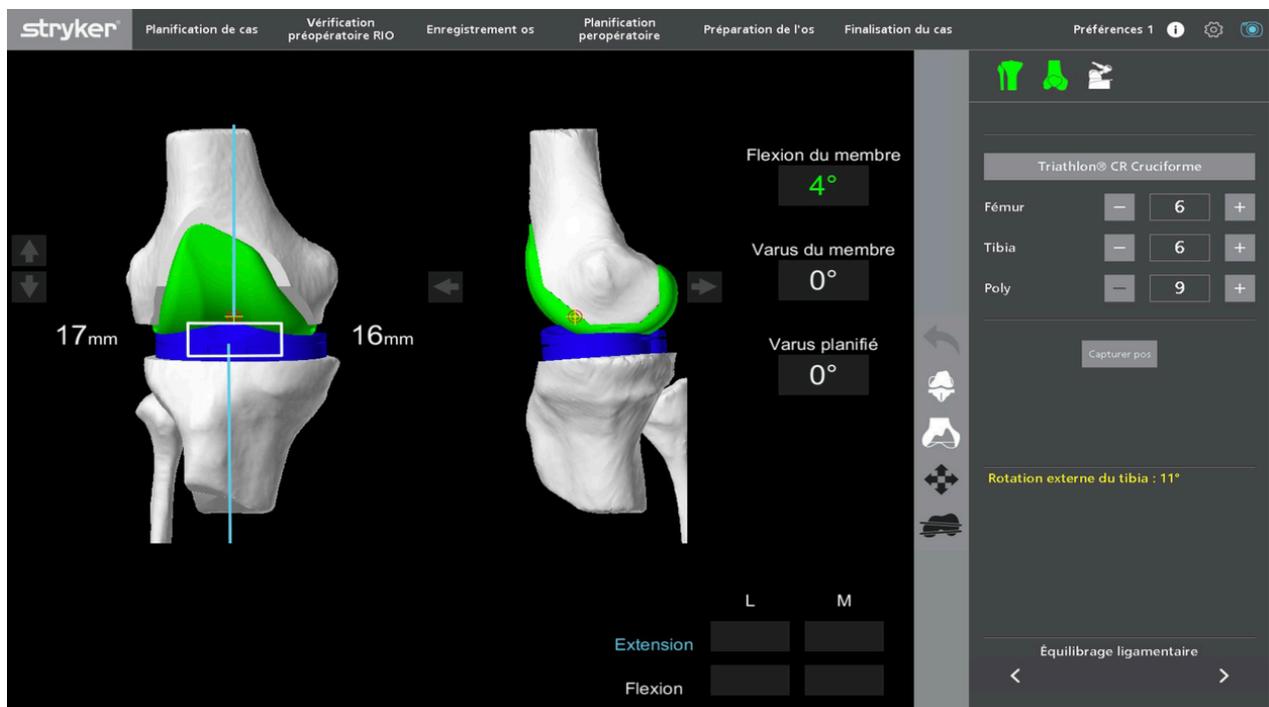


Figure 29 : Équilibrage des espaces en extension



Figure 30 : Équilibrage des espaces en flexion

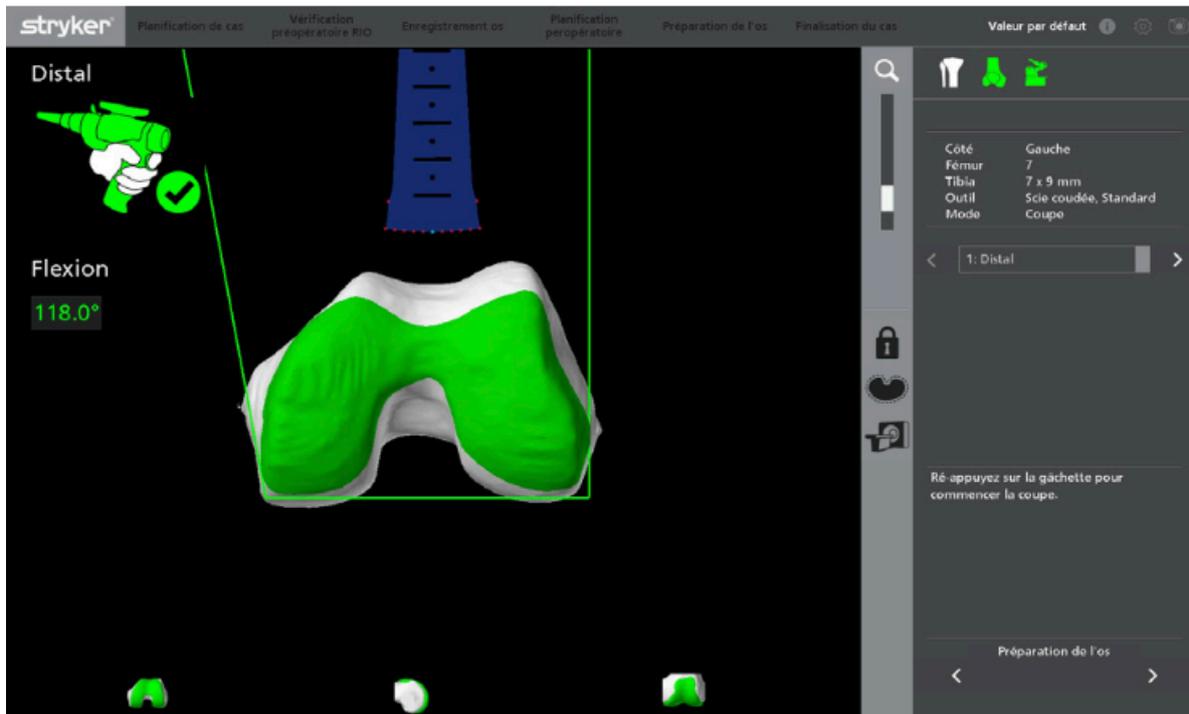


Figure 31 : Mode coupe pour la coupe fémorale distale et représentation de la limite stéréotaxique (ligne verte)



Figure 32 : Opérateur réalisant une coupe osseuse en se référant au moniteur

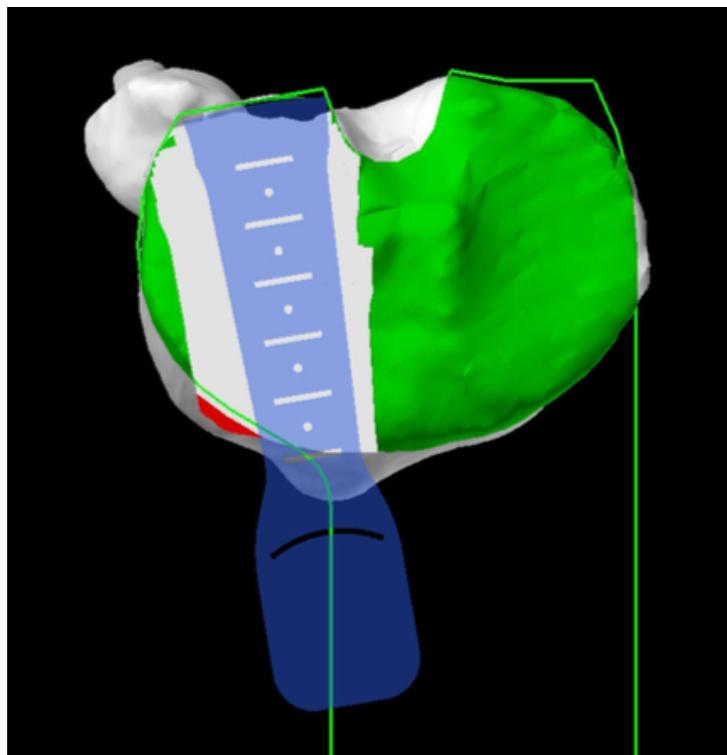


Figure 33 : Visualisation en temps réel sur le moniteur de l'avancée de la coupe osseuse dans les limites stéréotaxiques

Pendant la procédure de résection osseuse, l'os apparaît dans l'une des trois couleurs suivantes (Figure 34) :

- Le volume d'os planifié pour la résection est coloré en vert. Cette région verte est située à 0,25 mm au-dessus du plan de l'implant. Si du vert est visible, la résection n'est pas terminée.
- Le volume d'os qui apparaît en blanc après une coupe indique une coupe achevée avec succès. La couche blanche fait 1 mm d'épaisseur : 0,25 mm au-dessus du plan de l'implant et 0,75 mm au-dessous du plan de l'implant.
- Le volume d'os qui apparaît rouge quand le volume blanc a été retiré indique un os sur-réséqué. La couche rouge est à 0,75 mm sous le plan de l'implant. Lorsqu'une surface rouge apparaît, cela signifie donc que la résection a été trop profonde.

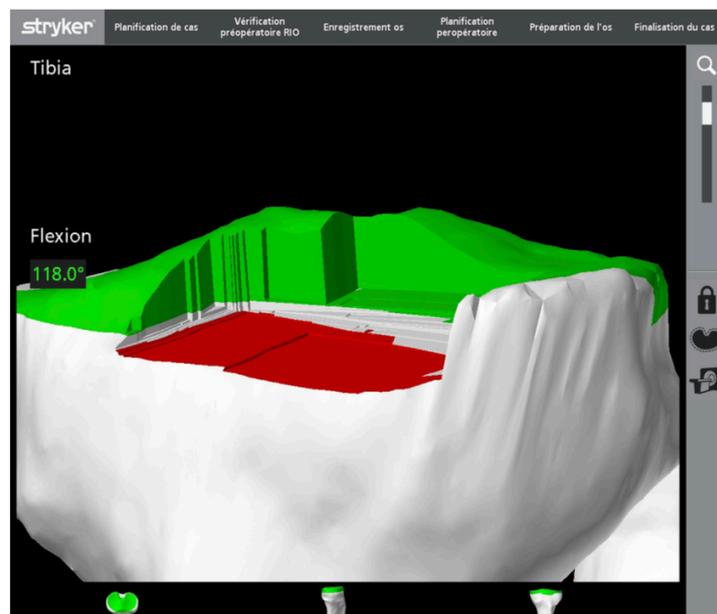


Figure 34 : L'os natif apparaît en blanc, l'os planifié à réséquer apparaît en vert, l'os sur-réséqué apparaît en rouge.

Une fois les coupes osseuses réalisées, le chirurgien peut procéder à la mise en place des implants d'essais et procéder à une vérification de l'équilibrage ligamentaire en extension et en flexion. Une fois les éventuelles modifications effectuées, les implants définitifs sont mis en place. La préparation de l'implant rotulien n'est pas réalisée à l'aide du bras robotisé et fait appel à un guide de résection manuel classique. Le système Triathlon® est la seule prothèse totale de genou qui peut être implanté avec le système Mako®. Les implants peuvent être cimentés ou non, et sont compatibles avec des polyéthylènes standards, ultracongruents ou postéro-stabilisés.

1.4.3 Apport de l'aide robotique en arthroplastie totale de genou

A ce jour, le système Mako possède plus de 15 ans d'expérience et a fait l'objet de plus de 200 publications scientifiques. Ces publications ont permis de mettre en avant les bénéfices qu'offre ce système pour les patients, pour le chirurgien et pour les organismes de paiement.

Bénéfices pour le patient

Dans la littérature récente, l'utilisation du système Mako TKA est associé à une diminution de la douleur et de l'utilisation d'opiacés en post opératoire immédiat (66), à 6 semaines (103) et à 3 mois post opératoires (104). Une amélioration de la récupération fonctionnelle a également été mise en évidence (66). Marchand et all retrouvent une amélioration significative du score Western Ontario and McMaster University Osteoarthritis (WOMAC) à 6 mois (105) et à 1 an (106) post opératoires pour les PTG Mako par rapport aux PTG conventionnelles.

Certaines complications semblent également être réduites avec la chirurgie robotique. En effet certains auteurs retrouvent des taux de mobilisations sous anesthésie générale pour raideur significativement diminués à 1 an (107) et à deux ans (108) chez les PTG Mako comparativement aux PTG classiques. Kayani et all montrent une diminution significativement moins importante du taux d'hémoglobine en post opératoire chez les PTG Mako par rapport aux PTG classiques (66). Les taux de réhospitalisation à 1 mois (107) et à 3 mois (109) sont également significativement moins importants.

Bénéfices pour le chirurgien

L'aide robotisée offre au chirurgien une meilleur exactitude et une meilleur précision dans la planification, la réalisation des coupes osseuses et la pose des implants, avec une précision d'environ 1° sur le positionnement des implants (74,110). Elle permet ainsi de diminuer significativement les valeurs aberrantes en terme d'axe global du membre ou d'orientation des composants fémoraux et tibiaux dans les plans sagittal, coronal et axial (111,112). Certaines études ont également montré que la chirurgie robotique permettait une diminution des lésions osseuses et des structures ligamentaires pendant la réalisation d'une PTG (113,114). Cela peut s'expliquer par le fait que les limites stéréotaxiques appliquées à la lame de scie lors des coupes permettent de s'affranchir de l'utilisation d'écarteurs péri-articulaires

ainsi que de la réalisation d'une sub-luxation tibiale et d'une éversion patellaire, qui sont nécessaires à l'exposition lors des résections osseuses manuelles.

Comme pour la plupart des techniques chirurgicales nouvelles, il existe une courbe d'apprentissage pour le chirurgien utilisant le système Mako, avec des temps opératoires initialement rallongés par rapport aux PTG manuelles, mais ces durées opératoires deviennent équivalentes après la réalisation d'un certain nombre de procédures (115). Fleischman et al retrouvent une courbe d'apprentissage courte, entre 10 et 15 interventions (116), tandis que Naziri et al parlent de 20 cas (117) pour obtenir des temps opératoires similaires entre une PTG robotisée et une PTG classique.

Bénéfices pour les organismes de paiement

Plusieurs auteurs ont rapporté une diminution significative de la durée d'hospitalisation pour les patients opérés avec une aide robotisée (150,157,158). Une diminution de plus de 24 heures par rapport aux PTG classiques a été mise en évidence dans certaines études (66,120). Un taux plus élevé de retour à domicile après l'intervention a également été mis en évidence et donc une diminution significative de l'utilisation des structures de soins de suite et de réadaptation (104,107,118,121), ainsi qu'une utilisation significativement réduite des services d'aide à domicile (119). Dans son étude, Kayani rapporte que le groupe Mako a atteint ses objectifs de rééducation (extension complète et flexion maximale de genou) en réalisant deux fois moins de séances de kinésithérapie (66).

Plusieurs auteurs ont ainsi comparé le coût global de l'épisode de soins associé à la pose d'une PTG, avec et sans utilisation du système Mako, en prenant en compte le coût du séjour hospitalier lors de l'intervention et celui de toutes les ressources de santé utilisées dans les trois mois consécutifs à l'intervention (établissements de réhabilitations, soins infirmiers, aides à domicile, kinésithérapie, pharmacie, consultations aux urgences). Cool et al retrouvent un coût global de l'épisode de soins à 3 mois inférieur de 11% dans le groupe Mako comparativement au groupe PTG classique (118). Cotter et al objectivent également un coût global de l'épisode de soins à 3 mois significativement inférieur dans le groupe Mako (différence de 2,090.70\$) (104).

2. DEUXIEME PARTIE : NOTRE ETUDE

2.1 Introduction

Total knee arthroplasty (TKA) is an effective procedure for symptomatic end-stage knee arthritis (24,122) who have shown good clinical and survivorship outcomes (123,124). Despite this, patient dissatisfaction following TKA is well documented, with up to 20% of patients (25,125–127). The exact aetiology is not clear but it's admitted that the integrity of a successful TKA depends on several technical factors, including appropriate alignment of components and ligamentous balance of the knee joint (71,91,128,129). Recent studies have shown one possible reason to be suboptimal limb alignment, which may adversely affect postoperative knee biomechanics and kinematic function (59,130,131). Moreover one-third of early TKAs revisions are related to soft tissue imbalance presenting as instability or stiffness (71,91,93). Authors reported improved TKA pain outcomes when joint gap targets are balanced throughout flexion (72). Thus, there has been increasing debate regarding optimal alignment strategies and right way to achieve ligament balancing in TKA. Two personalized techniques to achieve TKA emerged in recent years : restricted Kinematic Alignment (rKA) and Functional Alignment (FA).

rKA is a hybrid option between mechanical alignment (MA) and kinematic alignment (KA) performed by PA. Venditelli since 2011, to reproduce patients's pre-arthritis anatomy and require minimal intraoperative ligament releases, avoiding reproducing extreme anatomy (60). The rKA technique follows the main technical principle of the KA technique, which is to respect as much as possible the KA of the femoral implant, and adjustment of the coronal limb alignment and joint line obliquity (JLO) is first performed by adjusting the tibial implant cut. This technique use an algorithm to adjust more extreme patient anatomy, that might prove unsuitable for long-term success of the implant (59). However studies have shown that KA failed to deliver a balanced TKA in almost 50% of cases (63,64), and the use of a restricted KA technique has also been shown to require either soft tissue release or bone recutting or both to achieve balance in 30% of cases (65). Keeping this in mind, an author recently describe an original robotic-assisted (RA) technique combining rKA protocol with load sensor to achieve a reliable ligament balancing by using only bone re-cuts with robotic arm (132).

FA is a recent technique described by F. Haddad and developed with the advent of surgical aids like RA-TKAs (67). It constitutes an evolution and increased precision of the KA

concept. FA is obtained by manipulating alignment, bone resections, fine-tuning component positioning at the surgeon's discretion intraoperatively with robotic-assisted systems to achieve balanced extension-flexion gaps and soft tissue tension while maintaining the patient's native alignment. This technique has previously shown its ability to achieve balanced medio-lateral soft-tissue tension through the arc of knee flexion, as assessed using intraoperative load-sensor technology, with minimal soft-tissue releases required (69). This study aimed to compare these two techniques which have never been compared in previous studies.

The main objective of this prospective study was to compare the 2011 Knee Society Knee Scoring System (KSS) and the Forgotten Joint Score (FJS) in FA RA-TKAs versus technique combining rKA & load sensor RA-TKAs, one year after surgery. The secondary objectives were to compare the following outcomes between the two treatment groups at one-month (visual analog scale (VAS) measuring pain, flossum, range of motion (ROM), the use of a mobility aid and stiffness) and at one-year follow-up (FU) (VAS, flossum and ROM). As these two techniques have never been previously compared, the hypothesis was that there is no significant difference between them.

2.2 Methods

2.2.1 Patients selection

A prospective comparative study was undertaken at a RA arthroplasty center. We included patients with end-stage knee arthritis, who underwent primary TKA using robotic-assistance between June 2020 and June 2021, with FA protocol or with combining rTKA & load sensor protocol. We excluded patients with post-traumatic, septic, or inflammatory arthritis of the knee, body mass index (BMI) $>40 \text{ kg/m}^2$, age >90 years old, patients with advanced neoplastic, neurologic or systemic disease susceptible to alter functional scores, patients who had to undergo a reoperation on the prosthetic knee for any reason, and those without a minimum FU of 1 year. A total of 48 patients underwent FA RA-TKAs by two authors who usually practice this technique for all of their patients, and 51 underwent rKA & sensor RA-TKAs by one author who usually practices this technique for all his patients. On these 99 patients included, 3 were lost of follow-up in the FA group and 1 in the rKA & sensor group. Furthermore, 2 patients were excluded in the FA group (1 patient with a post-traumatic peri-prosthetic patella fracture having required reoperation due to painful pseudarthrosis, and 1 patient with a post-traumatic peri-prosthetic tibia fracture having required casting), and 3

patients were excluded in the rKA & sensor group (2 patients diagnosed with metastatic neoplasia requiring chemotherapy and 1 patient with neurological deficit of lower limbs following a vertebra fracture). Finally, 43 patients in the FA group et 47 patients in the rKA & sensor group were analysed (Figure 35).

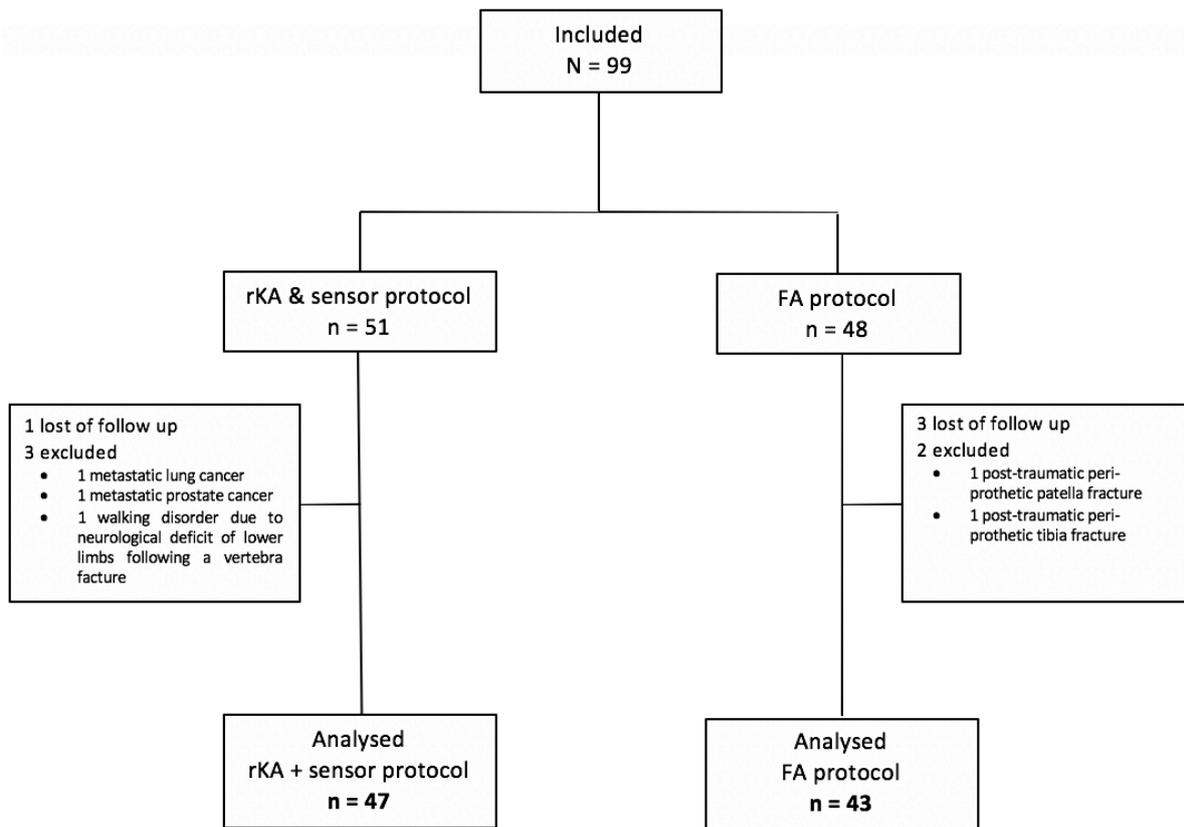


Figure 35 : Flowchart diagram

The data were collected by the surgeon who performed the TKA, during pre- and post-operative consultations. The new KSS consists of 4 separate components : an Objective score completed by the surgeon, and Function, Satisfaction and Expectations scores completed by the patient. It should be reported as separate scores. The FJS is a newly developed patient-reported outcome measure (PROM) designed to evaluate clinical outcome after TKA. A recent study analysed the patient acceptable symptom state (PASS) for FJS following primary TKA at one-year postoperatively, and described bad results for FJS < 33.3 and good results for FJS > 77.1 (133).

Patient demographics, preoperative clinical parameters and PROMs are shown in table 2 and table 3. There were no significant differences in the baseline or preoperative

characteristics between groups, except for the preoperative flexion ($129.30^\circ \pm 8.44$ (112.0 ; 150.00) for FA vs $136.19^\circ \pm 8.93$ (110.00 ; 155.00) for rKA & sensor, $p < 0.001$).

Informed consents was obtained by surgeons for all patients during preoperative consultations. The study protocol has been submitted to an ethic committee. In view of the documents at its disposal, the Research Ethics Committee of the University Hospital of Bordeaux issued a favorable opinion for the publication of this research (Reference CER-BDX-2022-27).

Table 2 : Comparaison of baseline demographics

VARIABLES	OVERALL N = 90	GROUPS		P value
		FA n = 43	rKA & sensor n = 47	
Gender, n (%)				0.111
Male	54 (60%)	30 (70%)	24 (51%)	
Female	36 (40%)	13 (30%)	23 (49%)	
Age at time of surgery, m \pm SD (range)	70.06 \pm 9.31 (47.00 ; 91.00)	70.21 \pm 8.01 (48.00 ; 85.00)	69.91 \pm 10.53 (47.00 ; 91.00)	0.882
Side, n (%)				0.520
Right	46 (51%)	24 (56%)	22 (47%)	
Left	44 (49%)	19 (44%)	25 (53%)	
BMI (kg/m²), m \pm SD (range)	28.13 \pm 3.74 (18.70 ; 39.50)	27.88 \pm 2.96 (22.80 ; 35.90)	28.36 \pm 4.39 (18.70 ; 39.50)	0.542
Way of life, n (%)				1.000
Accompanied	81 (90%)	39 (91%)	42 (89%)	
Home alone	9 (10%)	4 (9%)	5 (11%)	
Walking aid, n (%)				0.515
None	75 (83%)	38 (88%)	37 (79%)	
One crutch	12 (13%)	4 (9%)	8 (17%)	
Two crutches	3 (4%)	1 (3%)	2 (4%)	
OD (min), m \pm SD (range)	74.12 \pm 12.19 (50.00 ; 120.00)	74.74 \pm 14.3 (50.0 ; 120.00)	73.57 \pm 10.25 (56.00 ; 90.00)	0.967
Rehabilitation, n (%)				1.000
Ambulatory	78 (87%)	37 (86%)	41 (87%)	
Rehabilitation center	12 (13%)	6 (14%)	6 (13%)	

SD, standard deviation ; m, mean ; n, number
BMI, body mass index, OD, operative duration

Table 3 : Comparaison of preoperative anatomical and clinical parameters

VARIABLES	OVERALL N = 90	GROUPS		
		FA n = 43	rKA & sensor n = 47	P value
Pre op VAS score, m ± SD (range) <i>0-10 none to worst</i>	6.99 ± 1.29 (5.00 ; 10.00)	7.14 ± 1.26 (5.00 ; 10.00)	6.85 ± 1.32 (5.00 ; 10.00)	0.259
Pre op flossum (°), m ± SD (range)	5.37 ± 4.98 (0.00 ; 20.00)	5.38 ± 4.66 (0.0 ; 16.00)	5.36 ± 5.32 (0.0 ; 20.00)	0.785
Pre op flexion max (°), m ± SD (range)	133.15 ± 9.27 (110.00 ; 155.00)	129.30 ± 8.44 (112.0 ; 150.00)	136.19 ± 8.93 (110.00 ; 155.00)	<0.001
HKA (°), m ± SD (range)	175.49 ± 5.94 (160.00 - 189.00)	175.59 ± 6.28 (163.00 ; 189.00)	175.4 ± 5.76 (160.00 ; 189.00)	0.884
Knee morphotype, n (%)				0.299
Neutral (180 +/- 3°)	27 (30.00%)	14 (32%)	13 (28%)	
Varus				
3 - 10°	42 (47%)	16 (37%)	26 (55%)	
> 10°	14 (15%)	8 (19%)	6 (13%)	
Valgus				
3 - 10°	7 (8%)	5 (12%)	2 (4%)	
> 10°	0	0	0	
Controlatéral knee state, n (%)				0.466
No OA	34 (38%)	14 (33%)	20 (43%)	
OA	36 (40.00%)	20 (46%)	16 (34%)	
Arthroplasty	20 (22%)	9 (21%)	11 (23%)	
Pre op clinical outcome scores, m ± SD (range)				
KSS				
Objective score <i>0-100 worst to best</i>	47.21 ± 15.55 (10.00 ; 83.00)	46.64 ± 16.78 (10.00 ; 83.00)	47.72 ± 14.7 (28.00 ; 82.00)	0.892
Expectations score <i>0-15 worst to best</i>	13.97 ± 1.65 (6.00 ; 15.00)	13.76 ± 1.54 (9.00 ; 15.00)	14.15 ± 1.74 (6.0 ; 15.00)	0.450
Satisfaction score <i>0-40 worst to best</i>	13.30 ± 6.54 (4.00 ; 32.00)	2.81 ± 5.81 (6.0 ; 30.00)	13.74 ± 7.23 (4.0 ; 32.00)	0.691
Functional score <i>0-100 worst to best</i>	41.24 ± 14.99 (1.00 ; 79.00)	38.98 ± 12.98 (6.0 ; 68.00)	43.26 ± 16.6 (1.0 ; 79.00)	0.183

SD, standard deviation ; m, mean ; n, number

VAS, visual analog scale ; HKA, hip-knee-ankle angle ; KSS, Knee Society Knee Scoring System ; OA, osteoarthritis

2.2.2 Surgical technique

For both treatment group

The cementless Triathlon knee system (Stryker Corp, Mahwah, NJ, USA) with Tritanium baseplate, fixed Condylar Stabilised (CS) bearing sparing the posterior cruciate ligament (PCL), uncemented femoral implant and cemented patellar resurfacing was used in both groups. All patients underwent a trans-quadriceps approach with medial para-patellar arthrotomy, without tourniquet, and routine soft-tissue releases were not performed during the approach or exposure.

All operative procedures were undertaken using the MAKO robotic arm interactive orthopaedic system (Stryker Corp, Mahwah, NJ, USA). The MAKO robotic platform is an image-based system utilizing a pre-operative CT scan to create a 3D model of the patient's bony anatomy. This system has been demonstrated to be more accurate than manual techniques (74), cause less soft tissue damage (114), and deliver the intended plan with an accuracy of approximately 1° (110). A preoperative CT scan of the knee joint was performed to detail anatomy, identify bone resection landmarks, plan implant positioning and component sizing.

Registration pins were placed in the femur and tibia and fixed infrared rays mounted onto these to enable motion capture tracking. Osseous landmarks displayed on the patient-specific computer-aided design model were registered, and femoral and tibial osteophytes were excised.

No patients suffered from pin site infections or fractures, soft tissue damage, and no robotic cases were converted to manual TKA due to intraoperative complications.

FA group

FA requires a robotic platform that provides real-time 3D feedback to the surgeon on the implant position and limb alignment as well as virtual flexion and extension gaps. Component positions were initially planned to achieve neutral mechanical limb alignment, and implant position was then adjusted intraoperatively to restore the plane and obliquity of the joint as dictated by the soft-tissue.

Planning software associated with the Mako robotic arm has allowed the development of a pre-resection balancing technique. This enables assessment of soft tissue laxity and adjustment of the initial plan to achieve balanced soft tissue with alteration of component alignment.

Intraoperative medial and lateral joint gaps in knee flexion and extension were initially assessed with the components in their planned position to achieve neutral mechanical limb alignment. Then, medial and lateral gaps were quantified in maximum knee extension and 90° flexion while applying valgus and varus forces to restore native tension in the medial and lateral soft-tissue structures respectively. Retractors must be removed from the surgical field at this point and the patella in the reduced position. The extension space is assessed using external maneuvers to reduce deformity and the flexion space is assessed using sized spacer spoons until the corrected position. In order to avoid over or under correction of the joint line, the spacer spoon should open the compartment without causing changes to the contralateral tibiofemoral space. Thus, these two positions (flexion and extension) are “captured” by the robotic system.

The effect of the planned bony cuts and implant positioning on the captured joint positions is displayed on the computer interface allowing pre-emptive changes to be made, based on desired targets for alignment and tibiofemoral gaps. Following this, the virtual 3D plan is modified by dynamic gap balancing to adjust the implant position so that a combined thickness of 18 mm in flexion and extension is required in the lateral and medial compartments (global thickness of the implant). Some adaptations in the space gaps may be necessary for specific pre-operative situations. Indeed, lower targets in cases of hyperextension (recurvatum) and higher targets for fixed-flexion deformity are aimed for the extension gap.

The femoral component was planned perpendicular to the mechanical axis of the femur and parallel to the transepicondylar axis (TEA), which is approximately 3° externally rotated to the posterior condylar axis (PCA) (76,134). In the sagittal plane, femoral component positioning will be set at 0–5° of flexion to optimise implant positioning while preventing notching. Then, the femoral component can be rotated within 3° of the TEA to balance the flexion gap and manipulated within 3° in the coronal plane to balance the extension gap. The size of the femoral implant will be selected with the smallest size that does not overhang the femur, notch the anterior femur, or overhang medio-lateral bone edges, and avoids overstuffing the patellofemoral joint. In the coronal plane, the tibial component was planned perpendicular to the tibial mechanical axis and modified to balance extension and flexion gaps by up to 3° of varus. Valgus tibial position should be avoided. In the sagittal plane, the tibial component position is set to match the patient’s pre-arthritis posterior tibial slope, modified to balance the flexion gap if necessary. In the axial plane, the tibial component is positioned using the Akagi’s line (76,134). Tibial implant size will be selected with the largest size that does not overhang

the anteroposterior or medio-lateral bone coverage. The resulting arithmetic HKA (aHKA) should be within $180 \pm 3^\circ$. JLO was restored by applying valgus correction to the distal femoral resection and varus correction to the proximal tibial resection. By avoiding over-resection of the distal femur, the height of the joint line is maintained, avoiding the potentially difficult problem of mid-flexion instability associated with raising the joint line (78,79). No ligament releases were performed.

Once the knee has been virtually balanced on the planning software, robotic arm-assisted surgery is undertaken to accurately replicate the plan resulting in a balanced TKA.

rKA & load sensor group

Planning is based on preoperative CT-scan and the principles of rKA as defined by P-A Venditoli (135,136). The “safe range” is defined by an independent tibial and femoral cuts within $\pm 5^\circ$ of the bone’s neutral mechanical axis (i.e., JLO coronal alignment within $\pm 5^\circ$ of neutral) and a resulting aHKA within 3° of neutral, with femoral anatomy preservation prioritized.

The rKA algorithm (Figure 36) advocates correcting the most contributing bone to the alignment's deviation. In most mild varus knees, the tibia is the main contributor, whereas it is the femur in valgus cases. In more extreme cases (e.g., aHKA $> 10^\circ$), both the femur and the tibia contribute to the outlying anatomy (i.e., severe varus with the femur and tibia in varus). In such varus cases, we limit the femoral anatomy modification to 2° . In severe valgus cases, after reducing the mDFA to 5° , no further modification to the femur is added. The tibia will have to be in 2° of varus to keep the overall aHKA within $\pm 3^\circ$.

After planning, collateral ligaments are tensioned ahead of the first bone cuts, in the same way as previously described. The position of the implants is then adjusted on the interface so as to obtain constant 18 mm spaces between femur and tibia in extension and 90° flexion. Bone cutting uses the Mako robotic arm, then trial implants are positioned. To achieve balancing, the VERASENSE load sensor (Stryker Corp, Mahwah, NJ, USA) is then positioned between the trial implants. The sensor has a microprocessor and an integrated nanosensor system allowing for transmission of data to a portable graphic display.

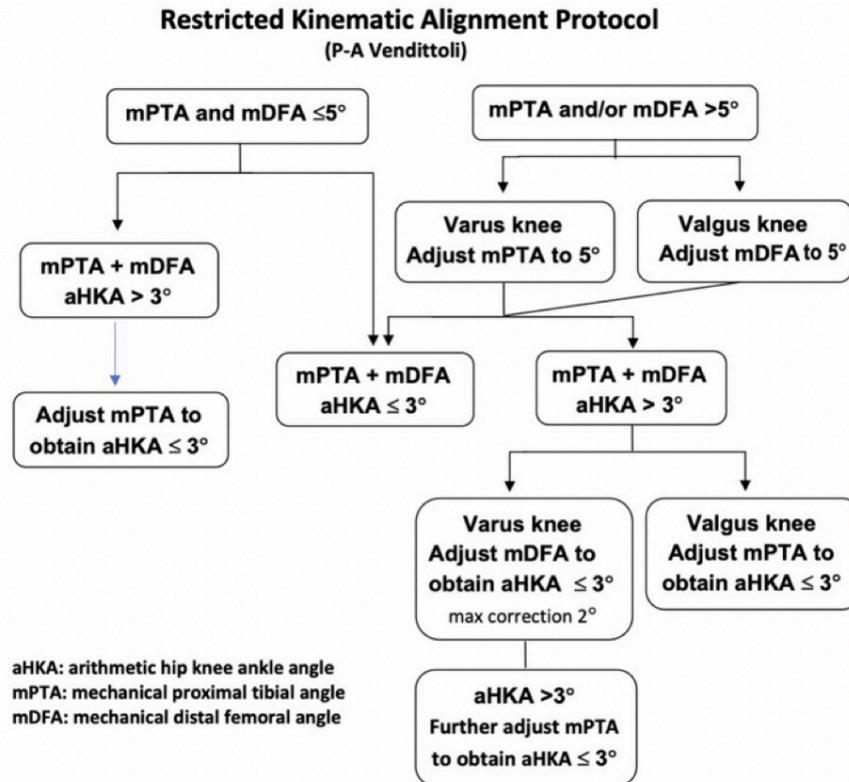


Figure 36 : rKA protocol (137)

The sensor measures and localizes peak load on the medial and lateral tibiofemoral interfaces. The arthrotomy is closed and sensor data are acquired at 90° and 10° flexion without varus or valgus constraint, with one hand under the thigh and the other under the heel. The present knee balance criteria are those of Gustke et al (93) : difference between lateral and medial side < 66 Newtons (N) (i.e., < 15 pound-force (lbf)), with a single compartmental pressure of 220 N (i.e. 50 lbf) or less. Utilizing sensor-derived data displayed on the graphical user interface, only bone re-cuts have been executed according to the following algorithm (Figure 37). Re-cutting used the robotic arm 3D interface, half-millimeter by half-millimeter, with a load sensor check between cuts (Figure 38). Once balance has been achieved, the patella was resurfaced and the final implants were then introduced.

Only 47% (22/47) of knees were balanced in both flexion and extension after placement of trial implants, as measured by sensor-guided technology and applying Gustke's criteria (93). 16 patients underwent a tibial re-cut, 5 underwent a femoral distal re-cut and 4 underwent a femoral posterior re-cut. After after performing ligament balancing by bone re-cuts, 89% (42/47) of knees were balanced. Among the 5 patients unbalanced, 2 underwent a femoral distal recut, 2 underwent a femoral posterior recut and 1 underwent a tibial recut. The surgeon has tolerated

these imbalances because the values obtained after bone-recuts were close to the threshold value. No ligament releases were performed.

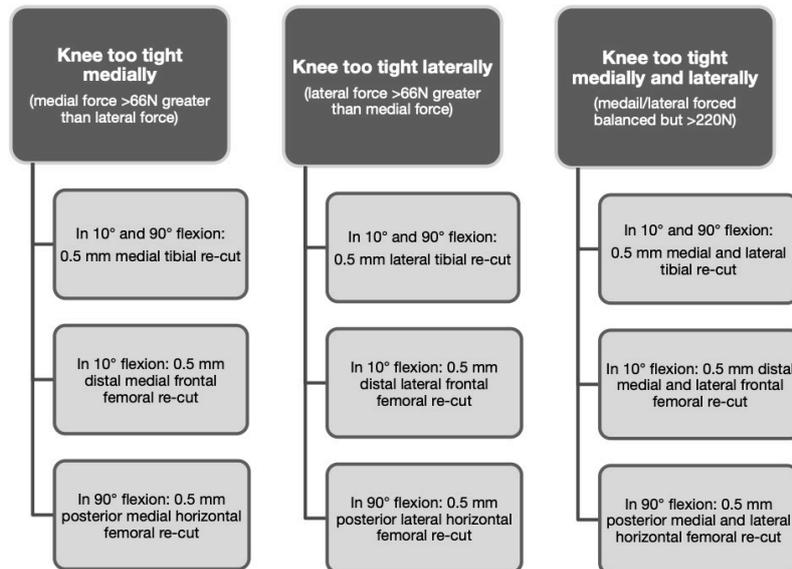


Figure 37 : Bone re-cut algorithm (138)

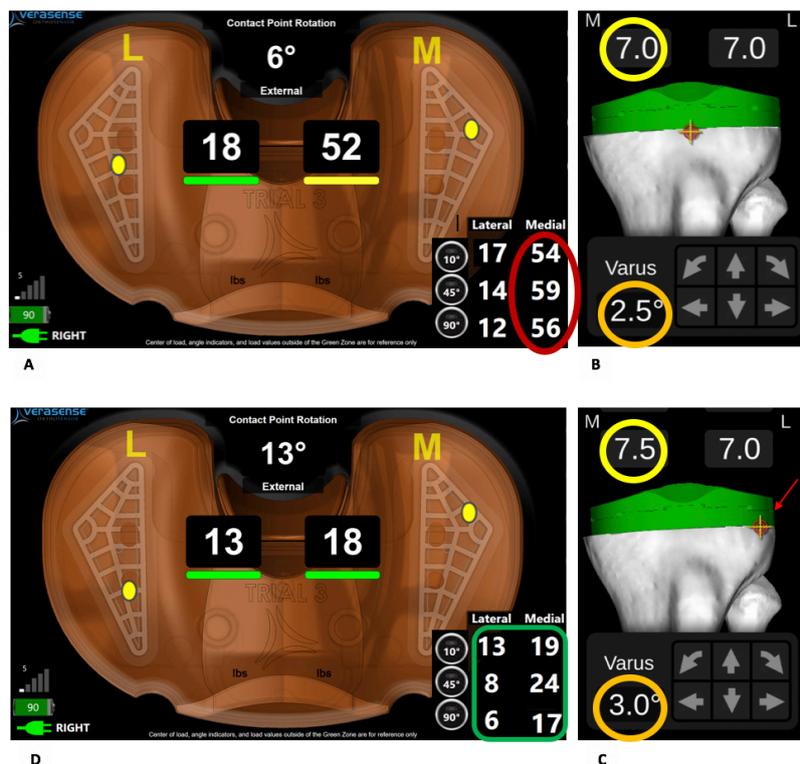


Figure 38 : Tibial re-cut for medially tight knee in flexion and extension; A: the sensor shows > 15 lbf difference between the medial and lateral compartments in 10° and 90° flexion; B: trial implant positioning according to first bone cuts; yellow circle: cut bone thickness (mm); orange circle : tibial varus in frontal plane; C: to reduce medial force in flexion and extension, the tibia is further cut by 0.5 mm medially in the frontal plane (yellow circle); the center of rotation of the cut plane is shifted laterally (red arrow) and 0.5° varus is added to the frontal cut plane (orange circle); D: the knee is balanced, with medial-lateral difference < 15 lbf

2.2.3 Statistical analysis

Descriptive statistics (median with range for continuous variables and frequencies with proportions for categorical data) were used to summarize recorded variables. Qualitative variables were compared using the Chi-square test (or Fisher's exact test when necessary) and the Wilcoxon rank sum test (nonparametric test) were used for univariate analysis. A linear regression was performed to determine the individual effect of the technique (i.e. rKA & sensor versus FA), demographic baselines (i.e. age, BMI) and preoperative knee parameters (i.e. flossum, maximum flexion, knee morphotype,) on the short-term functional scores (i.e. KSS and FJS scores) at one-year FU, with independent risk estimates reported as adjusted Beta coefficient (β). Moreover, a logistic regression was performed to determine the individual effect of the technique (i.e. rKA & sensor versus FA) on the FJS subgroups (i.e. FJS < 33.3, FJS between 33.3 and 77.1 and FJS > 77.1), with independent risk estimates reported as adjusted Odds Ratio (aOR). Finally, missing variables were imputed using multiple imputation from the rms package, which employs a combination of additive regression, bootstrapping, and predictive mean matching. P values less than 0.05 were considered statistically significant. Statistical analysis was conducted using R (version 3.3.2, R CoreTeam 2013. R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria).

2.3 Results :

2.3.1 One-month follow-up outcomes

No statistically significant differences were found between groups regarding VAS (2.24 ± 1.45 in FA group versus 2.36 ± 1.69 in rKA & sensor group, $p = 0.986$), ROM ($99.17^\circ \pm 13.56$ in FA group versus $96.23^\circ \pm 13.36$ in rKA & sensor group, $p = 0.245$), stiffness (7 (17%) in FA group versus 11 (25%) in rKA & sensor group, $p = 0.430$), and walking aid (9 (21%) with one crutch and none with two crutches in FA group versus 13 (28%) with one crutch and 2 (4%) with two crutches in rKA & sensor group, $p = 0.336$).

The flossum was significantly lower in the rKA & sensor group ($0.45^\circ \pm 2.11$) than in the FA group ($3.50^\circ \pm 5.98$, $p < 0.001$) (table 4).

Table 4 : One-month follow-up outcomes

VARIABLES	OVERALL N = 90	GROUPS		P value
		FA n = 43	rKA & sensor n = 47	
VAS score, m ± SD (range) 0-10 none to worst	2.31 ± 1.56 (0.00 ; 7.00)	2.24 ± 1.45 (0.00 ; 5.00)	2.36 ± 1.69 (0.00 ; 7.00)	0.986
Flessum (°), m ± SD (range)	1.94 ± 4.64 (0.00 ; 30.00)	3.50 ± 5.98 (0.00 ; 30.00)	0.45 ± 2.11 (0.00 ; 10.00)	<0.001 *
ROM (°), m ± SD (range)	97.66 ± 13.38 (60.00 ; 124.00)	99.17 ± 13.56 (60.00 ; 124.00)	96.23 ± 13.36 (60.0 ; 120.00)	0.245
Stiffness**, n (%)	18 (21%)	7 (17%)	11 (25%)	0.430
Walking aid, n (%)				0.336
None	66 (73%)	34 (79%)	32 (68%)	
One crutch	22 (25%)	9 (21%)	13 (28%)	
Two crutches	2 (2%)	0	2 (4%)	

SD, standard deviation ; m, mean ; n, number ; VAS, visual analog scale ; ROM, range of motion.

* Statistically significant.

** Defined by a physical examination with extension limited to 15° short of full extension or flexion < 90° (139).

2.3.2 One-year follow-up outcomes

Looking at the 2011 KSS and the FJS scores, no statistically significant differences were observed at one-year post-operatively in both groups. Furthermore, no statistically significant differences were found regarding VAS, flessum and ROM (table 5). Focusing on the post-operatively collected data, a decline in expectations was observed for both FA (13.76 ± 1.54 in preoperative to 10.47 ± 3.09 in postoperative) and rKA & sensor groups (14.15 ± 1.74 in preoperative to 10.40 ± 3.17 in postoperative).

The multivariate analysis found no significant independent association of one technique over the other with the one-year FU KSS Objectif (aβ Coef = -2.371 [-7.380 ; 2.638], p = 0.357), KSS Satisfaction (aβ Coef = -2.522 [-6.887 ; 1.842], p = 0.262), KSS Expectations (aβ Coef = 0.629 [-0.928 ; 2.186], p = 0.431), KSS Functional (aβ Coef = -3.399 [-10.881 ; 4.082], p = 0.377), and with the one-year FU total FJS (aβ Coef = -5.168 [-19.887 ; 9.550], p = 0.494), FJS < 33.3 (aOR = 0.668 [0.128 ; 3.475], p = 0.632), FJS between 33.3 and 77.1 (aOR : 1.974 [0.803 ; 4.851], p = 0.138) and FJS > 77.1 (aOR = 0.537 [0.123 ; 2.339], p = 0.408) (tables 6 and 7).

Table 5 : One-year follow-up outcomes

VARIABLES	OVERALL N = 90	GROUPES		P value
		FA n = 43	rKA & sensor n = 47	
VAS score, m ± SD (range) <i>0-10 none to worst</i>	0.72 ± 1.56 (0.00 ; 7.00)	0.618 ± 1.26 (0.00 ; 5.00)	0.839 ± 1.86 (0.00 ; 7.00)	0.973
Flessum (°), m ± SD (range)	0.57 ± 1.83 (0.00 ; 10.00)	0.735 ± 2.18 (0.00 ; 10.00)	0.37 ± 1.33 (0.00 ; 5.00)	0.564
ROM (°), m ± SD (range)	117.87 ± 8.57 (95.00 ; 135.00)	119.76 ± 7.37 (100.0 ; 135.00)	115.38 ± 9.65 (95.0 ; 131.00)	0.078
Post op scores				
KSS, m ± SD (range)				
Objective score <i>0-100 worst to best</i>	90.83 ± 10.04 (62.00 ; 100.00)	91.97 ± 10.53 (62.00 ; 100.00)	89.42 ± 9.64 (63.00 ; 100.00)	0.078
Expectations score <i>0-15 worst to best</i>	10.43 ± 3.10 (3.00 ; 15.00)	10.47 ± 3.09 (3.00 ; 15.00)	10.40 ± 3.17 (4.00 ; 15.00)	0.851
Satisfaction score <i>0-40 worst to best</i>	31.80 ± 8.45 (6.00 ; 40.00)	31.28 ± 8.98 (6.00 ; 40.00)	32.51 ± 7.89 (6.00 ; 40.00)	0.680
Functional score <i>0-100 worst to best</i>	77.79 ± 14.93 (28.00 ; 99.00)	79.23 ± 12.82 (53.00 ; 99.00)	76.72 ± 16.53 (28.00 ; 98.00)	0.768
FJS				
Total, m ± SD (range) <i>0-100 worst to best</i>	65.25 ± 27.57 (4.20 ; 100.00)	66.51 ± 27.5 (11.50 ; 100.00)	64.26 ± 28.18 (4.20 ; 100.0)	0.627
Subgroups, n (%)				0.926
<i>FJS < 33.3</i> <i>Bad result</i>	12 (13%)	6 (14%)	6 (13%)	
<i>FJS between 33.3 and 77.1</i> <i>Intermediate result</i>	29 (32%)	13 (30%)	16 (34%)	
<i>FJS > 77.1</i> <i>Good result</i>	49 (55%)	24 (56%)	25 (53%)	

SD, standard deviation ; m, mean ; n, number VAS, visual analog scale ; ROM, range of motion ; KSS, Knee Society Knee Scoring System, FJS, Forgotten Joint Score.

However the linear regression showed that age is negatively associated to the KSS Functional at one-year FU (aβ Coef = -0.441 [-0.829 ; -0.053], p = 0.029) (table 6). An increasing BMI was an independent factor associated with bad result regarding FJS < 33.3 (aOR = 1.756 [0.577 ; 0.991], p = 0.020) (table 7).

Table 6 : Independent risk factors associated with the one-year FU KSS

	KSS_O			KSS_S			KSS_E			KSS_F		
	aβ Coef	IC95	p	aβ Coef	IC95	p	aβ Coef	IC95	p	aβ Coef	IC95	p
TECHNIQUE	Référence			Référence			Référence			Référence		
FA												
rKA & sensor	-2.371	[-7.380 ; 2.638]	0.357	-2.522	[-6.887 ; 1.842]	0.262	0.629	[-0.928 ; 2.186]	0.431	-3.399	[-10.881 ; 4.082]	0.377
DEMOGRAPHIC												
Age	0.189	[-0.070 ; 0.449]	0.159	-0.210	[-0.436 ; 0.016]	0.074	-0.066	[-0.147 ; 0.014]	0.112	-0.441	[-0.829 ; -0.053]	0.029*
BMI	0.099	[-0.525 ; 0.725]	0.756	0.568	[0.023 ; 1.113]	0.055	0.160	[-0.033 ; 0.355]	0.101	0.729	[-0.204 ; 1.663]	0.131
KNEE PARAMETERS												
Pre-op flessum	-0.298	[-0.774 ; 0.177]	0.223	0.415	[0.001 ; 0.830]	0.054	0.123	[-0.024 ; 0.271]	0.106	0.008	[-0.702 ; 0.719]	0.981
Pre-op maximum flexion	0.085	[-0.227 ; 0.399]	0.593	0.127	[-0.145 ; 0.400]	0.364	-0.066	[-0.164 ; 0.030]	0.183	-0.113	[0.581 ; 0.354]	0.636
Knee morphotype												
Neutral	Référence			Référence			Référence			Référence		
Varus 3-10°	1.074	[-8.059 ; 10.209]	0.818	-7.029	[-14.989 ; 0.931]	0.088	-1.758	[-4.598 ; 1.081]	0.229	-6.155	[-19.800 ; 7.489]	0.380
Varus > 10°	-12.676	[-27.959 ; 2.606]	0.109	-13.077	[-26.396 ; 0.240]	0.059	-3.338	[-8.089 ; 1.413]	0.173	-8.144	[-30.973 ; 4.684]	0.487
Valgus 3-10°	0.883	[-9.589 ; 11.355]	0.869	2.329	[-6.796 ; 11.455]	0.619	2.678	[-0.577 ; 5.934]	0.112	1.832	[-13.810 ; 17.470]	0.819

aβ Coef, adjusted Beta coefficient ; IC95, confidence interval ; p, p-value ; FA, functional alignment ; rKA, restricted kinematic alignment ; BMI, body mass index

* Statistically significant.

Table 7 : Independent risk factors associated with the one-year FU FJS

	FJS total			FJS < 33.3			33.3 ≤ FJS ≤ 77.1			FJS > 77.1		
	aβ Coef	IC95	p	aOR	IC95	p	aOR	IC95	p	aOR	IC95	p
TECHNIQUE	Référence			Référence			Référence			Référence		
FA												
rKA & sensor	-5.168	[-19.887 ; 9.550]	0.494	0.668	[0.128 ; 3.475]	0.632	1.974	[0.803 ; 4.851]	0.138	0.537	[0.123 ; 2.339]	0.408
DEMOGRAPHIC												
Age	-0.465	[-1.228 ; 0.299]	0.237	1.013	[0.931 ; 1.102]	0.763	0.908	[0.784 ; 1.053]	0.205	1.003	[0.933 ; 1.078]	0.921
BMI	1.664	[-0.173 ; 3.500]	0.081	1.756	[0.577 ; 0.991]	0.020*	1.666	[1.082 ; 2.564]	0.200	0.916	[0.761 ; 1.104]	0.360
KNEE PARAMETERS												
Pre-op Flessum	0.528	[-0.870 ; 1.930]	0.462	0.866	[0.733 ; 1.022]	0.089	1.700	[1.193 ; 2.422]	0.330	0.927	[0.811 ; 1.060]	0.271
Pre-op maximum flexion	0.419	[-0.501 ; 1.340]	0.375	1.024	[0.922 ; 1.138]	0.647	0.905	[0.761 ; 1.077]	0.263	1.011	[0.930 ; 1.100]	0.788
Knee morphotype												
Neutral	Référence			Reference			Reference			Référence		
Varus 3-10°	-20.073	[-46.914 ; 6.770]	0.148	1.226	[0.062 ; 24.399]	0.893	0.800	[0.281 ; 2.270]	0.675	0.267	[0.019 ; 3.654]	0.323
Varus > 10°	-27.262	[-72.168 ; 17.600]	0.239	0.083	<0.001 ; 35.699]	0.421	1.111	[0.286 ; 4.306]	0.878	0.087	[0.002 ; 6.258]	0.263
Valgus 3-10°	5.542	[-25.228 ; 36.300]	0.725	0.837	[0.013 ; 52.737]	0.932	2.666	[0.488 ; 14.558]	0.257	1.117	[0.060 ; 20.663]	0.940

aβ Coef, adjusted Beta coefficient ; aOR : Adjusted Odd ratio ; IC95, confidence interval ; p, p-value ; FA, functional alignment ; rKA, restricted kinematic alignment ; BMI, body mass index

* Statistically significant.

2.4 Discussion

The main objective of the study was to compare the one-year FU PROMs (i.e., 2011 KSS and FJS) between two emerging techniques aiming to reproduce as close as possible the constitutional alignment and the ligament balance. We did not showed statistical significant difference regarding the 2011 KSS and the FJS one-year after surgery between the FA group and the rKA & sensor group.

Studies showed that KA failed to deliver a balanced knee in almost 50% of cases, especially regarding the flexion gap and varus deformity increased (63,64). Moreover, the use of a rKA technique has also been shown to require either soft tissue release or bone recutting or both to achieve balance in 30% of cases (65). Keeping this in mind, an author recently described an original technique combining rKA (to avoid reproducing extreme anatomy that could compromise the long-term survivorship) and load sensor positioned between the trial implants guiding bone re-cuts with robotic arm (to achieve a reliable and reproducible ligament balancing) (132). If clinical outcomes of rKA have previously been published, this study is the first reporting clinical results of rKA achieved with robotic-arm and use of load sensor. A study of 100 cementless rKA TKAs (Triathlon system, Stryker) achieved with computer-assisted navigation without load sensor, reported at mean 49 month (range 32–60) of follow-up a mean FJS of 65.9 ± 29.6 (140). In our study the one-year postoperative mean FJS in the rKA & sensor group was 64.3 ± 28.2 . It seems technique combining RA rKA & load sensor produces similar results that rKA achieved without robotic assistance and load sensor, but earlier (mean FJS = 64.3 ± 28.2 at 12 month versus mean FJS = 65.9 ± 29.6 at mean 49 month FU, respectively). MacDessi & al. reported on 70 rKA TKAs operated on using computer-assisted navigation and load sensor (VERASENSE, Stryker) to achieve ligament balance (by soft tissue release or bone re-cutting or both), a one-year postoperative mean FJS of 63.9 ± 26.6 (65). Abhari & all reported on 115 rKA TKAs achieved with robotic assistance (MAKO, Stryker) but without load sensor, at mean follow-up of 17 months (range 11 to 27), a mean JFS of 72 ± 27.0 (62). It suggests that using robotic arm to perform ligament balancing by bone re-cuts as guided by load sensor does not improve results of rKA compared to technique using only RA or only load sensor. In comparison, MacDessi & al. reported on 68 MA TKAs achieved with computer-assisted navigation and load sensor (VERASENSE, Stryker), a one-year postoperative mean FJS of 56.8 ± 26.0 (65).

In our study, flexion and/or extension imbalances were found in 53% of knees in the rKA & sensor group, which is consistent with previous studies (63,64), but reduced to 11% after using the bone re-cuts protocole. Only one patient required an increase of + 2mm in polyethylene thickness, suggesting that this technique does not produces overcut. If using a load sensor allows to obtain a balanced knee in 85 to 95% of cases in most studies (95,96,99), the clinical benefit is debated. Studies suggest clinical outcomes improvement with sensor (93,95,100) while others have not found significant benefice (96,99). However, in these studies ligament balancing was performed using both ligament release or bone re-cuts or both, and bone re-cuts were carried out without robotic arm assistance. To accurately assess the clinical impact of load sensor, it would be interesting to undertake a study comparing both groups of TKAs with the same alignment concept, one without load sensor and one using load sensor to achieve a reproducible ligament balancing by bone re-cuts with robotic-arm.

FA in TKA has been recently developed as a technique to restore native joint line height, obliquity, and knee kinematics by using computer-assisted technology to guide bone resections and implant position. The goal is to implant the components in the position that restores the plane and obliquity of the joint and minimize any damage to the soft-tissue. A previous study showed that medio-lateral soft-tissue balance, as measured by sensor-guided technology and applying Gustke's criteria, can be consistently achieved by using FA with robotic assistance, which adjusts bone resections and optimizes implant positioning, while minimizing soft-tissue releases (69). Nevertheless, no study has assessed the functional and clinical outcomes of this alignment technique, nor the implant survivorship. But there is a randomised control trial (RCT) currently underway at University College London Hospital (67) and two more conducted in Australia (81) and New Zeland (82), comparing MA RA-TKAs with FA RA-TKAs. All three trials differ in their surgical alignment limits, balancing algorithm and use of assistive technology. Indeed, alterative applications of FA have been described (80), getting closer to rKA limits. The combined results of this various trials may help determine the ideal way to practice FA. In this study, components were preoperatively planned in neutral mechanical alignment and intraoperatively adjusted to achieve functional alignment. Future researches are needed to determine if initial component position should be planned in kinematic alignment and subsequently adjusted intraoperatively to achieve functional alignment.

To our knowledge this study is the first comparing clinical outcomes of robotic-assisted FA-TKAs with robotic-assisted rKA-TKAs. Thus, the originality of this study is one of its strengths. The small size of groups could explain the lack of difference between these

techniques in our study, due to lack of statistical power to detect a clinical significant difference. A study with larger groups of patients, in particular large deformities would be relevant to confirm or invalidate our results. We can also suggest that these two techniques which not only consider constitutional alignment (but differ in their surgical alignment limits) but also aim to achieve knee balance in flexion and extension (by two different ways) can produce the same results, especially in small deformities. The one-month FU flexion was lower in the rKA & sensor group compared to the FA group ($0.45^\circ \pm 2.11$ versus $3.50^\circ \pm 5.98$ respectively, $p < 0.001$), but this result is not clinically relevant.

Focusing on the post-operatively collected data, a decline in KSS expectations was observed for both groups and 13% of overall patients (12/90) obtained bad results regarding the FJS score. This result is lower than the 20% of dissatisfied patients found in most previously studies (24,25,125), but it suggests that despite the assess of personalized techniques and the use of advanced technologies, we still fail to fully satisfy our patient's expectations. It suggests others avenues to improve patient outcomes. There is currently only a paucity of data and no scientific consensus on sagittal phenotypes of the knee joint, which should take a possible physiological extension deficit or hyperextension into account (141,142). Moreover, we have to be aware regarding the complex phenotypes of the knee joint's native trochlea groove with respect to its medio-lateral positioning, which is relevant for the positioning of the prosthetic femoral component. Most of the TKA systems were originally designed for mechanical alignment, in which the femoral component is externally rotated. Using these components with personalized technique, neutral or internal femoral rotation with a flush anterior femoral cut might under- or overstuff the native trochlea depending on the discordance between patient's anatomy and the implant's design, leading to a different cause of anterior knee pain (57,58).

The current study has several limitations. First, the groups were not comparable with respect to the preoperative maximum flexion, causing to a selection bias. This difference may be due to preoperative maximum flexion was determined using the robotic navigation during the procedure, by applying maximum passive flexion by the surgeon on the knee. However, the force applied to the knee could be different depending on the surgeons. This significant difference between groups was taken into account in the multivariate analysis. Second, clinical outcomes and objective scores were collected by the surgeon who has practiced the TKA, without blinding, which can produce an information bias. But among the scores used in the study, only the KSS Objectif was completed by the surgeons, others (i.e. FJS and KSS

Expectations, Satisfaction and Function) were completed by the patient himself in the waiting room before consultations. Third, procedures were performed by different surgeons which may bias the interpretation of results. Finally, only the short-term results of these techniques are reported in this preliminary study. A mid- and long-term analysis seems necessary, regarding clinical outcomes and implants survivorship.

In conclusion, no significant differences were found between FA and combining rKA & load sensor in robotic-assisted TKA, regarding the 2011 KSS and the FJS at one-year follow-up.

CONFLITS D'INTERETS

Financement :

Aucun.

Conflit d'intérêt avec l'étude :

Aucun.

REFERENCES

1. Mazières B. Guide pratique de Rhumatologie. Masson. 2002. In.
2. Hunter DJ, Felson DT. Osteoarthritis. *BMJ*. 18 mars 2006;332(7542):639-42.
3. Haq I, Murphy E, Dacre J. Osteoarthritis. *Postgrad Med J*. juill 2003;79(933):377-83.
4. MacDessi SJ, Griffiths-Jones W, Harris IA, Bellemans J, Chen DB. Coronal Plane Alignment of the Knee (CPAK) classification. *Bone Jt J*. févr 2021;103-B(2):329-37.
5. Interposition of vitallium plates in arthroplasties of the knee. Preliminary report. By Willis C. Campbell, 1940 - PubMed [Internet]. [cité 6 avr 2022]. Disponible sur: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3275516/>
6. Jones WN. Mold arthroplasty of the knee joint. *Clin Orthop*. oct 1969;66:82-9.
7. Ranawat CS. History of total knee replacement. *J South Orthop Assoc*. 2002;11(4):218-26.
8. Ranawat CS, Shine JJ. Duo-condylar total knee arthroplasty. *Clin Orthop*. août 1973;(94):185-95.
9. Insall JN, Binazzi R, Soudry M, Mestriner LA. Total knee arthroplasty. *Clin Orthop*. févr 1985;(192):13-22.
10. Freeman MA, Swanson SA, Todd RC. Total replacement of the knee design considerations and early clinical results. *Acta Orthop Belg*. févr 1973;39(1):181-202.
11. Freeman MA, Swanson SA, Todd RC. Total replacement of the knee using the Freeman-Swanson knee prosthesis. *Clin Orthop*. août 1973;(94):153-70.
12. Freeman MA, Todd RC, Bamert P, Day WH. ICLH arthroplasty of the knee: 1968--1977. *J Bone Joint Surg Br*. août 1978;60-B(3):339-44.
13. Insall J, Scott WN, Ranawat CS. The total condylar knee prosthesis. A report of two hundred and twenty cases. *J Bone Joint Surg Am*. mars 1979;61(2):173-80.
14. Insall JN, Hood RW, Flawn LB, Sullivan DJ. The total condylar knee prosthesis in gonarthrosis. A five to nine-year follow-up of the first one hundred consecutive replacements. *J Bone Joint Surg Am*. juin 1983;65(5):619-28.
15. Berend ME, Ritter MA, Meding JB, Faris PM, Keating EM, Redelman R, et al. Tibial component failure mechanisms in total knee arthroplasty. *Clin Orthop*. nov 2004;(428):26-34.
16. Moreland JR. Mechanisms of failure in total knee arthroplasty. *Clin Orthop*. janv 1988;(226):49-64.
17. Moreland JR, Bassett LW, Hanker GJ. Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J Bone Joint Surg Am*. juin 1987;69(5):745-9.
18. 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.
19. Ritter MA, Davis KE, Meding JB, Pierson JL, Berend ME, Malinzak RA. The effect of alignment and BMI on failure of total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am*. 7 sept 2011;93(17):1588-96.
20. Kwak DS, In Y, Kim TK, Cho HS, Koh IJ. The pie-crusting technique using a blade knife for medial collateral ligament release is unreliable in varus total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA*. janv 2016;24(1):188-94.
21. Hirschmann MT, Moser LB, Amsler F, Behrend H, Leclercq V, Hess S. Functional knee phenotypes: a novel classification for phenotyping the coronal lower limb alignment based on the native alignment in young non-osteoarthritic patients. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA*. mai 2019;27(5):1394-402.

22. Moser LB, Hess S, Amsler F, Behrend H, Hirschmann MT. Native non-osteoarthritic knees have a highly variable coronal alignment: a systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA*. mai 2019;27(5):1359-67.
23. Hirschmann MT, Hess S, Behrend H, Amsler F, Leclercq V, Moser LB. Phenotyping of hip-knee-ankle angle in young non-osteoarthritic knees provides better understanding of native alignment variability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA*. mai 2019;27(5):1378-84.
24. Bourne RB, Chesworth BM, Davis AM, Mahomed NN, Charron KDJ. Patient satisfaction after total knee arthroplasty: who is satisfied and who is not? *Clin Orthop*. janv 2010;468(1):57-63.
25. Nam D, Nunley RM, Barrack RL. Patient dissatisfaction following total knee replacement: a growing concern? *Bone Jt J*. nov 2014;96-B(11 Supple A):96-100.
26. 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.
27. Abdel MP, Ollivier M, Parratte S, Trousdale RT, Berry DJ, Pagnano MW. Effect of Postoperative Mechanical Axis Alignment on Survival and Functional Outcomes of Modern Total Knee Arthroplasties with Cement: A Concise Follow-up at 20 Years. *J Bone Joint Surg Am*. 21 mars 2018;100(6):472-8.
28. Dossett HG, Estrada NA, Swartz GJ, LeFevre GW, Kwasman BG. A randomised controlled trial of kinematically and mechanically aligned total knee replacements: two-year clinical results. *Bone Jt J*. juill 2014;96-B(7):907-13.
29. Magnussen RA, Weppe F, Demey G, Servien E, Lustig S. Residual varus alignment does not compromise results of TKAs in patients with preoperative varus. *Clin Orthop*. déc 2011;469(12):3443-50.
30. Van Onsem S (2018) The objective substrates of patient satisfaction after TKA.
31. Innocenti B, Bellemans J, Catani F. Deviations From Optimal Alignment in TKA: Is There a Biomechanical Difference Between Femoral or Tibial Component Alignment? *J Arthroplasty*. 1 janv 2016;31(1):295-301.
32. Allen MM, Pagnano MW. Neutral mechanical alignment: Is it Necessary? *Bone Jt J*. janv 2016;98-B(1 Suppl A):81-3.
33. Miller EJ, Pagnano MW, Kaufman KR. Tibiofemoral alignment in posterior stabilized total knee arthroplasty: Static alignment does not predict dynamic tibial plateau loading. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc*. août 2014;32(8):1068-74.
34. Molli RG, Anderson KC, Buehler KC, Markel DC. Computer-assisted navigation software advancements improve the accuracy of total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. avr 2011;26(3):432-8.
35. Stöckl B, Nogler M, Rosiek R, Fischer M, Krismer M, Kessler O. Navigation improves accuracy of rotational alignment in total knee arthroplasty. *Clin Orthop*. sept 2004;(426):180-6.
36. Vanlommel L, Vanlommel J, Claes S, Bellemans J. Slight undercorrection following total knee arthroplasty results in superior clinical outcomes in varus knees. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA*. oct 2013;21(10):2325-30.
37. Hungerford DS, Krackow KA. Total joint arthroplasty of the knee. *Clin Orthop*. févr 1985;(192):23-33.
38. Yim JH, Song EK, Khan MS, Sun ZH, Seon JK. A comparison of classical and anatomical total knee alignment methods in robotic total knee arthroplasty: classical and anatomical knee alignment methods in TKA. *J Arthroplasty*. juin 2013;28(6):932-7.
39. Howell SM. Calipered Kinematically Aligned Total Knee Arthroplasty: An Accurate Technique That Improves Patient Outcomes and Implant Survival. *Orthopedics*. 1 mai

2019;42(3):126-35.

40. Nedopil AJ, Singh AK, Howell SM, Hull ML. Does Calipered Kinetically Aligned TKA Restore Native Left to Right Symmetry of the Lower Limb and Improve Function? *J Arthroplasty*. févr 2018;33(2):398-406.
41. Coughlin KM, Incavo SJ, Churchill DL, Beynon BD. Tibial axis and patellar position relative to the femoral epicondylar axis during squatting. *J Arthroplasty*. déc 2003;18(8):1048-55.
42. Hollister AM, Jatana S, Singh AK, Sullivan WW, Lupichuk AG. The axes of rotation of the knee. *Clin Orthop*. mai 1993;(290):259-68.
43. Iranpour F, Merican AM, Baena FRY, Cobb JP, Amis AA. Patellofemoral joint kinematics: the circular path of the patella around the trochlear axis. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc*. mai 2010;28(5):589-94.
44. Yin L, Chen K, Guo L, et al. Identifying the functional flexion-extension axis of the knee: an in-vivo kinematics study. *PLoS One*. 2015;10(6):e0128877.
45. Blakeney W, Clément J, Desmeules F, Hagemester N, Rivière C, Vendittoli PA. Kinematic alignment in total knee arthroplasty better reproduces normal gait than mechanical alignment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA*. mai 2019;27(5):1410-7.
46. Waterson HB, Clement ND, Eyres KS, Mandalia VI, Toms AD. The early outcome of kinematic versus mechanical alignment in total knee arthroplasty: a prospective randomised control trial. *Bone Jt J*. oct 2016;98-B(10):1360-8.
47. Sw Y, Ml W, A B, T BE, P P, B F. The Chitranjan S. Ranawat Award : No Difference in 2-year Functional Outcomes Using Kinematic versus Mechanical Alignment in TKA: A Randomized Controlled Clinical Trial. *Clin Orthop* [Internet]. janv 2017 [cité 22 avr 2022];475(1). Disponible sur: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27113595/>
48. Calliess T, Bauer K, Stukenborg-Colsman C, Windhagen H, Budde S, Ettinger M. PSI kinematic versus non-PSI mechanical alignment in total knee arthroplasty: a prospective, randomized study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA*. juin 2017;25(6):1743-8.
49. Matsumoto T, Takayama K, Ishida K, Hayashi S, Hashimoto S, Kuroda R. Radiological and clinical comparison of kinematically versus mechanically aligned total knee arthroplasty. *Bone Jt J*. mai 2017;99-B(5):640-6.
50. Niki Y, Kobayashi S, Nagura T, Udagawa K, Harato K. Joint Line Modification in Kinetically Aligned Total Knee Arthroplasty Improves Functional Activity but Not Patient Satisfaction. *J Arthroplasty*. juill 2018;33(7):2125-30.
51. Pj M, Ce D, Ia J, K D, Bj B. Computer-Assisted Kinematic and Mechanical Axis Total Knee Arthroplasty: A Prospective Randomized Controlled Trial of Bilateral Simultaneous Surgery. *J Arthroplasty*. févr 2020
52. Liu B, Feng C, Tu C. Kinematic alignment versus mechanical alignment in primary total knee arthroplasty: an updated meta-analysis of randomized controlled trials. *J Orthop Surg*. 4 avr 2022;17(1):201.
53. Howell SM, Shelton TJ, Hull ML. Implant Survival and Function Ten Years After Kinetically Aligned Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty*. déc 2018;33(12):3678-84.
54. Parratte S, Pagnano MW, Trousdale RT, Berry DJ. Effect of postoperative mechanical axis alignment on the fifteen-year survival of modern, cemented total knee replacements. *J Bone Joint Surg Am*. 15 sept 2010;92(12):2143-9.
55. Fang DM, Ritter MA, Davis KE. Coronal alignment in total knee arthroplasty: just how important is it? *J Arthroplasty*. sept 2009;24(6 Suppl):39-43.
56. Rivière C, Jackson W, Villet L, Sivaloganathan S, Barziv Y, Vendittoli PA. Specific case consideration for implanting TKA with the Kinematic Alignment technique. *EFORT Open Rev*. oct 2021;6(10):881.

57. Rivière C, Dhaif F, Shah H, Ali A, Auvinet E, Aframian A, et al. Kinematic alignment of current TKA implants does not restore the native trochlear anatomy. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR*. nov 2018;104(7):983-95.
58. Rivière C, Iranpour F, Harris S, Auvinet E, Aframian A, Parratte S, et al. Differences in trochlear parameters between native and prosthetic kinematically or mechanically aligned knees. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR*. avr 2018;104(2):165-70.
59. Almaawi AM, Hutt JRB, Masse V, Lavigne M, Vendittoli PA. The Impact of Mechanical and Restricted Kinematic Alignment on Knee Anatomy in Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty*. juill 2017;32(7):2133-40.
60. Hutt JRB, LeBlanc MA, Massé V, Lavigne M, Vendittoli PA. Kinematic TKA using navigation: Surgical technique and initial results. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR*. févr 2016;102(1):99-104.
61. Risitano S, Cacciola G, Sabatini L, Capella M, Bosco F, Giustra F, et al. Restricted kinematic alignment in primary total knee arthroplasty: A systematic review of radiographic and clinical data. *J Orthop*. 1 sept 2022;33:37-43.
62. Abhari S, Hsing TM, Malkani MM, Smith AF, Smith LS, Mont MA, et al. Patient satisfaction following total knee arthroplasty using restricted kinematic alignment. *Bone Jt J*. juin 2021;103-B(6 Supple A):59-66.
63. Shatrov J, Batailler C, Sappey-Marinié E, Gunst S, Servien E, Lustig S. Kinematic alignment fails to achieve balancing in 50% of varus knees and resects more bone compared to functional alignment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA*. 13 août 2022;
64. Lee GC, Wakelin E, Plaskos C. What Is the Alignment and Balance of a Total Knee Arthroplasty Performed Using a Calipered Kinematic Alignment Technique? *J Arthroplasty*. juin 2022;37(6S):S176-81.
65. 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 Jt J*. janv 2020;102-B(1):117-24.
66. Kayani B, Konan S, Tahmassebi J, Pietrzak JRT, Haddad FS. Robotic-arm assisted total knee arthroplasty is associated with improved early functional recovery and reduced time to hospital discharge compared with conventional jig-based total knee arthroplasty: a prospective cohort study. *Bone Jt J*. 2018;100-B(7):930-7.
67. Kayani B, Konan S, Tahmassebi J, Oussedik S, Moriarty PD, Haddad FS. A prospective double-blinded randomised control trial comparing robotic arm-assisted functionally aligned total knee arthroplasty versus robotic arm-assisted mechanically aligned total knee arthroplasty. *Trials*. 18 févr 2020;21:194.
68. Oussedik S, Abdel MP, Victor J, Pagnano MW, Haddad FS. Alignment in total knee arthroplasty. *Bone Jt J*. mars 2020;102-B(3):276-9.
69. Chang JS, Kayani B, Wallace C, Haddad FS. Functional alignment achieves soft-tissue balance in total knee arthroplasty as measured with quantitative sensor-guided technology. *Bone Jt J*. mars 2021;103-B(3):507-14.
70. Hilding MB, Lanshammar H, Ryd L (1996) Knee joint loading and tibial component loosening. RSA and gait analysis in 45 osteoarthritic patients before and after TKA. *J Bone Joint Surg Br* 78(1), 66–73.
71. Sharkey PF, Hozack WJ, Rothman RH, Shastri S, Jacoby SM. Insall Award paper. Why are total knee arthroplasties failing today? *Clin Orthop*. nov 2002;(404):7-13.
72. Wakelin EA, Shalhoub S, Lawrence JM, Keggi JM, DeClaire JH, Randall AL, Ponder CE, Koenig JA, Lyman S, Plaskos C (2021) Improved total knee arthroplasty pain outcome when joint gap targets are achieved throughout flexion. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 30(3), 939–947.

73. Sappey-Marinié E, Batailler C, Swan J, Schmidt A, Cheze L, MacDessi SJ, Servien E, Lustig S (2021) sMechanical alignment for primary TKA may change both knee phenotype and joint line obliquity without influencing clinical outcomes: a study comparing restored and unrestored joint line obliquity. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 10.1007/s00167-021-06674-w.
74. Hampp EL, Chughtai M, Scholl LY, Sodhi N, Bhowmik-Stoker M, Jacofsky DJ, et al. Robotic-Arm Assisted Total Knee Arthroplasty Demonstrated Greater Accuracy and Precision to Plan Compared with Manual Techniques. *J Knee Surg.* mars 2019;32(3):239-50.
75. Sires JD, Wilson CJ (2020) CT validation of intraoperative implant position and knee alignment as determined by the MAKO total knee arthroplasty system. *J Knee Surg* 34(10), 1133–1137.
76. Akagi M, Oh M, Nonaka T, Tsujimoto H, Asano T, Hamanishi C. An anteroposterior axis of the tibia for total knee arthroplasty. *Clin Orthop.* mars 2004;(420):213-9.
77. Saffarini M, Nover L, Tandogan R, Becker R, Moser LB, Hirschmann MT, et al. The original Akagi line is the most reliable: a systematic review of landmarks for rotational alignment of the tibial component in TKA. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA.* avr 2019;27(4):1018-27.
78. Luyckx T, Vandenneucker H, Ing LS, Vereecke E, Ing AV, Victor J. Raising the Joint Line in TKA is Associated With Mid-flexion Laxity: A Study in Cadaver Knees. *Clin Orthop.* mars 2018;476(3):601-11.
79. Stambough JB, Edwards PK, Mannen EM, Barnes CL, Mears SC. Flexion Instability After Total Knee Arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg.* 1 sept 2019;27(17):642-51.
80. Shatrov J, Battelier C, Sappey-Marinié E, Gunst S, Servien E, Lustig S. Functional Alignment Philosophy in Total Knee Arthroplasty – Rationale and technique for the varus morphotype using a CT based robotic platform and individualized planning. *SICOT-J.* 8:11.
81. Steer R, Tippett B, Khan RN, Collopy D, Clark G. A prospective randomised control trial comparing functional with mechanical axis alignment in total knee arthroplasty: study protocol for an investigator initiated trial. *Trials.* 9 août 2021;22:523.
82. Young SW, Zeng N, Tay ML, Fulker D, Esposito C, Carter M, et al. A prospective randomised controlled trial of mechanical axis with soft tissue release balancing vs functional alignment with bony resection balancing in total knee replacement—a study using Stryker Mako robotic arm-assisted technology. *Trials.* 20 juill 2022;23:580.
83. Whiteside LA. Soft tissue balancing: the knee. *J Arthroplasty.* juin 2002;17(4 Suppl 1):23-7.
84. Burdin P. Équilibre ligamentaire et prothèse du genou. *Ann Orthop Ouest* 1996; 28 : 19–29.
85. Neyret P, Barion de Padua V, Ait Si Selmi T. Principes de pose : les fondamentaux. In : *Équilibrage ligamentaire dans les pro- thèses totales du genou.* Montpellier : Sauramps Medical; 2005. p. 15–25.
86. Lau RL, Perruccio AV, Gandhi R, Mahomed NN. The role of surgeon volume on patient outcome in total knee arthroplasty: a systematic review of the literature. *BMC Musculoskelet Disord.* 14 déc 2012;13:250.
87. Järvelin J, Häkkinen U, Rosenqvist G, Remes V. Factors predisposing to claims and compensations for patient injuries following total hip and knee arthroplasty. *Acta Orthop.* avr 2012;83(2):190-6.
88. Lee GC, Lotke PA. Can surgeons predict what makes a good TKA? Intraoperative surgeon impression of TKA quality does not correlate with Knee Society scores. *Clin Orthop.* janv 2012;470(1):159-65.
89. Nuñez M, Lozano L, Nuñez E, Segur JM, Sastre S. Factors influencing health-related quality of life after TKA in patients who are obese. *Clin Orthop.* avr 2011;469(4):1148-53.

90. MacDessi SJ, Gharaibeh MA, Harris IA. How Accurately Can Soft Tissue Balance Be Determined in Total Knee Arthroplasty? *J Arthroplasty*. févr 2019;34(2):290-294.e1.
91. Fehring TK, Odum S, Griffin WL, Mason JB, Nadaud M. Early failures in total knee arthroplasty. *Clin Orthop*. nov 2001;(392):315-8.
92. Conditt MA, Chow J, Gordon A, et al. Can a balanced TKA save money post-operatively? Presented at: 31st Annual Congress of the International Society for Technology in Arthroplasty (ISTA); October 10-13, 2018; London, UK.
93. Gustke KA, Golladay GJ, Roche MW, Elson LC, Anderson CR. A new method for defining balance: promising short-term clinical outcomes of sensor-guided TKA. *J Arthroplasty*. mai 2014;29(5):955-60.
94. Walker PS, Meere PA, Bell CP. Effects of surgical variables in balancing of total knee replacements using an instrumented tibial trial. *The Knee*. janv 2014;21(1):156-61.
95. Golladay GJ, Bradbury TL, Gordon AC, Fernandez-Madrid IJ, Krebs VE, Patel PD, et al. Are Patients More Satisfied With a Balanced Total Knee Arthroplasty? *J Arthroplasty*. juill 2019;34(7S):S195-200.
96. Wood TJ, Winemaker MJ, Williams DS, Petrucci DT, Tushinski DM, de Beer J de V. Randomized Controlled Trial of Sensor-Guided Knee Balancing Compared to Standard Balancing Technique in Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty*. mars 2021;36(3):953-7.
97. Golladay GJ, Byrd AD, Byrd JA, III. Sensor assisted balancing: does a surgeon need the extra sense? Presented at: Australian Orthopaedic Association (AOA) Annual Scientific Meeting; October 7-11, 2018; Perth, Australia.
98. MacDessi SJ, Wood JA, Diwan AD, Harris IA, SENSOR BALANCE Study Group. Surgeon-defined assessment is a poor predictor of knee balance in total knee arthroplasty: a prospective, multicenter study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA*. févr 2021;29(2):498-506.
99. MacDessi SJ, Wood JA, Diwan A, Harris IA, Group on behalf of the SBS. Intraoperative pressure sensors improve soft-tissue balance but not clinical outcomes in total knee arthroplasty: a multicentre randomized controlled trial. *Bone Jt J*. 1 mai 2022
100. Chow JC, Breslauer L. The Use of Intraoperative Sensors Significantly Increases the Patient-Reported Rate of Improvement in Primary Total Knee Arthroplasty. *Orthopedics*. 1 juill 2017;40(4):e648-51.
101. Geller JA, Lakra A, Murtaugh T. The Use of Electronic Sensor Device to Augment Ligament Balancing Leads to a Lower Rate of Arthrofibrosis After Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty*. mai 2017;32(5):1502-4.
102. Amundsen SH, Meyers KN, Wright TM, Westrich GH. Variability in Elongation and Failure of the Medial Collateral Ligament After Pie-Crusting With 16- and 18-Gauge Needles. *J Arthroplasty*. août 2018;33(8):2636-9.
103. Bhimani SJ, Bhimani R, Smith A, Eccles C, Smith L, Malkani A. Robotic-assisted total knee arthroplasty demonstrates decreased postoperative pain and opioid usage compared to conventional total knee arthroplasty. *Bone Jt Open*. févr 2020;1(2):8-12.
104. Cotter EJ, Wang J, Illgen RL. Comparative Cost Analysis of Robotic-Assisted and Jig-Based Manual Primary Total Knee Arthroplasty. *J Knee Surg*. janv 2022;35(2):176-84.
105. Marchand RC, Sodhi N, Khlopas A, Sultan AA, Harwin SF, Malkani AL, et al. Patient Satisfaction Outcomes after Robotic Arm-Assisted Total Knee Arthroplasty: A Short-Term Evaluation. *J Knee Surg*. nov 2017;30(9):849-53.
106. Marchand RC, Sodhi N, Anis HK, Ehiorobo J, Newman JM, Taylor K, et al. One-Year Patient Outcomes for Robotic-Arm-Assisted versus Manual Total Knee Arthroplasty. *J Knee Surg*. nov 2019;32(11):1063-8.
107. Wang, et al. Relative Clinical Outcomes Comparing Manual and Robotic Assisted Total Knee Arthroplasty at Minimum 1 Year Follow-up. Poster Presentation at Orthopaedic

Research Society, Austin, TX, Feb 2-5, 2019.

108. Malkani AL, Roche MW, Kolisek FR, Gustke KA, Hozack WJ, Sodhi N, et al. Manipulation Under Anesthesia Rates in Technology-Assisted versus Conventional-Instrumentation Total Knee Arthroplasty. *Surg Technol Int.* 28 mai 2020;36:336-40.
109. Mont MA, Cool C, Gregory D, Coppolecchia A, Sodhi N, Jacofsky DJ. Health Care Utilization and Payer Cost Analysis of Robotic Arm Assisted Total Knee Arthroplasty at 30, 60, and 90 Days. *J Knee Surg.* févr 2021;34(3):328-37.
110. Sires JD, Wilson CJ. CT Validation of Intraoperative Implant Position and Knee Alignment as Determined by the MAKO Total Knee Arthroplasty System. *J Knee Surg.* août 2021;34(10):1133-7.
111. Yang HY, Seon JK, Shin YJ, Lim HA, Song EK. Robotic Total Knee Arthroplasty with a Cruciate-Retaining Implant: A 10-Year Follow-up Study. *Clin Orthop Surg.* juin 2017;9(2):169-76.
112. Song EK, Seon JK, Yim JH, Netravali NA, Bargar WL. Robotic-assisted TKA reduces postoperative alignment outliers and improves gap balance compared to conventional TKA. *Clin Orthop.* janv 2013;471(1):118-26.
113. Kayani B, Konan S, Pietrzak JRT, Haddad FS. Iatrogenic Bone and Soft Tissue Trauma in Robotic-Arm Assisted Total Knee Arthroplasty Compared With Conventional Jig-Based Total Knee Arthroplasty: A Prospective Cohort Study and Validation of a New Classification System. *J Arthroplasty.* août 2018;33(8):2496-501.
114. Khlopas A, Chughtai M, Hampp EL, Scholl LY, Prieto M, Chang TC, et al. Robotic-Arm Assisted Total Knee Arthroplasty Demonstrated Soft Tissue Protection. *Surg Technol Int.* 25 juill 2017;30:441-6.
115. Sodhi N, Khlopas A, Piuizzi NS, Sultan AA, Marchand RC, Malkani AL, et al. The Learning Curve Associated with Robotic Total Knee Arthroplasty. *J Knee Surg.* janv 2018;31(1):17-21.
116. A. Fleischman, R. Lutz, H.V. Kafshgari, F. Orozco, W. Hozack, A. Chen Time-related learning curve of robotic-arm assisted total knee arthroplasty AAOS (2018).
117. Naziri Q, Cusson BC, Chaudhri M, Shah NV, Sastry A. Making the transition from traditional to robotic-arm assisted TKA: What to expect? A single-surgeon comparative-analysis of the first-40 consecutive cases. *J Orthop.* 22 mars 2019;16(4):364-8.
118. Cool CL, Jacofsky DJ, Seeger KA, Sodhi N, Mont MA. A 90-day episode-of-care cost analysis of robotic-arm assisted total knee arthroplasty. *J Comp Eff Res.* avr 2019;8(5):327-36.
119. Pierce J, Needham K, Adams C, Coppolecchia A, Lavernia C. Robotic arm-assisted knee surgery: an economic analysis. *Am J Manag Care.* 1 juill 2020;26(7):e205-10.
120. Clark et al, Australian Experience Mako Robotic Total Knee. AOA Annual Meeting, Oct 8 -12, 2017, Adelaide.
121. Archer A, Salem HS, Coppolecchia A, Mont MA. Lengths of Stay and Discharge Dispositions after Total Knee Arthroplasty: A Comparison of Robotic-Assisted and Manual Techniques. *J Knee Surg.* 5 oct 2021;
122. Bourne RB, McCalden RW, MacDonald SJ, Mokete L, Guerin J. Influence of patient factors on TKA outcomes at 5 to 11 years followup. *Clin Orthop.* nov 2007;464:27-31.
123. Font-Rodriguez DE, Scuderi GR, Insall JN. Survivorship of cemented total knee arthroplasty. *Clin Orthop.* déc 1997;(345):79-86.
124. Rodricks DJ, Patil S, Pulido P, Colwell CW. Press-fit condylar design total knee arthroplasty. Fourteen to seventeen-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* janv 2007;89(1):89-95.
125. Baker PN, van der Meulen JH, Lewsey J, Gregg PJ, National Joint Registry for England and Wales. The role of pain and function in determining patient satisfaction after

- total knee replacement. Data from the National Joint Registry for England and Wales. *J Bone Joint Surg Br.* juill 2007;89(7):893-900.
126. Milner CE. Is gait normal after total knee arthroplasty? Systematic review of the literature. *J Orthop Sci Off J Jpn Orthop Assoc.* janv 2009;14(1):114-20.
127. Bourne RB, Chesworth B, Davis A, Mahomed N, Charron K. Comparing patient outcomes after THA and TKA: is there a difference? *Clin Orthop.* févr 2010;468(2):542-6.
128. Bozic KJ, Kurtz SM, Lau E, Ong K, Chiu V, Vail TP, et al. The epidemiology of revision total knee arthroplasty in the United States. *Clin Orthop.* janv 2010;468(1):45-51.
129. Lonner JH, Siliski JM, Scott RD. Prodromes of failure in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* juin 1999;14(4):488-92.
130. Bellemans J, Colyn W, Vandenuecker H, Victor J. The Chitranjan Ranawat award: is neutral mechanical alignment normal for all patients? The concept of constitutional varus. *Clin Orthop.* janv 2012;470(1):45-53.
131. Cherian JJ, Kapadia BH, Banerjee S, Jauregui JJ, Issa K, Mont MA. Mechanical, Anatomical, and Kinematic Axis in TKA: Concepts and Practical Applications. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 27 mars 2014;7(2):89-95.
132. Bardou-Jacquet J, Murgier J, Laudet F, Fabre T. Combining load sensor and robotic technologies for ligament balance in total knee arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR.* 10 mars 2021;102889.
133. Singh V, Fiedler B, Huang S, Oh C, Karia RJ, Schwarzkopf R. Patient Acceptable Symptom State for the Forgotten Joint Score in Primary Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty.* août 2022;37(8):1557-61.
134. Aglietti P, Sensi L, Cuomo P, Ciardullo A. Rotational position of femoral and tibial components in TKA using the femoral transepicondylar axis. *Clin Orthop.* nov 2008;466(11):2751-5.
135. Vendittoli PA, Blakeney W. Redefining knee replacement. *Orthop Traumatol Surg Res.* 1 nov 2017;103(7):977-9.
136. Blakeney W, Beaulieu Y, Kiss MO, Rivière C, Vendittoli PA. Less gap imbalance with restricted kinematic alignment than with mechanically aligned total knee arthroplasty: simulations on 3-D bone models created from CT-scans. *Acta Orthop.* déc 2019;90(6):602-9.
137. Vendittoli PA, Martinov S, Blakeney WG. Restricted Kinematic Alignment, the Fundamentals, and Clinical Applications. *Front Surg.* 20 juill 2021;8:697020.
138. Bardou-jacquet J, Champeaux C, Tourtoulou C. Combining sensors and robotic technologies to balance TKA. Presented at: European Society of Sports Traumatology, Knee Surgery & Arthroscopy (ESSKA) 20th Annual Meeting; April 27-29, 2022;Paris, FRANCE.
139. Healy WL, Della Valle CJ, Iorio R, Berend KR, Cushner FD, Dalury DF, et al. Complications of Total Knee Arthroplasty: Standardized List and Definitions of The Knee Society. *Clin Orthop.* janv 2013;471(1):215-20.
140. Laforest G, Kostretzis L, Kiss MO, Vendittoli PA. Restricted kinematic alignment leads to uncompromised osseointegration of cementless total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2022;30(2):705-12.
141. Freeman M a. R, Pinskerova V. The movement of the normal tibio-femoral joint. *J Biomech.* févr 2005;38(2):197-208.
142. Pinskerova V, Samuelson KM, Stammers J, Maruthainar K, Sosna A, Freeman M a. R. The knee in full flexion: an anatomical study. *J Bone Joint Surg Br.* juin 2009;91(6):830-4.

ANNEXES

- Nouveau score KSS (2011)

I. Score objectif du genou (à remplir par le chirurgien)

ALIGNEMENT

1) Axes : mesurés sur une radiographie de face en charge (axes anatomiques)

- . Neutre : 2-10° de valgus (25 pts)
- . Varus : < 2° de valgus (-10 pts)
- . Valgus : > 10° de valgus (-10 pts)

INSTABILITE

2) Instabilité dans le plan frontal (mesurée en extension complète)

- . Aucune (15 pts)
- . < 5 mm (10 pts)
- . = 5 mm (5pts)
- . > 5 mm (0 pts)

3) Instabilité dans le plan sagittal (mesurée à 90° de flexion)

- . Aucune (10 pts)
- . < 5 mm (5 pts)
- . > 5 mm (0 pts)

AMPLITUDES ARTICULAIRES

4) Arc de mobilité

o 0-5°	0 pts	o 6-10°	2 pts	o 11-15°	3 pts	o 16-20°	4 pts	o 21-25°	5 pts
o 26-30°	6 pts	o 31-35°	7 pts	o 36-40°	8 pts	o 41-45°	9 pts	o 46-50°	10 pts
o 51-55°	11 pts	o 56-60°	12 pts	o 61-65°	13 pts	o 66-70°	14 pts	o 71-75°	15 pts
o 76-80°	16 pts	o 81-85°	17 pts	o 86-90°	18 pts	o 91-95°	19 pts	o 96-100°	20 pts
o 101-105°	21 pts	o 106-110°	22 pts	o 111-115°	23 pts	o 116-120°	24 pts	o 121-125°	25 pts
o 126-130°	26 pts	o 131-135°	27 pts	o 136-140°	28 pts	o 141-145°	29 pts	o 146-150°	30 pts

5) Pénalités

a. Flessum

- . 1-5° (-2 pts)
- . 6-10° (-5 pts)
- . 11-15° (-10 pts)
- . > 15° (-15 pts)

b. Déficit d'extension active

- . < 10° (-5 pts)
- . 10-20° (-10 pts)
- . > 20° (-15 pts)

SYMPTOMES (à remplir par le patient)

1) Ressentez-vous une douleur à la marche sur terrain plat ?

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<i>Aucune</i>					<i>Sévère</i>					

10 - score

2) Ressentez-vous des douleurs dans les escaliers ou sur terrain en pente ?

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<i>Aucune</i>					<i>Sévère</i>					

10 - score

3) Votre genou vous semble-il « normal » ?

- . Toujours (5 pts)
- . Parfois (3 pts)
- . Jamais (0 pts)

Total score objectif genou : ___ / 100

II. Satisfaction (à remplir par le patient)

1) Actuellement, quel est votre degré de satisfaction par rapport à la douleur que vous ressentez lorsque vous êtes assis ?	<input type="checkbox"/> Très satisfait (8 pts)	<input type="checkbox"/> Satisfait (6 pts)	<input type="checkbox"/> Neutre (4 pts)	<input type="checkbox"/> Insatisfait (2 pts)	<input type="checkbox"/> Très insatisfait (0 pts)	<input type="text"/>
2) Actuellement, quel est votre degré de satisfaction par rapport à la douleur que vous ressentez en étant allongé dans votre lit ?	<input type="checkbox"/> Très satisfait (8 pts)	<input type="checkbox"/> Satisfait (6 pts)	<input type="checkbox"/> Neutre (4 pts)	<input type="checkbox"/> Insatisfait (2 pts)	<input type="checkbox"/> Très insatisfait (0 pts)	<input type="text"/>
3) Actuellement, quel est votre degré de satisfaction par rapport à la fonction de votre genou lorsque vous sortez du lit ?	<input type="checkbox"/> Très satisfait (8 pts)	<input type="checkbox"/> Satisfait (6 pts)	<input type="checkbox"/> Neutre (4 pts)	<input type="checkbox"/> Insatisfait (2 pts)	<input type="checkbox"/> Très insatisfait (0 pts)	<input type="text"/>
4) Actuellement, quel est votre degré de satisfaction par rapport à la fonction de votre genou lorsque vous effectuez les tâches ménagères ?	<input type="checkbox"/> Très satisfait (8 pts)	<input type="checkbox"/> Satisfait (6 pts)	<input type="checkbox"/> Neutre (4 pts)	<input type="checkbox"/> Insatisfait (2 pts)	<input type="checkbox"/> Très insatisfait (0 pts)	<input type="text"/>
5) Actuellement, quel est votre degré de satisfaction par rapport à la fonction de votre genou lorsque vous effectuez vos activités de loisir ?	<input type="checkbox"/> Très satisfait (8 pts)	<input type="checkbox"/> Satisfait (6 pts)	<input type="checkbox"/> Neutre (4 pts)	<input type="checkbox"/> Insatisfait (2 pts)	<input type="checkbox"/> Très insatisfait (0 pts)	<input type="text"/>

Total score satisfaction du patient : __ / 40

III. Attentes du patient (à remplir par le patient)

QUESTIONNAIRE PRE-OP		(Remplir cette partie seulement lors du questionnaire pré-opératoire)
Qu'espérez-vous accomplir grâce à votre prothèse de genou ?		
1) Attendez-vous de votre prothèse qu'elle soulage votre douleur du genou ?	<input type="checkbox"/> Non, pas du tout (1 pt) <input type="checkbox"/> Oui, un petit peu (2 pts) <input type="checkbox"/> Oui, un peu (3 pts) <input type="checkbox"/> Oui, modérément (4 pts) <input type="checkbox"/> Oui, beaucoup (5 pts)	<input type="text"/>
2) Vous attendez-vous à ce que votre opération vous aide à réaliser vos activités de la vie quotidienne ?	<input type="checkbox"/> Non, pas du tout (1 pt) <input type="checkbox"/> Oui, un petit peu (2 pts) <input type="checkbox"/> Oui, un peu (3 pts) <input type="checkbox"/> Oui, modérément (4 pts) <input type="checkbox"/> Oui, beaucoup (5 pts)	<input type="text"/>
3) Vous attendez-vous à ce que votre opération vous aide dans la pratique de vos activités de loisir ou de sport ?	<input type="checkbox"/> Non, pas du tout (1 pt) <input type="checkbox"/> Oui, un petit peu (2 pts) <input type="checkbox"/> Oui, un peu (3 pts) <input type="checkbox"/> Oui, modérément (4 pts) <input type="checkbox"/> Oui, beaucoup (5 pts)	<input type="text"/>

QUESTIONNAIRE POST-OP

(Remplir cette partie lors des questionnaires des consultations post opératoires)

1) Vos attentes concernant la douleur :

- | | | |
|--|---------|----------------------|
| <input type="checkbox"/> Etaient trop élevées, « je suis beaucoup moins bien que ce que j'espérais » | (1 pt) | |
| <input type="checkbox"/> Etaient trop élevées, « je suis moins bien que ce que j'espérais » | (2 pts) | <input type="text"/> |
| <input type="checkbox"/> Etaient exactes, « mes attentes sont respectées » | (3 pts) | |
| <input type="checkbox"/> Etaient trop faibles, « je suis mieux que ce que j'espérais » | (4 pts) | |
| <input type="checkbox"/> Etaient trop faibles, « je suis bien mieux que ce que j'espérais » | (5 pts) | |

2) Vos attentes concernant la réalisation des activités de la vie quotidienne :

- | | | |
|--|---------|----------------------|
| <input type="checkbox"/> Etaient trop élevées, « je suis beaucoup moins bien que ce que j'espérais » | (1 pt) | |
| <input type="checkbox"/> Etaient trop élevées, « je suis moins bien que ce que j'espérais » | (2 pts) | <input type="text"/> |
| <input type="checkbox"/> Etaient exactes, « mes attentes sont respectées » | (3 pts) | |
| <input type="checkbox"/> Etaient trop faibles, « je suis mieux que ce que j'espérais » | (4 pts) | |
| <input type="checkbox"/> Etaient trop faibles, « je suis bien mieux que ce que j'espérais » | (5 pts) | |

3) Vos attentes concernant la réalisation des activités de loisir et de sport :

- | | | |
|--|---------|----------------------|
| <input type="checkbox"/> Etaient trop élevées, « je suis beaucoup moins bien que ce que j'espérais » | (1 pt) | |
| <input type="checkbox"/> Etaient trop élevées, « je suis moins bien que ce que j'espérais » | (2 pts) | <input type="text"/> |
| <input type="checkbox"/> Etaient exactes, « mes attentes sont respectées » | (3 pts) | |
| <input type="checkbox"/> Etaient trop faibles, « je suis mieux que ce que j'espérais » | (4 pts) | |
| <input type="checkbox"/> Etaient trop faibles, « je suis bien mieux que ce que j'espérais » | (5 pts) | |

Total score attentes du patient : __ / 15

IV. Score d'activités fonctionnelles (à remplir par le patient)

MARCHE ET STATION DEBOUT

Total sur 30 pts = __/30

- 1) Pouvez-vous marcher sans aucune aide (sans cannes, sans béquilles) ? Oui Non (pas de pt)
- 2) Si non, quelle aide utilisez-vous ?
- | | | | |
|---|--|---|----------------------|
| <input type="checkbox"/> Fauteuil roulant (-10 pts) | <input type="checkbox"/> Deux béquilles (-8 pts) | <input type="checkbox"/> Deux cannes (-6 pts) | <input type="text"/> |
| <input type="checkbox"/> Une canne (-4 pts) | <input type="checkbox"/> Une béquille (-4 pts) | <input type="checkbox"/> Une attelle (-2 pts) | |
- 3) Utilisez-vous cette aide à cause de votre genou ? Oui Non (pas de pt)
- 4) Combien de temps pouvez-vous rester debout (avec ou sans aide), avant de devoir vous assoir à cause d'une gêne au niveau de votre genou ?
- | | | | |
|--|---|--|----------------------|
| <input type="checkbox"/> Marche impossible (0 pts) | <input type="checkbox"/> 0-5 minutes (3 pts) | <input type="checkbox"/> 6-15 minutes (6 pts) | <input type="text"/> |
| <input type="checkbox"/> 16-30 minutes (9 pts) | <input type="checkbox"/> 31-60 minutes (12 pts) | <input type="checkbox"/> Plus d'une heure (15 pts) | |
- 5) Combien de temps pouvez-vous marcher (avec ou sans aide), avant de devoir vous arrêter à cause d'une gêne au niveau de votre genou ?
- | | | | |
|--|---|--|----------------------|
| <input type="checkbox"/> Marche impossible (0 pts) | <input type="checkbox"/> 0-5 minutes (3 pts) | <input type="checkbox"/> 6-15 minutes (6 pts) | <input type="text"/> |
| <input type="checkbox"/> 16-30 minutes (9 pts) | <input type="checkbox"/> 31-60 minutes (12 pts) | <input type="checkbox"/> Plus d'une heure (15 pts) | |

ACTIVITES CLASSIQUES		Total sur 30 pts = ___ /30					
Quel est votre niveau de gêne liée au genou durant la réalisation de chacune des activités suivantes ?	Pas du tout 5 pts	Légèrement 4 pts	Modérément 3 pts	Beaucoup 2 pts	Enormément 1 pt	Impossible 0 pt	
6) Marcher sur une surface irrégulière	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	
5) Tourner ou pivoter sur votre jambe (coté douloureux)	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	
4) Monter ou descendre une série d'escaliers	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	
3) Se lever d'un fauteuil bas ou d'une chaise sans vous aider de vos bras	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	
2) Entrer ou sortir d'une voiture	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	
1) Se déplacer latéralement (un pas sur le coté)	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	

ACTIVITES AVANCEES		Total sur 25 pts = ___ /25					
Quel est votre niveau de gêne liée au genou durant la réalisation de chacune des activités suivantes ?	Pas du tout 5 pts	Légèrement 4 pts	Modérément 3 pts	Beaucoup 2 pts	Enormément 1 pt	Impossible 0 pt	
1) Monter à une échelle ou à un escabeau	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	
2) Porter un sac de courses sur 200m	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	
3) S'accroupir	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	
4) Se mettre à genou	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	
5) Courir	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	

DESCRIPTION DE VOS ACTIVITES

Cochez parmi les activités proposées, les 3 les plus importantes pour vous (ne pas rajouter d'activité)

Activités de loisir

- Natation
- Golf (18 trous)
- Vélo de route (+ de 30min)
- Jardinage
- Bowling/ Pétanque
- Sports de raquette
- Randonnée
- Danse
- Exercices d'étirement

Musculation et entrainement

- Soulever des poids
- Extension des jambes
- Simulateur d'escaliers
- Vélo statique
- Presse
- Jogging
- Elliptique
- Aerobic

Quel est votre niveau de gêne liée au genou pendant chacune de ces activités ?

Activités <i>(Veuillez reporter les 3 activités dans le cadre ci-dessous)</i>	Aucune 5 pts	Légère 4 pts	Modérée 3 pts	Sévère 2 pts	Très sévère 1 pt
1^{ère} activité choisie	<input type="radio"/>				
2^{ème} activité choisie	<input type="radio"/>				
3^{ème} activité choisie	<input type="radio"/>				

Total sur 25 pts = __ /15

Total score activités fonctionnelles : __ / 100

- Score de l'articulation oublié : Forgotten Joint Score (FJS)

Un genou sain n'est pas une chose dont vous avez conscience dans votre vie quotidienne. Cependant, même les plus petits soucis peuvent vous faire prendre conscience de votre genou. Cela signifie que vous pensez à votre genou ou que votre attention est attirée par lui. Les questions suivantes portent sur la fréquence à laquelle vous avez conscience de votre genou concerné dans votre vie de tous les jours.

Veillez choisir la réponse la plus appropriée à chacune des questions.

Avez-vous conscience de votre genou ...	Jamais (0 pts)	Presque jamais (1 pts)	Rarement (2 pts)	Parfois (3 pts)	Souvent (4 pts)
1- ... dans votre lit la nuit ?					
2- ... quand vous restez assis sur une chaise plus d'une heure ?					
3- ... quand vous marchez plus de 15 minutes ?					
4- ...quand vous prenez un bain ou une douche ?					
5- ... quand vous voyagez en voiture ?					
6- ... quand vous montez les marches d'un escalier ?					
7- ... quand vous marchez sur un sol inégal ?					
8- ... quand vous vous relevez d'une position assise basse ?					
9- ... quand vous restez debout longtemps ?					
10- ... quand vous faites les travaux ménages ou du jardinage ?					
11- ... quand vous faites de la marche ou de la randonnée ?					
12- ... quand vous pratiquez votre sport favori ?					

SERMENT D'HIPPOCRATE

“Au moment d’être admis à exercer la médecine, je promets et je jure d’être fidèle aux lois de l’honneur et de la probité.

Mon premier souci sera de rétablir, de préserver ou de promouvoir la santé dans tous ses éléments, physiques et mentaux, individuels et sociaux.

Je respecterai toutes les personnes, leur autonomie et leur volonté, sans aucune discrimination selon leur état ou leurs convictions. J’interviendrai pour les protéger si elles sont affaiblies, vulnérables ou menacées dans leur intégrité ou leur dignité. Même sous la contrainte, je ne ferai pas usage de mes connaissances contre les lois de l’humanité.

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

Je donnerai mes soins à l’indigent et à quiconque me les demandera. Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

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

Je ferai tout pour soulager les souffrances. Je ne prolongerai pas abusivement les agonies. Je ne provoquerai jamais la mort délibérément.

Je préserverai l’indépendance nécessaire à l’accomplissement de ma mission. Je n’entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

J’apporterai mon aide à mes confrères ainsi qu’à leurs familles dans l’adversité.

Que les hommes et mes confrères m’accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses ; que je sois déshonoré et méprisé si j’y manque.”