

MAÎTRISE ORTHOPÉDIQUE

www.maitrise-orthopedique.com

24-26 SEPTEMBRE 2026



RENCONTRE



Francesco Benazzo

Un jour des années 1980, un jeune chirurgien pavésan s'est retrouvé seul, un genou devant lui et la notice du fabricant scotchée au mur du bloc opératoire. Son maître venait de mourir ; il n'aurait jamais d'école. Quarante ans plus tard, il a formé près de cent chirurgiens, dessiné des implants et remplacé cette notice par trois robots. De cette solitude fondatrice, le Professeur Francesco Benazzo a tiré une conviction : aucune génération ne devrait plus apprendre le genou à l'aveugle.

M.O. : Étant originaire de Pavie, la médecine était-elle pour vous une voie naturelle, puis la chirurgie ? Cette passion était-elle présente dès le départ, ou vous est-elle venue de personnes rencontrées dans votre jeunesse ?

F. B. : On peut y voir une tradition familiale. Mon père était un interniste très réputé, et plusieurs de mes proches étaient également médecins : je n'ai donc jamais eu le moindre doute quant à ma future carrière. Je voulais être médecin et, assez curieusement, je savais déjà que je voulais être chirurgien orthopédiste. J'ai dû batailler avec mon père à ce sujet, gentiment bien sûr. L'école orthopédique de Pavie n'était pas très bonne à l'époque où j'étais étudiant, et il craignait que je ne devienne un médecin cantonné aux plâtres, et rien d'autre, plutôt qu'un véritable chirurgien.

Il y a autre chose, qui est vrai également. J'ai vu mon père accompagner ses patients jusqu'à leur mort. Je suis médecin et je souhaitais l'être, mais je déteste voir les gens mourir. Mon espoir était de rendre les gens heureux de marcher à nouveau. Tel était mon désir d'étudiant, et je l'ai réalisé, puisque je suis devenu chirurgien orthopédiste. J'ai obtenu mon diplôme en 1980 et j'ai débuté mon internat immédiatement. Ce fut la première année, en Italie, où l'internat de chirurgie orthopédique et traumatolo-

gique durait cinq ans ; l'année précédente encore, il n'était que de trois ans. Et je me suis enterré à l'hôpital. Je n'ai pas quitté cet hôpital pendant cinq ans, peut-être davantage. Je dirais que j'y vivais jour et nuit.

M.O. : Comment la formation était-elle organisée à cette époque ? S'agissait-il de chirurgie orthopédique générale, ou vous orientiez-vous déjà vers le membre inférieur, vers le genou et la hanche ?

F. B. : Mon maître était le Professeur Mario Boni, chirurgien du rachis très réputé à l'époque. Mon internat, dans les premières années, a donc été centré sur la chirurgie rachidienne, car j'ai eu la chance de le suivre de très près. C'était l'époque des barons à l'université, et il était un baron : il n'était pas facile d'avoir avec lui un contact aisé et cordial. Deux autres confrères et moi-même avons eu de la chance. Nous l'avons suivi de très près, y compris dans son activité libérale, où nous voyions les patients avec lui. C'est là que j'ai appris à développer une bonne empathie avec le patient : comment établir une bonne relation avec les patients, comment se comporter avec eux, comment comprendre leur problème, comment les écouter. Au bout de deux ans, il s'entretenait avec le patient pendant que je notais tout, et le patient demandait : « Mais qui m'examine, vous ou votre professeur ? »

M.O. : Commençons là où ces entretiens commencent d'ordinaire : par vous. Où êtes-vous né et où avez-vous grandi ?

Francesco Benazzo (F. B.) : Je vous remercie de cette première question, même si elle me met un peu mal à l'aise. Je suis né en 1955 : on peut donc me considérer comme assez âgé. Je suis né à Pavie, ville universitaire du nord de l'Italie. J'ai passé la plus grande partie de ma vie dans cette ville : comme lycéen, puis comme étudiant à l'université et à la faculté de médecine, et enfin comme interne dans le service de chirurgie orthopédique et traumatologique de l'hôpital universitaire. L'université de Pavie est fort ancienne. Elle remonte à 1361, et son origine véritable est plus ancienne encore : l'école de rhétorique et de justice fondée en 825 par le roi carolingien Lothaire. C'est une longue histoire, et j'ai fait partie de cette histoire pendant la plus grande partie de ma vie.

SOMMAIRE

■ RENCONTRE Francesco Benazzo	1-8
■ ÉDITORIAL Cécile Batailler, Mathieu Thau- nat, Jean-Marie Fayard	2
■ TECHNOLOGIE L'intérêt de l'intelligence artificielle pour l'information donnée aux patients avant une prothèse totale du genou Philippe Neyret	10-17
■ MISE AU POINT Durabilité versus performance dans l'arthroplastie totale du genou Vitor Barion Castro de Padua	18-23
■ MISE AU POINT Anticiper les difficultés d'une pose de Prothèse Totale du Genou Axel Schmidt	24-29
■ MISE AU POINT Alignement personnalisé et cinématique prothétique Emmanuel Marchetti	30-35
■ TECHNIQUE Genu recurvatum sévère et prothèse totale de genou Matthieu Malatray	36-41
■ MISE AU POINT Les grandes déformations en varus Axel Schmidt	42-48
■ TECHNIQUE Prothèses de genou après ostéotomie Cécile Batailler	50-56
■ TECHNIQUE Le concept des trois piliers pour le positionnement fonctionnel du genou dans l'arthroplastie totale de genou assistée par robot Sébastien Lustig	58-71
■ MISE AU POINT L'inhibition musculaire arthro- génique précoce est le principal facteur prédictif de l'inhibition quadricipitale persistante après prothèse totale de genou Elliot Sappey-Mariner	72-77
■ MISE AU POINT Inhibition Musculaire Arthro- gène et arthroplastie du genou Etienne Cavaignac	78-81
■ ACTUALITÉ Dix points clés pour une RAAC réussie Simon Marmor	82-87

Chers Amis, Chers Collègues,

Dans la continuité d'une tradition initiée en 1971, la **Lyon School of Knee Surgery** réunit à nouveau la communauté orthopédique internationale autour d'un **programme scientifique de haut niveau**, construit sur trois jours et entièrement dédié à l'exploration approfondie de la PTG.

Cette nouvelle édition permet d'aborder de manière complète et structurée :

- l'**optimisation périopératoire de la PTG** de première intention, notamment les aspects de planification préopératoire,
- la **gestion de l'alignement et de la stabilité** de la PTG, à travers les grands principes et les approches les plus récentes,
- la prise en compte du **compartiment fémoropatellaire**,
- la **fixation osseuse**,
- et enfin, la prise en charge des **genoux complexes**.

Des **experts nationaux et internationaux** partagent leurs expériences et leurs réflexions au travers de **présentations scientifiques de haut niveau**, de **débats interactifs** et de **tables rondes**, dans un esprit d'innovation et de collaboration.

Ouvert plus que jamais à l'international, le congrès propose une **traduction simultanée français/anglais**, et a l'honneur d'accueillir **l'Italie comme nation invitée**.

Nous sommes ravis de vous voir nombreux à Lyon cette année pour profiter pleinement du congrès, un grand moment de partage, d'échange et de convivialité.

Cécile BATAILLER,
Mathieu THAUNAT,
Jean-Marie FAYARD
Présidents du congrès



Cécile BATAILLER



Mathieu THAUNAT



Jean-Marie FAYARD

Il a été l'un des fondateurs de la section européenne de la Cervical Spine Research Society ; il était donc en contact très étroit avec les grands noms de l'époque : Dunn, Thomas Whitecloud, le chirurgien du rachis, et avec les grandes figures américaines de ce temps. En 1982, nous avons organisé en Italie le premier congrès européen de cette section. Au commencement, j'étais donc un chirurgien du rachis convaincu.

M+O : Quand avez-vous changé de voie ? Quand vous êtes-vous éloigné du rachis pour vous tourner vers la partie inférieure du corps ?

F. B. : Ce fut l'un des grands tournants d'une vie. Le Professeur Boni est mort d'un cancer du pancréas. J'étais là, et je me suis senti un peu perdu sans lui. Beaucoup d'entre nous ont éprouvé dans leur propre chair ce qui se passe dans la vie hospitalière : les anciens s'en vont parce qu'ils ont d'autres perspectives, et les jeunes montent aussitôt. Tous les chirurgiens plus âgés qui pratiquaient les arthroplasties de hanche et de genou ont disparu du jour au lendemain. Un jour, je me suis donc retrouvé avec un bistouri dans les mains et un genou devant moi. C'était l'époque de la Genesis I de Smith & Nephew, et je peux dire en toute honnêteté que je n'avais reçu aucun enseignement à son sujet, ou bien peu. J'avais collé la notice technique au mur de mon bloc opératoire : « Si le genou est serré en extension, recoupez du fémur. S'il est serré en extension et en flexion, recoupez du tibia. » C'est ainsi que j'ai commencé. Je n'ai pas d'école.

À cette époque, il n'était pas courant de voyager. Il n'était pas courant de faire des fellowships. Je me souviens qu'en 1985 j'ai remporté le prix de la COCOMAC, l'organisation qui a précédé l'EFORT. Nous étions les trois meilleurs internes italiens : Antonio Memeo, Luigi Pederzini et moi-même. Memeo exerce toujours à Milan et Pederzini est aujourd'hui à la retraite. Nous avons obtenu une bourse de voyage (travelling fellowship) d'une semaine au Portugal, en 1985. Mais ce n'était pas l'époque des fellowships et de tout cela : ils sont venus quinze ou vingt ans plus tard, avec la génération suivante. La mentalité elle-même était différente, car nous suivions notre école, nous suivions nos maîtres, nous suivions nos hôpitaux. Et comme en France, en Espagne, partout dans le monde, nous avions nos querelles avec les autres hôpitaux, les autres

écoles, les autres universités. Nous nous battions pour nous-mêmes.

M+O : La carrière universitaire vous intéressait-elle déjà ? Était-ce inscrit dans votre ADN dès le départ, ou comment cela s'est-il produit ? Car vous êtes entré très jeune dans le monde universitaire.

F. B. : J'étais assistant dans la section de traumatologie du sport de l'hôpital ; je suis donc passé du rachis aux genoux et aux tendons, principalement aux genoux. À un certain moment, il a été décidé que mon destin serait universitaire. La décision est venue du Professeur Luciano Ceciliani, qui a succédé au Professeur Boni, mais je suis certain qu'ils en étaient convenus tous les deux avant la disparition du Professeur Boni. En 1990, je suis devenu chercheur (ricercatore), ce qui constitue le premier échelon de la carrière universitaire en Italie. J'ai sauté le deuxième échelon, celui de professeur associé, pour accéder directement au professorat titulaire en 2000, en raison notamment de mes publications. Je suis devenu le plus jeune professeur titulaire d'Italie. Ce furent les quinze années durant lesquelles je n'ai pas vu la lumière du soleil hors de l'hôpital.

Mais je tiens à dire une chose importante. Le Professeur Boni était également très connu en médecine et en traumatologie du sport, et il avait signé une convention avec la Fédération italienne d'athlétisme. C'est ainsi qu'en 1983, pendant mon internat, j'ai été envoyé pour un an à l'école d'athlétisme de Formia, dans le sud de l'Italie. Et en 1984, j'ai été médecin de l'équipe nationale d'athlétisme aux Jeux olympiques de Los Angeles. J'étais encore interne et encore très jeune. Nous avons remporté plusieurs médailles d'or : le lancer du poids, le 1 500 mètres, le saut en hauteur féminin. Et je suis devenu l'ami de ces hommes et de ces femmes. Le vainqueur du 1 500 mètres a reçu plus tard de ma main une arthroplastie de hanche et une prothèse unicompartmentale de genou.

J'ai donc eu de la chance. Je me suis retrouvé sur une voie parallèle : d'un côté les arthroplasties de hanche et de genou, de l'autre la traumatologie du sport. Et mon expérience en traumatologie du sport m'a conduit à devenir le médecin orthopédiste officiel de l'Inter Football Club de Milan pendant quatorze ans, de 2000 à 2014. Cela a pris fin lorsque le président Moratti est parti et que le pro-

SOMMAIRE (SUITE)

- **MISE AU POINT**
Intérêt de l'implant individualisé dans l'articulation fémoro-patellaire
Elliot Sappey-Marinier 88-92
- **MISE AU POINT**
Prothèse Totale de Genou
Reste-t-il des limites au sans-ciment ?
Jean-Marie Philippeau 94-101
- **MISE AU POINT**
Comment obtenir une cimentation optimale d'une prothèse totale de genou ?
Michael Clarius 102-108

MAÎTRISE ORTHOPÉDIQUE

21, rue de la Ravinelle 54000 Nancy, France
Tel : +33 (0)9 72 21 11 73

Inscrite au registre du commerce et des sociétés de Nancy B 379 937 147
TVA Intra : FR52379937147

ISSN : 1148-2362
COMMISSION PARITAIRE : 0925T 86410
DÉPÔT LÉGAL : À PARUTION

SOCIÉTÉ ÉDITRICE
Maîtrise Orthopédique SAS

DIRECTEUR DE PUBLICATION / DIRIGEANT
Melison Olivier
o.melison@mo-journal.com

ÉQUIPE RÉDACTIONNELLE
Alcantara Raphaël
editorial@maitrise-orthopedique.com

SERVICE ABONNEMENT
Zins Christine
abonnement@maitrise-orthopedique.com

SERVICE WEBINAIRE / MÉDIAS
Belvoix Jean François
jf.belvoix@maitrise-orthopedique.com

PÉRIODICITÉ
10 numéros / an



IMPRIMÉ PAR

ACTIVE COMMERCE

CRÉDIT PHOTO (COUVERTURE)
Copyright : Shutterstock

priétaire indonésien est arrivé. Ils ont tout changé, mais j'avais passé quatorze années auprès de ces footballeurs très connus.

MAIO : Comment était votre vie de médecin de l'Inter Milan ?

F. B. : Intéressante, je dirais. Avant de mourir, le Professeur Boni m'avait dit que la traumatologie du sport était importante, mais qu'elle ne devait pas être mon seul centre d'intérêt professionnel, parce que l'on peut passer des étoiles à l'étable du jour au lendemain. Si vous commettez une erreur sur un grand nom, vous serez détruit par les journaux, et ainsi de suite. J'ai suivi ce conseil : je me suis impliqué dans la traumatologie du sport, mais j'ai toujours gardé plus d'un œil sur les arthroplasties de hanche et de genou.

Laissez-moi vous raconter une histoire. En 1985, j'ai réalisé seul ma toute première prothèse totale de hanche. J'ai utilisé une voie d'abord postéro-latérale et une tige ABG, un implant français. Deux confrères plus âgés m'assistaient, mais ils n'étaient pas chirurgiens de la hanche. Et lorsque nous avons retourné le patient sur la table, la prothèse s'est luxée. J'en ai été véritablement anéanti, et je me suis dit : je ne serai jamais un bon chirurgien. Depuis lors, je me suis énormément investi dans la conception des implants. C'est le genre d'obstacle contre lequel on se heurte et qui vous ouvre l'esprit : on se dit qu'il faut faire mieux, qu'il faut se perfectionner. Et l'on se bat vraiment avec plus de force.

Sur le plan de la conception prothétique, j'ai dessiné en 2000 et 2001 une tige modulaire conique. J'ai ensuite dessiné une autre tige conique avec des confrères japonais. Elle était en réalité biconique, avec 5 degrés dans sa portion proximale et 2 degrés dans sa portion distale. Pour

faire court, j'étais la semaine dernière à Tokyo pour célébrer les vingt ans de l'introduction de ces tiges au Japon.

Du côté du genou, je me suis impliqué dans la chirurgie mini-invasive et dans la technique d'épargne quadricipitale (quad-sparing), avec tout ce que ces techniques comportent de bon et de mauvais. J'ai dessiné la mini-quille de l'embase tibiale modulaire, et j'ai fait partie du comité de conception du système Persona, aux côtés de Jean-Noël Argenson et de trois autres Européens : les deux Allemands Andreas Halder et Wolfgang Klauser, et le très célèbre Italien Sergio Romagnoli. Pour Persona Revision ensuite, Wolfgang Klauser et moi étions les deux seuls Européens.

Vous souvenez-vous du film Forrest Gump ? Le benêt au bon endroit et au bon moment. C'est moi. On me fait remarquer que cela a aussi demandé beaucoup de travail. C'est vrai — mais il faut être chanceux, et l'exemple de Forrest Gump me correspond très bien.

MAIO : Vous êtes resté longtemps à Pavie. Combien de générations de chirurgiens orthopédistes italiens y avez-vous formées ?

F. B. : J'ai fait le calcul. En 2002, je suis devenu chef de service à l'hôpital et responsable du département d'orthopédie. Je disposais alors de 75 lits, ce qui, selon les standards italiens, était un chiffre très élevé. J'ignore ce qu'il en est du standard français. Sur ces 75 lits, 25 étaient consacrés à la seule traumatologie et 50 à la chirurgie réglée de toute nature. Et j'ai été responsable du programme d'internat jusqu'en 2021. J'ai donc diplômé environ 98 chirurgiens orthopédistes en Italie. À ma connaissance, ils ne font pas de catastrophes. Ils s'en sortent plutôt bien.

MAÎTRISE ORTHOPÉDIQUE

WWW.MAITRISE-ORTHOPEDIQUE.COM

NOM ET PRÉNOM :

ADRESSE AVEC CODE POSTAL :

EMAIL :

TÉL : / / / /

Règlement sur Internet : www.maitrise-orthopedique.com

Règlement par chèque bancaire à l'ordre de Maîtrise Orthopédique et à envoyer au 21, rue de la Ravinelle 54000 Nancy

FRANCE	
☐ Abonnement INTÉGRAL [PAPIER & INTERNET]	120,00 €
☐ Abonnement ÉLECTRONIQUE [INTERNET]	84,00 €
Montant TTC	

Pour les abonnements hors France, veuillez utiliser notre site Internet.

MC : Quel type de professeur êtes-vous ? Accommodant, ou plutôt de la vieille école, très dur et très exigeant ? Il arrive que des personnes très aimables en dehors du travail se révèlent très dures au travail.

F. B. : Je ne peux pas changer de visage lorsque je suis à l'hôpital. Je crois vraiment que si quelqu'un mérite un meilleur poste, un coup de pouce, un approfondissement de ses centres d'intérêt, il ne faut pas l'arrêter : il faut le pousser par-derrière et le pousser plus vite. Je n'ai jamais rabaissé aucun des médecins qui travaillaient avec moi. J'essaie toujours de les pousser à obtenir les meilleurs résultats. Et c'est ainsi que je me comporte encore aujourd'hui, dans une autre réalité, un autre hôpital, une autre ville. Mais nous y viendrons.

Je ne suis pas dur, car je ne crois pas que crier ou hurler sur les gens soit la bonne approche. J'attends en revanche un travail sérieux à chaque instant, en toute circonstance, avec le patient comme avec l'équipe. Je ne pardonne aucun manquement de la part de mes collaborateurs, et je le signale assez vertement. Mais je pense que la bonne manière de se comporter consiste à créer une bonne atmosphère, surtout lorsque l'on travaille dans une structure comptant 24 assistants et 90 personnels, comme c'était le cas à Pavie. C'est à peu près la même chose aujourd'hui.

Voilà donc comment je procède. Je ne freine jamais personne. Bien sûr, il m'arrive d'avoir un assistant dont je comprends qu'il ne souhaite pas être poussé, ou qu'il préfère autre chose dans la vie : travailler un certain nombre d'heures, puis profiter de sa famille, peu importe. C'est son choix. Pour ma part, j'ai fait autrement dans ma propre vie. S'il ne veut pas atteindre certains résultats, c'est sa propre responsabilité. Tant que ces personnes font bien leur travail durant les heures de travail qu'elles ont choisies, cela me convient.

MC : Vous êtes très engagé en faveur de la technologie et de la robotique. Que pensez-vous de la robotique dans le cadre de l'enseignement ?

F. B. : C'est un outil formidable. Permettez-moi de revenir en arrière. En 2019 ou 2020, j'ai reçu une proposition qui impliquait de changer de ville, d'hôpital, de tout. Je ne souhaite pas discuter des raisons pour lesquelles j'ai quitté

la situation pavesane, mais cette nouvelle opportunité était bien meilleure pour moi, principalement en raison de la robotique. On m'offrait la possibilité de me lancer avec des robots, et cela m'attirait beaucoup. J'ai donc décidé de quitter Pavie, l'université et la ville, et je me suis installé avec mon épouse à Brescia, dans un autre hôpital. Je suis aujourd'hui à la Fondazione Poliambulanza, un hôpital privé, catholique et à but non lucratif. Ils avaient réellement l'esprit ouvert à la robotique et aux nouvelles technologies. J'ai donc commencé à utiliser Navio et ROSA, puis CORI. Nous disposons désormais de trois robots et nous les utilisons tous les jours.

J'ai bien sûr quitté la direction du programme d'internat de Pavie. Mon hôpital, la Fondazione Poliambulanza, est aujourd'hui jumelé avec l'hôpital Gemelli de Rome, l'hôpital du Pape. Nous accueillons donc, par rotation, sept ou huit internes venus de Rome. Ils arrivent sans aucune expérience de la robotique. Certains souhaitent perfectionner leurs compétences en chirurgie réglée, principalement à la hanche et au genou, et surtout au genou. Lorsque je le comprends, ma philosophie est de les accompagner d'une manière très particulière. J'essaie de leur enseigner les principes fondamentaux de l'arthroplastie du genou au travers de cette technologie moderne.

Je ne pense pas qu'il serait utile de les faire passer par la technique chirurgicale traditionnelle, car celle-ci ramène à l'alignement mécanique, à la résection mesurée, à l'équilibrage des espaces, et toujours à une compréhension personnelle de ce que nous faisons du genou, sans vue d'ensemble du genou dans sa totalité. J'essaie donc réellement de les sensibiliser à l'application des principes fondamentaux au travers de cette technologie habilitante, qui nous permet de comprendre le genou auquel nous avons affaire. Pour moi, la personnalisation de l'arthroplastie du genou correspond à ce que Sébastien Lustig a défini comme le positionnement fonctionnel — et je souscris pleinement à cette définition : comprendre ce que ce genou-là exige de nous. Et la seule manière d'y parvenir est de disposer d'une technologie, qu'il s'agisse de la robotique, quel que soit le robot que l'on veuille utiliser, ou d'une autre technologie telle que les systèmes de navigation proposés jusqu'ici par d'autres sociétés sur le marché. Mais l'application des principes fondamentaux demeure.

MAÎTRISE ORTHOPÉDIQUE

RÉDACTEUR EN CHEF

Lustig S. (Lyon)

COMITÉ DE RÉDACTION

Batailler C. (Lyon)

Caton J. (Lyon)

Chanzy N. (Paris)

Martz P. (Dijon)

Métais P. (Clermont)

Neri T. (Lyon)

Pasquier G. (Lille)

Pasquier P. (Troyes)

Reina N. (Toulouse)

Severys M. (Les Sables-d'Olonne)

Viste A. (Lyon)

COMITÉ EDITORIAL

Bellemere P. (Nantes)

Cazeau C. (Paris)

Chiron P. (Toulouse)

Courage O. (Le Havre)

Dejour D. (Lyon)

Doursounian L. (Paris)

Dumontier C. (Pointe-à-Pitre)

Ehlinger M. (Strasbourg)

Flurin P.H. (Bordeaux)

Gregory T. (Bobigny)

Kerboull L. (Paris)

Kouyoumdjian P. (Nîmes)

Landreau P. (Doha)

Laude F. (Paris)

Mansat P. (Toulouse)

Masquelet A. (Paris)

Métaizeau J.D. (Dijon)

Parratte S. (Abu Dhabi)

Pfeil J. (Wiesbaden)

COMITÉ SCIENTIFIQUE

Argenson J.N. (Marseille)

Boileau P. (Nice)

Bonnomet F. (Strasbourg)

Chammas M. (Montpellier)

Favard L. (Tours)

Le Huec J.C. (Bordeaux)

Mertl P. (Amiens)

Métaizeau J.D. (Dijon)

Neyret P. (Lyon)

Rouvillain J.L. (Fort-de-France)

Saragaglia D. (Grenoble)

Walch G. (Lyon)

Zeller R. (Toronto)

www.maitrise-orthopedique.com

Les articles publiés dans Maîtrise Orthopédique le sont sous la seule responsabilité de leurs auteurs. Tous droits de traduction, d'adaptation et de reproduction par tous procédés sont réservés pour tous pays.

C'est donc ainsi que je les forme. Et je suis pleinement convaincu que cette technologie habilitante est absolument essentielle. Elle procède de la volonté de disposer de quelque chose qui nous aide à être exacts et précis : exacts quant à la justesse des coupes, précis quant à la reproductibilité du geste chirurgical, genou après genou. Tout chirurgien devrait pouvoir être en contact avec cette technologie.

M+O : Quel regard portez-vous, en tant que chercheur, sur les données fournies par le robot ?

F. B. : Nous avons fondé le Brescia Knee Research Group. Il est dirigé par Luca Andriollo, ancien fellow lyonnais, et d'autres personnes le rejoignent. Je suis actuellement en pleine campagne de recrutement, car il me faut trois assistants supplémentaires. L'un d'eux sera traumatologue, ce dont j'ai réellement besoin. Les deux autres devront faire partie du Brescia Knee Research Group.

Nous travaillons vraiment sur les sujets de recherche les plus actuels. Le premier est l'évaluation du genou dans les plans frontal, sagittal et axial : la classification CPAK et l'alignement frontal, mais aussi l'alignement sagittal et l'alignement axial. Tous ces éléments sont intriqués et entremêlés, et nous voulons comprendre lequel est le plus important. Nous travaillons également sur l'évaluation dynamique hanche-genou-cheville du genou après l'intervention. Nous mettons donc en regard les données peropératoires issues de la robotique et les données postopératoires, analyse de la marche comprise. Comme beaucoup d'autres chirurgiens et chercheurs en arthroplastie du genou, nous cherchons à comprendre quelle est la meilleure technique pour tel genou donné, afin d'obtenir les meilleurs résultats et des scores satisfaisants tant pour le patient que pour le chirurgien.

M+O : C'est un point très important lorsque l'on discute du bénéfice de la robotique et de la technologie. Quel est votre point de vue sur les prothèses partielles de genou ? Vous avez une expérience considérable des prothèses partielles, et vous n'aviez manifestement aucune difficulté à les poser avec la technique conventionnelle. Que pensez-vous donc du rôle de la robotique dans ce domaine ?

F. B. : Pour être franc : avec le logiciel que j'utilise actuellement et le robot dont je me sers aujourd'hui pour les prothèses

unicompartimentales de genou, il me reste encore à mieux comprendre ce logiciel. Cela tient beaucoup au type de robot que j'utilise et à son logiciel, ainsi qu'au dessin de la prothèse unicompartimentale que j'emploie.

Je suis donc dans la phase de compréhension du logiciel, dans celle où l'on apprivoise la bête, exactement comme il y a six ans, lorsque j'ai débuté avec l'arthroplastie totale de genou. Et j'apprivoise la bête parce que nous sommes arrivés après les systèmes qui sont nés presque en même temps que les prothèses unicompartimentales. Nous sommes arrivés plus tard. Je suis donc dans la phase où j'essaie de mieux comprendre comment exploiter toutes les possibilités offertes par ce logiciel.

Quoi qu'il en soit, 30 % de mon activité est représentée par les prothèses unicompartimentales, et 5 % par les doubles prothèses unicompartimentales ou par l'association d'une prothèse unicompartimentale et d'une prothèse fémoro-patellaire. Je m'exerce donc dans ce domaine de l'arthroplastie du genou, car je pense qu'il est important de poser la bonne indication et de réaliser la bonne intervention conformément à l'indication propre à ce genou. Si le genou et le patient méritent une prothèse unicompartimentale, je ne leur pose pas une prothèse totale. J'opte pour une prothèse unicompartimentale.

M+O : Pour en venir aux différents domaines de l'arthroplastie du genou : vous avez été l'un des fondateurs de l'European Knee Society et son président, et vous avez été très actif dans l'essor et la réussite de cette société. Vous vous êtes également beaucoup investi dans les sociétés savantes, sur le plan national comme international. Qu'est-ce qui vous anime ?

F. B. : C'est d'abord un devoir ; c'est un engagement. Il entre bien sûr une part d'amour-propre dans le fait d'appartenir à des sociétés très réputées et importantes. Mais ce n'est pas le but ultime. Ce n'est pas la cible. Ce n'est que le commencement.

J'ai été président de la Société italienne d'arthroplastie de hanche, président de la Fédération européenne de traumatologie du sport et président de l'European Knee Society, et j'ai été conseiller scientifique auprès de l'EFORT pendant quinze ans. J'ai toujours considéré cet investis-

sement comme un engagement, comme le devoir de nous améliorer nous-mêmes et d'améliorer les autres. Ce n'est pas un plaisir. Bien sûr, c'est aussi un plaisir, car nous en sommes fiers. Je suis fier, je suis heureux, et c'est bien normal. Mais c'est l'engagement de travailler davantage, de travailler pour ces sociétés. Et c'est là quelque chose que nous devons perpétuer et transmettre aux jeunes.

Être membre d'une société importante n'est pas le but ; ce n'est que le commencement, car il faut s'appliquer à apporter quelque chose à cette société. Et il y a un retour, une contrepartie qui est positive : la société vous rendra quelque chose et, si vous le souhaitez, vous pourrez accéder au conseil d'administration et en devenir président. Mais lorsque l'on est président, l'engagement est doublé. Les devoirs sont doublés. Il faut donc être conscient de la finalité de cet engagement, si l'on veut s'y consacrer. Non pour sa propre satisfaction. Celle-ci est bien sûr comprise, mais on le fait parce que l'on doit travailler pour la communauté des chirurgiens orthopédistes. Et si l'on est président de l'une des très grandes sociétés, de l'ISAKOS, de l'ESSKA, de la SICOT, c'est un grand devoir, un grand engagement, un grand effort.

J'ai été membre de sociétés importantes. J'ai essayé de faire de mon mieux lorsque j'étais président de l'European Knee Society, et je pense avoir atteint cet objectif : faire quelque chose de positif pour la société.

M+O : Vous avez formé un très grand nombre de jeunes chirurgiens. Les internes d'aujourd'hui sont-ils différents de ceux de votre génération ?

F. B. : Avant de répondre, permettez-moi de poser à mon tour une question, car c'est la première fois que j'ai l'occasion d'aborder ce sujet. J'ai l'impression que les internes d'aujourd'hui sont un peu différents de ceux d'autrefois. Je ne les critique pas. Je décris simplement le sentiment que j'éprouve. Ils veulent avoir une vie meilleure que celle que nous avions autrefois : plus de temps pour la famille, plus de temps pour les loisirs, plus de temps pour la vie privée. Je me trompe peut-être, car je me suis beaucoup sacrifié. Mais j'ai l'impression que nous ne pouvons plus les solliciter au-delà d'un certain nombre d'heures, d'un certain nombre de jours. Et je le respecte pleinement. Pour autant, je n'ai pas la réponse à

la question de savoir si cela produira, au bout du compte, de très bons médecins.

ME : **Votre installation à Brescia a également signifié une nouvelle université. Cela a-t-il changé ce que vous enseignez ?**

F. B. : Oui, et j'ai eu beaucoup de chance, car ma nouvelle université m'a donné la possibilité de passer de l'enseignement traditionnel de l'orthopédie à des sujets nouveaux. Les deux premières années, mon cours s'intitulait « l'appareil locomoteur : moteur évolutif, social et économique de l'humanité ». Ces deux dernières années, il porte sur « les technologies habilitantes en chirurgie orthopédique et traumatologique, de la chirurgie robotique à l'intelligence artificielle ». Ce fut également un défi pour moi : je n'enseigne plus la dysplasie de hanche, ni l'épiphyse, ni la maladie de Legg-Calvé-Perthes. J'enseigne autre chose. Et c'est très bien ainsi, car cela ouvre l'esprit et change complètement la manière dont nous abordons les sujets que nous traitons.

ME : **Pour ces étudiants, vous avez préparé cette année une conférence de motivation. Que leur avez-vous dit ?**

F. B. : Voici quels étaient mes conseils. Tirez de tout enseignement ce que vous pouvez en tirer pour votre carrière. Ayez une idée claire de ce que vous voulez faire. Et refusez les propositions qui ne vous conviennent pas.

Ce conseil découle de ma propre expérience. Soyez, si possible, polyvalent au début de votre carrière. Ce n'est pas très courant aujourd'hui, car les internes veulent se concentrer sur un domaine précis de la chirurgie orthopédique. Puis, progressivement, débarrassez-vous de tout ce dans quoi vous ne pouvez pas être au meilleur niveau. Si vous commencez par la traumatologie mais que la traumatologie n'est pas votre objectif final, ou que vous n'y êtes pas bon, abandonnez-la et recentrez-vous. Il en va de même pour tout autre type de chirurgie orthopédique.

J'ai commencé par les sciences fondamentales. J'ai passé un an en Allemagne lorsque j'étais étudiant, à l'Abteilung Elektronenmikroskopie [département de microscopie électronique], pour étudier la structure des fibres de collagène. Puis j'ai fait de la traumatologie du sport, j'ai débuté par le rachis et je suis allé vers les

prothèses. Tout cela découle donc de mon expérience personnelle.

Je recommande de développer ses compétences chirurgicales sur cadavre et, aujourd'hui, avec la réalité virtuelle et la réalité mixte, parce que je l'ai fait moi-même. Passez des heures au bloc opératoire et, au début, ne vous focalisez pas sur une intervention en particulier. Soyez attentif aux nouveautés. Si elles sont bonnes, chevauchez le tigre des nouveautés. Soyez constant. Publiez. Utilisez le web et les réseaux sociaux à bon escient. Restez concentré à chaque étape et, finalement, choisissez un domaine. Et, bien sûr, ayez de la chance dans la vie.

ME : **Vous décrivez également plusieurs carrières possibles en orthopédie. Quelles sont-elles ?**

F. B. : Si nous analysons nos carrières, nous pouvons rechercher des choses très différentes : la notoriété et la réputation ; l'argent et les gains économiques du métier ; un poste de premier plan ; une carrière de conférencier de haut niveau, ce que j'appelle parfois la chirurgie de podium ; le pouvoir à l'université et le statut d'influenceur ; une vie de chercheur pur et d'investigateur. Ou peut-être ne voulons-nous qu'être de bons chirurgiens et de bons médecins, capables de développer de l'empathie et des relations justes avec le patient.

Je recommande aux internes d'essayer de comprendre quelles sont leurs propres aptitudes et de trouver la voie, la bonne voie, pour devenir un chirurgien moyen, un chirurgien de renom, un statisticien, peu importe. Car si vous recherchez l'argent, vous rechercherez de grands volumes de patients, et il ne reste alors généralement plus de temps pour la science : il faut être chef d'équipe pour assumer l'ensemble de cette activité.

Si vous voulez être un conférencier de premier plan, vous devez aussi être un chirurgien habile. C'est cela qui compte vraiment : être un chirurgien habile et un bon orateur. Ou bien un chirurgien habile et un meneur, de sorte que vous ayez la notoriété et la réputation, que vous ayez le pouvoir et occupiez un poste de premier plan. Mais on peut avoir les mains reliées au cerveau et au cœur, être un chirurgien habile et rester un mauvais meneur. Dans ce cas, tenez-vous-en à la position de médecin réputé : sans regrets, vous avez une satisfaction professionnelle, mais vous ne dirigez pas un groupe.

Ou bien vous êtes peut-être un chirurgien moyen. Si vous êtes un chirurgien moyen, ne vous découragez pas. Vous pouvez trouver un autre rôle dans le domaine de l'orthopédie, y compris comme meneur, car on peut diriger sans être un bon chirurgien. Ou bien vous pouvez devenir chercheur, en recherche clinique ou fondamentale.

Mais la recommandation est la suivante : quoi que vous fassiez, faites-le du mieux que vous pouvez, car c'est extrêmement important. Ne soyez pas arrogant. Ne soyez pas orgueilleux, trop orgueilleux. Ne vous croyez pas tout-puissant, car cela attire le courroux des dieux. La recommandation est d'être humble, obstiné, concentré. Et quelqu'un de plus important que moi a recommandé de rester insatiable et un peu fou. Nous sommes voués à améliorer la santé du patient. Telle est ma recommandation.

ME : **Et quelle place les publications occupent-elles dans ce parcours ?**

F. B. : Les publications sont importantes dans une carrière universitaire, et dans une carrière non universitaire également. Publier régulièrement sur un ensemble de sujets d'intérêt vous rend connu sur ce sujet et fait de vous un expert du domaine. Publiez aussi parce que vous aimez la science, et non parce que vous voulez compter le nombre de vos articles. Gardez à l'esprit la qualité de l'article et le nombre de citations. Ne trichez pas, ne concluez aucun arrangement douteux, n'échangez pas de citations, car la qualité importe plus que la quantité. Un home run vaut bien mieux que deux doubles. Les détails comptent ; il vaut la peine d'attendre pour bien faire.

ME : **Et après l'internat, où un jeune chirurgien doit-il se rendre ?**

F. B. : Vous pouvez aller dans un lieu où le maître est de grande qualité et où son service est rempli d'invités. Mais dans ces endroits, les chances d'apprendre auprès de lui des gestes chirurgicaux sont généralement faibles. À l'inverse, vous pouvez trouver un lieu où vous disposez d'un espace opératoire, mais où l'enseignement est insuffisant, ou bien où l'état d'esprit nécessaire à la production scientifique fait défaut. La situation gagnante consiste donc à trouver un bon maître et un bon endroit pour opérer.

Ce que je recommande donc à mes internes est ceci : soyez impliqués, soyez

dévoués, ayez la passion de la chirurgie orthopédique et traumatologique ; soyez conscients de vos limites personnelles, ce qui est un moyen très puissant de progresser ; ayez une idée claire de la trajectoire ; trouvez de bons maîtres ; et ayez de la chance.

M + D : Vous entretenez des liens anciens avec l'école lyonnaise. Comment cette relation a-t-elle commencé ?

F. B. : Je dois avouer que, pendant longtemps, mes sentiments à l'égard de Lyon ont été négatifs, et je vais vous dire pourquoi : j'éprouvais une grande envie. Ces chirurgiens avaient un maître remarquable en la personne de Philippe Neyret, qui les envoyait aux États-Unis, auprès des grands noms, partout où ils avaient besoin d'aller. Je n'avais aucun maître pour cela. Je me suis retrouvé un jour avec un bistouri à la main et un genou devant moi, et j'ai dû m'enseigner moi-même.

C'était donc une envie positive, car je me suis dit que je devais suivre ces hommes — plus jeunes que moi, meilleurs que moi, peut-être un peu plus chanceux que moi dans leur carrière, mais accomplissant un travail réellement remarquable à Lyon. Aujourd'hui, j'en connais beaucoup : Sébastien Lustig, Michel Bonnin, David Dejour, Cécile Batailler et d'autres. Et à ce stade de ma vie, je suis extrêmement heureux de les compter parmi mes amis et de pouvoir parler la même langue qu'ils parlent depuis toujours.

M + D : Que faites-vous lorsque vous ne travaillez pas ?

F. B. : Du ski et du vélo. Et de plus en plus de ski de fond, que je préfère au ski alpin. J'ignore pourquoi, car vieillir ne signifie pas nécessairement s'assagir : je me suis blessé pendant les dernières vacances de Noël en faisant du ski de fond. Je suis tombé en descendant une pente et j'ai dû être opéré d'un volumineux hématome de la hanche.

Mais ce que j'aime faire en vacances, quand j'ai du temps libre, c'est lire. Lire des articles, ce qui fait partie du travail, mais aussi lire des revues scientifiques, car je pense que nous devons également garder l'esprit ouvert à d'autres domaines. Il existe en Italie une revue trimestrielle de science et d'histoire extrêmement bien faite, que j'aime beaucoup lire. Je comprends certains articles ; beaucoup m'échappent, car ils sont trop éloignés de mes centres d'intérêt et de

ma formation. Mais j'aime le faire, garder mon esprit exercé, ouvert et tourné vers autre chose que l'orthopédie. Je pense que c'est important.

Et voilà, c'est tout, car je n'ai pas beaucoup de temps pour profiter de la vie en dehors de la chirurgie orthopédique.

M + D : Un dernier mot ?

F. B. : Je suis reconnaissant de cette invitation, car elle m'a donné l'occasion de faire le bilan de ma vie et de résumer bien des choses. ■



DePuy Synthes

CONGRÈS SOFCOT · CANNES

Retrouvez-nous
lors de la
100e SOFCOT

D

S

Deux rendez-vous à ne pas manquer

SYMPOSIUM Joint

Implémentation de la
technologie : efficacité du
parcours patient

Mercredi 11 novembre · 12h – 12h45
Salle Orchestre

Pr. Cavaignac · Dr Soenen · Dr Aubert

SYMPOSIUM Traumatologie

Traitement des fractures
périprothétiques de hanche

Jeudi 12 novembre · 12h – 12h45
Salle Louis Lumière

L'INTÉRÊT DE L'INTELLIGENCE ARTIFICIELLE POUR L'INFORMATION DONNÉE AUX PATIENTS AVANT UNE PROTHÈSE TOTALE DU GENOU

Philippe NEYRET¹, Daniel WASCHER², Quentin VIGNAL³

1. Infirmerie Protestante – Département d'orthopédie - 3, chemin du Penthod, 69300 Caluire-et-Cuire, France

2. Department of Orthopaedics, University of New Mexico, Albuquerque, NM 87131, USA

3. Studio-group, 315 Allée des Hêtres, 69760 Limonest – France

INTRODUCTION

La chirurgie de prothèse totale du genou (PTG) s'inscrit aujourd'hui dans une transformation profonde de la relation soignant-soigné. Le patient, longtemps considéré comme bénéficiaire passif d'un acte technique, est désormais placé au centre du parcours thérapeutique et appelé à devenir acteur de son propre soin [1]. Ce changement de paradigme est amplifié par le raccourcissement des durées d'hospitalisation et la généralisation de la prise en charge ambulatoire, notamment dans le cadre des protocoles d'Enhanced Recovery After Surgery (ERAS) qui ont réduit la durée moyenne de séjour de 30 à 50 % et abaissé les taux de complications périopératoires [2]. Cette évolution exige une implication accrue du patient dans la préparation, le déroulement et le suivi de son intervention, faisant de l'information préopératoire un enjeu capital pour la sécurité, la qualité, la réussite du traitement et la satisfaction.

L'importance de cette information est d'autant plus marquée que 10 à 20 % des patients restent insatisfaits après PTG malgré des résultats cliniques et radiographiques objectivement satisfaisants [3,4]. Cette insatisfaction est étroitement corrélée à des attentes préopératoires irréalistes et à un défaut d'adéquation entre ces attentes et la réalité postopératoire [5,6]. Par ailleurs, l'anxiété et la dépression préopératoires sont des prédicteurs indépendants de mauvais résultats fonctionnels et de douleur résiduelle à un et deux ans, ainsi que de complications septiques et de reprises chirurgicales [7,8]. Informer, éduquer et accom-

pagner le patient en amont d'une PTG sont donc devenus des priorités incontournables.

Or les méthodes traditionnelles d'information — consultation individuelle, livret, vidéo, formation de groupe — montrent leurs limites en termes de rétention, d'adaptation au niveau de littératie et d'accessibilité. Dans ce contexte, les technologies numériques, et tout particulièrement l'intelligence artificielle (IA) au travers des grands modèles de langage (LLM), offrent des perspectives inédites pour renouveler les pratiques d'éducation thérapeutique en complément des méthodes traditionnelles [9,10]. Cependant, la transmission d'informations en chirurgie orthopédique doit concilier précision scientifique, accessibilité, personnalisation et accompagnement humain. Cette réalité pose la question du choix, de l'articulation et de la validation des outils les plus adaptés à chaque patient.

Cet article propose une analyse structurée et argumentée de l'intérêt de l'IA dans l'information donnée au patient avant une PTG. Après avoir précisé les enjeux de l'information préopératoire, nous exposerons les principes de l'IA en santé, les méthodes actuelles, puis nous procéderons à une comparaison détaillée IA/praticien. Nous discuterons ensuite des bénéfices, limites et défis éthiques de l'IA, des modalités de création de documents d'information validés, de la stratégie recommandée et des évolutions attendues, pour conclure sur les conditions d'une intégration optimale de l'IA dans le parcours patient.

ENJEUX DE L'INFORMATION AU PATIENT EN CHIRURGIE ORTHOPÉDIQUE

La qualité de l'information délivrée au patient est un enjeu central en chirurgie orthopédique, particulièrement pour la PTG. Les méthodes traditionnelles — consultations individuelles, formations de groupe, documents écrits, vidéos — présentent des limites significatives bien documentées dans la littérature.

- **Limites en termes de rétention :** Le patient ne retient souvent qu'une partie des informations, notamment en contexte anxigène ou en l'absence des aidants lors des consultations. L'anxiété préopératoire, présente chez 15 à 30 % des candidats à la PTG, dégrade significativement la mémorisation et est associée à un moins bon résultat fonctionnel postopératoire [7,8].
- **Limites en termes d'adaptation au niveau de littératie :** Les supports doivent être ajustés au niveau de compréhension de chaque patient, sous peine de perte d'efficacité ou de mésinformation. Or, plusieurs études ont démontré que la quasi-totalité des documents d'information patient diffusés par les grandes sociétés savantes orthopédiques (AAOS notamment) dépassent largement le niveau de lecture recommandé : niveau moyen de classe de troisième (9e année) alors que les recommandations préconisent

un niveau de sixième (6e année), équivalent à celui d'un élève d'environ 11-12 ans [11,12]. Aux États-Unis, environ 36 % de la population présente une littératie en santé limitée, ce qui représente un coût additionnel estimé à plusieurs dizaines de milliards de dollars par an [12].

- **Limites en termes d'accessibilité :** Les contraintes géographiques, la disponibilité des professionnels, les barrières linguistiques ou technologiques peuvent limiter l'accès à une information de qualité et équitable.

Dans ce contexte, il est indispensable de repenser les modalités d'information pour garantir l'équité, l'inclusion et l'engagement actif de chaque patient. Cette refonte conditionne directement la satisfaction postopératoire : la modification des attentes par une éducation préopératoire ciblée permet de faire passer le taux de patients « *très satisfaits* » de 58 % à 70 % à un an [6].

PRINCIPES DE L'INTELLIGENCE ARTIFICIELLE EN SANTÉ

L'intelligence artificielle regroupe un ensemble de technologies capables de simuler certaines fonctions cognitives humaines : raisonnement, apprentissage, prise de décision. En santé, l'IA est mobilisée pour analyser de grands volumes de données, personnaliser des recommandations, ou automatiser des tâches répétitives. Parmi les applications phares figurent l'apprentissage automatique (machine learning), le traitement du langage naturel, les systèmes experts et les réseaux de neurones profonds, dont les grands modèles de langage tels que GPT-4, Gemini ou DeepSeek qui dominent actuellement le champ de l'IA conversationnelle médicale [9,13].

Dans le domaine de l'éducation thérapeutique, l'IA peut être utilisée pour assister les professionnels de santé ou accompagner les patients, par exemple via des chatbots, des plateformes adaptatives, des modules d'apprentissage personnalisés ou des aides à la décision intégrant des données rapportées par le patient [14,15]. Ces dispositifs sont capables d'interagir avec le patient, de s'adapter à son

profil, d'évaluer sa compréhension et de proposer des contenus ciblés.

La puissance de l'IA réside dans sa capacité à traiter des données hétérogènes, à apprendre de l'expérience, à reconnaître des schémas complexes et à fournir des recommandations adaptées à chaque individu. Cependant, son efficacité et sa pertinence dépendent étroitement de la qualité des données d'entraînement, de la supervision humaine et du respect des principes éthiques fondamentaux. Une approche particulièrement prometteuse est la Retrieval-Augmented Generation (RAG), qui couple un LLM à une base de données validée et permet de réduire significativement les hallucinations : dans une étude randomisée sur 36 patients candidats à une prothèse totale de hanche, le taux d'hallucinations passait de 38 % avec ChatGPT natif à 10 % avec un modèle ChatGPT+RAG, avec une amélioration parallèle de la satisfaction et du sentiment d'être informé [16].

MÉTHODES ACTUELLES : PANORAMA DES OUTILS NUMÉRIQUES, IA ET INTERVENTIONS HUMAINES

À ce jour, trois grandes familles de méthodes coexistent pour informer le patient avant une chirurgie de PTG :

- **les supports numériques** (brochures interactives, vidéos, FAQ en ligne) ;
- **les outils utilisant l'IA** (chatbots, plateformes adaptatives, modules d'éducation personnalisés) ;
- **l'intervention directe des professionnels de santé** (chirurgiens, infirmières).

Les supports numériques et IA

L'IA permet de développer de nouveaux outils pour l'éducation et l'accompagnement du patient. Ces dispositifs offrent une diffusion standardisée, rapide, actualisée et personnalisable de l'information. Les principales applications sont :

- **Chatbots médicaux :** assistants virtuels interactifs, disponibles 24h/24, qui adaptent leur discours au niveau

de compréhension et aux besoins individuels. Plusieurs travaux récents ont évalué la pertinence de ChatGPT-4 et d'autres LLM dans la réponse aux questions fréquentes des patients candidats à une PTG, avec des scores moyens d'exactitude scientifique élevés (4,7/5 pour ChatGPT-4 vs 3,5/5 pour DeepSeek-V3) [17], et une qualité jugée comparable pour la prise en charge des infections périprothétiques [18].

- **Plateformes éducatives personnalisées :** l'IA analyse le profil du patient pour proposer des contenus adaptés (âge, éducation, antécédents), sous forme de vidéos, textes, exercices interactifs. Les aides à la décision pilotées par IA, intégrant les données rapportées par le patient (PROMs), ont démontré dans deux essais randomisés une amélioration significative de la qualité de la décision, de la décision partagée, de la satisfaction et même du score KOOS-JR à 4-6 mois [14,15].

- **Vidéos personnalisées :** l'IA peut générer des vidéos explicatives sur la préparation, le déroulement et le suivi de la PTG, ajustées à chaque patient. Une étude récente sur 62 patients âgés candidats à une arthroplastie du genou a montré que les supports vidéo généraient la charge cognitive la plus faible et l'apprentissage le plus efficace, surtout chez les patients à motivation élevée [19].

- **FAQ dynamiques et modules d'auto-évaluation :** ils permettent de suivre la progression du patient, de détecter les incompréhensions et d'y répondre automatiquement.

Ces solutions s'intègrent progressivement dans les parcours de soins, en complément des consultations et des formations en présentiel.

Les professionnels de santé

Les chirurgiens assurent la transmission des informations médicales essentielles, expliquent les bénéfices, risques et alternatives, et adaptent leur discours aux attentes du patient. Les infirmières jouent un rôle complémentaire dans la pédagogie, la gestion des craintes et le suivi post-informatif. Ces informations sont essentielles pour obtenir un consentement réellement « éclairé » au sens juridique et éthique du terme [16].

PHOTOGRAPHIE DE L'INFORMATION AU PATIENT EN 2026 : PRATIQUES, SUPPORTS, DIVERSITÉ DES APPROCHES

L'éducation préopératoire pour la PTG s'appuie sur une diversité de méthodes et de supports adaptés aux différents styles d'apprentissage, besoins et contextes. L'instruction verbale reste la méthode la plus courante (97 % des infirmières), suivie par les instructions écrites (89 %), les présentations en diaporama (73 %) et les cahiers d'exercices (42 %). Environ 25 % de l'éducation est dispensée par vidéo ou en ligne, et la majorité des pratiques combinent plusieurs méthodes [28].

- **Formation individuelle** : souvent réalisée en clinique lors de la consultation où la décision chirurgicale est prise, puis lors de la consultation préopératoire. Cette méthode favorise l'échange personnalisé mais souffre de la faible rétention des informations, surtout si l'anxiété du patient est élevée ou si les aidants ne sont pas présents [7].
- **Soirées patients ou formations de groupe** : utilisées par les grands cabinets orthopédiques, elles permettent de traiter collectivement les principales questions, de réduire l'anxiété par le partage d'expérience et d'optimiser le temps des soignants.
- **Matériel écrit** : brochures, livrets, cahiers d'exercices, supports imprimés facilitant la relecture et la mémorisation. Leur efficacité dépend du niveau de littératie, qui doit idéalement correspondre à celui d'un élève de 6e [11,12]. Or, dans la pratique, 97 % des documents AAOS dépassent le niveau de 6e et 81 % dépassent même le niveau de 8e, soit le niveau moyen de lecture des adultes américains [11].
- **Ressources en ligne** : sites web, vidéos, contenus multimédias élaborés par des équipes médicales ou des fabricants d'implants. Leur qualité est très variable et nécessite une vérification systématique par les professionnels de santé.

- **Réseaux sociaux et IA** : de plus en plus utilisés, mais la qualité des contenus, notamment sur TikTok, est limitée lorsqu'ils ne sont pas validés par des professionnels. Plusieurs études récentes suggèrent que l'IA, lorsqu'elle est contrôlée, fournit un contenu éducatif précis, cliniquement pertinent, et peut compléter l'éducation préopératoire [9,17,18].

La tendance actuelle est donc à la combinaison des approches, pour répondre à la diversité des besoins, des contextes et des profils de patients.

BÉNÉFICES DE L'IA POUR L'INFORMATION AU PATIENT

L'apport de l'IA dans l'information au patient avant PTG se traduit par plusieurs bénéfices majeurs, documentés par une littérature en croissance rapide.

- **Personnalisation** : l'IA ajuste le contenu et le mode d'expression selon le profil du patient, ses préférences et son niveau de littératie, améliorant ainsi la compréhension et la mémorisation des informations. Les aides à la décision pilotées par IA, fondées sur les concepts émergents de digital twin (un modèle prédictif personnalisé, parfois qualifié de « *jumeau numérique* » dans la littérature), permettent de générer des prédictions personnalisées de bénéfices et de risques à partir des données cliniques et des PROMs du patient [15].
- **Accessibilité et amélioration de la lisibilité** : les outils IA sont disponibles à distance, sur divers supports. Ils permettent surtout de transformer rapidement et efficacement des documents d'information patient illisibles en documents accessibles : ChatGPT-4 abaisse le niveau de lecture des documents orthopédiques AAOS et institutionnels de 9e-10e année à 6e-7e année en quelques secondes par phrase, sans perte d'exactitude factuelle [9,20]. Cette amélioration est observée tant pour les contenus anglophones que hispanophones, ce qui ouvre des perspectives en matière d'équité linguistique [20].

- **Amélioration de la compréhension et du consentement éclairé** : en proposant des formats variés, des traductions multilingues, des explications simplifiées et des ressources répétables, l'IA favorise une meilleure assimilation des instructions préopératoires et postopératoires. Une étude pilote sur le consentement éclairé en arthroplastie de hanche a montré que les patients posaient en moyenne 52 questions avec ChatGPT+RAG contre 20 en consultation standard, sans allongement significatif de la consultation [16].

- **Suivi et engagement** : l'IA mesure l'engagement du patient, identifie les points de blocage, relance automatiquement et propose des questionnaires pour évaluer la compréhension, facilitant un accompagnement continu et dynamique. Les plateformes pilotées par smartphone ont notamment démontré une réduction de 38 % du recours à la kinésithérapie en présentiel après arthroplastie, sans dégradation des résultats cliniques [21].

Ces bénéfices sont particulièrement pertinents dans le contexte de la chirurgie accélérée (« *fast-track* ») du genou, où le patient et ses aidants doivent assumer un rôle actif dans la préparation et le suivi postopératoire [2].

LIMITES, RISQUES ET DÉFIS ÉTHIQUES DE L'IA

Si l'IA offre des perspectives prometteuses, elle soulève également des limites, des risques et des défis éthiques qu'il convient d'anticiper.

- **Fiabilité des contenus et hallucinations** : tous les outils IA ne sont pas validés par des experts médicaux ; certains peuvent diffuser des informations inexacts ou trompeuses. Pour une même question, les réponses peuvent différer d'une interrogation à l'autre (variabilité prompt-dépendante), et les LLM peuvent générer des « hallucinations » — affirmations plausibles mais fausses [22,23]. À titre d'exemple, ChatGPT-3.5 interrogé sur 10 questions fréquentes concernant la reconstruction du LCA fournissait des réponses jugées non satisfaisantes pour 6 d'entre elles [23]. L'IA peut

par ailleurs délivrer une information anxiogène, notamment en énonçant sans contextualisation des pourcentages bruts de complications. Une approche prometteuse, dont les premiers résultats demandent confirmation, consiste à coupler le LLM à une base de données validée selon le principe du RAG, qui réduit drastiquement le taux d'hallucinations [16].

- **Lisibilité non garantie par défaut :** contrairement à une idée reçue, les LLM ne génèrent pas spontanément des contenus à un niveau de lecture adapté au grand public ; un prompt explicite (« réécris à un niveau 6e ») est nécessaire pour atteindre les recommandations AAOS/NIH [9,20].
- **Acceptabilité par les patients et les soignants :** certains patients ou professionnels peuvent être réticents à utiliser des outils numériques, par manque de confiance ou de compétence ; l'accompagnement au changement est donc crucial. Ceci est particulièrement vrai chez les plus âgés. Dans une étude qualitative sur 20 patients opérés d'une PTG, les participants exprimaient une attente forte d'explications non techniques sur ce qu'est l'IA et préféraient systématiquement l'interaction humaine, même si l'IA pouvait fournir une information plus précise [16,24].

- **Validation, sécurité des données et cadre réglementaire :** la validation humaine reste indispensable pour garantir la pertinence, l'actualité et la sécurité des contenus. La protection des données personnelles et la transparence des algorithmes sont des enjeux majeurs : tout déploiement en Europe doit respecter le Règlement Général sur la Protection des Données (RGPD), et aux États-Unis le Health Insurance Portability and Accountability Act (HIPAA). Les chatbots conversationnels présentent des risques spécifiques d'exfiltration de données sensibles, de réutilisation des prompts à des fins d'entraînement, et de cyberattaques ciblées, qui exigent des architectures dédiées et auditées [25].

Ces enjeux doivent être intégrés dans la conception, le déploiement et l'évaluation des outils IA pour l'information au patient.

COMPARAISON IA VS PRATICIEN EXPÉRIMENTÉ OU NOVICE

Une comparaison structurée entre l'IA et les praticiens expérimentés ou novices met en lumière les forces et limites de chaque approche selon plusieurs critères, résumés dans le Tableau 1.

La synthèse des données scientifiques suggère qu'aucune source d'information n'est supérieure en toutes circonstances : l'IA excelle dans la standardisation, l'accessibilité et la simplification du langage [9,20] ; le praticien expérimenté dans la personnalisation, la gestion des émotions et l'accompagnement humain ; le praticien novice dans la rigueur des protocoles mais avec moins de recul. Il est important de souligner qu'à ce jour, ChatGPT et ses équivalents ne peuvent pas être considérés comme fiables pour répondre seuls aux questions des patients : l'expertise du médecin reste indispensable pour interpréter et contextualiser les réponses [22,23]. L'idéal consiste donc à combiner les forces de chaque approche, en mariant outil numérique et présence humaine.

Critères	IA (supports validés)	Praticien expérimenté	Praticien novice
Fiabilité de l'information	Élevée si validée ; risque d'erreur ou d'hallucination si non actualisée ou non supervisée	Très élevée, fondée sur l'expérience clinique et la veille bibliographique	Variable, risque de lacunes ou d'omissions
Lisibilité et adaptation au patient	Personnalisation possible (simplification, traduction, reformulation à un niveau 6e)	Très bonne adaptation en temps réel, non verbale incluse	Adaptation parfois limitée
Relation de confiance	Absente ; pas d'alliance thérapeutique	Présente, centrale, gestion des émotions et de l'anxiété	Moins établie, en construction
Personnalisation de l'information	Automatisée, fondée sur des paramètres ou un modèle prédictif (« digital twin »)	Fine, adaptée à chaque cas et à l'histoire de vie	Parfois superficielle
Réponse aux questions imprévues	Limitée aux scénarios connus ; risque d'hallucination	Gestion des imprévus, adaptation directe	Difficulté sur questions complexes
Standardisation	Très élevée, reproductibilité maximale	Variable, ajustée au contexte	Standardisation possible mais risque d'omission
Disponibilité / accessibilité	24h/24, multilingue, multi-supports	Limitée aux plages de consultation	Limitée aux plages de consultation
Actualisation des contenus	Rapide et systématique si base maintenue à jour ; lente sinon	Dépend de la veille et de la formation continue	Dépend du compagnonnage et de la supervision

Tableau 1 : Comparaison IA / praticien expérimenté / praticien novice.

FORMULATION OPTIMALE DE LA QUESTION À L'IA PAR LE PATIENT

La qualité des réponses fournies par un LLM dépend fortement de la formulation du prompt (« *prompt engineering* ») [10]. Pour obtenir une information exhaustive et adaptée à son parcours de soin, il est recommandé que le patient formule sa demande de façon précise, en tenant compte de sa situation personnelle et en sollicitant supports écrits et numériques. Exemple de formulation optimale :

« Pouvez-vous m'expliquer, étape par étape, tout ce que je dois savoir et faire avant, pendant et après la pose d'une prothèse totale du genou, en tenant compte de ma situation personnelle (âge, antécédents, mode de vie, attentes), des risques, des bénéfices, des complications possibles, de la rééducation et du suivi ? Existe-t-il des documents écrits ou des supports numériques adaptés que je pourrais consulter ou partager avec mes proches ? »

Cette formulation couvre les dimensions médicales, organisationnelles, psychologiques et pratiques du parcours de soin, tout en sollicitant des supports adaptés au niveau de littératie du patient. L'équipe médicale (médecin et infirmière) peut utilement remettre au patient une liste-type de questions correctement formulées, afin de pallier les inégalités de compétence en matière de prompting [22].

CRÉATION D'UN DOCUMENT D'INFORMATION AVEC L'IA : MÉTHODOLOGIE, VALIDATION, ACCESSIBILITÉ

L'IA peut être utilisée pour concevoir des documents d'information fiables, lisibles et accessibles, selon une démarche structurée en plusieurs étapes.

- **Rédiger un texte simple** : définir un niveau de lecture cible, idéalement celui d'un élève de 6e (recommandation AMA/NIH), pour garantir la compréhension par la majorité des

patients. L'IA analyse le texte initial et suggère des simplifications lexicales et syntaxiques, détecte les passages trop complexes ou techniques. Cette opération, qui prend habituellement plusieurs heures à un rédacteur professionnel, peut être réalisée en moins de 5 secondes par phrase avec un LLM, sans perte d'exactitude factuelle [9,20].

- **Vérifier la fiabilité et limiter les hallucinations** : faire valider systématiquement le document par un professionnel de santé afin de garantir la pertinence et l'exactitude des données. Le recours à une architecture RAG, qui ancre les réponses du LLM dans une base de connaissances institutionnelle (recommandations de la SoFCOT, de l'AAOS, de l'ESSKA, etc.), réduit significativement le taux d'hallucinations [16]. L'IA peut également suggérer des mises à jour automatiques.
- **Sécuriser le traitement des données** : vérifier que la réglementation RGPD en Europe et HIPAA aux États-Unis est respectée, en privilégiant les solutions déployées dans des environnements sécurisés et auditable, sans réutilisation des prompts à des fins d'entraînement [25].
- **Adapter le document à différents formats** : intégrer des outils d'accessibilité (lecture à voix haute, traduction automatique multilingue) et proposer le document en version papier, numérique ou vidéo, pour répondre à tous les besoins. Les supports vidéo générés ou scénarisés avec l'IA présentent un intérêt particulier chez les patients âgés, car ils minimisent la charge cognitive extrinsèque et favorisent l'acquisition de connaissances [19].

Cette approche permet d'offrir aux patients des ressources compréhensibles, fiables et adaptées à leur niveau de littératie, tout en tirant parti des avancées technologiques de l'IA.

STRATÉGIE RECOMMANDÉE : SYNERGIE OUTILS NUMÉRIQUES ET HUMAIN, ARTICULATION DES RÔLES

Au vu des données actuelles, la stratégie optimale pour le chirurgien orthopédiste consiste à adopter une approche hybride, dans laquelle l'IA ne remplace pas le praticien mais en augmente la portée [10,16].

- **Mise à disposition de supports numériques validés et actualisés** : brochures, vidéos, FAQ, modules interactifs avec IA, accessibles avant la consultation et adaptés au profil du patient. Ces supports peuvent intégrer des aides à la décision pilotées par IA, dont l'efficacité sur la qualité de la décision et la satisfaction est démontrée par essai randomisé [14,15].
- **Entretien individuel approfondi** : centré sur l'écoute active, la clarification des points complexes, la gestion des attentes et l'évaluation de la compréhension. La modification active des attentes par une éducation préopératoire ciblée fait passer le taux de patients très satisfaits à un an de 58 % à 70 % [6,26].
- **Relais infirmier** : accompagnement pédagogique, reformulation, soutien psychologique, en lien avec le chirurgien pour assurer la cohérence des messages. Les infirmières jouent un rôle clé dans la ré-explication, la gestion des émotions et l'accompagnement des patients anxieux, dont la prise en charge spécifique conditionne le résultat fonctionnel [7,8].
- **Intégration facultative de réunions de groupe** : ateliers collectifs pour renforcer la motivation, favoriser le partage d'expérience, accompagner la gestion des craintes et créer du lien social.

En résumé, la meilleure méthode actuelle s'appuie sur la synergie entre outils numériques validés et rencontres humaines, individuelles ou collectives. Cette articulation est particulièrement adaptée aux parcours de récupération améliorée (ERAS), dont la réussite repose

CONGRÈS SFHG

« Révisions de Hanche et de Genou »



MONACO
GRIMALDI FORUM
18-20 mars 2027

Présidents : C. TROJANI • G. MICICOI • S. LUSTIG

sur une éducation préopératoire structurée [2].

STRUCTURATION TEMPORELLE DE L'INFORMATION PATIENT DANS LES PARCOURS DE SOINS ORTHOPÉDIQUES

Dans les parcours de soins orthopédiques, l'information délivrée au patient est souvent fragmentée et dissociée de la temporalité réelle de la prise en charge. Malgré la qualité des contenus, leur caractère ponctuel limite leur appropriation et leur mise en œuvre effective.

De la consultation initiale à l'intervention chirurgicale, puis à la phase de rééducation, le patient est exposé à un volume important d'informations, fréquemment délivrées en dehors du moment où elles sont réellement mobilisables. Cette désynchronisation temporelle peut altérer la compréhension, limiter l'adhésion aux recommandations et majorer l'anxiété liée au parcours de soins. Dans ce contexte, l'intelligence artificielle offre des perspectives nouvelles, non seulement en termes de personnalisation des contenus, mais également dans leur organisation dans le temps. Une approche complémentaire consiste à structurer les informations validées sous la forme d'un agenda personnalisé, ancré sur un événement clinique central — typiquement la date d'intervention. Les systèmes s'appuyant sur l'IA peuvent adapter dynamiquement le moment, le format et la séquence de délivrance de l'information selon les besoins du patient [21].

Les informations peuvent ainsi être activées de manière séquentielle et contextualisée : préparation préopératoire, consignes postopératoires, suivi fonctionnel, messages d'anticipation et de prévention. L'alignement de l'information avec la temporalité du patient, facilité par l'IA, favorise une meilleure appropriation et renforce l'implication du patient.

L'enjeu n'est pas d'ajouter de nouveaux contenus, mais d'optimiser l'organisation de ceux déjà validés, afin de les rendre accessibles et utilisables au moment opportun. Dans une perspective d'inté-

gration croissante de l'IA, la structuration temporelle de l'information apparaît comme un levier simple et reproductible pour améliorer l'adhésion thérapeutique et la continuité des soins.

PERSPECTIVES D'ÉVOLUTION : IA GÉNÉRATIVE, RÉALITÉ AUGMENTÉE, INTÉGRATION PARCOURS DE SOINS

Les perspectives d'évolution de l'IA en éducation du patient sont nombreuses et prometteuses.

- **IA générative et jumeaux numériques** : création de contenus sur mesure, en langage naturel, vidéo ou réalité virtuelle, permettant de simuler des situations préopératoires ou postopératoires. Les modèles de « digital twin » couplant données cliniques et PROMs ouvrent la voie à des prédictions personnalisées de bénéfices et de risques [15].
- **Réalité augmentée et virtuelle** : immersion du patient dans des environnements simulés pour mieux comprendre les étapes de la chirurgie et les exercices de rééducation, avec un bénéfice démontré sur la douleur et l'anxiété périopératoires [27].
- **Intégration dans le parcours de soins** : connexion de l'IA aux dossiers médicaux, permettant un suivi personnalisé, des alertes automatisées et une coordination entre les différents acteurs du soin. Les plateformes connectées de type smartphone ont prouvé leur non-infériorité par rapport au suivi traditionnel après arthroplastie, avec une diminution significative du recours à la kinésithérapie en pré-sentiel [21].
- **Recommandations pour la pratique** : validation des outils IA par des experts, adaptation aux niveaux de littératie, sécurité des données, accompagnement des patients et des soignants dans l'appropriation des outils.

CONCLUSION

La transformation du rôle du patient en chirurgie prothétique du genou rend indispensable une information personnalisée, accessible et fiable. L'IA, par ses capacités d'adaptation, d'interactivité et de suivi, offre une réponse innovante aux défis de l'éducation et de l'accompagnement du patient, en complément des consultations médicales et du compagnonnage infirmier. Les données publiées en 2023-2026 démontrent qu'avec un encadrement adapté, les LLM et les aides à la décision pilotées par IA améliorent la lisibilité des documents [9,20], la qualité de la décision [14,15], la satisfaction du patient et son sentiment d'être informé [16].

Si ses bénéfices sont incontestables, il convient toutefois d'en maîtriser les limites — hallucinations, variabilité, biais, opacité — en s'appuyant sur une validation scientifique systématique, une architecture sécurisée (RAG, hébergement conforme RGPD/HIPAA) et une approche éthique respectueuse de la personne, de l'équité et de la confidentialité [22,23,25].

L'intégration progressive de l'IA dans les parcours de soins ouvre la voie à une médecine plus participative et personnalisée, où le patient devient acteur de sa santé. Les professionnels de santé, orthopédistes et soignants ont un rôle clé à jouer dans l'évaluation, la sélection et l'accompagnement des outils IA, afin de garantir une information de qualité, adaptée à chaque patient, et de contribuer à l'amélioration continue des pratiques en chirurgie orthopédique.

Enfin, il convient de rappeler que l'information n'est qu'un des volets du parcours de soin : la relation de confiance, le suivi et l'accompagnement humain restent essentiels pour assurer le succès de la prothèse totale du genou. L'IA est un outil au service du patient et du praticien — non un substitut. ■

Bibliographie

1. Zimnoch J, Saade-Charara K, Skopiński T, et al. Advancements in Total Knee Arthroplasty over the Last Two Decades. *J Clin Med*. 2025;14(11):3768. <https://doi.org/10.3390/jcm14155375>
2. Ljungqvist O, Scott M, Fearon KC. Enhanced Recovery After Surgery: A Review. *JAMA Surg*. 2017;152(3):292-298. <https://doi.org/10.1001/jama-surg.2016.4952>
3. Nam D, Nunley RM, Barrack RL. Patient dissatisfaction following total knee replacement: a growing concern? *Bone Joint J*. 2014;96-B(11 Suppl A):96-100. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.96B11.34152>
4. Dunbar MJ, Richardson G, Robertsson O. I can't get no satisfaction after my total knee replacement: rhymes and reasons. *Bone Joint J*. 2013;95-B(11 Suppl A):148-152. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.95B11.32767>
5. Noble PC, Conditt MA, Cook KF, Mathis KB. The John Insall Award: Patient expectations affect satisfaction with total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2006;452:35-43. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000238825.63648.1e>
6. Tolk JJ, Janssen RPA, Prinsen CAC, et al. The influence of expectation modification in knee arthroplasty on satisfaction of patients: a randomized controlled trial. *Bone Joint J*. 2021;103-B(4):619-626. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.103B4.BJJ-2020-0629.R3>
7. Alattas SA, Smith T, Bhatti M, Wilson-Nunn D, Donell S. Greater pre-operative anxiety, pain and poorer function predict a worse outcome of a total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2017;25(11):3403-3410. <https://doi.org/10.1007/s00167-016-4314-8>
8. Harmer JR, Wyles CC, Larson DR, Taunton MJ, Pagnano MW, Abdel MP. Depression and anxiety are associated with an increased risk of infection, revision, and reoperation following total hip or knee arthroplasty. *Bone Joint J*. 2023;105-B(5):526-533. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.105B5.BJJ-2022-1123.R1>
9. Kirchner GJ, Kim RY, Weddle JB, Bible JE. Can Artificial Intelligence Improve the Readability of Patient Education Materials? *Clin Orthop Relat Res*. 2023;481(11):2260-2267. <https://doi.org/10.1097/CORR.0000000000002668>
10. Shah K, Xu AY, Sharma Y, et al. Large Language Model Prompting Techniques for Advancement in Clinical Medicine. *J Clin Med*. 2024;13(17):5101. <https://doi.org/10.3390/jcm13175101>
11. Eltorai AEM, Ghanian S, Adams CA Jr, Born CT, Daniels AH. Readability of trauma-related patient education materials from the American Academy of Orthopaedic Surgeons. *Clin Orthop Relat Res*. 2014;472(12):3949-3960.
12. Furlough K, Miner H, Crijns TJ, Jayakumar P, Ring D, Koenig K. Value-based Healthcare: Health Literacy's Impact on Orthopaedic Care Delivery and Community Viability. *Clin Orthop Relat Res*. 2020;478(7):1516-1518. <https://doi.org/10.1097/CORR.0000000000001397>
13. Lee H, Kim S, Park J, et al. A Comparative Analysis of GPT-3.5, GPT-4, GPT-4 Omni, Gemini Advanced, and Gemini 1.5 in Answering Total Knee Replacement-Related Questions. *Orthop J Sports Med*. 2026;14(2):23259671251023456. <https://doi.org/10.1177/23259671251402988>
14. Jayakumar P, Lin E, Galea V, et al. Comparison of an Artificial Intelligence-Enabled Patient Decision Aid vs Educational Material on Decision Quality, Shared Decision-Making, Patient Experience, and Functional Outcomes in Adults With Knee Osteoarthritis: A Randomized Clinical Trial. *JAMA Netw Open*. 2021;4(2):e2037107. <https://doi.org/10.1001/jamanetworkopen.2020.37107>
15. Jayakumar P, Lin E, Manickas-Hill O, et al. Shared decision making using digital twins in knee osteoarthritis care: a randomized clinical trial of an AI-enabled decision aid versus education alone on decision quality, physical function, and user experience. *eClinicalMedicine*. 2025;79:102994. <https://doi.org/10.1016/j.eclinm.2025.103545>
16. Donner S, Bredendiek N, Schmid SD, et al. Exploring Patient Perspectives, Engagement, and Output Quality in Doctor-Supervised Use of Artificial Intelligence During Informed Consent Consultation With ChatGPT and Retrieval Augmented Generation (RAG): Quantitative Exploratory Study. *J Med Internet Res*. 2025;27:e64751. <https://doi.org/10.2196/73717>
17. Gök Ü, Yıldırım A, Tekin AÇ. ChatGPT-4.0 or DeepSeek-V3? Comparative analysis of answers to the most frequently asked questions by total knee replacement candidate patients. *Medicine (Baltimore)*. 2025;104(15):e42008. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000043951>
18. Hu X, Stamatou D, Khanduja V, et al. Evaluating ChatGPT responses to frequently asked patient questions regarding periprosthetic joint infection after total hip and knee arthroplasty. *Digit Health*. 2024;10:20552076241272077. <https://doi.org/10.1177/20552076241272620>
19. Li Y, Zhang H, Wang J, et al. Impact of Learning Motivation and Presentation Modalities on Cognitive Load and Learning Performance in Preoperative Digital Health Education for Older Patients With Knee Arthroplasty: Psychobehavioral Experimental Study. *J Med Internet Res*. 2025;27:e58825. <https://doi.org/10.2196/79430>
20. Reaver CN, Kim TH, Wright AA, et al. Evaluating the Performance of Artificial Intelligence for Improving Readability of Online English- and Spanish-Language Orthopaedic Patient Educational Material. *J Bone Joint Surg Am*. 2025;107(4):344-351. <https://doi.org/10.2106/JBJS.24.01078>
21. Crawford DA, Duwelius PJ, Sneller MA, et al. Early outcomes of primary total hip arthroplasty with use of a smartphone-based care platform: a prospective randomized controlled trial. *Bone Joint J*. 2021;103-B(7 Suppl B):91-97. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.103B7.BJJ-2020-2402.R1>
22. Hurley ET, Crook BS, Lau BC, et al. At Present, ChatGPT Cannot be Relied Upon to Answer Patient Questions and Requires Physician Expertise to Interpret Answers for Patients. *Arthroscopy*. 2024;40(5):1374-1376. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2024.02.039>
23. Johns WL, Kellish A, Farronato D, et al. ChatGPT Provides Unsatisfactory Responses to Frequently Asked Questions Regarding ACL Reconstruction. *Arthroscopy*. 2024;40(7):2067-2079.e1. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2024.01.017>
24. Gould DJ, Dowsey MM, Spelman T, et al. Patients' Views on AI for Risk Prediction in Shared Decision-Making for Knee Replacement Surgery: Qualitative Interview Study. *J Med Internet Res*. 2023;25:e43632. <https://doi.org/10.2196/43632>
25. Li J. Security Implications of AI Chatbots in Health Care. *J Med Internet Res*. 2023;25:e47551. <https://doi.org/10.2196/47551>
26. Lützner C, Beyer F, Kirschner S, Lützner J. Fulfilment of patients' mandatory expectations are crucial for satisfaction: a study amongst 352 patients after total knee arthroplasty (TKA). *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2023;31(11):4768-4777. <https://doi.org/10.1007/s00167-022-07301-y>
27. Prabhu VG, Stanley L, Morgan R, Shirley B. Designing and developing a nature-based virtual reality with heart rate variability biofeedback for surgical anxiety and pain management: evidence from total knee arthroplasty patients. *Aging Ment Health*. 2023;28(5):1-12. <https://doi.org/10.1080/13607863.2023.2270442>
28. Causey-Upton R, Howell DM, Kitzman PH, Custer MG, Dressler EV. Preoperative Education for Total Knee Replacement: A National Survey of Orthopaedic Nurses. *Orthop Nurs*. 2020 Jan/Feb;39(1):23-34. PMID: 31977738. <https://doi.org/10.1097/NOR.0000000000000623>

DURABILITÉ VERSUS PERFORMANCE DANS L'ARTHROPLASTIE TOTALE DU GENOU : LA ZONE DE SÉCURITÉ EST-ELLE DEVENUE SPÉCIFIQUE AU PATIENT ?

Vitor BARION CASTRO DE PADUA

Faculdade de Medicina da Universidade de Marília – ABHU, Marília, São Paulo, Brésil

INTRODUCTION

L'arthroplastie totale du genou (ATG) demeure l'une des interventions les plus efficaces de la chirurgie orthopédique. Au cours des quatre dernières décennies, les progrès dans la conception des implants, les techniques de fixation, la qualité du polyéthylène et la réalisation chirurgicale ont permis d'obtenir une excellente survie à long terme, plusieurs séries rapportant des taux de survie supérieurs à 90 % à 15 à 20 ans.

Pendant la majeure partie de cette période, l'alignement mécanique a représenté la référence incontestée. Le concept était simple : restaurer un axe mécanique neutre, créer des espaces symétriques en extension et en flexion, et obtenir la stabilité par des libérations sélectives des parties molles. Ritter et al. [1] ont démontré, dans une analyse de 421 prothèses suivies jusqu'à 13 ans, que les genoux dont les composants étaient positionnés en varus présentaient des taux d'échec significativement plus élevés, renforçant le concept d'une zone de sécurité autour de l'alignement neutre. Cette philosophie a relativement bien fonctionné pendant de nombreuses années : la durabilité des implants a augmenté, les taux de reprise sont restés faibles, et l'alignement mécanique s'est profondément ancré dans l'enseignement chirurgical à travers le monde.

Un paradoxe est cependant apparu. Malgré d'excellents résultats radiographiques et une bonne survie des implants, une proportion substantielle de patients continuaient à se déclarer insatisfaits après l'intervention. Environ 20 % des patients restaient insatisfaits après une ATG, et beaucoup rapportaient encore

des symptômes résiduels malgré une intervention techniquement réussie [2]. Bien que certaines analyses récentes suggèrent que les taux d'insatisfaction pourraient être plus faibles une fois les complications exclues, le message demeure : la survie de l'implant et la satisfaction du patient ne sont pas synonymes.

Cette observation a remis en question une prémisse fondamentale de la philosophie traditionnelle de l'ATG. Restaurer un axe mécanique neutre signifiait-il vraiment restaurer une fonction normale du genou ? Un corpus croissant de données suggère que la réponse pourrait être non. Sur le plan anatomique, le genou natif n'est pas universellement neutre. Le varus constitutionnel a été bien décrit, en particulier chez l'homme, plus de 30 % des individus présentant naturellement un alignement qui serait considéré comme situé en dehors de la zone de sécurité admise [3].

Par ailleurs, l'alignement seul ne définit pas un genou. La morphologie, la laxité ligamentaire, l'orientation de l'interligne articulaire, le comportement des parties molles et la cinématique dynamique contribuent tous à ce que Hirschmann et ses collègues ont appelé le phénotype fonctionnel du genou — l'ensemble des caractéristiques morphologiques et cinématiques observables, intégrant l'alignement coronal fémoral et tibial à l'angle hanche-genou-cheville [4]. Dans ce contexte, le concept d'une zone de sécurité universelle devient de plus en plus difficile à défendre. L'émergence de l'alignement cinématique, de l'alignement cinématique restreint, de l'alignement fonctionnel et des approches guidées par le phénotype traduit une tentative de dépasser une stratégie uniforme. Ces philosophies cherchent à personnaliser le

positionnement des implants, à respecter l'anatomie native et à réduire le recours à des libérations ligamentaires étendues.

De nouvelles questions émergent néanmoins. Dans quelle mesure l'alignement peut-il être modifié avant de compromettre la durabilité ? La reproduction de l'anatomie native améliore-t-elle la fonction sans augmenter le risque d'échec de l'implant ? Les implants conventionnels actuels peuvent-ils réellement reproduire une cinématique spécifique au patient ? Et, plus important encore : existe-t-il une zone de sécurité unique pour chaque patient ?

Cette revue examine l'évolution de l'alignement mécanique vers une arthroplastie personnalisée et se demande si le concept d'une zone de sécurité universelle devrait être remplacé par un modèle spécifique au patient, intégrant l'alignement, l'équilibre ligamentaire, la morphologie, les caractéristiques de l'implant et les attentes fonctionnelles.

LA ZONE DE
SÉCURITÉ
ORIGINALE :
CONÇUE POUR LA
DURABILITÉ

L'alignement mécanique a été développé à une époque où la fixation des implants et l'usure du polyéthylène représentaient les préoccupations majeures. L'objectif principal était la survie de l'implant.

En positionnant les composants fémoral et tibial perpendiculairement à leurs axes mécaniques respectifs et en restaurant

L'EFFICIENCE OPÉRATOIRE **KNEO**TM



**REVÊTEMENT
Ti-HA**



**NOUVEAU
PSI ROTULE**



• **PSI COMPLET**

*PATIENT SPECIFIC INSTRUMENTATION

• **PROTHÈSE 100% SANS CIMENT**

groupe-lepine.com

lépine
Depuis 1714

un angle hanche-genou-cheville neutre, les chirurgiens cherchaient à répartir uniformément les charges sur la prothèse et à minimiser l'usure asymétrique. La règle des $\pm 3^\circ$ est devenue très influente, et l'alignement neutre dans cette plage est devenu la cible d'alignement prédominante en arthroplastie totale du genou dans le monde entier pendant plusieurs décennies. Les données de survie de la Mayo Clinic ont confirmé des taux supérieurs à 90 % à 15 ans pour les implants cimentés avec alignement mécanique [5]. Le succès de cette stratégie est indéniable. Cependant, la durabilité a eu un coût. (Figure 1)

Obtenir un alignement neutre exigeait fréquemment des libérations étendues des parties molles, en particulier dans les déformations sévères en varus et en valgus. La tension ligamentaire native était altérée, l'orientation de l'interligne articulaire était modifiée, et l'anatomie constitutionnelle était délibérément ignorée. Le genou survivait. Mais était-ce encore le genou du patient ? (Figure 2)

Une autre remise en question du concept classique de zone de sécurité est venue d'une analyse de survie contemporaine. Abdel et al. [5] ont suivi 398 ATG pendant 20 ans et ont démontré que le fait de se situer dans la limite de $\pm 3^\circ$ de l'axe mécanique ne conférait aucun avantage en termes de survie ou de fonction par rapport aux genoux situés en dehors de cette plage, avec des taux de reprise statistiquement équivalents entre les groupes (19,5 % vs 15,1 % ; $p = 0,97$) sur l'ensemble des intervalles de temps évalués. Ce résultat soulève une question dérangement : le seuil de $\pm 3^\circ$ a-t-il jamais été une véritable limite biomécanique, ou simplement un artefact statistique des populations historiques ?

LA RÉVOLUTION DU PHÉNOTYPE

L'une des avancées les plus importantes de la dernière décennie a été la reconnaissance que les genoux ne sont pas identiques. Le concept de varus constitutionnel a été le premier à remettre en question la prémisse selon laquelle la neutralité représentait la normalité. Plus de 30 % des hommes présentent un alignement en varus constitutionnel supérieur à 3° [3], ce qui signifie que, pour une part substan-

tielle de la population, l'alignement mécanique, même au sein de la zone de sécurité admise, modifiait un phénotype plutôt qu'il ne traitait une maladie.

Les travaux ultérieurs ont considérablement élargi ce concept. La classification CPAK (Coronal Plane Alignment of the Knee) a identifié neuf phénotypes distincts de genou fondés sur l'alignement constitutionnel du membre et l'obliquité de l'interligne articulaire, démontrant que les genoux natifs existent selon un large spectre de configurations anatomiques plutôt que de se regrouper autour d'un modèle neutre unique [6]. Mais la révolution du phénotype ne s'est pas limitée aux angles coronaux.

Dans une analyse de 1 000 genoux, Graichen et al. ont démontré que le comportement ligamentaire est profondément variable, même parmi des genoux d'alignement similaire. Dans les genoux en varus traités par alignement mécanique, l'espace latéral en extension était significativement plus grand que l'espace médial dans plus de 95 % des cas, l'espace latéral en flexion dépassait l'espace médial dans plus de 80 %, et l'espace en flexion était plus grand que l'espace en extension dans plus de 75 %. Fait crucial, seuls 65 % des genoux en varus remplissaient les trois critères d'une ATG équilibrée. Dans les genoux en valgus, ce chiffre chutait à seulement 29 % [8].

Il s'agit d'un résultat frappant. Même un alignement mécanique techniquement parfait laisse une large proportion de genoux dans un état de déséquilibre intrinsèque des parties molles. Une couche supplémentaire de complexité a été ajoutée par les études sur les phénotypes de laxité. Lorsque l'alignement mécanique était appliqué, 98 % des genoux développaient une laxité latérale en extension — un schéma entièrement différent de celui du genou natif. À l'inverse, les approches guidées par le phénotype préservaient le schéma de laxité natif dans plus de la moitié des cas [8].

L'implication est profonde : un genou avec alignement mécanique se situant dans la limite coronale de $\pm 3^\circ$ peut néanmoins être biomécaniquement non sûr en termes de schéma de mise en charge ligamentaire. La zone autrefois considérée comme sûre devrait inclure la dimension des parties molles, et il semble qu'elle ait peut-être traité des radiographies plutôt que des patients.



Figure 1 : La « zone de sécurité » de $\pm 3^\circ$.

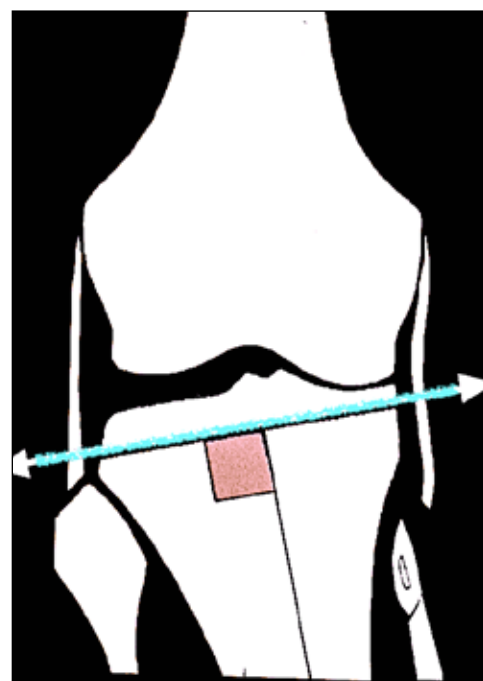


Figure 2 : Libération ligamentaire en vue d'un alignement mécanique.

DE L'ALIGNEMENT MÉCANIQUE À L'ALIGNEMENT PERSONNALISÉ

La recherche d'une plus grande satisfaction des patients a impulsé le développement de multiples philosophies d'alignement. L'alignement cinématique, introduit par Howell, proposait de restaurer les surfaces articulaires natives — en remplaçant exactement ce qui avait été retiré — plutôt que de contraindre le genou vers une position neutre. Les premiers résultats étaient encourageants. Dans une série rétrospective de 222 ATG avec alignement cinématique, la survie de l'implant atteignait 97,5 % à 10 ans, bien que 78 % des genoux aient été classés comme valeurs aberrantes en varus tibial selon les critères de l'alignement mécanique [9,10].

Des critiques ont soulevé des préoccupations légitimes concernant un positionnement excessif en varus ou en valgus et ses conséquences potentielles sur la longévité de l'implant. L'alignement cinématique restreint est apparu comme un compromis pragmatique : l'anatomie native est respectée, mais des limites prédéfinies sont maintenues pour éviter les positions extrêmes. Vendittoli et ses collègues ont formalisé cette approche dans le concept d'alignement cinématique restreint, en proposant des bornes de sécurité fixes ancrées sur l'axe mécanique neutre plutôt que sur l'alignement constitutionnel de chaque patient : l'angle hanche-genou-cheville (HKA) doit être maintenu dans une fourchette de $\pm 3^\circ$ par rapport à la neutralité, et l'orientation coronale de l'interligne articulaire dans une fourchette de $\pm 5^\circ$ par rapport à la neutralité. Dans ces limites, le chirurgien reproduit aussi fidèlement que possible l'anatomie native du patient ; les anatomies aberrantes dépassant ces bornes sont corrigées vers celles-ci. Cette stratégie a été proposée pour concilier la restauration de l'anatomie constitutionnelle et les contraintes biomécaniques, et elle a été associée à des résultats cliniques favorables dans des études à court et moyen terme [10].

L'alignement fonctionnel a suscité un intérêt particulier avec l'avènement de la technologie robotique. Dans cette philosophie, le positionnement des composants est ajusté non seulement en fonction de l'anatomie osseuse, mais aussi en fonction du comportement ligamentaire

et de l'équilibre des espaces sur toute l'amplitude de mouvement. L'objectif n'est plus un angle cible fixe, mais un équilibre optimisé de manière individuelle. Chacun de ces concepts reflète le même principe sous-jacent : la personnalisation. Cependant, aucun ne résout entièrement la question de la sécurité. (Figure 3)

EXISTE-T-IL ENCORE UNE ZONE DE SÉCURITÉ UNIVERSELLE ?

Le défi central aujourd'hui n'est pas de savoir si l'alignement importe. L'alignement importe manifestement. La véritable question est de savoir si une cible d'alignement unique peut s'appliquer à chaque patient. Les données actuelles suggèrent que c'est peu probable.

Un jeune ancien athlète professionnel recherchant un niveau élevé d'activité de loisir peut nécessiter une solution biomécanique différente de celle d'un patient âgé et sédentaire dont l'objectif principal est le soulagement de la douleur. De même, un patient présentant un varus constitutionnel peut ne pas bénéficier de la même cible d'alignement qu'un patient dont le membre est naturellement neutre ou en valgus.

La revue systématique de Schelker et ses collègues a directement abordé cette question, mais est parvenue à une réponse non concluante : parmi les cinq études analysées, un alignement postopératoire s'écartant de plus de 3° de l'axe mécanique neutre n'a montré aucune différence significative en termes de résultats cliniques ou de taux de reprise par rapport à un alignement dans la plage traditionnelle de $\pm 3^\circ$. Si cela remet en question la validité universelle de la zone de sécurité mécanique classique, les auteurs se gardent de proposer un seuil alternatif fondé sur le phénotype, concluant plutôt que des limites fondées sur des données probantes pour les stratégies d'alignement personnalisé, tenant compte du phénotype natif du patient et de la conception de l'implant, restent à établir [7].

Le problème réside peut-être dans la définition même de la sécurité. Historiquement, la sécurité renvoyait prin-



Figure 3 : Alignement personnalisé.

cipalement à la survie de l'implant. Les patients modernes en exigent davantage. Ils recherchent le confort, la stabilité, un mouvement naturel, la confiance, la capacité de reprendre le sport et, surtout, une articulation qu'ils puissent oublier. En d'autres termes, ils recherchent la performance. La durabilité demeure essentielle. Mais la durabilité seule ne suffit plus.

PLUSIEURS ZONES DE SÉCURITÉ PLUTÔT QU'UNE SEULE

Plutôt qu'une zone de sécurité unique, l'arthroplastie moderne pourrait nécessiter l'intégration de multiples domaines de sécurité complémentaires.

La zone de sécurité osseuse

Respecter les limites portant sur l'angle HKA, l'angle tibial proximal médial (MPTA), l'angle fémoral distal latéral (LDFA) et l'obliquité de l'interligne articulaire, dans les protocoles actuels fondés sur des données probantes tels que l'alignement cinématique restreint, en se référant à l'axe mécanique neutre plutôt qu'à une moyenne de population ou à l'anatomie constitutionnelle de chaque patient. En pratique, cela signifie maintenir l'axe global du membre dans une fourchette d'environ $\pm 3^\circ$ par rapport à la neutralité et l'obliquité de l'interligne articulaire dans une fourchette d'environ $\pm 5^\circ$ par rapport à la neutralité, en corrigeant les anatomies aberrantes vers ces bornes tout en préservant l'anatomie native à l'intérieur de celles-ci. La question de savoir si ces limites devraient plutôt être définies par rapport au phénotype constitutionnel de chaque patient demeure ouverte, les revues systématiques actuelles n'étant pas en mesure de confirmer un seuil spécifique au phénotype fondé sur des données probantes.

La zone de sécurité ligamentaire

Respecter les schémas de laxité natifs et éviter les libérations inutiles. L'analyse du comportement des espaces dans 1 000 genoux en varus a montré que l'espace latéral en extension était significativement plus grand que l'espace médial dans 97 % des cas — une asymétrie physiologique, et non un défaut à corriger — et que cette asymétrie était fortement corrélée au degré de déformation en varus. À 30° , 60° et 90° de flexion, en revanche, cette corrélation disparaissait, et seuls 65 % des genoux en varus remplissaient les trois critères classiques d'un schéma de genou en varus « standard ». Autrement dit, les genoux en varus ne se comportent pas tous de la même manière. Cette variabilité interindividuelle suggère qu'une technique d'équilibrage uniforme ne peut pas traiter adéquatement chaque genou en varus, et que la cible ligamentaire idéale pour un alignement personnalisé reste à définir[8].

La zone de sécurité prothétique

Reconnaître que les différentes conceptions d'implants tolèrent les variations d'alignement de manières distinctes. Les implants conventionnels ont été conçus

autour d'hypothèses de positionnement quasi neutre. Lorsqu'ils sont positionnés dans des configurations cinématiques présentant une déviation coronale ou rotationnelle importante, ces hypothèses peuvent être violées, avec des conséquences potentielles sur la course fémoro-patellaire, l'appui en bord de polyéthylène (edge loading) et les modifications rotationnelles. Les implants spécifiques au patient pourraient à terme éliminer cette limitation, mais les données à long terme restent limitées.

La zone de sécurité fonctionnelle

Adapter les objectifs thérapeutiques en fonction des attentes du patient, de son niveau d'activité et de ses exigences fonctionnelles. Un patient à fortes exigences et un patient à faibles exigences peuvent partager la même cible d'alignement radiographique et avoir pourtant des besoins profondément différents quant à ce qui constitue un résultat satisfaisant. Dans ce contexte, la sécurité doit aussi tenir compte du risque de ne pas répondre aux attentes du patient.

Ce cadre élargi reflète mieux la complexité de l'ATG moderne. Il reconnaît que la sécurité est multidimensionnelle et qu'optimiser un domaine tout en négligeant les autres peut produire un genou radiographiquement parfait, mais fonctionnellement décevant.

LA PERSONNALISATION - LA PROCHAINE ÉTAPE ?

La planification spécifique au patient, la robotique, l'imagerie avancée et les implants personnalisés pourraient à terme permettre aux chirurgiens d'identifier une cible sur mesure pour chaque patient. Plutôt que de forcer chaque genou dans la même catégorie d'alignement, les systèmes futurs pourraient être en mesure de déterminer le compromis optimal entre durabilité et fonction — en identifiant l'alignement le plus approprié pour chaque individu dans des limites biologiquement acceptables.

La chirurgie assistée par robot a déjà progressé dans cette direction. La capacité de planifier et d'exécuter le positionne-

ment des composants avec une précision millimétrique, de mesurer l'équilibre des espaces en peropératoire en temps réel et d'ajuster l'alignement en fonction du retour des parties molles a transformé la réalisation technique de l'arthroplastie personnalisée. Dans ce contexte, la zone de sécurité n'est plus une cible fixe imposée à chaque patient — elle devient une plage définie individuellement, planifiée en préopératoire et vérifiée en peropératoire.

Actuellement, cependant, les données restent incomplètes. Beaucoup des philosophies d'alignement personnalisé les plus prometteuses montrent des résultats encourageants à court et moyen terme, mais les données de survie à long terme restent limitées. La prudence demeure donc nécessaire. L'objectif n'est pas de reproduire aveuglément l'anatomie, ni d'imposer systématiquement la neutralité. L'objectif est d'identifier la solution la plus appropriée pour chaque individu dans des limites sûres et bien définies.

CONCLUSION

L'alignement mécanique demeure la stratégie la plus étudiée pour la durabilité de l'implant en arthroplastie totale du genou. Son bilan de quatre décennies est difficile à ignorer. Cependant, un corpus croissant de données suggère que le genou natif ne peut être décrit de manière adéquate par une cible d'alignement unique. Les variations de morphologie, de laxité ligamentaire, de cinématique et d'exigences fonctionnelles remettent en question le concept d'une zone de sécurité universelle.

L'avenir de l'ATG pourrait ne pas consister à abandonner la sécurité, mais à la redéfinir. Plutôt que de se demander si chaque patient doit rester dans une fourchette de 3° par rapport à la neutralité, il pourrait être nécessaire d'identifier quelle zone de sécurité est appropriée pour chaque patient, à travers les dimensions osseuse, ligamentaire, prothétique et fonctionnelle.

Le défi ultime n'est plus d'atteindre la durabilité ou la performance de façon indépendante. Il s'agit d'atteindre les deux simultanément. Le genou le plus sûr pourrait, en définitive, être celui qui concilie le mieux la longévité de l'implant et la restauration d'une fonction spécifique au patient — et la zone la plus sûre pourrait ne pas être un chiffre unique, mais une réponse spécifique au patient. ■

Bibliographie

1. Ritter MA, Faris PM, Keating EM, Meding JB. Postoperative alignment of total knee replacement. Its effect on survival. Clin Orthop Relat Res. 1994 Feb;(299):153-6. <https://doi.org/10.1097/00003086-199402000-00021>
2. Bourne RB, Chesworth BM, Davis AM, Mahomed NN, Charron KD. Patient satisfaction after total knee arthroplasty: who is satisfied and who is not? Clin Orthop Relat Res. 2010 Jan;468(1):57-63. <https://doi.org/10.1007/s11999-009-1119-9>
3. 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 Relat Res. 2012;470(1):45-53. <https://doi.org/10.1007/s11999-011-1936-5>
4. 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. 2019;27(5):1394-402. <https://doi.org/10.1007/s00167-019-05509-z>
5. 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. 2018;100(6):472-8. <https://doi.org/10.2106/JBJS.16.01587>
6. MacDessi SJ, Griffiths-Jones W, Harris IA, Bellemans J, Chen DB. Coronal Plane Alignment of the Knee (CPAK) classification. Bone Joint J. 2021;103-B(2):329-37. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.103B2.BJJ-2020-1050.R1>
7. Schelker BL, Nowakowski AM, Hirschmann MT. What is the 'safe zone' for transition of coronal alignment from systematic to a more personalised one in total knee arthroplasty? A systematic review. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2022;30(2):419-27. <https://doi.org/10.1007/s00167-021-06811-5>
8. Graichen H, Lekkreusuwan K, Eller K, Grau T, Hirschmann MT, Scior W. A single type of varus knee does not exist: morphotyping and gap analysis in varus OA. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2022 Aug;30(8):2600-2608. Epub 2021 Aug 19. PMID: 34414473. <https://doi.org/10.1007/s00167-021-06688-4>
9. Howell SM, Shelton TJ, Hull ML. Implant survival and function ten years after kinematically aligned total knee arthroplasty. J Arthroplasty. 2018;33(12):3678-84. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2018.07.020>
10. Vendittoli PA, Martinov S, Blakeney WG. Restricted kinematic alignment, the fundamentals, and clinical applications. Front Surg. 2021;8:697020. <https://doi.org/10.3389/fsurg.2021.697020>

45^e Journées d'Orthopédie Outremer

CURACAO – 27 Mars au 03 Avril 2027

Antilles Néerlandaises

*Rejoignez-nous dans un cadre magnifique
et peu connu de l'Ouest Caribéen*



Réservations séjour et inscriptions :

🌐 Site : Meeting-outremer.com

✉ Email : contact@meetingoutremer.com

☎ Tel : +590 690 711 803

Informations scientifiques et programme :

🌐 Site : jo-o.org

✉ Email : jlrouvillain@jo-o.org

☎ Tel : +33 (0) 9 85 60 11 76



CURACAO
FEEL IT FOR YOURSELF



Papagayo
curacao



meeting
OUTREMER EVENT

ANTICIPER LES DIFFICULTÉS D'UNE POSE DE PROTHÈSE TOTALE DU GENOU

Axel SCHMIDT, Elliot SAPPEY-MARINIER, Tarik AÏT-SI-SELMi, Michel BONNIN

Centre Orthopédique Santy, Lyon

INTRODUCTION

La prothèse totale de genou (PTG) est l'un des actes les plus fréquents de la chirurgie orthopédique, avec une reproductibilité technique et une fiabilité des résultats qui la font souvent croire standardisée. Pourtant, une minorité de genoux concentre l'essentiel des difficultés opératoires : déformation osseuse, raideur installée depuis des années, antécédent d'ostéotomie ou de ligamentoplastie, terrain général compliquant la cicatrisation. Cette proportion tend à augmenter avec le vieillissement d'une population porteuse de séquelles d'ostéotomies, l'augmentation de patients atteints d'obésité, et l'élargissement des indications à des patients plus jeunes ou aux anatomies constitutionnelles atypiques.

L'enjeu n'est pas seulement de savoir « bien opérer » un genou difficile le jour de l'intervention : il est surtout de savoir l'identifier avant, pour choisir la voie d'abord, choisir les implants adaptés, et informer le patient avec justesse sur les résultats attendus. Un genou dont la difficulté est anticipée, même complexe, se gère sereinement ; un genou dont la difficulté est découverte en peropératoire expose à l'improvisation.

Cet article propose une grille de lecture pratique des principales situations à risque, organisées en sept points, et des moyens qui permettent aujourd'hui de les anticiper efficacement.

LES DÉFORMATIONS OSSEUSES

La première question à se poser devant un genou déformé est celle du siège de la déformation. Une déformation dite « intra-articulaire », liée à l'usure asymé-

trique du cartilage et à la laxité ligamentaire secondaire, se corrige classiquement par les coupes osseuses associées éventuellement à un équilibrage ligamentaire adapté. C'est la situation la plus fréquente.

Une déformation « extra-articulaire », fémoral ou tibial, à distance ou à proximité de l'articulation : séquelles de maladie de Blount ou de dysplasie épiphysaire chez le sujet jeune, cals vicieux post-traumatiques, ou hypercorrections iatrogènes après ostéotomie. Le bilan radiographique associe une télémétrie des membres inférieurs en charge, complétée si besoin de clichés dynamiques en stress pour apprécier la réductibilité, et d'un scanner en cas de doute sur un trouble rotationnel associé.

Selon l'importance de la déformation, du siège et de la distance par rapport au genou, plusieurs stratégies sont possibles et sont à anticiper : équilibrage ligamentaire classique, pie-crusting et release interne, coupes standards compensées par une prothèse à contrainte plus élevée, coupe osseuse tenant compte de la déformation et de l'anatomie du patient (alignements personnalisés) ; ostéotomie de correction associée, dans le même temps opératoire ou en deux temps. Le choix dépend de l'âge du patient, de la localisation et de l'importance de la déformation [4].

Le genu valgum, réputé plus difficile à équilibrer que le genou axé ou varus, se hiérarchise selon la classification de la Société d'Orthopédie de l'Ouest (SOO) en quatre types de difficulté croissante [1,3] (Figure 1).

Une série multicentrique comparant les valgus extrêmes ($> 20^\circ$) aux valgus modérés confirme que le recours à une prothèse plus contrainte est significativement plus fréquent dans les formes sévères, sans pénaliser la survie prothétique à 8 ans (95,1 % versus 94,9 %) ni les scores fonctionnels [2] (Figure 2). Disposer au bloc opéra-

toire d'un ancillaire évolutif, permettant de passer d'un implant postéro-stabilisé standard à une prothèse contrainte sans changer de logique de coupe, reste le facteur clé de sérénité peropératoire [3].

LA RAIDEUR PRÉOPÉRATOIRE

Si la déformation frontale est la difficulté la plus visible, la raideur préopératoire pèse probablement le plus lourd sur le résultat fonctionnel final. La mobilité préopératoire est le facteur prédictif le plus décisif de la mobilité postopératoire, qu'il s'agisse d'un déficit de flexion ou d'un flessum : une PTG améliore la mobilité d'un genou raide, elle ne le transforme pas en genou souple [5]. Diabète, hémophilie, pathologies neurologiques (Parkinson, Guillain-Barré), fibromyalgie et algodystrophie majorent ce risque, indépendamment du geste technique. Un antécédent de chirurgie du genou compliquée d'une rééducation longue, douloureuse ou incomplète doit être recherché systématiquement à l'interrogatoire : il expose à un risque de revivre le même scénario et doit être anticipé par une prise en charge de la douleur et une kinésithérapie renforcées dès la période postopératoire précoce.

Face à un genou raide, quatre leviers techniques doivent être maîtrisés et combinés selon le type et la sévérité :

- **Le geste de libération des parties molles rétractées** (capsule postérieure, ailerons, ligaments collatéraux), progressif et titré ;
- **La recoupe osseuse**, en particulier une résection fémorale distale ou postérieure complémentaire, à utiliser avec prudence pour ne pas déséquilibrer les espaces en flexion et en extension ;

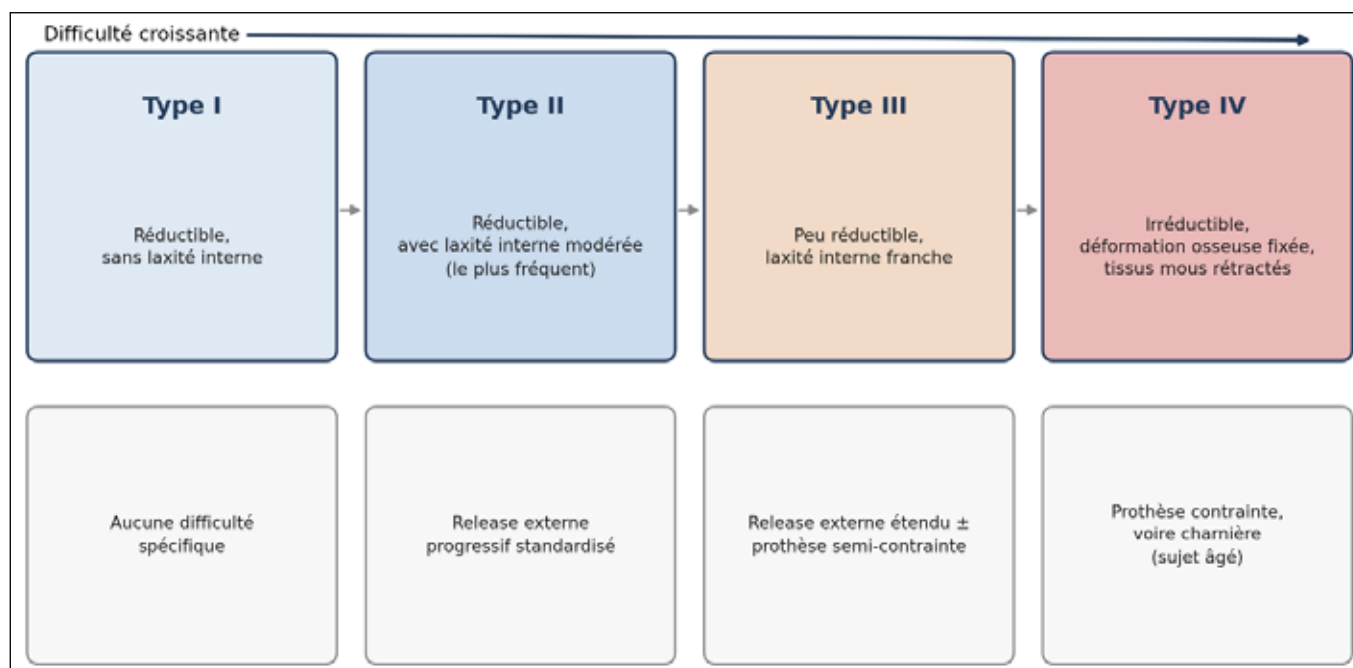


Figure 1 : Classification SOO du genu valgum et implications chirurgicales.

- **Le geste d'exposition**, adapté à la sévérité : abord médian classique, quad snip ou ostéotomie de la tubérosité tibiale antérieure (TTA) pour les raideurs sévères ou les patella basses ;
- **Le choix du degré de contrainte prothétique**, réévalué en fin d'intervention selon la stabilité résiduelle obtenue.

Une série multicentrique portant sur 128 genoux raides en flexion (moins de 90°) a montré un gain moyen de flexion de 23° dans les raideurs pures et de 17° dans les raideurs mixtes, sans corrélation entre la flexion finale et la valeur préopératoire. L'ostéotomie de la tubérosité tibiale, voire l'arthrolyse extensive du quadriceps, sont parfois nécessaires, au prix d'un taux de complications non négligeable (nécrose cutanée, rupture du tendon patellaire) [6]. Pour le flessum sévère (supérieur à 20°), une série comparable de 107 genoux a montré un gain moyen d'extension de 20 à 22°, avec un flessum résiduel moyen de 7° cette fois corrélé aux résultats fonctionnels à un an. La séquence peropératoire est précise : libération de la capsule postérieure et des ligaments collatéraux avant d'envisager une augmentation des coupes osseuses [8].

Prévenir la raideur plutôt que la traiter suppose aussi d'éviter d'en créer une nouvelle par une erreur technique : malposition rotatoire, surdimensionnement en conflit avec les parties molles postérieures, ou débord antérieur fémoral gênant la flexion.



Figure 2 : Genu valgum important après hypercorrection par OTV. Réalisation d'une désostéotomie de soustraction interne et PTG postéro-stabilisée dans le même temps chirurgical.

LE TERRAIN DU PATIENT

Au-delà du genou lui-même, l'état général du patient conditionne la difficulté technique. L'obésité est le facteur le mieux documenté : un IMC élevé s'associe à un allongement du temps opératoire et de l'hospitalisation, à un moins bon résultat fonctionnel et à un taux de complications plus élevé, avec un risque multiplié par deux pour un IMC entre 35 et 40 (ou un poids supérieur à 100 kg), et par quatre au-delà de 40 [9]. Une étude portant sur des patients en obésité sévère ou morbide a montré que la PTG ne s'accompagnait pas d'une perte de poids significative à distance. Sur le plan pratique, cela justifie une évaluation nutritionnelle, voire bariatrique, avant l'arthroplastie, ainsi qu'une anticipation logistique (voie d'abord, instruments longs, risque thromboembolique et infectieux) et une consultation d'anesthésie approfondie, notamment cardio-respiratoire. Tabac (risque doublé), diabète déséquilibré (hémoglobine glyquée > 7,5 %, risque triple) et foyers infectieux actifs, dentaires ou urinaires, doivent être systématiquement recherchés et traités.

Les tailles extrêmes exposent à un risque de mauvaise adéquation entre l'anatomie et la gamme de tailles standard. Chez le patient de petite taille en particulier, le risque de surdimensionnement est réel : un implant trop volumineux par rapport à l'épiphyse native expose à un débord osseux source de douleurs résiduelles, de conflit avec les parties molles et, côté fémoral, de raideur de flexion (Figure 3). Un planning préopératoire rigoureux, au besoin scanographique pour comparer précisément l'anatomie aux tailles disponibles chez le fabricant retenu, permet d'anticiper ce risque.

Le risque infectieux se dépiste dès la consultation, bien au-delà de la seule recherche d'un foyer actif : hygiène générale, état cutané (mycose, dermite chronique), diabète, antécédents d'érysipèle ou de lymphœdème — l'érysipèle récidivant altérant durablement la barrière cutané-lymphatique — et tout antécédent septique local (ostéomyélite, abcès, arthrite méconnue) doivent être documentés précisément, avec si besoin avis infectiologue, prélèvements microbiologiques ciblés en peropératoire et ciment chargé en antibiotique. Un dépistage nasal de *Staphylococcus aureus*, avec décontamination si positif, est recom-

mandé chez les patients à risque particulier (séjour antérieur en réanimation, portage connu). La qualité cutanée et vasculaire (insuffisance veineuse, psoriasis, cicatrices multiples rapprochées) mérite la même vigilance, avec au besoin un avis dermatologique ou plasticien préalable ; chez le patient polyarthritique, la fragilité osseuse et la synovite chronique imposent une coordination avec le rhumatologue, notamment pour la gestion périopératoire des biothérapies.

L'hypersensibilité aux métaux (nickel, chrome, cobalt — respectivement 12 %, 2 % et 2 % de la population sur le plan cutané) reste rare en pathologie prothétique mais doit être évoquée devant des douleurs inexpliquées, une fois éliminées les causes mécaniques, infectieuses et neuropathiques. En l'absence de test de dépistage fiable et consensuel en France, l'interrogatoire reste l'outil de référence : réaction connue aux bijoux fantaisie, montres, piercings ou boutons métalliques doit être systématiquement recherchée. En cas de suspicion forte, un implant revêtu (nitrure de titane ou de zirconium) ou en titane peut être discuté en amont avec le patient plutôt que découvert a posteriori [10].

LES ANTÉCÉDENTS CHIRURGICAUX

L'antécédent le plus fréquent est celui d'une ostéotomie tibiale ou fémorale : matériel à retirer, parfois dans le même temps opératoire, cal vicieux résiduel déformant l'épiphyse, raideur cicatricielle, et modification de la hauteur de l'interligne. L'âge avancé, l'importance de la déviation résiduelle et l'existence d'un cal vicieux sont des facteurs pronostiques défavorables ; une gamme d'implants suffisamment large (cales, quilles de reconstruction, contraintes modulables) permet de faire face à la grande majorité de ces situations. En cas de matériel en place, il est nécessaire de disposer de l'ancillaire nécessaire pour retirer le matériel en place (si besoin), de discuter de la voie d'abord et de la séquence chirurgicale (1 ou 2 temps) (Figure 4).

Une ligamentoplastie ancienne (croisé antérieur notamment) impose de repérer les tunnels osseux, dont le trajet peut interférer avec les quilles fémorale ou tibiale surtout en cas de vis métalliques. Une plastie des collatéraux, ou un geste multi-ligamentaire, peut avoir fragilisé les structures périphériques : une laxité pero-



Figure 3 : PTG taille « extrême » petite pour une patiente mesurant 1,35m. Un scanner préopératoire a permis de vérifier l'anatomie de la patiente et la concordance avec la taille de l'implant utilisé pour être certain que la prothèse sera adaptée à la patiente.

pératoire plus importante que prévu doit faire discuter, en amont, une contrainte intermédiaire. Un antécédent de lésion du ligament croisé postérieur, parfois passé inaperçu, contre-indique le recours à une prothèse CR et doit être recherché spécifiquement en préopératoire, cliniquement comme à l'examen de laxité. Une prothèse de hanche ou de cheville homolatérale doit enfin être intégrée à la planification de l'axe mécanique global.

Un antécédent septique justifie bilan biologique et, au moindre doute, ponction articulaire avant l'intervention, antibioprophylaxie adaptée, voire geste en deux temps. Le matériel d'ostéosynthèse résiduel (vis, plaque, clou centromédullaire) doit être anticipé sur l'imagerie, avec commande à l'avance du matériel spécifique d'extraction ; en présence d'un clou non extractible dans le même temps, une instrumentation sans visée intramédullaire (navigation, PSI, robot) permet de s'en accommoder. Une déformation diaphysaire résiduelle peut mettre l'axe d'une quille standard en conflit avec le centre de l'épiphyse : la disponibilité de quilles avec offset, anticipée dès la planification, permet de corriger ce décalage. Enfin, la cartographie des cicatrices existantes oriente le choix de la voie d'abord — la plus récente et la plus latérale en cas d'abord multiples, en respectant un pont cutané suffisant — avec avis plasticien préalable au moindre doute vasculaire.

ANATOMIE COMPLEXE ET PERTES DE SUBSTANCE OSSEUSE

Une arthrose évoluée, en particulier dans les grandes déformations en varus ou en valgus, peut s'accompagner d'un véritable défaut osseux fémoral ou tibial, au-delà de la simple usure cartilagineuse. Ces pertes de substance, classées le plus souvent selon l'Anderson Orthopaedic Research Institute (AORI) en trois stades de gravité croissante, conditionnent la technique de comblement : cales métalliques pour les défauts périphériques limités, greffes osseuses morcelées ou structurales chez le sujet jeune, implants métaphysaires poreux pour les pertes les plus sévères — toujours associés à une tige de prolongement transférant une partie des contraintes vers la diaphyse

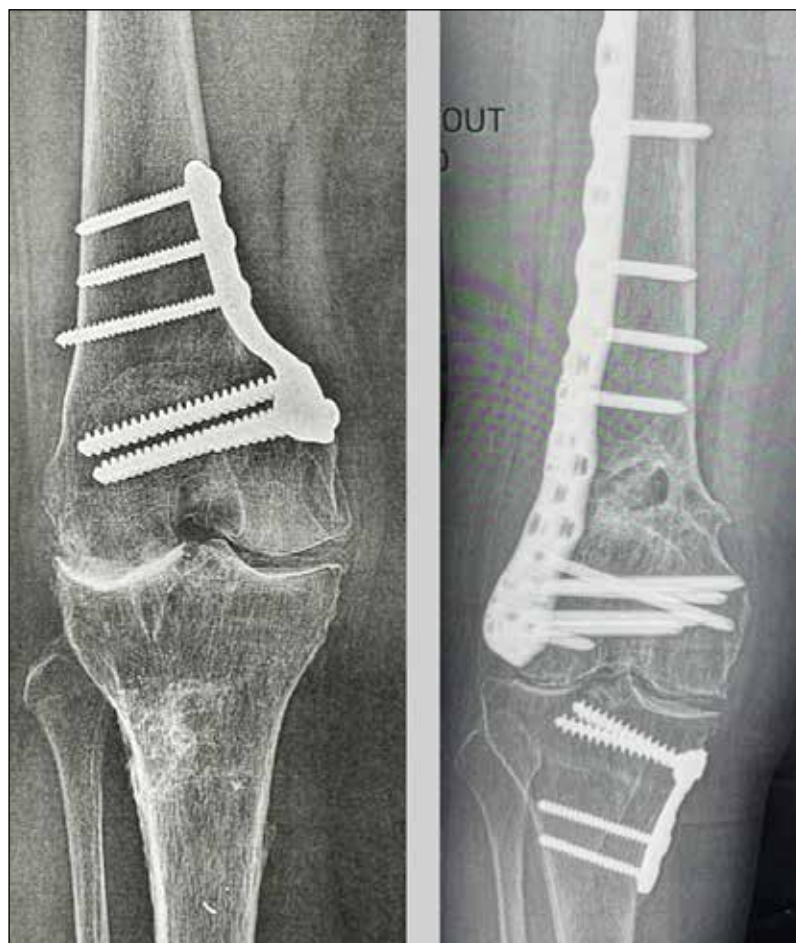


Figure 4 : Gonarthroses post-ostéotomies et post-traumatiques avec matériel en place. L'analyse préopératoire permettra de déterminer si l'intégralité du matériel doit être retirée pour permettre la pose de la prothèse, en cas de défaut osseux persistant, un nouveau matériel adapté pourra être remis en place si besoin. Le choix de retirer le matériel pendant le même temps chirurgical que la prothèse ou lors d'une intervention précédente repose sur les préférences du chirurgien. Il est impératif de disposer des comptes-rendus opératoires pour commander l'ancillaire adapté afin de faciliter le retrait.

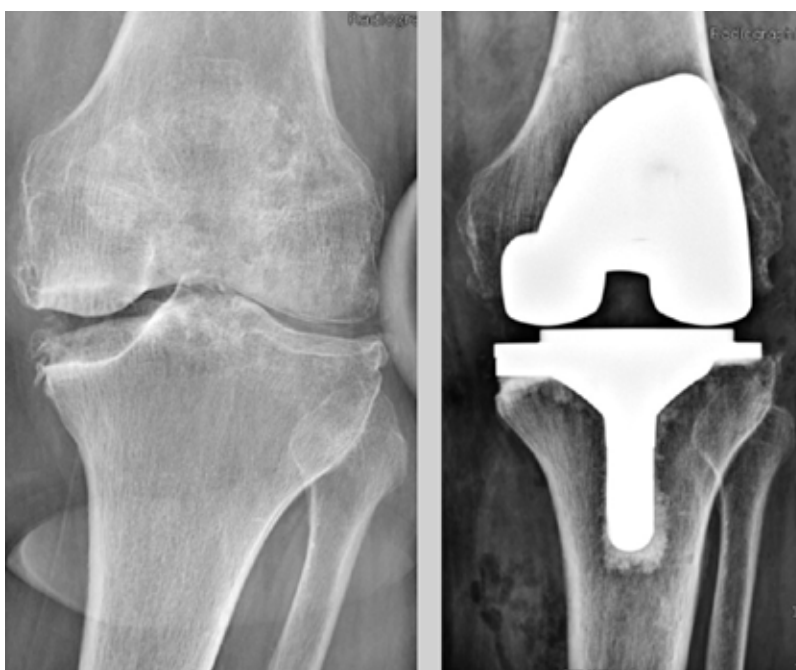


Figure 5 : Gonarthrose fémoro-tibiale interne stade 4 avec cupule osseuse importante. Nécessité d'utiliser une cale tibiale interne de 5 mm pour combler le défaut osseux lors de la pose d'une prothèse totale de genou postéro-stabilisée.

saine, pour protéger le site reconstruit (Figure 5).

L'ostéophytose périphérique volumineuse doit également être anticipée : au-delà de son rôle dans la déformation apparente de l'axe, elle peut gêner l'exposition et, si elle n'est pas réséquée avec soin en particulier au niveau des récessus postérieurs, entraîner un conflit mécanique limitant la flexion ou l'extension complète après implantation (Figure 6). Enfin, les anatomies très particulières — dysplasie constitutionnelle, séquelles de pathologie de croissance, nanisme — posent un problème spécifique de disponibilité des tailles et de reproduction fidèle de l'anatomie native ; le recours à une prothèse entièrement sur mesure, conçue à partir d'un scanner du membre concerné, permet alors de s'affranchir des limites de l'instrumentation conventionnelle.



Figure 6 : Exemple d'ostéophytose postérieure et ostéochondromatose postérieure importante pouvant limiter les amplitudes articulaires en postopératoire. Une attention particulière doit être portée pour les identifier et penser à les retirer en peropératoire.

LES PARTICULARITÉS FÉMORO-PATELLAIRES

La rotule est trop souvent traitée comme un temps accessoire de la PTG, alors qu'elle concentre une part importante de l'insatisfaction postopératoire lorsqu'elle est négligée en amont. Un antécédent de subluxation ou de luxation rotulienne préopératoire majore le risque de complications fémoro-patellaires, en particulier dans les genoux valgus sévères où la rotule est déjà en position externe. La précision du positionnement rotationnel de la pièce fémorale est ici déterminante, puisque la rotule glisse directement sur cette surface : une malrotation interne, même modeste, suffit à favoriser un mal-tracking postopératoire.

Un antécédent de patellectomie totale ou partielle, de fracture rotulienne ostéosynthésée, ou de rupture ancienne de l'appareil extenseur doit être identifié en préopératoire : il conditionne le choix de resurfaçage, la technique d'exposition, et impose une information spécifique du patient sur ce risque de complication, l'une des plus invalidantes de la chirurgie prothétique du genou. Une rotule anormalement fine sur l'imagerie doit alerter : un resurfaçage standard risquerait de laisser une épaisseur résiduelle insuffisante, exposant à une fracture secondaire (Figure 7).

La hauteur rotulienne (index de Caton-Deschamps) mérite une mesure systématique. Une patella basse, constitutionnelle ou secondaire à une chirurgie antérieure — notamment après ostéotomie tibiale de valgisation par ouverture médiale, où un abaissement patellaire est observé dans la grande majorité des cas —, complique nettement l'exposition en gênant l'éversion. Le recours à une ostéotomie de la tubérosité tibiale antérieure (TTA) permet alors de faciliter l'abord et d'améliorer l'index patellaire, avec des résultats fiables et un faible taux de complications de fixation lorsqu'elle est bien conduite.

LES OUTILS MODERNES D'ANTICIPATION

La planification préopératoire reste la meilleure protection contre l'imprévu. Elle repose d'abord sur une imagerie rigoureuse : télémétrie en charge, clichés dynamiques en stress pour la réductibilité, et scanner pour les cas complexes (déformation extra-articulaire, reprise, rotation osseuse à évaluer). La planification tridimensionnelle, couplée à une instrumentation spécifique au patient (PSI) ou à une chirurgie assistée par robot, a changé la donne pour ces situations : simulation de l'implantation, anticipation des coupes

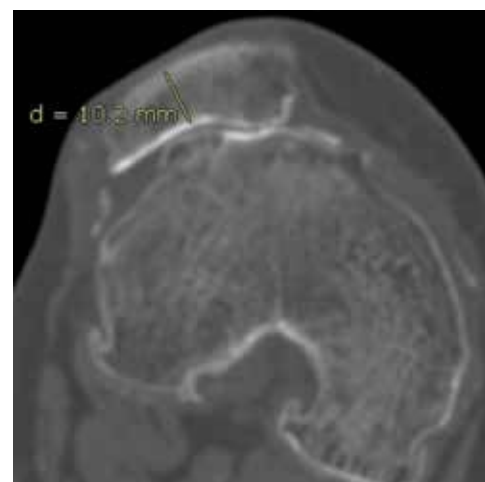


Figure 7 : Dysplasie patellaire dans le cadre d'une gonarthrose fémoro-patellaire évoluée. La mesure scannographique préopératoire retrouve une patella extrêmement fine (< 12 mm). La réalisation d'un resurfaçage semble difficile avec un risque de fracture ou de nécrose non négligeable.

en présence d'une déformation ou d'un matériel résiduel, ajustement virtuel de la balance ligamentaire. Ces outils ne dispensent toutefois pas d'une analyse clinique fine ni de la disponibilité, en salle, d'une gamme d'implants et d'ancillaires suffisamment étendue pour s'adapter à une découverte peropératoire imprévue.

Enfin, l'information du patient avec réalisme sur les objectifs de mobilité et les risques spécifiques à sa situation est nécessaire.

CONCLUSION

La PTG de première intention reste, dans la grande majorité des cas, une chirurgie reproductible aux résultats fiables. Mais une minorité de situations — déformation extra-articulaire, genu valgum sévère, raideur préopératoire marquée, terrain à risque, antécédent chirurgical, anatomie complexe ou perte de substance osseuse, particularité fémoro-patellaire — concentre l'essentiel des difficultés techniques et des complications. Aucune de ces situations, prise isolément, n'est exceptionnelle dans une activité courante de chirurgie prothétique du genou ; c'est leur repérage systématique, presque réflexe, en consultation puis en planification, qui distingue une équipe préparée d'une équipe qui subit les événements peropératoires. C'est probablement là, plus que dans le geste technique lui-même, que se joue une part importante du succès de la PTG dans les cas complexes. ■

Bibliographie

1. Williot A, Rosset P, Favard L, Brilhault J, Burdin P (2010) Total knee arthroplasty in valgus knee. *Orthop Traumatol Surg Res* 96(4 Suppl):S111-S116. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2010.03.009>
2. Putman S, Ehlinger M, Tillie B, Puliero B, Ramdane N, Remy F, Pasquier G; French Hip, Knee Society (2019) Total knee replacement on more than 20° valgus: a case control study. *Orthop Traumatol Surg Res* 105:613-617. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2018.12.014>
3. Girard J, Amzallag M, Pasquier G, Mulliez A, Brosset T, Gougeon F, Duhamel A, Migaud H (2009) Critères prédictifs préopératoires de la contrainte prothétique dans l'arthroplastie totale de genou sur genu valgum: étude sur 93 cas. *Rev Chir Orthop Traumatol* 95:319-326. <https://doi.org/10.1016/j.rcot.2009.03.011>
4. Denjean S, Chatain F, Tayot O (2017) Prothèse totale du genou et ostéotomie tibiale naviguée dans le même temps opératoire. *Rev Chir Orthop Traumatol* 103. <https://doi.org/10.1016/j.rcot.2017.02.017>
5. Dartus J, Putman S, Belzile EL, et al (2025) Conduite à tenir devant une prothèse totale du genou raide. *Orthop Traumatol Surg Res*. <https://doi.org/10.1016/j.rcot.2025.07.008>
6. Massin P, Lautridou C, Cappelli M, Petit A, Odri G, Ducellier F, et al (2009) Total knee arthroplasty with limitations of flexion. *Orthop Traumatol Surg Res* 95(4 Suppl 1):S2-S8. <https://doi.org/10.1016/j.rcot.2009.04.017>
7. Kherfani A, Bouzidi R, Mabrouk A, Kammoun S, Kooli M, Zribi M (2015) Résultats des prothèses totales du genou sur genu varum excessif supérieur à 20°. *Tunis Med* 93:316-321.
8. Massin P, Petit A, Odri G, Ducellier F, Sabatier C, Lautridou C, et al (2009) Total knee arthroplasty in patients with greater than 20° flexion contracture. *Orthop Traumatol Surg Res* 95(4 Suppl 1):S7-S12. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2009.04.001>
9. Habboubi K, Ben Hamida MK, Bekkay MA, Hsayri E, Bouhdiba S, Kherfani H, Mestiri M (2016) Is obesity a risk factor of TKA failure? *Orthop Traumatol Surg Res* 102(7 Suppl):S183. <https://doi.org/10.1016/j.rcot.2016.08.256>
10. Bulaïd Y, Djebara AE, Belhaouane R, Havet E, Dehl M, Mertl P (2022) Beneficial effect of a zirconium nitride coated implant in total knee arthroplasty revision for suspected metal hypersensitivity. *Orthop Traumatol Surg Res* 108(5):645-651. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2022.103320>

ALIGNEMENT PERSONNALISÉ ET CINÉMATIQUE PROTHÉTIQUE : DEUX CONCEPTS INDISSOCIABLES EN PROTHÈSE TOTALE DE GENOU

Emmanuel MARCHETTI

Médipôle, Lyon-Villeurbanne, France

INTRODUCTION

La prothèse totale de genou (PTG) constitue aujourd'hui l'une des interventions les plus efficaces de la chirurgie orthopédique, avec des taux de survie implantaire dépassant fréquemment 90 % à 15 ans. Depuis les travaux fondateurs d'Insall [1], cette réussite repose largement sur les principes de l'alignement mécanique, dont l'objectif est de restaurer un axe hanche-genou-cheville neutre afin d'optimiser la répartition des contraintes et la longévité des implants. Malgré ces excellents résultats, près de 20 % des patients demeurent partiellement insatisfaits après l'intervention [2,3]. Cette discordance entre la qualité objective des résultats et la perception fonctionnelle des patients a progressivement conduit à remettre en question les principes historiques de l'arthroplastie du genou.

L'amélioration des connaissances sur la biomécanique et la cinématique du genou sain a profondément modifié cette vision au cours des deux dernières décennies. Plutôt que de rechercher systématiquement un alignement standardisé, de nouvelles stratégies visent désormais à restaurer au plus près l'anatomie préarthrosique propre à chaque patient. L'alignement cinématique (Kinematic Alignment, KA), décliné aujourd'hui en plusieurs variantes, constitue l'expression la plus aboutie de cette évolution.

Parallèlement, les implants prothétiques ont également connu une évolution majeure. Les premiers modèles avaient été conçus essentiellement pour assurer une fonction de charnière stable dans le cadre d'une implantation en alignement mécanique. Les implants à médial pivot ont ensuite été développés dans l'objectif de reproduire plus fidèlement la biomécanique du genou natif, en s'inspirant du

fonctionnement asymétrique des compartiments médial et latéral.

Bien que ces deux évolutions soient apparues indépendamment, elles poursuivent un objectif commun : restaurer une cinématique aussi proche que possible de celle du genou physiologique. Pourtant, la littérature s'est jusqu'à présent principalement intéressée à chacune d'elles séparément. Or, il paraît aujourd'hui probable que les performances d'une prothèse totale de genou ne dépendent pas uniquement de la stratégie d'alignement ou du design implantaire pris isolément, mais de leur interaction. Cette complémentarité constitue le fil conducteur de cet article, dont l'objectif est d'analyser les relations entre les différents concepts d'alignement cinématique et les implants à médial pivot.

PRINCIPES ET LIMITES DE L'ALIGNEMENT MÉCANIQUE

Pendant plusieurs décennies, l'alignement mécanique a constitué le principe de référence de la prothèse totale de genou. Son objectif est de restaurer un axe mécanique neutre du membre inférieur afin d'obtenir une répartition homogène des contraintes entre les composants prothétiques et de maximiser leur longévité.

Cette stratégie repose sur quatre principes fondamentaux :

- Coupe fémorale perpendiculaire à l'axe mécanique du fémur ;
- Coupe tibiale perpendiculaire à l'axe mécanique du tibia ;

- Restauration d'un axe hanche-genou-cheville (HKA) neutre ;
- Équilibrage ligamentaire permettant d'obtenir des espaces symétriques et rectangulaires en flexion comme en extension.

Cette philosophie a largement démontré son efficacité, avec des taux de survie implantaire parmi les meilleurs de la chirurgie orthopédique. Elle a longtemps été considérée comme la stratégie la plus fiable pour assurer la pérennité des implants.

Cependant, l'amélioration des connaissances sur l'anatomie et la biomécanique du genou sain a progressivement conduit à remettre en question l'application systématique de ce modèle à l'ensemble des patients. Les travaux de Bellemans et al. [4] ont notamment montré qu'une proportion importante de la population présente un varus constitutionnel parfaitement asymptomatique. Corriger systématiquement ces patients vers un alignement mécanique neutre impose souvent des libérations ligamentaires importantes et modifie profondément leur anatomie native.

Cette correction peut entraîner plusieurs conséquences biomécaniques :

- Modification de l'obliquité de l'interligne articulaire ;
- Altération des tensions ligamentaires physiologiques ;
- Modification de la cinématique native du genou ;
- Sensation de « genou artificiel » ;
- Diminution de la satisfaction fonctionnelle.

Ces différents mécanismes pourraient contribuer, au moins en partie, au taux d'insatisfaction observé après prothèse totale de genou, malgré d'excellents

résultats objectifs en termes de survie implantaire.

Ces observations ont progressivement conduit au développement de nouvelles stratégies visant non plus à imposer un alignement standardisé, mais à restaurer au mieux l'anatomie propre à chaque patient.

PRINCIPES ET LIMITES DE L'ALIGNEMENT CINÉMATIQUE COMPLET

L'alignement cinématique complet représente la forme la plus aboutie de personnalisation de l'implantation prothétique, puisqu'il vise à reproduire le plus fidèlement possible les caractéristiques anatomiques et biomécaniques du genou pré-arthrosique de chaque patient. Il s'apparente ainsi à un véritable resurfaçage du genou natif, les plans de coupe étant réalisés parallèlement aux orientations articulaires natives, c'est-à-dire aux angles MPTA et mL DFA ainsi qu'à la ligne condylienne postérieure (Figure 1).

Malgré son intérêt conceptuel, cette stratégie soulève plusieurs interrogations.

La première concerne la reproduction de certaines caractéristiques anatomiques susceptibles d'augmenter les contraintes mécaniques exercées sur les implants. Des déformations constitutionnelles marquées, notamment en varus ou en valgus, pourraient avoir participé au développement de l'arthrose et être associées à des sollicitations mécaniques plus importantes. Leur restitution intégrale pourrait donc théoriquement influencer la survie des implants à long terme.

La même réflexion s'applique aux déformations acquises, qu'elles soient post-traumatiques, iatrogènes (notam-

ment après ostéotomie) ou secondaires à d'autres pathologies. Dans ces situations, la question n'est plus seulement de reproduire fidèlement l'anatomie observée, mais de déterminer dans quelle mesure celle-ci correspond réellement à l'anatomie native du patient et si elle doit être conservée ou partiellement corrigée.

Une seconde limite concerne la cinématique prothétique. La majorité des implants actuellement disponibles ont été conçus et optimisés pour une implantation selon les principes de l'alignement mécanique. Leur géométrie, en particulier celle du composant fémoral et de la trochlée, ainsi que leur interaction avec les tissus mous, pourraient ne pas être parfaitement adaptées à une restauration stricte de l'anatomie native. Dès lors, la simple reproduction de l'anatomie ne garantit pas nécessairement la restitution d'une cinématique physiologique lorsque le design implantaire n'a pas été développé dans cette optique.

Afin de préserver les bénéfices de la personnalisation tout en réduisant ces inconvénients potentiels, plusieurs stratégies intermédiaires ont progressivement été développées. Toutes conservent les principes fondamentaux de l'alignement cinématique, mais introduisent certaines limites concernant l'orientation des composants, l'équilibre ligamentaire ou la cinématique fémoro-patellaire, afin d'améliorer la reproductibilité et la sécurité de la reconstruction.

Ces évolutions ont conduit au développement de plusieurs variantes, parmi lesquelles l'alignement cinématique restreint (restricted KA), l'alignement fonctionnel (functional alignment) et, plus récemment, l'alignement cinématique accordé à la fémoro-patellaire, qui constituent aujourd'hui les principales déclinaisons contemporaines du concept d'alignement cinématique.

DIFFÉRENTES VARIANTES DU CONCEPT D'ALIGNEMENT CINÉMATIQUE

Les limites potentielles de l'alignement cinématique complet ont conduit au développement de plusieurs stratégies intermédiaires. Toutes reposent sur le même principe fondamental — restaurer au mieux l'anatomie et la cinématique du genou pré-arthrosique — mais diffèrent par le degré de personnalisation accepté et par les limites imposées au positionnement des implants.

ALIGNEMENT CINÉMATIQUE RESTREINT

Développé par Vendittoli et al. [6], l'alignement cinématique restreint (restricted Kinematic Alignment, rKA) constitue la première évolution majeure du concept initial. Son objectif est de préserver les bénéfices de la reconstruction anatomique tout en limitant les situations susceptibles d'augmenter les contraintes mécaniques exercées sur les implants.

Cette stratégie repose sur plusieurs limites de sécurité :

- HKA généralement compris entre 3° ;
- MPTA et mL DFA maintenus dans des zones de sécurité (85° – 95°) ;
- Obliquité de l'interligne limitée à environ 5° .

Le rKA associe ainsi personnalisation anatomique et sécurité biomécanique. Lorsque ces limites sont dépassées, des adaptations des coupes osseuses et un équilibrage ligamentaire peropératoire deviennent nécessaires.

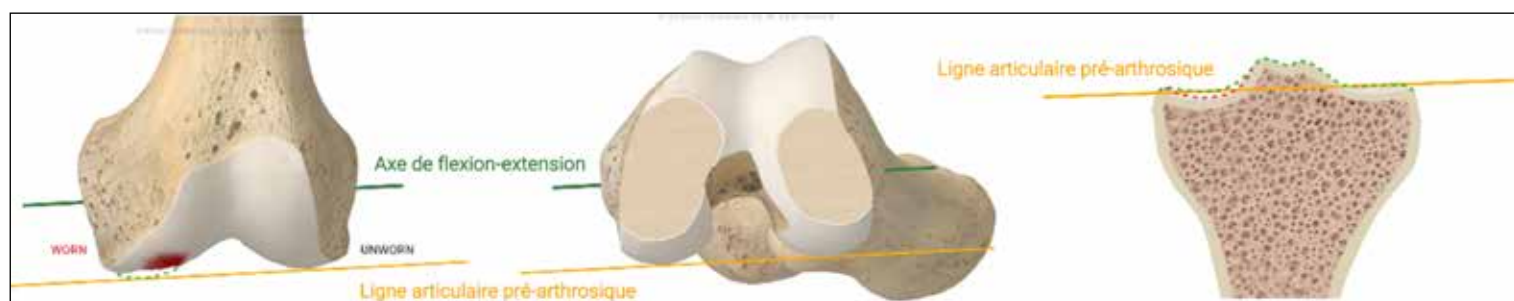


Figure 1 : L'alignement cinématique est un resurfaçage de la surface articulaire native.

Cette stratégie peut conduire à la création d'un espace ligamentaire rectangulaire en extension, proche de celui obtenu en alignement mécanique. En revanche, une asymétrie entre les espaces de flexion et d'extension peut persister, puisque la rotation du composant fémoral n'est pas directement ajustée en fonction des modifications des coupes fémorale distale et tibiale.

ALIGNEMENT FONCTIONNEL

L'alignement fonctionnel (Functional Alignment, FA) représente une évolution plus récente, largement favorisée par le développement de la robotique.

Contrairement au rKA, cette stratégie ne repose pas uniquement sur des limites radiographiques prédéfinies. Elle intègre également une analyse dynamique de l'équilibre ligamentaire afin d'adapter le positionnement des implants à chaque patient.

Comme pour le rKA, certaines limites d'orientation des composants sont respectées, bien qu'elles puissent varier selon les équipes. L'objectif est toutefois différent : obtenir un équilibre ligamentaire optimal tout au long de l'amplitude articulaire. Les adaptations des coupes osseuses permettent ainsi de créer des espaces ligamentaires rectangulaires, symétriques et comparables en extension comme en flexion.

ALIGNEMENT CINÉMATIQUE ACCORDÉ À LA FÉMORO-PATELLAIRE

L'alignement cinématique accordé à la fémoro-patellaire constitue l'une des évolutions les plus récentes du concept d'alignement cinématique.

Son objectif est d'intégrer la reconstruction de l'articulation fémoro-patellaire dans la stratégie d'implantation en adaptant la rotation de l'épiphyse fémorale afin d'obtenir la meilleure concordance possible entre la trochlée prothétique et la trochlée native.

Cette stratégie repose sur une planification tridimensionnelle préopératoire permettant de modifier simultanément les trois principaux plans de coupe (tibial proximal, fémoral distal et fémoral postérieur). Cette adaptation globale vise à optimiser la reconstruction de la trochlée tout en préservant les tensions ligamentaires physiologiques. La reproduction fidèle de cette planification nécessite une assistance chirurgicale, telle que des guides de coupe personnalisés, la navigation, la réalité augmentée ou la robotique.

Dans cette approche, l'espace ligamentaire natif est conservé, tout en recherchant une restauration plus anatomique de la cinématique fémoro-patellaire.

Ces trois variantes traduisent une évolution progressive du concept d'alignement cinématique. Le rKA introduit des limites de sécurité afin de réduire les situations extrêmes. L'alignement fonctionnel ajoute une adaptation dynamique fondée sur l'équilibre ligamentaire. Enfin, l'alignement cinématique accordé à la fémoro-patellaire élargit cette personnalisation en intégrant explicitement la reconstruction de l'articulation fémoro-patellaire. Malgré leurs différences, ces trois stratégies poursuivent un objectif commun : restaurer la biomécanique propre à chaque patient tout en garantissant une implantation reproductible et sécurisée.

CINÉMATIQUE DU GENOU NATIF

La compréhension de la cinématique du genou sain est indispensable pour appréhender l'intérêt des implants à médial pivot, en particulier lorsqu'ils sont associés à une stratégie d'alignement cinématique.

Contrairement à une articulation de type charnière, le genou réalise des mouvements tridimensionnels complexes associant flexion-extension, rotations axiales et phénomènes de roulement-glissement entre le fémur et le tibia. Cette cinématique résulte de l'interaction entre les surfaces articulaires, les ménisques, les ligaments croisés et collatéraux ainsi que les structures musculaires périarticulaires.

Au cours de la flexion, le fémur effectue un mouvement combiné de roulement et

de glissement sur les plateaux tibiaux. Ce déplacement s'accompagne d'une rotation automatique du tibia, connue sous le nom de screw-home mechanism, qui participe au verrouillage du genou en extension complète et à sa stabilité.

Les travaux de Freeman et Pinskerova [7] ont profondément modifié la compréhension de cette biomécanique. Ils ont montré que le comportement des deux compartiments tibio-fémoraux est asymétrique. Le compartiment médial fonctionne comme un véritable pivot stable (ball-and-socket), tandis que le compartiment latéral présente une mobilité beaucoup plus importante. Lors de la flexion, le rollback est donc principalement observé au niveau du compartiment latéral, générant une rotation interne physiologique du tibia (Figure 2).

Cette différence de comportement est directement liée aux propriétés des structures ligamentaires. Le ligament collatéral médial demeure tendu tout au long de l'amplitude articulaire, limitant les translations antéro-postérieures du condyle médial et assurant ainsi la stabilité du compartiment interne (Figure 3). À l'inverse, le ligament collatéral latéral se détend progressivement au cours de la flexion, autorisant une plus grande mobilité du compartiment externe et permettant le rollback du condyle latéral (Figure 4).

Cette organisation biomécanique, communément désignée sous le terme de medial pivot, est aujourd'hui considérée comme l'un des éléments fondamentaux de la cinématique physiologique du genou. Elle constitue également le principal modèle biomécanique ayant inspiré le développement des implants à médial pivot.

PRINCIPES ET LIMITES DES IMPLANTS À MÉDIAL PIVOT

Les implants à médial pivot (MP) ont été développés afin de reproduire la cinématique physiologique du genou décrite par Freeman et Pinskerova [7]. Leur conception repose sur une idée fondamentale : le genou natif ne fonctionne pas comme une articulation symétrique, mais comme un système associant un compartiment

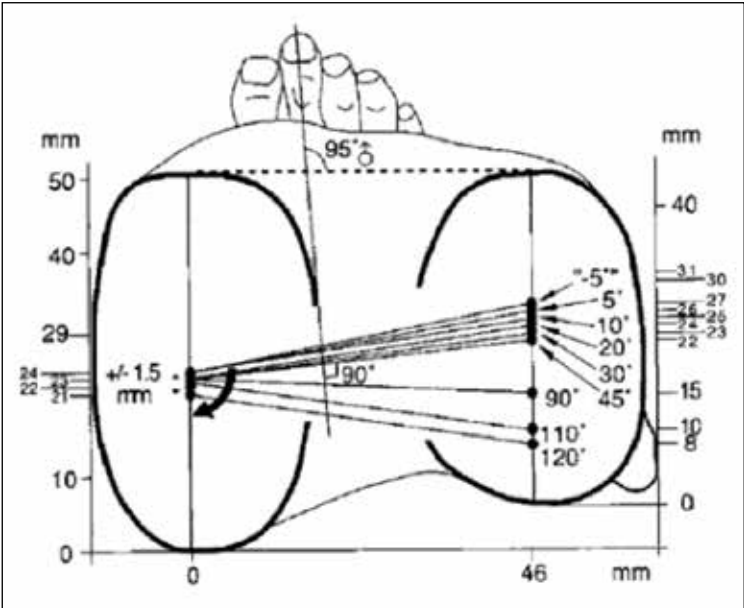


Figure 2 : Le condyle interne reste stable alors que le condyle externe recule lors de la flexion.

médial stable à un compartiment latéral mobile.

Contrairement aux implants conventionnels, notamment postéro-stabilisés (PS) ou conservant le ligament croisé postérieur (CR), dont le fonctionnement repose sur la création d'espaces ligamentaires rectangulaires et symétriques en flexion comme en extension, les implants à médial pivot cherchent à reproduire cette asymétrie physiologique.

Le compartiment médial présente ainsi une forte congruence, proche d'une géométrie de type ball-and-socket, assurant une excellente stabilité antéro-postérieure. Au cours de la flexion, les déplacements du condyle médial demeurent limités, tandis que le compartiment latéral, volontairement moins contraint, autorise le rollback postérieur du condyle latéral et la rotation interne physiologique du tibia. Le design implantaire cherche ainsi à reproduire la répartition naturelle des mobilités observée au niveau du genou sain.

Les travaux d'Hamilton et al. [8] ont confirmé que les implants à médial pivot permettent effectivement de se rapprocher de la cinématique physiologique du genou. Toutefois, cette restauration reste incomplète. Dans cette étude, réalisée avec des implants positionnés selon les principes de l'alignement mécanique, les amplitudes de rotation demeuraient inférieures à celles du genou natif et le rollback latéral restait limité.

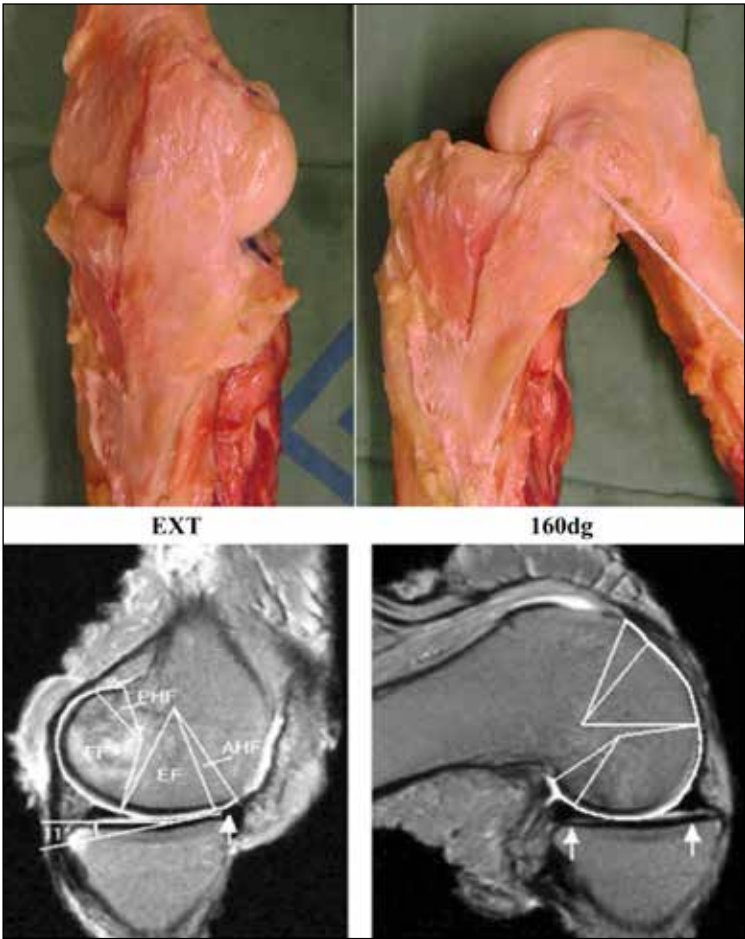


Figure 3 : Le ligament collatéral médial reste tendu sans « rollback » du fémur lors de la flexion.

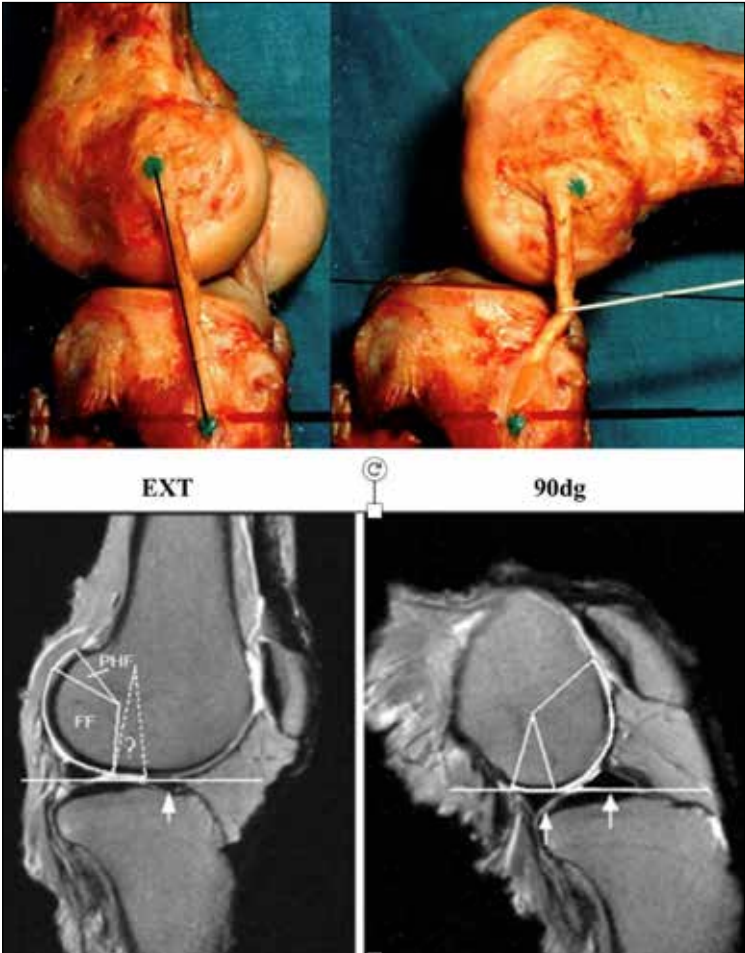


Figure 4 : Le ligament collatéral latéral se détend et le condyle externe recule lors de la flexion.

Ces résultats montrent que le design implantaire, à lui seul, ne suffit pas à restaurer une biomécanique normale. Malgré une géométrie plus physiologique, l'environnement biomécanique imposé par un alignement mécanique continue probablement de limiter l'expression complète de la cinématique recherchée.

Cette observation remet en question l'idée selon laquelle le design prothétique constituerait, à lui seul, le principal déterminant de la cinématique postopératoire. De la même manière, les études comparant les implants à médial pivot aux autres designs, lorsqu'ils sont tous implantés selon un alignement mécanique, n'ont pas démontré de supériorité fonctionnelle constante.

Ces résultats suggèrent que les performances d'un implant ne dépendent probablement pas uniquement de sa géométrie, mais également de la stratégie d'alignement avec laquelle il est associé.

Autrement dit, un design implantaire conçu pour reproduire la biomécanique du genou natif ne peut probablement exprimer pleinement son potentiel que s'il est implanté dans un environnement biomécanique lui-même proche de cette physiologie.

ALIGNEMENT PERSONNALISÉ ET DESIGN IMPLANTAIRE : DEUX CONCEPTS INDISSOCIABLES

L'une des évolutions les plus marquantes de la littérature récente concerne la reconnaissance de **l'interdépendance entre la stratégie d'alignement et le design implantaire**.

Les premières séries consacrées à l'alignement cinématique ont majoritairement utilisé des implants initialement développés pour une implantation en alignement mécanique. Il est désormais probable que certaines complications rapportées au cours de ces premières expériences ne soient pas uniquement liées à la philosophie d'alignement elle-même, mais également à une inadéquation entre le positionnement personnalisé des implants et leur conception biomécanique. Cette

hypothèse est notamment étayée par les travaux de Sappey-Marini et al. [9]. Dans une étude cas-témoins, les auteurs ont montré qu'une prothèse postéro-stabilisée implantée selon les principes de l'alignement cinématique restreint présentait un risque accru de descellement aseptique tibial, avec une survie significativement inférieure à celle observée pour le même implant positionné selon un alignement mécanique. Ces résultats suggèrent que certains designs implantaires pourraient être moins bien adaptés aux contraintes générées par des stratégies d'alignement personnalisées.

À l'inverse, les implants à médial pivot apparaissent particulièrement cohérents avec les principes de l'alignement cinématique. Leur géométrie cherche en effet à reproduire la biomécanique asymétrique du genou natif, en associant un compartiment médial stable à un compartiment latéral plus mobile. Il paraît donc logique d'envisager qu'un tel design puisse exprimer pleinement son potentiel lorsqu'il est implanté dans un environnement ligamentaire et articulaire lui-même proche de la physiologie.

Cette hypothèse est confortée par les travaux de Marchetti et al. [10]. Dans une étude comparative avec cinq ans de recul portant sur des prothèses implantées selon un alignement cinématique non restreint, les auteurs ont montré des résultats fonctionnels significativement supérieurs avec les implants à médial pivot par rapport à des implants ultracongruents. Les patients rapportaient notamment une meilleure fonction globale ainsi qu'une perception plus naturelle de leur genou.

Ces observations suggèrent que la restauration de la biomécanique du genou ne dépend probablement ni de la seule stratégie d'alignement ni du seul design implantaire. Elle résulterait plutôt de leur interaction.

L'alignement personnalisé permet de recréer un environnement anatomique et ligamentaire proche de celui du genou natif, tandis que le design implantaire conditionne la capacité de la prothèse à reproduire cette biomécanique. Ces deux composantes apparaissent ainsi indissociables.

Le choix du design prothétique ne devrait donc pas être dissocié de la stratégie d'alignement. Il revient au chirurgien, en fonction de sa planification, du

concept d'alignement choisi et de la cible ligamentaire recherchée, de sélectionner l'implant dont les caractéristiques biomécaniques sont les plus à même de répondre à ces objectifs.

CONCLUSION

L'évolution des concepts d'alignement en prothèse totale de genou traduit une volonté croissante de personnaliser la reconstruction articulaire afin de se rapprocher de la biomécanique propre à chaque patient. Cette évolution ne peut toutefois être envisagée indépendamment du design implantaire. En effet, la stratégie d'alignement conditionne l'environnement ligamentaire et articulaire dans lequel évolue la prothèse, tandis que chaque implant est conçu pour reproduire une cinématique donnée dans un contexte biomécanique spécifique. Il apparaît dès lors peu pertinent d'opposer les différentes philosophies d'alignement ou les différents designs implantaires. Ces deux approches doivent plutôt être considérées comme les composantes complémentaires d'une même stratégie de reconstruction. L'objectif ne consiste plus uniquement à restaurer un axe, ni à choisir un implant reproduisant au mieux la biomécanique du genou natif, mais à rechercher la meilleure adéquation possible entre une stratégie d'alignement et un design prothétique.

Les données actuellement disponibles suggèrent que cette cohérence biomécanique pourrait conditionner la restauration de la cinématique, la perception d'un genou plus naturel, la satisfaction fonctionnelle des patients et, potentiellement, la survie des implants. Si ces hypothèses restent encore à confirmer, elles ouvrent une nouvelle perspective dans la conception de l'arthroplastie du genou.

Les travaux futurs devront ainsi dépasser la comparaison isolée des philosophies d'alignement ou des différents designs implantaires pour s'intéresser aux couples « alignement-implant », en tenant compte des caractéristiques anatomiques, ligamentaires et fonctionnelles propres à chaque patient. Cette approche intégrée pourrait constituer l'une des prochaines évolutions majeures de la prothèse totale de genou, en faisant de la personnalisation non plus seulement un objectif d'implantation, mais un véritable principe de reconstruction biomécanique. ■

Bibliographie

1. John N. Insall, Ranawat CS, Scott WN, Walker P. Total Condylar Knee Replacement: Preliminary Report. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1976;120:149-154. <https://doi.org/10.1097/00003086-197610000-00023>
2. Bourne RB, Chesworth BM, Davis AM, Mahomed NN, Charron KD. Patient satisfaction after total knee arthroplasty: Who is satisfied and who is not? *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2010;468(1):57-63. <https://doi.org/10.1007/s11999-009-1119-9>
3. Gunaratne R et al. Patient dissatisfaction following total knee arthroplasty: a systematic review of the literature. *Journal of Arthroplasty*. 2017;32(12):3854-3860.
4. 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 Relat Res*. 2012 Jan;470(1):45-53. <https://doi.org/10.1007/s11999-011-1936-5>
5. Howell SM, Howell SJ, Kuznik KT, Cohen J, Hull ML. Does a kinematically aligned total knee arthroplasty restore function without failure regardless of alignment category? *Clin Orthop Relat Res*. 2013 Mar;471(3):1000-7. <https://doi.org/10.1007/s11999-012-2613-z>
6. Vendittoli PA, Martinov S, Blakeney WG. Restricted Kinematic Alignment, the Fundamentals, and Clinical Applications. *Front Surg*. 2021 Jul 20;8:697020. <https://doi.org/10.3389/fsurg.2021.697020>
7. Freeman MAR, Pinskerova V. The movement of the normal tibio-femoral joint. *Journal of Biomechanics*. 2005;38(2):197-208. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.02.006>
8. Hamilton LD, Shelburne KB, Rullkoetter PJ, Barnes CL, Mannen EM. Kinematic Performance of Medial Pivot Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2024 Jun;39(6):1595-1601.e7. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2023.11.038>
9. Sappey-Marinié E, Shatrov J, Batailler C, Schmidt A, Servien E, Marchetti E, Lustig S. Restricted kinematic alignment may be associated with increased risk of aseptic loosening for posterior-stabilized TKA: a case-control study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2022 Aug;30(8):2838-2845. <https://doi.org/10.1007/s00167-021-06714-5>
10. Marchetti E, Bulle L, Combes A, ReSurg, Laurendon L, Badet R. Better functional scores at 5 years following TKA with unrestricted kinematic alignment using medial-pivot versus ultracongruent implants. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2026 Apr 22. <https://doi.org/10.1002/ksa.70382>

GENU RECURVATUM SÉVÈRE ET PROTHÈSE TOTALE DE GENOU : COMMENT PRÉVENIR L'INSTABILITÉ ?

Matthieu MALATRAY¹, Guillaume MESNARD^{1,2}, Cécile BATAILLER²

1. Service de chirurgie Orthopédique, Hôpital Saint-Joseph Saint-Luc, Lyon, France.

2. Département de Chirurgie Orthopédique, Hôpital de la Croix-Rousse, Lyon, France

INTRODUCTION

Le genu recurvatum est une déformation de l'articulation du genou caractérisée par une extension excessive de l'articulation fémoro-tibiale. Cette affection est plus fréquente chez les femmes et les personnes présentant une laxité ligamentaire. Le genu recurvatum sévère, défini par une hyperextension supérieure à 10°, est rare. Il concerne moins de 1 % des patients devant subir la pose d'une prothèse totale du genou (PTG). Toutefois, ce chiffre pourrait sous-estimer la prévalence réelle. Seo et al. ont observé un genu recurvatum (supérieur à 5°) chez 11 % des patients candidats à une PTG lors de mesures effectuées avec un système de navigation [1-3].

La PTG en présence d'un genu recurvatum est une intervention techniquement exigeante, et le risque d'instabilité avec une prothèse postéro-stabilisée (PS) est important. En cas de recurvatum inférieur à 10°, la technique opératoire peut être identique aux habitudes de l'opérateur, en restant prudent sur la gestion de l'espace en extension. Un genu recurvatum préopératoire supérieur à 10° nécessite une correction lors de la PTG en raison du risque de luxation ou d'instabilité. La poliomyélite ou la paralysie constituent de rares exceptions où la correction n'est pas indiquée ; dans ces cas, un recurvatum modéré (5 à 10° maximum) est nécessaire pour compenser une force insuffisante du quadriceps. Dans le cas contraire, la marche serait potentiellement remise en cause, par insuffisance musculaire. Il est en effet nécessaire pour ces patients de se positionner en recurvatum et de verrouiller le genou pour passer le pas et avoir un appui plantigrade stable.

Les techniques chirurgicales requises pour une PTG à faible contrainte en cas

de genu recurvatum supérieur à 10° sont spécifiques à cette déformation. L'ultime recours est l'utilisation d'une prothèse à charnière rotatoire afin d'éviter l'instabilité du genou. Très peu d'études ont rapporté les résultats au long cours d'une PTG en présence d'un genu recurvatum. Cela s'explique tant par la faible incidence de cette pathologie que par la courte durée du suivi des séries. Cela inclut les études portant sur un genu recurvatum supérieur à 5°. Il était considéré comme non significatif au-dessous de ce seuil.

L'objectif de cette revue est d'analyser les données de la littérature et de proposer une stratégie pratique permettant de prévenir l'instabilité secondaire après PTG dans cette indication particulière, avec une attention particulière au cas des recurvatum sévères.

COMPRENDRE LE GENU RECURVATUM

Les étiologies d'un recurvatum sont multiples. Il peut venir d'une origine congénitale ou s'inscrire dans le cadre d'une pathologie plus globale, telle qu'une cause neurologique type paralysie, la poliomyélite ou la polyarthrite rhumatoïde, voire être associé à d'autres déformations du genou. Une ostéotomie tibiale de valgisation par addition interne avec inversion de pente tibiale fortuite peut également créer cette déformation. De manière exceptionnelle, ce recurvatum peut être post-traumatique, avec une déformation osseuse dans le plan sagittal, du tibia ou du fémur.

Un genu recurvatum symptomatique peut être traité chirurgicalement avant l'arthroplastie, par une ostéotomie de flexion du tibia proximal classiquement. Il s'agit d'une intervention exigeante et complexe. Par ailleurs, cette déformation

symptomatique s'accompagne souvent d'une arthrose évoluée nécessitant une arthroplastie. L'indication d'ostéotomie de flexion reste donc exceptionnelle. En cas de déformation osseuse dans le plan sagittal, l'ostéotomie de flexion prend son sens, de même que la correction de cette déformation dans la coupe tibiale ou fémorale (Figure 1).

Les deux options se discutent alors au cas par cas. Une arthroplastie unicompartmentale du genou peut être envisagée, mais la présence fréquente d'une arthrose bi- ou tricompartmentale fait de la PTG l'option thérapeutique appropriée. Par ailleurs, une prothèse unicompartmentale ne permet habituellement pas de corriger ce recurvatum.

D'un point de vue biomécanique, on considère que l'espace en extension est trop grand, secondairement à une cause osseuse, ou une distension ligamentaire. Les ligaments sont incompétents mécaniquement lorsque le tibia dépasse la ligne médiane dans le plan sagittal. Le genou passe donc en hyperextension avant la mise en tension de la capsule postérieure et des ligaments collatéraux (Figure 2). Le rôle mécanique du quadriceps devient alors fondamental dans le fonctionnement de l'articulation et dans la stabilité.

ANALYSE DE LA LITTÉRATURE

Cas général

D'un point de vue général, les résultats cliniques et radiologiques des PTG standards sont bons dans les cas de recurvatum préopératoire. En effet, avec un recul minimum de 5 ans, Mesnard et al. [1] ont mis en évidence une survie d'implants postéro-stabilisés similaire entre le

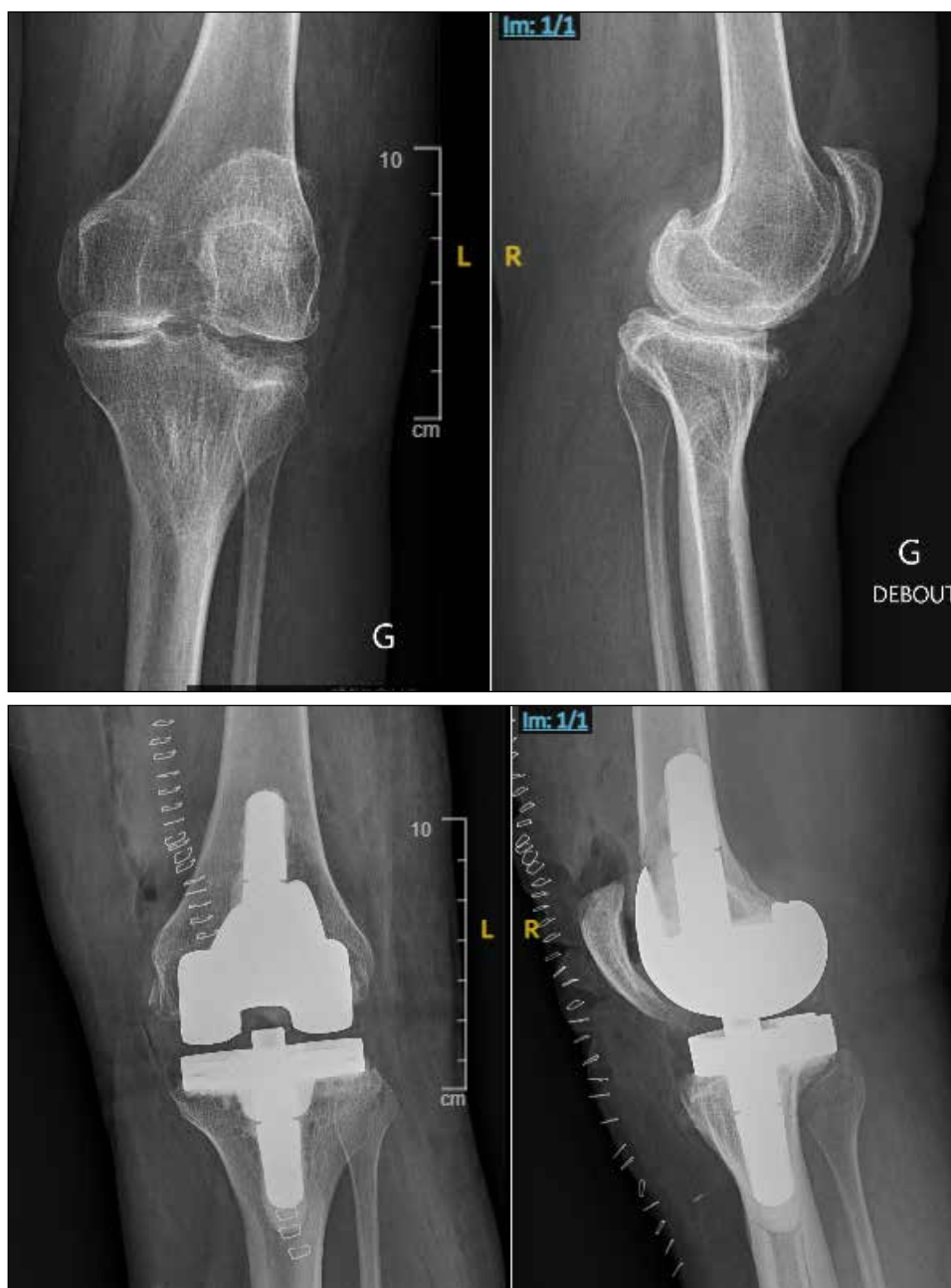


Figure 1 : Bilan radiographique pré et post-opératoire immédiat d'une patiente de 45 ans, atteinte de poliomyélite. Quadriceps bien compétent. Marche en recurvatum de 15°. Correction d'une pente tibiale antérieure responsable d'un recurvatum clinique de 15° dans la coupe tibiale avant mise en place d'une PTG semi-contrainte.

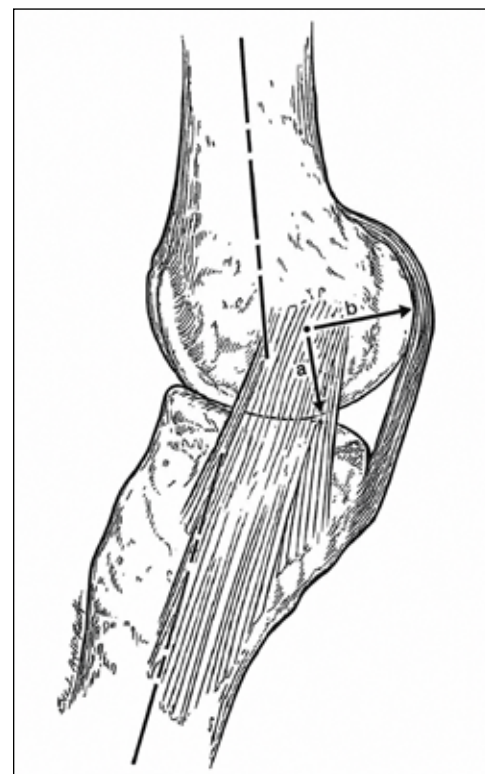


Figure 2 : Biomécanique du genou selon Whiteside (2002). Les ligaments collatéraux sont fonctionnels, mais la distance fémorale distale (a) — entre les insertions ligamentaires et la surface articulaire — est plus courte que la distance fémorale postérieure (b), ce qui permet au tibia de franchir la ligne médiane et de passer en hyperextension avant que les ligaments collatéraux et la capsule postérieure ne soient mis en tension.

groupe recurvatum et le groupe contrôle. De surcroît, malgré une déformation initiale plus marquée, l'évolution clinique à moyen terme demeure comparable, objectivant une amélioration significative des scores fonctionnels du genou en postopératoire. Il n'y avait pas d'instabilité postopératoire dans le groupe recurvatum.

Quatre autres études ont évalué les résultats des PTG avec conservation des ligaments croisés ou à stabilisation postérieure en cas de genu recurvatum non lié à une poliomyélite (Tableau 1).

Ces quatre études incluaient des recurvatum moindres, compris entre 5° et 10°. L'étude comparative la plus complète,

menée par Seo et al. [2], a porté sur des PTG dont la pose a été assistée par navigation, à stabilisation postérieure ou avec conservation des ligaments croisés, chez des patients atteints de genu recurvatum (recurvatum moyen de 8,3°, dont 25 % supérieurs à 10°), avec un suivi moyen de 33 mois. Ils n'ont relevé aucune différence concernant les scores rapportés par les patients (PROMs) en postopératoire entre le groupe témoin et le groupe présentant un recurvatum. Dans une cohorte de 57 PTG implantées avec recurvatum préopératoire, Meding et al. [3] n'ont rapporté aucune reprise après un suivi moyen de 4,5 ans.

Concernant le choix du design prothétique, le type d'implant ne semble pas impacter les résultats cliniques dans cette indication spécifique. En effet, Meding et al. [3] et Seo et al. [2] n'ont mis en évidence aucune différence significative en termes de scores fonctionnels (PROMs) lors de la comparaison entre les implants PS et les implants à conservation du pivot central. Whiteside décrit, dans une petite série de 2002, de bons résultats sans recurvatum secondaire avec un implant PS [5].

Mullaji et al. [4] ont utilisé un algorithme assisté par navigation, fondé sur le degré de recurvatum et la présence éventuelle d'une déformation associée en varus ou valgus, pour déterminer s'il fallait modi-

	Meding 2001	Whiteside 2002	Mullaji 2012	Seo 2017	Mesnard 2021
Type d'étude	Rétrospective	Rétrospective	Rétrospective	Rétrospective / Contrôlée	Rétrospective
Nombre de cas	57	10	45	55	41
Design prothétique	CR	CR, PS	PS / Navigation	29 CR, 17 PS /Navi- gation	PS
Suivi moyen (ans)	4,5 [3 ; 10]	2	26 mois [11 ; 48]	33,3 mois (± 10,5) [24 ; 60]	7,4 ans ±1.9 [5 ; 13,3]
Âge moyen (ans)	70	73 (± 18,9)	65,8 [52 ;84]	67,8 (± 5,6) [58 ; 78]	66,3 ± 10,1
Recurvatum Moyen	11° [5 ;20]	11,1° (± 3,2°) [6 ; 25]	11°	8,3°(± 3,8) [5 ; 26]	10,9 ± 2,9 [10; 25] dans le groupe recurvatum
Scores fonctionnels	KSC	/	ICSS, OKS, WO- MAC	KSKS, KSFS, WOMAC	IKS
Complications	2 recurvatum post- op (10°)	0	0	0	0
Extension post-opé- ratoire	0° [-10 ;10]	/	3,1° [0 ; 7]	-0,1 (± 2,6) [-5 ; 5]	3,7 ± 4,6 [0 ; 15]
Flexion post-opéra- toire	113° [80 ;135]	/	131° [120 ; 145]	/	124,4 ± 12,5 [90 ; 140]

Tableau 1 : Analyse de la littérature.

fier les résections tibiale proximale et fémorale distale, réaliser une libération des tissus mous et/ou ajuster la taille des implants. Les résultats montrent un bon contrôle de la déformation, avec une tendance au flectum en fin de geste, à 3°, sans instabilité secondaire. Ils évoquent également des gestes extra-osseux potentiels, comme une plicature des coques condyliennes, un transfert ligamentaire avec rétention. Seo et al. [2] ont pris en compte le recurvatum lors de l'utilisation de la navigation : l'épaisseur de la coupe fémorale distale était moindre (1 à 2 mm de moins que chez les témoins), la coupe tibiale n'était pas modifiée et l'épaisseur de l'insert était supérieure (en moyenne 2 mm de plus que chez les témoins). La ligne articulaire a été surélevée de 2 mm dans le groupe présentant un recurvatum.

Plusieurs séries de la littérature décrivent une augmentation significative de la hauteur rotulienne en postopératoire, par rapport au groupe témoin, alors que la différence préopératoire n'était pas significative [2,3]. Cette modification s'explique par la technique chirurgicale décrite précédemment : une résection fémorale distale moindre qui induit une distalisation de l'interligne articulaire. Néanmoins, cette variation n'a démontré aucune incidence clinique ou fonctionnelle apparente. Ce phénomène n'est

cependant pas systématique. Seo et al. [2] n'ont pas observé de différence significative de la hauteur patellaire par rapport au groupe témoin, expliquée par une surélévation de l'interligne articulaire dans leur série. De même, Meding et al. [3] ont rapporté l'absence de modification mesurable de l'interligne postopératoire dans 66 % des cas. Par conséquent, cette conséquence radiologique isolée peut être considérée comme négligeable et ne justifie pas de modifier la planification de la coupe fémorale distale.

Quels sont les facteurs de risque d'échec

L'instabilité postopératoire, lorsqu'elle est constatée, est habituellement associée à une laxité médiale et une anomalie de balance ligamentaire. C'est cette association laxité médiale – recurvatum qui grève le pronostic et implique une instabilité [2,3]. Krackow et Weiss ont observé la même relation entre le recurvatum et la laxité dans le plan frontal [6]. Insall et Haas ont également indiqué qu'une PTG ne présentant pas d'hyperextension en peropératoire n'évoluerait pas vers un recurvatum ultérieur, sauf en cas de déficit du contrôle musculaire ou d'une laxité frontale importante [7].

Une cause neurologique mal identifiée, responsable d'un déficit du quadriceps et donc de difficultés à la marche sans recurvatum conservé peut être une cause d'échec de la PTG. Il s'agit alors d'une erreur d'analyse du cas plus que d'une cause technique.

Quelles sont les indications de mise en place d'une charnière rotatoire ?

En cas d'indication non favorable (cause paralytique, poliomyélite), d'équilibre frontal incertain, de déformation majeure ou d'incapacité peropératoire de retrouver une extension complète sans recurvatum, une prothèse charnière doit être choisie.

L'implantation d'une prothèse semi-contrainte peut également représenter une alternative intermédiaire de choix.

STRATÉGIE CHIRURGICALE

Analyse préopératoire

Un examen clinique rigoureux est nécessaire dans l'analyse préopératoire du malade. Il conviendra de bien diagnostiquer l'étiologie du recurvatum et de rechercher une instabilité ligamentaire associée.

Le testing du quadriceps est fondamental. Certaines indications neurologiques, notamment la poliomyélite, nécessitent de conserver du recurvatum avec la prothèse du fait d'une insuffisance quadricipitale.

L'analyse de la marche est fondamentale. Un recurvatum dynamique à la marche orientera plutôt vers la mise en place d'une prothèse charnière. Cette situation sera bien différenciée d'un recurvatum fixé. L'examen clinique comprendra, comme pour toute arthroplastie standard, une évaluation rigoureuse des laxités pour orienter le choix du degré de contrainte.

En parallèle, une analyse radiographique permettra de dépister une cause osseuse éventuelle à ce recurvatum. En particulier, une pente tibiale excessive est à rechercher.

Technique opératoire et stratégie d'implants

La voie d'abord correspond à celle habituellement pratiquée par l'opérateur.

On privilégiera une coupe tibiale première pour évaluer pas à pas l'espace en flexion et en extension. La coupe fémorale distale doit être réduite.

Le choix des implants doit faire préférer selon les auteurs une prothèse postéro-stabilisée, même si ce point reste discutable, car les résultats de la littérature ne mettent pas en avant un design prothétique par rapport à un autre.

Une autre option est l'utilisation d'une PTG avec des coupes fémorales distales et fémorales postérieures indépendantes, comme décrit par Mesnard. Ceci permet de définir pas à pas l'espace en flexion puis en extension, après la coupe tibiale

et la coupe fémorale postérieure première (Figure 3a et 3b).

Il faut garder en tête que la correction de ce recurvatum ne sera pas réalisée par les tissus mous mais par les gestes osseux : coupe fémorale distale, importance de la résection osseuse tibiale, épaisseur de l'insert polyéthylène.

En fin de chirurgie, l'objectif est l'obtention d'une extension complète sans recurvatum.

Les pièges à éviter

Une attention particulière doit être apportée aux points suivants : ne pas majorer la pente tibiale, réaliser une résection fémorale distale prudente, réaliser une libération ligamentaire et capsulaire postérieure a minima, pour ne pas induire de recurvatum par ce biais.

RECOMMANDATIONS

En se basant sur l'analyse de la littérature et les outils techniques et anatomiques précisés précédemment, on peut proposer les règles d'or suivantes, ainsi qu'un algorithme décisionnel, pour aider à la préparation et à sa réalisation technique de cette chirurgie.

Les dix règles d'or

1. Identification de l'étiologie du recurvatum
2. Évaluation clinique systématique du quadriceps
3. Distinction entre recurvatum constitutionnel et neurologique
4. Réalisation d'une coupe tibiale économe
5. Réduction de la résection fémorale distale
6. Utilisation d'un insert plus épais si nécessaire
7. Obtention d'une extension complète sans recurvatum en fin de geste

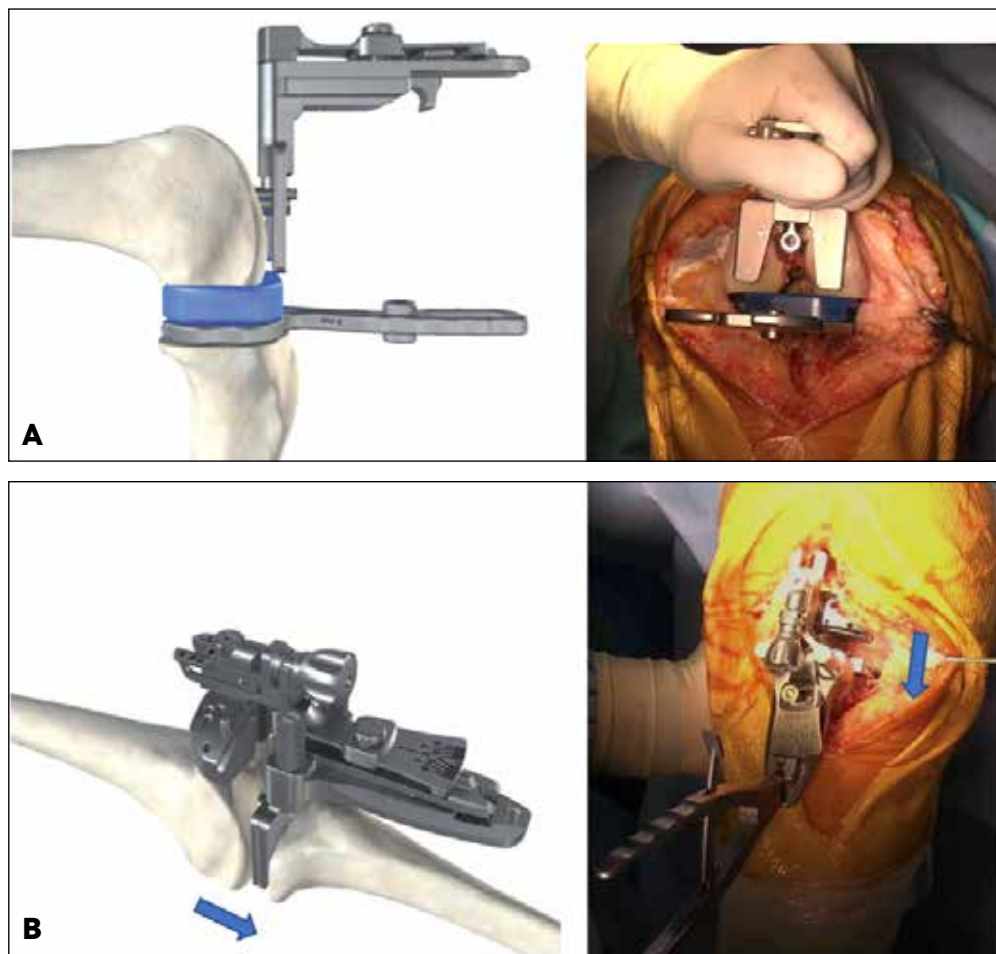


Figure 3 : Étapes chirurgicales dans le cas d'utilisation d'une PTG à coupe fémorale postérieure première puis coupe distale : évaluer l'espace en flexion après la coupe tibiale et la coupe fémorale postérieure (3a) ; évaluer ensuite l'espace en extension avant la coupe fémorale distale (3b), en envisageant une distalisation pour corriger le recurvatum (ce qui réduit l'espace en extension pour l'aligner sur l'espace en flexion).

- 8. Obtention d’une stabilité correcte de la PTG dans le plan frontal
- 9. Disposer d’une PTG de reprise et notamment d’une charnière dans le bloc opératoire
- 10. Augmentation de la contrainte uniquement si nécessaire

Algorithme décisionnel

Pour guider la prise de décision pas à pas, de l’examen clinique à la stratégie chirurgicale per-opératoire, nous pourrions proposer l’algorithme suivant (Tableau 2). Ceci permettra d’aider à éviter les erreurs initiales d’évaluation notamment quant au diagnostic de l’origine du recurvatum. On gardera à l’esprit que les différentes options chirurgicales en termes de design ou d’implants doivent être à votre disposition dans votre bloc opératoire, en cas de complication ou de changement de stratégie peropératoire.

CONCLUSION

Le genu recurvatum n’est pas une indication systématique à la mise en place d’une prothèse contrainte. La compréhension du mécanisme de la déformation, l’analyse préopératoire des parties molles et un équilibrage rigoureux de l’espace en extension permettent d’obtenir des résultats comparables à ceux d’une PTG standard. La prévention de l’instabilité secondaire repose davantage sur la stratégie chirurgicale que sur le choix de l’implant. Néanmoins, différents niveaux de contrainte prothétique doivent être à votre disposition au besoin, avec une charnière. Cette chirurgie peut s’apparenter à une chirurgie de reprise par la gestion des espaces et la réflexion.

La prudence reste de mise pour les pathologies neurologiques. ■

Bibliographie

1. Mesnard G, Batailler C, Fary C, Schmidt A, Servien E, Lustig S. Posterior-Stabilized TKA in Patients With Severe Genu Recurvatum Achieves Good Clinical and Radiological Results at 5-year Minimum Follow-Up: A Case-Controlled Study. J Arthroplasty 2021 Sep;36(9):3154-3160. Epub 2021 Apr 24. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2021.04.020>

2. Seo SS, Kim CW, Lee CR, Seo JH, Kim DH, Kim OG. Outcomes of total knee arthroplasty in degenerative osteoarthritic knee with genu recurvatum. Knee. 2018;25(1):167-176. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2017.10.008>

3. Meding JB, Keating EM, Ritter MA, Faris PM, Berend ME. Genu recurvatum in total knee replacement. Clin Orthop Relat Res. 2003(416):64-67. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000092988.12414.18>

4. Mullaji A, Lingaraju AP, Shetty GM. Computer-assisted total knee replacement in patients with arthritis and a recurvatum deformity. J Bone Joint Surg Br. 2012;94(5):642-647. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.94B5.27211>

5. Whiteside LA, Mihalko WM. Surgical procedure for flexion contracture and recurvatum in total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 2002(404):189-195. <https://doi.org/10.1097/00003086-200211000-00031>

6. Krackow KA, Weiss AP. Recurvatum deformity complicating performance of total knee arthroplasty. A brief note. J Bone Joint Surg Am. 1990;72(2):268-271. <https://doi.org/10.2106/00004623-199072020-00016>

7. Insall JN, Haas SB. Complications of Total Knee Arthroplasty. In: Insall JN, Windsor RE, Scott WN, Kelly MA, P A, editors. Surgery of the Knee. New York, Churchill Livingstone ed1993. p. 891-934.

```
graph TD
    A["Patient candidat à une PTG  
Genu recurvatum > 10° confirmé"] --> B["Rechercher l'étiologie du recurvatum"]
    B --> C["Origine neurologique  
Polio, déficit quadricipital"]
    B --> D["Origine non neurologique  
Arthrose, laxité, constitutionnel"]
    C --> E["Déficit d'extension actif ?  
Ou quadriceps insuffisant"]
    E -- Oui --> F["Charnière rotatoire (CCR)"]
    E -- Non --> G["CCK si instabilité"]
    D --> H["Évaluation clinique  
Quadriceps, laxité, réductibilité"]
    H --> I["Ligaments compétents ?  
Stabilité en extension"]
    I -- Oui --> J["PTG PS  
ou CR au choix"]
    I -- Non --> K["CCK ± charnière"]
    F --> L["Principes techniques communs"]
    G --> L
    J --> L
    K --> L
```

Principes techniques communs

- Résection tibiale conservatrice
- Coupe fémorale postérieure en premier
- Équilibrage en flexion d’abord
- Coupe fémorale distale réduite de 1–2 mm
- Insert plus épais si nécessaire
- Éviter toute hyperlaxité en extension
- Objectif : extension neutre (0°)

Tableau 2 : Algorithme décisionnel

40 // MAÎTRISE ORTHOPÉDIQUE

✚ Plus intelligent *
Plus efficace*
La robotique à portée de main

SmithNephew

CORI ♦
Système chirurgical

Venez découvrir
nos dernières innovations
en terme de robotique
sur le **stand n° 30**



REAL INTELLIGENCE CORI : Solution et logiciel de navigation pour arthroscopie unicompartmentale ou totale du genou guidée par logiciel.

Destination : indiqué pour une utilisation au stade stéréotaxique des chirurgies du genou, pour lesquelles le recours à la chirurgie stéréotaxique peut être approprié, et où la référence à des structures osseuses anatomiques n'est pas encore terminée. Ces procédures comprennent la prothèse unicompartmentale de genou (PUC) et la prothèse totale de genou (PTG). CORI est indiqué pour une utilisation avec des implants cimentés uniquement. **Classe IIa. Organisme notifié** : TÜV SÜD n°0123 Mandataire : Smith & Nephew Orthopaedics GmbH – Tuttlingen – Allemagne. Veuillez lire attentivement les instructions figurant dans la notice d'utilisation qui accompagne ce dispositif médical.

Références

*Mieux que les techniques conventionnelles, plus efficace que le système chirurgical NAVIO. 1. Smith+Nephew 2020. CORI and NAVIO Technical Specification Comparison. Internal Report. ER0488 REV.B. 2. Smith+Nephew 2020. Comparison of operating room footprint for robotic-assisted knee arthroplasty systems. Internal Report. EO.REC.PCS015.002v1.

Distributeur en France : Smith & Nephew, S.A.S, 40/52 Boulevard du Parc, 92200 NEUILLY-SUR-SEINE France, T+33(0) 800 111 220, F+33(0) 1 46 41 24 11, www.smith-nephew.com/france, Smith & Nephew, S.A.S. Société par Actions Simplifiée au capital de 3.366.150 euros -577 150 840 R.C.S. Nanterre, 0Marque de commerce de Smith+Nephew, 26-027 | Juin 2026

LES GRANDES DÉFORMATIONS EN VARUS : ANALYSE PRÉOPÉRATOIRE, STRATÉGIES CHIRURGICALES ET GESTION PEROPÉRATOIRE EN PROTHÈSE TOTALE DE GENOU

Axel SCHMIDT, Elliot SAPPEY-MARINIER, Tarik AÏT-SI-SELMi, Michel BONNIN

Centre Orthopédique Santy, Lyon, France

INTRODUCTION

Lors de la pose d'une prothèse totale de genou (PTG), certaines configurations anatomiques exposent le chirurgien à des difficultés techniques importantes : c'est notamment le cas des grandes déformations en varus, définies par un angle fémoro-tibial mécanique (AFTm) inférieur à 170°. Ces situations, qui représentent environ 20 % des cas de varus opérés, nécessitent une préparation préopératoire et une stratégie chirurgicale adaptée.

La déformation en varus sévère est rarement isolée. Elle associe fréquemment une usure intra-articulaire asymétrique aux dépens du compartiment interne, une rétraction des structures capsulo-ligamentaires médiales, une laxité du

plan ligamentaire latéral, et parfois une composante osseuse extra-articulaire (cal vicieux fémoral ou tibial, anomalie constitutionnelle). Cette intrication impose une approche analytique et structurée, bien au-delà de la simple arthroplastie standard.

L'objectif de cet article est de présenter une revue complète et pratique de la prise en charge des grandes déformations en varus, en détaillant successivement l'évaluation préopératoire, la classification des déformations, les stratégies d'alignement, les techniques d'équilibrage ligamentaire, la gestion des pertes osseuses et les gestes osseux associés.

ÉVALUATION PRÉOPÉRATOIRE

Examen clinique

L'évaluation clinique est la première étape indispensable. Elle doit préciser la nature et l'amplitude de la déformation angulaire dans le plan frontal, ainsi que sa réductibilité passive (stress en varus/valgus), élément fondamental pour anticiper l'équilibrage ligamentaire peropératoire.

L'examen doit également évaluer la laxité ligamentaire en valgus et varus, tant en extension complète qu'en flexion ainsi qu'à la marche (présence d'une décoaptation ?) et en appui monopodal. L'évaluation ligamentaire périphérique recherchera surtout une laxité latérale et une

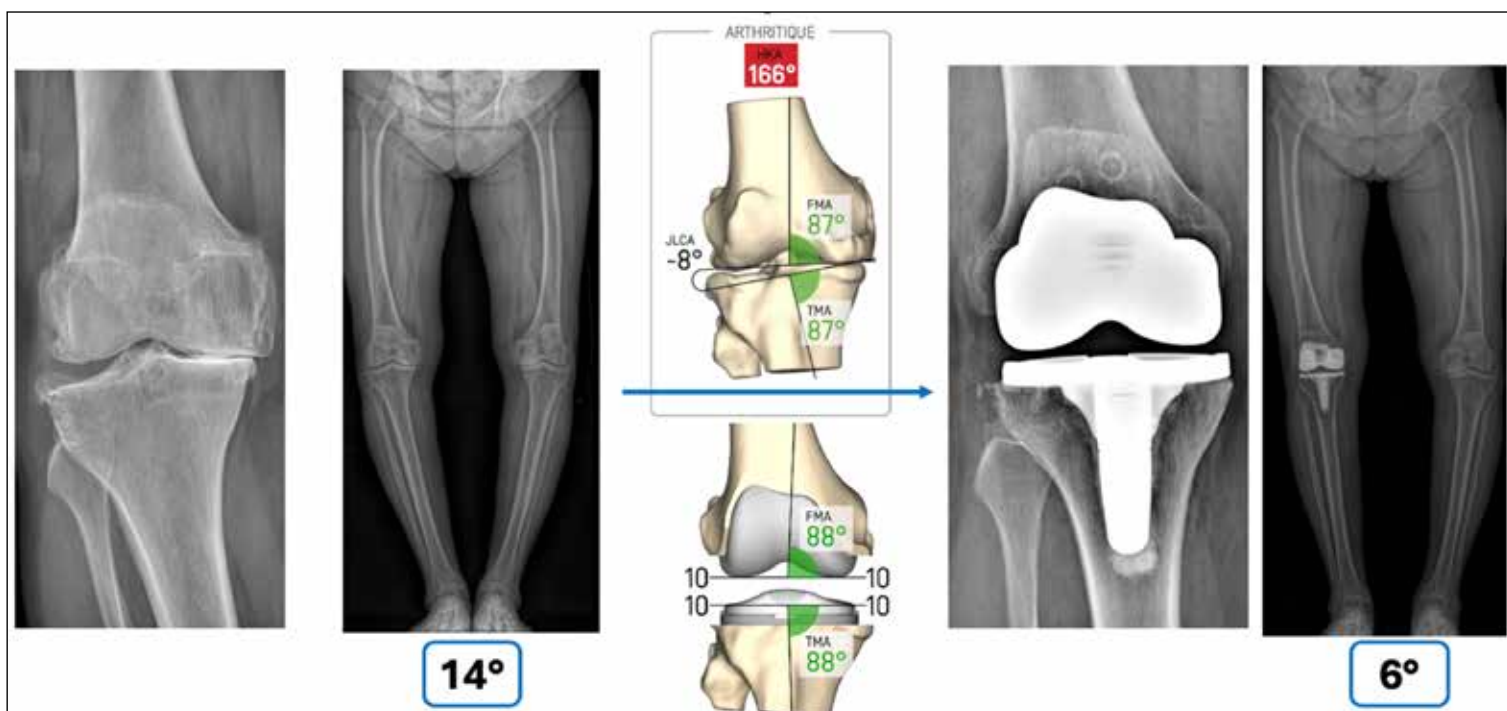


Figure 1 : Exemple d'un varus de 14°, d'origine mixte, intra-articulaire et extra-articulaire. La mesure des angles mécaniques retrouve un varus d'origine fémorale et tibiale. Une planification scanner confirme ces mesures. Mise en place d'une PTG avec un varus résiduel de 6°.

rétraction médiale. Enfin, une déformation rotatoire de la jambe peut orienter vers une composante extra-articulaire (cal vicieux post-traumatique) à prendre en compte dans la planification.

Bilan d'imagerie

Le bilan radiographique standard comprend des radiographies debout en charge du genou de face, de profil ainsi qu'une télémétrie des membres inférieurs en charge, permettant le calcul de l'angle fémoro-tibial mécanique (AFTm) et de ses composantes fémorale (AFm =

angle fémoral mécanique) et tibiale (ATm = angle tibial mécanique). Ces mesures précisent la localisation de la déformation (fémorale, tibiale ou mixte) et quantifient chaque composante (Figure 1). Des clichés en stress en valgus et en varus permettent d'évaluer la réductibilité radiologique et de quantifier la laxité ligamentaire latérale et la rétraction ligamentaire médiale.

En cas de suspicion de cal vicieux, une analyse tomodensitométrique (TDM) peut s'avérer nécessaire pour quantifier la déformation rotatoire et préciser l'anatomie osseuse.

Les planifications scannographiques pré-opératoires proposées par certains industriels permettent une analyse 3D plus précise, avec une plus grande fiabilité de mesure des axes mécaniques et permettent, avec certaines limites (scanner réalisé en décubitus dorsal donc pas en charge, pas d'information sur la composante ligamentaire, limite dans la réalisation des mesures angulaires et de la qualité de la reconstruction des images), d'anticiper et de proposer une planification chirurgicale pour la pose des implants (Figure 2).

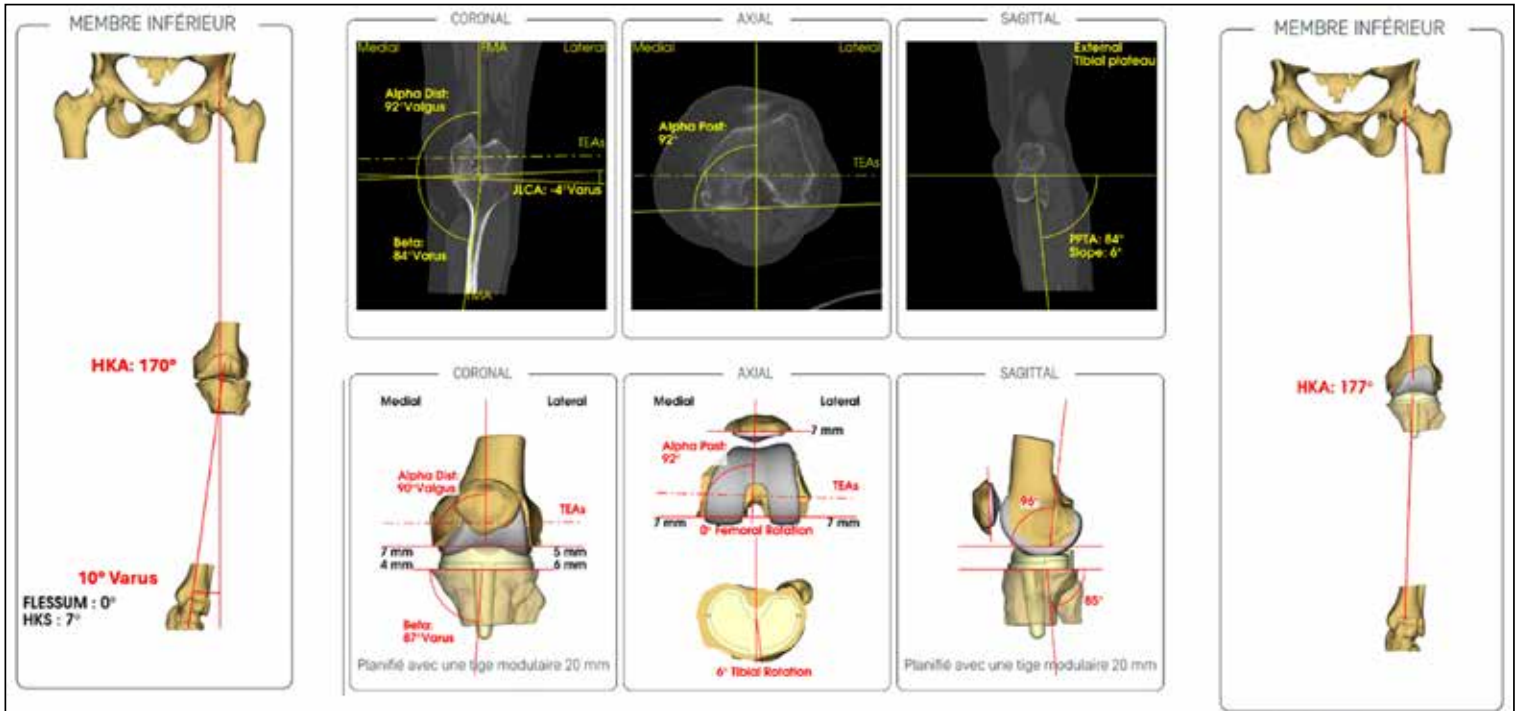


Figure 2 : Planification préopératoire basée sur scanner montrant un varus de 10° principalement d'origine tibiale (ATm = 84°). Une planification d'une prothèse totale de genou est proposée avec mesures des résections osseuses nécessaires et visualisation des axes mécaniques postopératoires.



Figure 3 : Planification per-opératoire lors d'une procédure robotique. Conservation d'un varus résiduel de 7,5° compte tenu de la déformation osseuse en varus importante en pré-opératoire afin d'avoir un équilibre ligamentaire satisfaisant.

Évaluation peropératoire

L'évaluation peropératoire constitue un temps clé. L'utilisation de systèmes robotiques permet une mesure précise et dynamique des déformations en extension et en flexion, ainsi qu'une quantification des espaces ligamentaires avant et après chaque geste de libération ou coupes osseuses. La planification permet d'optimiser le positionnement prothétique (varus, résection, pente, rotation) et d'anticiper d'éventuelles laxités ou déformations postopératoires [1,2] (Figure 3).

CLASSIFICATION DES DÉFORMATIONS EN VARUS

La classification des déformations en varus est un préalable indispensable à la définition d'une stratégie chirurgicale cohérente. Elle distingue quatre types en fonction de la présence ou de l'absence d'une laxité ligamentaire latérale et d'une composante extra-articulaire (Tableau 1) :

Cette classification guide directement le choix de l'implant, de la technique d'équilibrage et la nécessité d'un geste osseux extra-articulaire. Les Types 3 et 4, associant une déformation extra-articulaire, constituent les cas les plus complexes et seront abordés en détail dans la section relative aux ostéotomies associées.

CHOIX DE L'ALIGNEMENT PROTHÉTIQUE

Alignement mécanique

L'alignement mécanique (AM) consiste à réaliser des coupes osseuses perpendiculaires aux axes mécaniques fémoraux et tibiaux, visant une neutralisation complète de la déformation. C'est l'alignement de référence depuis les débuts de la PTG, validé par des données de survie à long terme solides [3].

Dans les grandes déformations en varus, l'AM expose à une laxité latérale iatrogène secondaire à une coupe osseuse asymétrique. En effet, en coupant de façon orthogonale à l'axe tibial (pour les grands ATm), la coupe osseuse sera trop importante en externe entraînant une laxité de résection. Du côté interne, la résection osseuse sera très limitée créant un espace asymétrique qui nécessite un release médial important. Dans ces cas, un polyéthylène plus épais est souvent nécessaire pour compenser la laxité latérale mais risque d'entraîner un abaissement de la hauteur rotulienne et une raideur en flexion (Figure 4).

Alignements personnalisés (KA et variantes)

Face aux limites de l'alignement mécanique, les concepts d'alignements personnalisés se sont développés : le Kinematic Alignment (KA) ; le Restricted KA (rKA) en est une variante modérée ; le Reverse KA et le Functional Alignment s'y apparentent avec des nuances biomécaniques propres.

Type	Mécanisme	Caractéristiques
Type 1	Déformation purement intra-articulaire (usure interne)	Pas de laxité ligamentaire Pas de déformation extra-articulaire
Type 2	Usure interne + laxité ligamentaire latérale	Pas de déformation extra-articulaire
Type 3	Usure interne + déformation osseuse extra-articulaire	Pas de laxité ligamentaire
Type 4	Usure interne + déformation extra-articulaire + laxité latérale	Combinaison des difficultés précédentes

Tableau 1 : Classification des grandes déformations en varus.

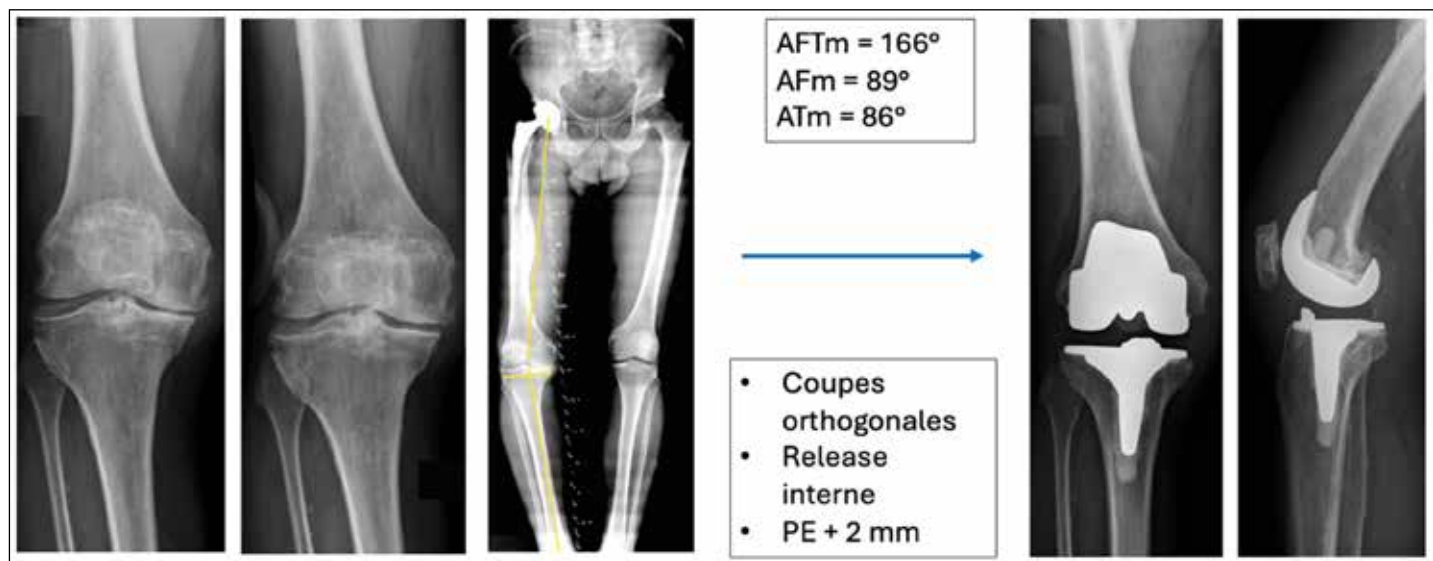
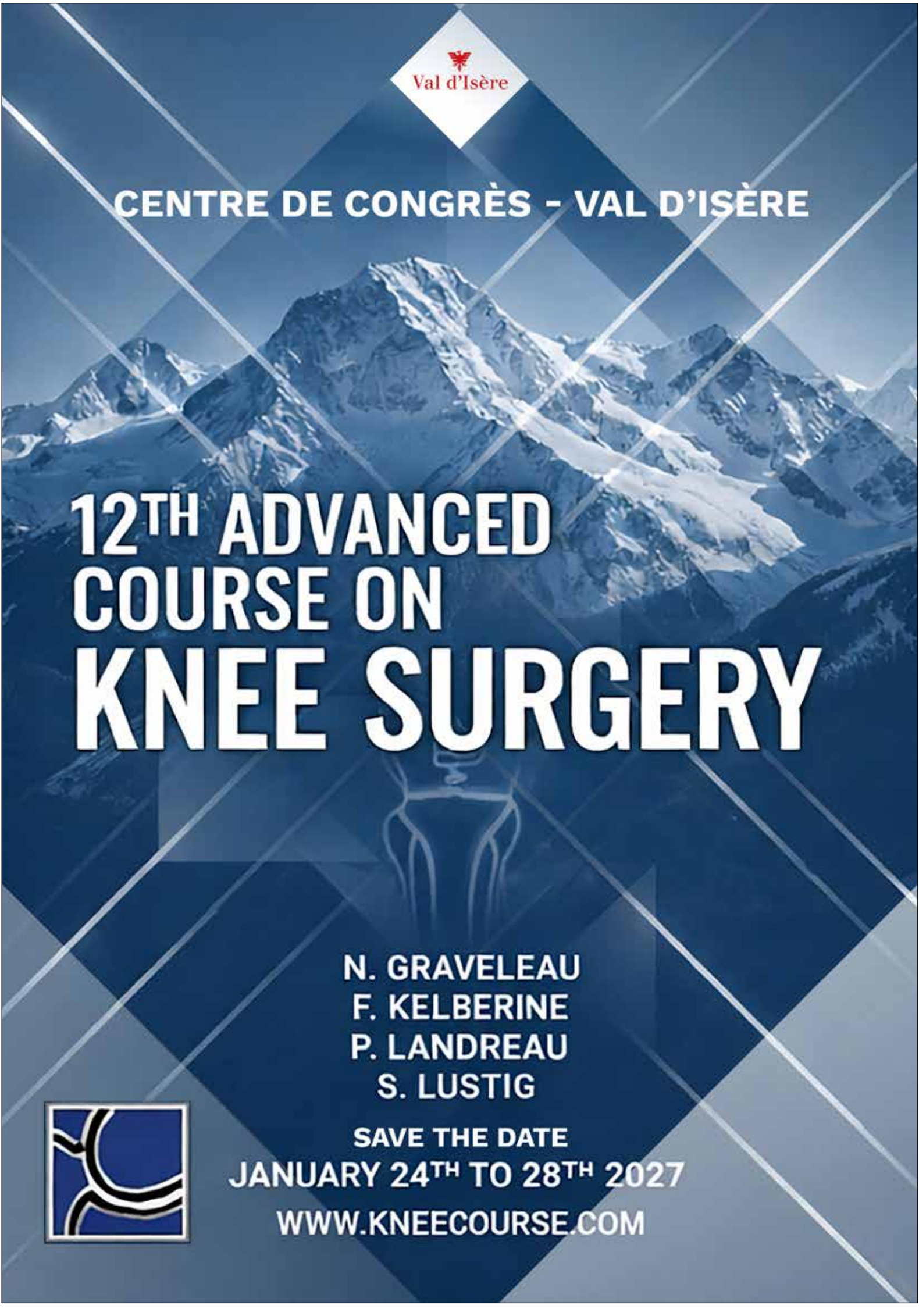


Figure 4 : Exemple d'un patient présentant un varus de 14°, d'origine mixte, intra-articulaire et extra-articulaire fémoral et tibial, secondaire à un cal vicieux fémoral post-traumatique. Une prothèse peu contrainte postéro-stabilisée a permis de compenser la part du varus liée à l'usure articulaire. Une libération capsulo-ligamentaire médiale a été nécessaire compte tenu d'une rétraction importante (faible ouverture médiale sur les clichés en stress en valgus) et un insert en polyéthylène 2 mm plus épais a été utilisé.

CENTRE DE CONGRÈS - VAL D'ISÈRE



12TH ADVANCED COURSE ON KNEE SURGERY

**N. GRAVELEAU
F. KELBERINE
P. LANDREAU
S. LUSTIG**

**SAVE THE DATE
JANUARY 24TH TO 28TH 2027
WWW.KNEECOURSE.COM**



Dans les grandes déformations en varus, l'intérêt principal des alignements personnalisés est de permettre un équilibrage par recoupe osseuse complémentaire plutôt que par release ligamentaire, minimisant ainsi le risque d'instabilité iatrogène. L'implant CR (conservation du LCP) est particulièrement adapté à cette stratégie, avec des données de survie à 16 ans comparables à l'AM [4]. Cependant, la conservation d'une déformation résiduelle — inhérente à certaines formes d'alignements personnalisés — doit être anticipée lors du choix du design et du niveau de contrainte de l'implant.

ÉQUILIBRAGE
LIGAMENTAIRE

Principes généraux du
release médial

L'équilibrage ligamentaire est au cœur de la PTG sur genou varus. Plusieurs structures contribuent à la rétraction médiale : le ligament collatéral médial superficiel (LCMs), la capsule postéro-médiale, le tendon semi-membraneux et son expansion postérieure. Le release doit être progressif, contrôlé et hiérarchisé pour éviter toute instabilité résiduelle.

La technique classique commence par un Pie-Crust du LCMs, puis par un release du tendon du semi-membraneux et se finit par un décollement sous-périoste du LCMs sur le tibia proximal. L'extension du release vers la face postérieure doit rester prudente pour ne pas compromettre la stabilité en flexion. L'utilisation de systèmes de navigation facilite la quantification en temps réel de l'ouverture de l'espace médial et guide la libération [5].

La technique Pie-Crust

La technique Pie-Crust consiste en de multiples perforations punctiformes à l'aiguille du LCMs pour obtenir un allongement progressif et contrôlé. Elle présente l'avantage d'une simplicité technique et d'un caractère moins invasif que le release classique. Cependant, des travaux cadavériques sur 10 genoux ont montré que les espaces obtenus varient de 0,5 à 6 mm selon les sujets, avec un résultat peu prédictible et une ouverture excessive dans 70 % des cas [6].

Cette imprévisibilité limite l'intérêt de la technique dans les cas de grand varus, où le contrôle millimétrique de l'équilibrage est essentiel. Elle peut cependant trouver sa place dans les varus modérés ou comme complément après un release insuffisant.

La recoupe osseuse en
varus (Varus Bone Recut)

La technique de recoupe tibiale en varus (Varus Bone Recut, VBR) constitue une alternative efficace au Pie-Crust et au release médial classique. Elle consiste à réaliser une coupe tibiale légèrement inclinée en varus pour compenser l'excès de tension médiale. Cette coupe tibiale en varus peut aussi être réalisée d'emblée (en cas d'alignement personnalisé) en tenant compte de l'usure articulaire interne. Cette stratégie évite un allongement forcé du LCMs et préserve mieux la géométrie ligamentaire native (Tableau 2).

Cette étude [7], portant sur 196 patients avec appariement 1:1, démontre la supériorité clinique et biomécanique de la recoupe osseuse sur le Pie-Crust : pressions articulaires significativement réduites à tous les angles de flexion, meilleurs scores fonctionnels SF-12 et FJS à 2 ans de recul. Ces résultats militent pour une adoption plus large de la VBR dans les grands varus, particulièrement en alignement personnalisé (Tableau 2).

CHOIX DE LA
CONTRAINTE
PROTHÉTIQUE

Le choix du niveau de contrainte prothétique est une décision capitale, qui doit être anticipée avant l'intervention mais peut être modifiée en peropératoire en fonction des conditions rencontrées.

Critère	Pie-Crust	Recoupe osseuse	p-value
SF-12 (score moyen)	38	47	< 0,0001
FJS (score moyen)	68	79	0,005
Pressions à 10°	Élevées	Réduites	< 0,05
Pressions à 45°	Élevées	Réduites	< 0,05
Pressions à 90°	Élevées	Réduites	< 0,05

Tableau 2 : Résultats comparatifs. Pie-Crust vs Recoupe osseuse en varus (n = 196 patients, suivi 2 ans). Données issues de l'étude appariée 1:1 (2017-2019), évaluant pressions articulaires à 10°, 45° et 90° ainsi que scores cliniques à 2 ans [7].

- **L'implant CR** (conservation du LCP) est préféré dans les varus réducibles sans laxité latérale significative, lorsque l'équilibrage peut être obtenu par recoupes osseuses.
- **L'implant PS** (sacrifice du LCP, post-cam) est indiqué dans les cas de rétraction postérieure importante ou d'instabilité sagittale relative. C'est l'implant standard dans la majorité des cas de grands varus. Une attention particulière doit être notée en cas de conservation d'une grande déformation en varus avec un implant PS. Certaines études retrouvent un risque de descellement augmenté dans ces cas-là par possible contrainte excessive sur la came fémorale. En effet, l'alignement cinématique et les résultats donnés dans la littérature concernant dans la majorité des cas des implants CR.
- **Le CCK** (Condylar Constrained Knee) s'impose lorsqu'une laxité frontale résiduelle persiste après équilibrage, notamment en flexion interne. Il sécurise la stabilité sans recourir à la charnière, préservant les contraintes osseuses.
- **La charnière rotatoire** est réservée aux situations extrêmes : lésion ligamentaire peropératoire, laxité majeure irrécupérable, reconstruction après échec prothétique avec déficit ligamentaire sévère.

La décision de monter en contrainte doit reposer sur des critères objectifs : laxité frontale résiduelle après équilibrage, lésion ligamentaire, coupes osseuses importantes ayant compromis les insertions ligamentaires. Une anticipation préopératoire sur la base de la classification (Type 4 notamment) permet de préparer le plateau technique nécessaire et d'éviter les surprises intraopératoires.

GESTION DES PERTES OSSEUSES

Caractéristiques et enjeux

Dans les arthroses très évoluées (Ahlbäck stade 4), l'usure du plateau tibial médial peut être majeure, créant une cupule osseuse profonde et asymétrique. La perte de substance est le plus souvent contenue (entourée d'os périphérique) mais peut être non contenue lorsque le rebord cortical médial est atteint (Figure 5). Ces situations compromettent la stabilité primaire de l'implant tibial et majorent le risque de descellement précoce.

L'objectif est de restaurer une surface d'appui optimale et maximale pour l'implant tibial.

Options de reconstruction

Plusieurs techniques sont disponibles selon l'importance et la localisation du défaut :

- **La coupe tibiale distale** (sous la cupule) est la solution la plus simple lorsque le défaut est modéré : elle sacrifie du stock osseux (surtout au niveau du plateau tibial externe) mais assure un contact uniforme sur os sain, réduit la surface osseuse restante et donc la taille de l'implant, et peut compromettre (ou fragiliser) dans certains cas l'insertion osseuse du LCM.
- **La coupe en varus léger** permet d'inclure l'essentiel de la perte dans la résection osseuse, à condition que le varus résiduel soit acceptable par l'ali-

gnement choisi. Il est nécessaire d'être vigilant lors de l'utilisation de cette technique, surtout chez les patients de petite taille, à ne pas avoir de conflit entre la quille tibiale et la corticale latérale.

- **Les cales métalliques** (cales en titane) constituent la solution standard pour les défauts non contenus modérés (5-10 mm). Leur fixation rigide et leur excellente ostéo-intégration en font des reconstructions fiables à long terme [8].
- **Le ciment avec ou sans vis d'ancrage** est une option pour les défauts contenus de volume très limité, particulièrement chez les sujets âgés ou à faible demande fonctionnelle. L'os scléreux doit être avivé avant le comblement.
- **La greffe osseuse** (autogreffe ou allogreffe) est réservée aux défauts volumineux du sujet jeune ou en cas de très petit défaut, permettant une reconstruction biologique avec préservation du capital osseux pour une éventuelle révision future.
- Enfin, pour des cas très particuliers, **l'utilisation de cône ou de manchon** peut être nécessaire mais le recours à ces dispositifs en première intention reste rare et guidé par le bilan d'imagerie préopératoire.

L'utilisation d'une quille tibiale est fortement recommandée pour les gros varus, d'autant plus lorsque l'on est face à des pertes osseuses épiphysaires et/ou en cas de varus résiduel significatif. Une quille courte de 20 à 30 mm améliore la stabilité primaire et réduit le risque de descellement tibial. Il convient cependant d'être

vigilant chez les patients présentant un varus tibial constitutionnel ou un petit gabarit, en raison du risque de conflit avec la corticale latérale tibiale lors de l'introduction de la quille [8].

OSTÉOTOMIES ASSOCIÉES

Ostéotomie de valgisation tibiale ou fémorale

Lorsque la composante extra-articulaire de la déformation dépasse 10°, la correction par les coupes intra-articulaires seules ne suffit généralement pas. L'ostéotomie de valgisation — tibiale haute dans l'immense majorité des cas, fémorale distale plus rarement — doit alors être réalisée, soit lors du même temps opératoire que la PTG soit dans un premier temps (Figure 6).

La planification préopératoire précise le niveau de l'ostéotomie, l'angulation de correction souhaitée et le matériel d'ostéosynthèse. La présence d'une quille prothétique longue peut alors être nécessaire pour solidariser le montage ostéosynthèse-implant et assurer la stabilité mécanique de l'ensemble. Les complications potentielles incluent le retard de consolidation, la pseudarthrose et le conflit entre le matériel d'ostéosynthèse et la tige prothétique [9].

Ostéotomie de l'épicondyle médial

L'ostéotomie de désinsertion de l'épicondyle médial fémoral, décrite historiquement pour les releases internes extrêmes, consiste à mobiliser en bloc l'ensemble des insertions ligamentaires médiales sur un fragment osseux épicondylien. Elle permet théoriquement un allongement ligamentaire contrôlé par translation distale du fragment. Cependant, les résultats publiés sont décevants : dans la série de référence, le taux de consolidation véritable n'est que de 54 %, les 46 % restants évoluant vers une fibrose cicatricielle [10] sans conséquence fonctionnelle selon les auteurs.

Une étude portant sur 61 cas a confirmé ces données : 36 % de pseudarthrose fibreuse, sans différence significative sur les scores cliniques, la laxité radiologique et l'alignement postopératoire entre les cas consolidés et les pseudar-

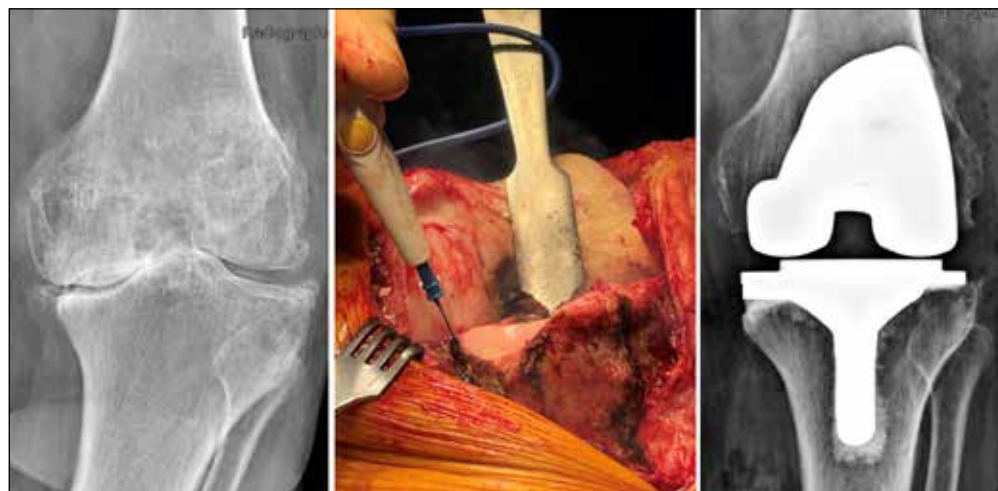


Figure 5 : Arthrose fémoro-tibiale interne stade 4 avec cupule osseuse importante. Vue peropératoire. Mise en place d'une PTG postéro-stabilisée avec cale tibiale métallique de 5 mm pour compenser le défaut osseux.



Figure 6 : Varus important secondaire à une déformation osseuse tibiale dans le cadre d'une maladie de Paget. Mise en place d'une PTG PS associée à une ostéotomie tibiale de valgisation par ouverture interne pour corriger l'axe mécanique tibial. Il est important d'adapter le positionnement de la plaque afin de ne pas rentrer en conflit avec l'implant tibial et d'utiliser les coupes osseuses pour greffer le foyer d'ostéotomie (autogreffe). Une quille tibiale rallongée est recommandée pour ponter l'ostéotomie.

throses [10]. Si ce résultat fonctionnel est globalement satisfaisant dans les deux groupes, la validation de cette technique reste insuffisante pour en recommander l'usage systématique. Elle peut constituer une option de sauvetage dans les grands varus irréductibles où tout autre release est impossible.

Résection de la marge interne du plateau tibial

Une alternative moins agressive consiste en la résection sélective de la marge ostéophytique interne du plateau tibial, permettant de diminuer les tensions sur le LCM. Cette technique est particulièrement utile en complément d'un release insuffisant ou pour finir l'équilibrage après une recoupe tibiale. Elle est simple, reproductible et sans risque majeur de déstabilisation ligamentaire.

CONCLUSION

Les grandes déformations en varus représentent une entité complexe, nécessitant une approche chirurgicale structurée et individualisée. La clé du succès repose sur une analyse préopératoire exhaustive — distinguant laxité ligamentaire, usure intra-articulaire et déformation extra-articulaire — et sur une stratégie peropératoire cohérente articulant choix de l'alignement, technique d'équilibrage et niveau de contrainte prothétique.

La classification en quatre types guide directement les décisions chirurgicales. Le recours à l'alignement personnalisé et à la recoupe tibiale en varus semble supérieur au Pie-Crust dans les données actuelles. La quille tibiale est recommandée en cas de perte osseuse, et l'ostéotomie associée doit être anticipée dès que la composante extra-articulaire dépasse 10°. Les techniques robotisées et la navigation offrent un atout précieux pour la quantification des espaces et le contrôle des coupes et de l'alignement. ■

Bibliographie

1. Bhimani SJ, Bhimani R, Smith A, Eccles C, Smith L, Malkani A. Robotic-Assisted Total Knee Arthroplasty Leads to Improved Functional Outcomes at 1 Year. *J Arthroplasty*. 2020;35(11):3189-3194.
2. Pofahl LM, Khorsand DA, Martin JR, et al. Computer Navigation Improves Limb Alignment in Total Knee Arthroplasty: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Arthroplasty*. 2021;36(3):1036-1044.
3. Longstaff LM, Sloan K, Stamp N, et al. Good alignment after total knee arthroplasty leads to faster rehabilitation and better function. *J Arthroplasty*. 2009;24(4):570-578.
4. Young SW, Walker ML, Bayan A, et al. The chitranjan ranawat award: No difference in 2-year functional outcomes using kinematic versus mechanical alignment in TKA: a randomized controlled clinical trial. *Clin Orthop Relat Res*. 2017;475(1):9-20.
5. Bellemans J, Vandenuecker H, Van Lauwe J, et al. A new surgical technique for medial collateral ligament balancing: multiple needle puncturing. *J Arthroplasty*. 2010;25(7):1151-1156.
6. Verdonk PCM, Pernin J, Lustig S, et al. The pie-crust technique using a blade knife for medial collateral ligament release is unreliable in varus total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2014;22(3):551-56.
7. Arnatruda M, Rodríguez F, Lustig S. Medial Varus Proximal Tibial Resection Is Superior to Pie-Crusting of the Medial Collateral Ligament During Primary Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2021;36(7):2319-2325.
8. Baxter R, Brown T, Parker R, Richards B. Tibial Short Extension Stem Reduces Tibial Component Loosening After Primary Total Knee Arthroplasty in Severely Varus Knees: Long-term Survival Analysis With Propensity Score Matching. *Clin Orthop Relat Res*. 2022;480(5):879-891.
9. Singh B, Dickman B, Armour P, et al. Results of total knee arthroplasty with medial epicondylar osteotomy to correct varus deformity. *J Clin Orthop Relat Res*. 1999;Oct(367):46-54.
10. Mullaji AB, Yung Son Po T, et al. Clinical and radiologic evaluation of medial epicondylar osteotomy for varus total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2017;32(5):1556-1562.

stryker

Depuis **85 ans**, Stryker transforme
l'orthopédie à vos côtés.

20
Mako
VINGT ANS
2,5 millions
de patients.*



20 ans d'utilisation clinique du Mako à ce jour
* plus de 2,5 millions de patients opérés à travers le monde à juin 2026



Mako est un dispositif médical de classe IIa. CE2797. Fabricant légal: Mako Surgical Corp.
Veuillez consulter la notice d'utilisation pour plus d'informations. Les avertissements, mentions
obligatoires complètes et légales sont disponibles au QR ci-joint ou sur demande.
www.stryker.com
Stryker France, SAS, au capital social de 27 495 520,00 €, immatriculée au R.C.S. Lyon n° 333
710 275, ZAC - Av. Satolas Green - 69330 Pusignan
JR-MKOSYM-TRDAS-3753952_FR-BLC Copyright © Stryker - Septembre 2026

PROTHÈSES DE GENOU APRÈS OSTÉOTOMIE

Cécile BATAILLER¹, Sébastien PARRATTE^{2,3}

1. Service de chirurgie orthopédique, Hôpital de la Croix-Rousse, Hospices civils de Lyon, Lyon, France.

2. International Knee and Joint Centre, Abu Dhabi, United Arab Emirates

3. Institute for Locomotion, Université d'Aix-Marseille, Marseille, France

INTRODUCTION

Malgré des résultats initiaux satisfaisants, les résultats fonctionnels des ostéotomies autour du genou ont tendance à se détériorer avec le temps. Plusieurs études rapportent une survie à 5 ans entre 75 % et 98 % et à 10 ans entre 51 % et 98 % [1,2], avec une conversion nécessaire pour une prothèse totale de genou (PTG) ou plus rarement une prothèse unicompartmentale de genou (PUC).

Les résultats des PTG après ostéotomie apparaissent satisfaisants dans de nombreuses études, mais peuvent cependant être inférieurs à ceux des PTG de première intention [3]. La réalisation d'une prothèse de genou après ostéotomie est plus exigeante que sur un genou natif et peut présenter un certain nombre de difficultés peropératoires. Les différentes étapes de la chirurgie doivent donc être anticipées afin de pouvoir appréhender correctement les difficultés et éviter les erreurs techniques, que ce soit concernant la voie d'abord, la gestion du matériel d'ostéosynthèse préexistant, les coupes osseuses avec le risque d'une laxité de résection, le type de prothèse et de contrainte nécessaire ainsi que la balance ligamentaire.

Cet article a pour objectif d'expliquer les différents problèmes potentiels rencontrés lors de la pose de PTG après ostéotomie du genou et de détailler les étapes chirurgicales pour surmonter ces difficultés.

ÉVALUATION PRÉOPÉRATOIRE

Examen clinique

L'examen clinique sera bilatéral et comparatif.

Cicatrices existantes

Selon le type d'ostéotomie réalisée auparavant, différentes incisions sont possibles [4]. Une cicatrice longitudinale médiale d'ostéotomie tibiale de valgisation (OTV) peut être reprise sans difficulté en la prolongeant en proximal. Une cicatrice latérale longitudinale proche de

la ligne médiane ne pose pas de difficulté car elle peut être prolongée (Figure 1a). En revanche, si la cicatrice est très latérale, il sera nécessaire soit d'effectuer une arthrotomie parapatellaire latérale en cas de genu valgum, soit de choisir une nouvelle incision médiale à distance. La difficulté repose à la partie basse de la cicatrice, où les deux cicatrices ont tendance à converger et à exposer le patient à une nécrose cutanée (Figure 1b). Certaines cicatrices latérales sont également obliques, si la déformation est en varus il est préférable de réaliser une cicatrice médiale à distance (Figure 1c) ; si la déformation est en valgus sévère, la cicatrice devra reprendre celle existante ou la couper perpendiculairement.



Figure 1 : 1a. Cicatrice latérale d'ostéotomie de fermeture latérale, reprise lors de la pose d'une PTG avec une extension arciforme de la cicatrice en proximal et médial.

1b. Cicatrice existante latérale (vert) ne permettant pas une reprise lors de la pose de PTG. Nécessité de réaliser une cicatrice médiale (jaune) suffisamment à distance de la cicatrice latérale pour éviter une nécrose cutanée entre les deux cicatrices (En rouge, zone infra-patellaire à risque de nécrose cutanée si cicatrices trop proches).

1c. Cicatrice latérale horizontale existante d'une OTV par fermeture latérale (vert), avec nécessité de réaliser une cicatrice longitudinale médiale à distance de la voie latérale pour la pose de PTG (jaune).

Mobilités préopératoires

Les mobilités doivent être évaluées pour anticiper toute difficulté d'exposition. En effet après ostéotomie notamment tibiale d'ouverture médiale, la patella peut être abaissée. Si une raideur en flexion s'ajoute ($<90^\circ$), il faudra prévoir de réaliser éventuellement soit une ostéotomie de la TT pour permettre une exposition satisfaisante, soit une plus grande libération de l'appareil extenseur en proximal (quadriceps snip). Le flessum doit également être recherché, il peut également compliquer l'exposition et nécessiter d'adapter l'ordre des coupes osseuses ainsi que l'épaisseur de la résection fémorale distale.

Laxité dans le plan frontal

La réductibilité de la déformation du membre inférieur doit être évaluée en consultation. Une laxité significative dans le plan frontal peut faire discuter d'augmenter la contrainte, ou de modifier la planification des coupes osseuses. L'absence de réductibilité de la déformation doit faire discuter soit le niveau de contrainte de la prothèse soit la réalisation d'une ostéotomie afin de corriger la déformation osseuse extra-articulaire ($>10^\circ$).

Imagerie

Un bilan radiographique standard est indispensable et comprend : radiographie de face, de profil, vue axiale de rotule, pangonométrie. La pangonométrie mesure la déformation globale du membre inférieur, mais surtout la part respective de chacun des éléments de la déformation : l'usure, la laxité et la déformation osseuse extra-articulaire liée à l'ostéotomie. Les classiques ATm, AFm et la pente doivent être calculés. Il est primordial d'analyser précisément la déformation consécutive à l'ostéotomie. En effet, les ostéotomies sont réalisées pour compenser une déformation mais dans le passé, certaines ostéotomies étaient faites soit au mauvais endroit, soit de manière exagérée ce qui a pour conséquence l'existence de cals vicieux (Figure 2).

Des clichés en stress (valgus et varus) peuvent également être intéressants et complètent l'évaluation clinique en quantifiant la laxité médiale et latérale (Figure 3b). Ces clichés permettent de rechercher une absence de réductibilité de la déformation du membre inférieur.



Figure 2 : Genu valgum sévère sur hypercorrection tibiale en valgus (HKA : 193° , ATM : 97°), secondaire à une ostéotomie excessive sur un tibia normoaxé. Une coupe tibiale orthogonale entraînerait une résection osseuse médiale excessive avec une laxité de résection difficilement contrôlable.

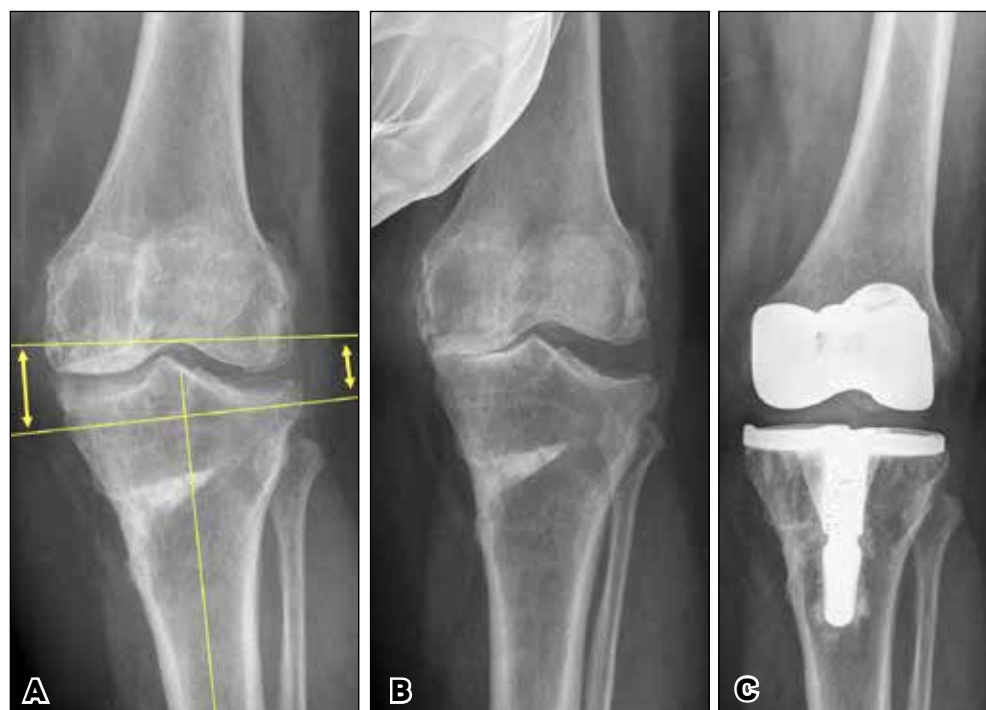


Figure 3 : Radiographies préopératoires (3a, 3b) mettant en évidence une hypercorrection tibiale avec un tibia valgus. Une résection orthogonale tibiale entraîne une résection médiale importante avec un risque de laxité médiale de résection (3a). Le cliché en stress préopératoire permet d'évaluer la laxité latérale (3b) et de prévoir une résection tibiale minimale sous le condyle tibial latéral avec moins de 3° de valgus. La radiographie à 2 ans (3c) montre un alignement satisfaisant, avec un implant tibial légèrement valgus (2°) permettant une balance ligamentaire satisfaisante avec un polyéthylène standard.

Le scanner a une place importante en cas de doute sur un trouble de rotation. Les ostéotomies tibiales proximales s'accompagnent rarement d'un trouble de rotation significatif. En revanche, les antécédents d'ostéotomie fémorale, notamment les ostéotomies de varisation proximales, peuvent occasionner des troubles de rotation. Ces troubles sont suspectés cliniquement (angle du pas, rotation fémorale, tracking patellaire) ou sur les vues axiales de rotule (subluxation patellaire). On peut tolérer jusqu'à 10-15° de trouble de rotation lors de la pose d'une PTG postéro stabilisée, si le tracking patellaire reste satisfaisant.

PROTHÈSE TOTALE DU GENOU SUR OSTÉOTOMIE

Indication

L'indication de prothèse de genou après ostéotomie correspond à une indication habituelle de PTG : évolution vers l'arthrose. La présence d'un antécédent d'ostéotomie ne modifie pas l'indication, mais fera discuter la planification de l'intervention. Parfois une conversion précoce en PTG peut être indiquée en cas d'erreurs techniques (hyper- ou hypocorrection majeure) ou de complications précoces (pseudarthrose, déplacement secondaire).

Voie d'abord et exposition du genou

Pour certains chirurgiens, les genu valgum de plus de 3° sont plus faciles à équilibrer avec une approche parapatellaire latérale, notamment en cas d'hypercorrection tibiale mais avec un risque de laxité médiale de résection. Cette attitude très défendue en France, l'est moins dans d'autres pays. Quelle que soit la décision du chirurgien, la libération du LCM sur le bord du plateau tibial médial doit être minimale et précautionneuse. Le faisceau superficiel du LCM peut avoir été fragilisé lors de l'ostéotomie, il ne faut donc pas réaliser de release sur le faisceau profond.

La patella peut être basse, en particulier après OTV d'addition médiale (Figure 4). Une raideur articulaire avec un flessum

non réductible ou un déficit de flexion peuvent également rendre difficile l'exposition du genou. Le risque est alors d'avoir un mauvais positionnement des implants et de forcer sur l'appareil extenseur avec un risque d'avulsion du tendon rotulien. Un premier temps de synovectomie et d'arthrolyse est indispensable pour obtenir une bonne mobilisation de l'appareil extenseur. Plusieurs gestes associés peuvent être envisagés pour faciliter cette exposition : voie subvastus étendue, quadriceps snip ou relèvement de la TT. Ces gestes ne sont pas anodins et peuvent entraîner différentes complications : faiblesses du quadriceps, déficit d'extension, abaissement d'une patella déjà basse ou pseudarthroses de TT. Les gestes plus agressifs sur le quadriceps tels que plastie en V-Y ou L inversé sont déconseillés.

Matériel d'ostéosynthèse

Il faut s'assurer d'avoir le matériel adéquat pour cette ablation.

Si la même cicatrice est reprise pour la réalisation de la prothèse, le matériel peut être retiré sans difficulté. Si une autre incision est réalisée pour la prothèse, il faut discuter de réaliser l'ablation du matériel dans un premier temps opératoire. Une courte cicatrice et l'absence de décollement permettent de réa-

liser ces deux gestes lors d'une même intervention [4].

En cas de doute infectieux une chirurgie en deux temps est indiquée. Dans ce cas, la réalisation de prélèvements bactériologiques et anatomopathologiques, et une antibiothérapie adaptée seront discutées avec les médecins infectiologues.

Choix de l'implant

Le niveau de contrainte doit être réfléchi et discuté au cas par cas. Dans la majorité des études rapportant les résultats de PTG sur antécédent d'ostéotomie, des prothèses postéro-stabilisées étaient utilisées [5]. Néanmoins les prothèses postéro-stabilisées peuvent parfois s'avérer non appropriées en cas de déformations osseuses extra-articulaires majeures. Pour corriger des déformations osseuses extra-articulaires associées aux lésions articulaires, il y a trois options principales.

Prothèse à glissement classique.

Cela suppose que l'on corrige l'ensemble de la déformation dans l'articulation (donc la correction de l'usure, de la laxité ligamentaire et de la déformation extra-articulaire). En cas de cals vicieux importants ou de laxité frontale, cette option peut être très complexe. L'assistance robotique peut être très utile dans ces cas difficiles pour obtenir un alignement satisfaisant et une PTG bien équilibrée.



Figure 4 : Présence d'une patella baja sur antécédent d'ostéotomie tibiale de valgisation par addition médiale. La correction de la pente tibiale peut suffire à corriger partiellement cette hauteur patellaire, sinon une ostéotomie de la tubérosité tibiale doit être discutée.

Prothèse plus contrainte (type CCK) ou même une prothèse charnière rotatoire.

Elle permettra d'obtenir un membre inférieur normoaxé sans laxité frontale ou sagittale. Ces prothèses peuvent se discuter en cas de cals vicieux importants, avec la nécessité d'une coupe osseuse asymétrique entraînant une laxité de résection. Dans certaines situations, la prothèse à charnière sera inévitable lorsque l'équilibre ligamentaire est impossible à obtenir. Cette intervention doit être privilégiée chez les patients âgés et avec des déformations extra-articulaires importantes ($>10^\circ$). Ce type de prothèse plus contraint est par ailleurs à l'origine d'un taux de complications plus élevé [6]. Les charnières doivent être évitées au maximum en première intention.

Ostéotomie associée.

Elle visera à corriger la déformation créée par la première ostéotomie. L'option la plus simple est la réalisation dans un premier temps de l'ostéotomie, puis secondairement la mise en place de la prothèse une fois l'ostéotomie consolidée. La deuxième option est de faire l'ostéotomie dans le même temps que la prothèse, cette option est néanmoins plus difficile et nécessite une bonne technique chirurgicale pour éviter les complications.

L'utilisation de quille tibiale reste controversée dans la littérature pour les PTG sur OTV. Leur utilisation dépend de la sévérité de la déformation, des habitudes du chirurgien ou de la nécessité de mettre en place une cale tibiale notamment. Aucune étude n'a démontré de supériorité lors de l'utilisation de tige dans les PTG sur OTV [4]. Il est cependant nécessaire de s'assurer de l'absence de conflit quille-corticale tibiale. Les ostéotomies de soustraction latérale en particulier peuvent entraîner un cal vicieux important avec une translation de la métaphyse tibiale et un risque de conflit de la quille avec la corticale latérale (Figure 5). Une quille plus courte ou avec un offset peut s'avérer nécessaire. La zone d'ostéotomie doit parfois être pontée par une quille plus longue, notamment en cas de défaut osseux ou de zone de fragilité sur l'ancienne ostéotomie.

Les antécédents d'ostéotomies fémorales ne nécessitent habituellement pas de quille car la fixation et la stabilité primaire du carter fémoral sont satisfaisants. Une quille fémorale sera en revanche nécessaire en cas d'augmentation de la contrainte de la prothèse.



Figure 5 : Radiographies de face préopératoire et postopératoire d'une PTG sur OTV par fermeture latérale, avec une translation métaphysaire importante et un conflit entre la quille et la corticale tibiale latérale.

Il est rarement nécessaire d'utiliser des cônes, cales ou autres dispositifs. La principale difficulté de ces prothèses réside dans la présence d'un cal vicieux, il y a peu de perte de substance osseuse nécessitant un comblement spécifique.

Le gold standard pour la fixation des implants reste la cimentation fémorale et tibiale. Néanmoins des résultats satisfaisants sont retrouvés dans la littérature lors de PTG non cimentées après ostéotomies tibiales [5].

Correction d'un flessum préopératoire

Le flessum préopératoire peut être de différentes origines. Dans la majorité des cas, il est causé par la présence de nombreux ostéophytes et par la rétraction de la capsule postérieure. L'ablation des ostéophytes permet de récupérer une partie de l'extension. Il est très commun de réaliser l'ablation des ostéophytes au niveau fémoral, mais l'ostéophyte postéro-médial du plateau tibial ne devra pas être oublié. Si cela s'avère insuffisant, une libération de la capsule postérieure au niveau de son insertion fémorale peut

améliorer l'extension. On peut également désinsérer la capsule postéro-médiale au niveau du tibia. Il est rare que le flessum persiste après ces gestes. Si cela était nécessaire, une résection complémentaire du fémur distal de quelques millimètres peut être discutée pour augmenter le gap en extension.

Un cas particulier est celui du cal vicieux tibial de l'ostéotomie en flessum, qui peut se voir après une OTV d'ouverture médiale (Figure 6). Dans cette situation, il faut se méfier de la hauteur de la coupe et de son orientation pour ne pas enlever trop de capital osseux en avant. Un des inconvénients de cette coupe antérieure volumineuse par rapport à une coupe postérieure fine est une diminution de la résistance osseuse avec une importante différence entre l'ostéocondensation postérieure et le tissu spongieux antérieur. Dans ce cadre, si cette coupe asymétrique est nécessaire, il est important d'ajouter une tige courte cimentée afin d'optimiser la fixation. L'espace en flexion peut également être trop serré si la correction de la pente dans la coupe est trop importante. Dans ce cas il sera préférable de conserver partiellement la pente tibiale existante.

Coupes osseuses et équilibration ligamentaire

L'objectif est de reproduire l'alignement natif du patient ou se rapprocher d'un alignement fémorotibial normoaxé. La déformation secondaire à l'ostéotomie n'a donc pas de raison d'être conservée. Deux situations sont retrouvées plus fréquemment : l'arthrose fémoro-tibiale médiale sur un genu varum récidivant et l'arthrose fémoro-tibiale médiale ou globale sur une hypercorrection tibiale avec un genu valgum. L'arthrose fémoro-tibiale latérale sur genu valgum est plus rare et sera gérée comme une gonarthrose sur genu valgum. Les ostéotomies fémorales s'accompagnent rarement d'hypercorrection problématique.

Genu Varum

Il s'agit habituellement d'un varus résiduel sur une hypocorrection ou une usure articulaire avec une récurrence de la déformation en varus. La déformation est souvent modérée et réductible, la principale déformation ayant été corrigée dans l'ostéotomie. Dans ce contexte, aucun geste de libération ne doit être réalisé dans un premier temps. La déformation étant peu importante et le faisceau superficiel du LCM ayant déjà pu être libéré lors de l'OTV, une libération excessive pourrait léser le faisceau profond du LCM.

Les coupes osseuses seront réalisées de manière similaire à une PTG de première intention sur un varus modéré d'usure. Selon la technique préférée par le chirurgien, coupes à 90° des axes fémoral et tibial mécaniques ou en conservant la déformation modérée préopératoire.

Si une libération médiale semble nécessaire après la réalisation des coupes osseuses, on privilégiera un pie-crusting, en réalisant des mouchetures horizontales intra-articulaires sur le LCM, ce qui permet habituellement de gagner entre 5 mm et 1 cm d'allongement intra-articulaire du ligament. Cela évitera tout risque de désinsertion excessive du faisceau profond du LCM. Une augmentation de l'épaisseur du polyéthylène est parfois nécessaire mais reste souvent modérée.

Genu valgum et hypercorrection tibiale

Les genoux présentant un genu valgum par hypercorrection tibiale en valgus représentent les cas les plus complexes à traiter et doivent être très bien planifiés en préopératoire, car le risque d'erreurs



Figure 6 : Pente tibiale excessive (23°) après ostéotomie tibiale d'addition médiale corrigée dans le positionnement de l'implant tibial (pente restante de 8°) avec léger sous dimensionnement tibial et antériorisation modérée du condyle tibial.

techniques est majeur. Cette situation est secondaire soit à une correction au mauvais endroit soit à une hypercorrection de l'ostéotomie pour traiter une gonarthrose évoluée (Figure 2).

Si la déformation fémoro-tibiale en valgus est modérée et surtout reste partiellement réductible, une prothèse postéro-stabilisée peut être envisagée à condition de gérer plusieurs difficultés. Ce genu valgum correspond au stade III de la classification de la SOO [7].

■ **Une laxité médiale plus ou moins importante** sera très probablement présente. Cette laxité médiale est secondaire à une déformation valgus associée à un release du LCM superficiel lors de l'ostéotomie. Et elle sera aggravée par la coupe tibiale asymétrique. En effet, l'hypercorrection tibiale en valgus signifie que la coupe tibiale orthogonale (ou en conservant quelques degrés de valgus) va s'accompagner d'une résection tibiale latérale minima et d'une résection médiale importante à l'origine d'une laxité de résection (Figures 2 et 3). Une résection osseuse médiale excessive risque également d'emporter l'insertion distale du LCM.

Cette laxité médiale peut être gérée de plusieurs manières. Si la déformation valgus est modérée avec une réduction complète de la déformation, il est préférable de limiter les gestes ligamentaires et de gérer ce tibia valgus par les coupes osseuses. La coupe tibiale ne sera donc pas réalisée de manière orthogonale mais en conservant 2 à 3 degrés de valgus tibial, ce qui aboutit à un genou stable mais avec un alignement fémorotibial légèrement valgus. Une assistance robotique permet de réaliser précisément cette coupe tibiale valgus en évitant de conserver trop de valgus. Si le valgus tibial préopératoire ne peut être complètement respecté dans la coupe tibiale (>3°) ou si l'objectif est un alignement normoaxé, une libération des structures latérales devra être réalisée. Un pie-crusting du fascia lata en extension permet de libérer partiellement le plan latéral. Une désinsertion du fascia lata sur le tubercule de Gerdy peut également être réalisée lors d'une voie d'abord parapatellaire latérale. Cela permet d'avoir à la fin de l'intervention un axe neutre, mais avec un PE un peu plus épais, ce qui amène à remonter la hauteur de l'interligne et le risque d'induire ou d'aggraver une patella basse. Dans les cas plus extrêmes, une ostéotomie de Burdin peut être discutée. Elle consiste à réaliser une ostéotomie du

condyle latéral comprenant l'insertion fémorale du ligament collatéral latéral et de réaliser ainsi un allongement contrôlé des formations ligamentaires latérales de façon dissociée (extension et/ou flexion). Attention cependant chez les patients âgés car cette technique peut s'accompagner de problèmes de consolidation.

L'autre option, envisagée par certains chirurgiens, est une retente du ligament collatéral médial après une coupe orthogonale. Néanmoins les retentes du LCM ont des résultats qui restent discutables, elles peuvent être réalisées soit avec une ostéotomie du condyle médial pour remonter l'insertion du LCM [8,9], soit par des points trans-osseux avec un effet ténodèse sur le LCM.

■ **L'épaisseur des résections osseuses** est également primordiale. La résection tibiale devra tenir compte du type d'ostéotomie réalisée et de l'importance de la déformation osseuse. En effet si l'OTV était une addition médiale, le condyle médial aura été « ascensionné ». En cas d'OTV de fermeture latérale, le condyle tibial latéral est « abaissé » et ne pourra pas constituer un repère fiable (Figure 7).

Il faudra alors utiliser le condyle tibial médial comme référence, malgré la présence d'une usure fémoro-tibiale médiale. D'autres repères peuvent être utilisés comme les insertions ligamentaires (LCM, Gerdy) ou la tête de la fibula, mais ces repères ont également pu être modifiés par les ostéotomies précédentes. Du fait de l'hypercorrection tibiale créée par l'ostéotomie, une résection médiale trop importante (≥ 14 mm [10]) compromettra l'intégrité du LCM. De principe, il vaut mieux éviter une première résection osseuse tibiale excessive, et réaliser dans un premier temps une coupe juste sous le condyle tibial latéral, et recouper dans un second temps si besoin.

En cas de cupule latérale ou de coupe tibiale réalisée trop en valgus, il est possible de réaliser une compensation du condyle tibial latéral, avec un hémicoïn prélevé sur la coupe tibiale médiale. Cet hémicoïn est retourné et mis en place sur la coupe osseuse latérale pour remonter le condyle tibial latéral. Dans ces cas, il est recommandé d'utiliser une quille d'extension. Une libération latérale sera associée quasi systématiquement.

■ **La résection osseuse fémorale** est habituellement réalisée comme pour une prothèse sur genou natif. Il faut éviter d'ajouter une laxité médiale en flexion. Cela signifie qu'il faut éviter, dans cette situation, une coupe fémorale trop en rotation latérale. L'objectif est de restaurer l'axe des condyles postérieurs. Certains chirurgiens vont même, dans cette situation, jusqu'à recommander une coupe fémorale en légère rotation médiale pour éviter toute laxité associée en flexion. Dans ces situations, il faut faire très attention à la ligne de Whiteside et à la course rotulienne pour éviter d'induire une position aberrante de la trochlée prothétique et un maltracking patellaire.

En cas de cal vicieux tibial excessif, avec une hypercorrection métaphysaire tibiale majeure et surtout une déformation fixée non réductible, l'adaptation des coupes osseuses et les gestes de balance ligamentaire seront insuffisants pour obtenir un alignement fémoro-tibial normoaxé et un genou équilibré avec une prothèse postéro-stabilisée isolée. En effet une coupe orthogonale au tibia, va entraîner une résection tibiale médiale excessive avec pour conséquence une laxité médiale de résection, non contrôlable par une adaptation de la coupe fémorale ou un release latéral. Les deux options possibles sont soit une désostéotomie puis PTG en un ou deux temps, soit la mise en place d'une prothèse charnière rotatoire, comme expliqué dans la section précédente sur le choix des implants.

Ostéotomies combinées

Les doubles ostéotomies (fémorale et tibiale) sont généralement peu compliquées à reprendre pour les coupes osseuses et l'équilibrage ligamentaire. En effet le principe est de corriger le fémur et le tibia pour obtenir un axe mécanique « conventionnel » et une restitution d'un interligne horizontal. Il y a donc peu de cal vicieux et pas d'hypercorrection, sauf erreur technique. La mise en place de la prothèse de genou peut donc être envisagée comme sur un genou normoaxé standard. La cicatrice est souvent médiale, en reprenant la cicatrice d'ostéotomie tibiale et en la prolongeant en proximal. La cicatrice latérale est souvent très latérale, ne permettant pas une exposition satisfaisante et ne posant aucune difficulté ou risque de nécrose cutanée.



Figure 7 : Radiographie préopératoire et postopératoire d'une PTG sur OTV par fermeture latérale. L'abaissement du condyle tibial latéral secondaire à l'OTV nécessite de réaliser une coupe minimale symétrique en latéral et médial.

CONCLUSION

La mise en place d'une PTG sur antécédent d'ostéotomie peut s'avérer complexe, en raison d'un cal vicieux frontal ou sagittal parfois important, ou de difficulté d'exposition souvent secondaire à une patella basse. Une planification préopératoire soigneuse est indispensable pour anticiper la voie d'abord, le type d'implants, l'axe et l'épaisseur des coupes osseuses et les moyens de réaliser la balance ligamentaire. Pour autant les résultats des PTG sur ostéotomie restent similaires à ceux des PTG sur un genou natif. ■

Bibliographie

1. Flecher X, Parratte S, Aubaniac JM, Argenson JN (2006) A 12-28-year followup study of closing wedge high tibial osteotomy, *Clin Orthop Relat Res*, 45291-96. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000229362.12244.f6>
2. Niinimäki TT, Eskelinen A, Mann BS, Junnila M, Ohtonen P, Leppilähti J (2012) Survivorship of high tibial osteotomy in the treatment of osteoarthritis of the knee: Finnish registry-based study of 3195 knees, *J Bone Joint Surg Br*, 94(11):1517-1521. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.94B11.29601>
3. Haslam P, Armstrong M, Geutjens G, Wilton TJ (2007) Total knee arthroplasty after failed high tibial osteotomy long-term follow-up of matched groups, *J Arthroplasty*, 22(2):245-250. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2006.01.031>
4. Ehlinger M, D'Ambrosio A, Vie P et al. (2017) Total knee arthroplasty after opening- versus closing-wedge high tibial osteotomy. A 135-case series with minimum 5-year follow-up, *Orthop Traumatol Surg Res*, 103(7):1035-1039. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2017.07.011>
5. Batailler C, Fary C, Denjean S, Gaillard T, Lustig S (2020) High Midterm Survival Rate of Uncemented Total Knee Arthroplasty After High Tibial Osteotomy: A Case-Control Study, *J Arthroplasty*, 35(6):1595-1599. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2020.01.054>
6. Pour AE, Parvizi J, Slenker N, Purtill JJ, Sharkey PF (2007) Rotating hinged total knee replacement: use with caution, *J Bone Joint Surg Am*, 89(8):1735-1741. <https://doi.org/10.2106/JBJS.F.00893>
7. Williot A, Rosset P, Favard L, Brilhault J, Burdin P (2010) Total knee arthroplasty in valgus knee, *Orthop Traumatol Surg Res*. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2010.03.009>
8. Mihalko WM, Saeki K, Whiteside LA (2013) Effect of medial epicondylar osteotomy on soft tissue balancing in total knee arthroplasty, *Orthopedics*, 36(11):e1353-1357. <https://doi.org/10.3928/01477447-20131021-14>
9. Mullaji AB, Shetty GM (2013) Surgical technique: Computer-assisted sliding medial condylar osteotomy to achieve gap balance in varus knees during TKA, *Clin Orthop Relat Res*, 471(5):1484-1491. <https://doi.org/10.1007/s11999-012-2773-x>
10. Sappey-Marinié E, White N, Gaillard R et al. Increased valgus laxity in flexion with greater tibial resection depth following total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 27. Germany 2019. p. 1450-1455. <https://doi.org/10.1007/s00167-018-4988-1>

NATION INVITÉE :

ITALIE



SOCIÉTÉ INVITÉE :

SFA

SOCIÉTÉS INTERNATIONALES :

AAHKS, AO Recon, APOA,
EKS, Esska, IHS, JOA

THÈMES :

LA PRÉVENTION
LE CHIRURGIEN 4.0

100^{ème} CONGRÈS DE LA
SOFCOT
Société Française de Chirurgie
Orthopédique et Traumatologique

CANNES

11 - 13 NOVEMBRE 2026

PALAIS DES FESTIVALS ET DES CONGRÈS



ORGANISATION GÉNÉRALE : MCO CONGRÈS

285, Corniche JF Kennedy - 13007 Marseille France • Tél. : +33 (0)4 95 09 38 00 • sofcot@mcocongres.com

LE CONCEPT DES TROIS PILIERS POUR LE POSITIONNEMENT FONCTIONNEL DU GENOU DANS L'ARTHROPLASTIE TOTALE DE GENOU ASSISTÉE PAR ROBOT

Alberto FOGACCI, Clément FAVROUL, Cécile BATAILLER, Elvire SERVIEN, Sébastien LUSTIG

Service de chirurgie orthopédique, Hôpital de la Croix-Rousse, Hospices civils de Lyon, Lyon, France

INTRODUCTION

L'arthroplastie totale de genou (ATG) est une intervention fiable et durable dans le traitement de la gonarthrose évoluée, avec une survie prothétique estimée à 82 % à 25 ans selon une revue systématique et méta-analyse récente d'Evans et al. [1].

Malgré ces résultats favorables à long terme, l'insatisfaction demeure cliniquement pertinente, environ 10 % des patients rapportant des symptômes persistants ou des attentes non satisfaites après ATG [2].

Cette discordance entre la survie prothétique et le résultat perçu par le patient a suscité un intérêt croissant pour les facteurs liés au phénotype natif du genou, au comportement des parties molles et à la reconstruction articulaire fonctionnelle.

Pendant des décennies, l'alignement mécanique (AM) a représenté la stratégie de référence en ATG. Sa justification était de restaurer un axe hanche-genou-cheville (HKA) neutre et un interligne articulaire horizontal, afin d'obtenir une répartition équilibrée des contraintes et de réduire l'usure du polyéthylène. Bien que cette approche ait fait la preuve de sa reproductibilité et de résultats fiables à long terme, elle demeure fondée sur des cibles standardisées et ne prend pas pleinement en compte la variabilité anatomique individuelle.

Des données de plus en plus nombreuses ont mis en évidence une importante variabilité interindividuelle de l'aligne-

ment natif du membre, de l'orientation de l'interligne articulaire et de la morphologie du genou. Seule une minorité d'individus présente un axe mécanique réellement neutre, tandis que de nombreux genoux présentent un varus ou un valgus constitutionnel [3].

En conséquence, une correction systématique vers un alignement neutre peut aboutir à une reconstruction non physiologique chez certains patients, susceptible d'altérer la cinématique du genou, d'augmenter le recours aux libérations des parties molles et d'affecter la satisfaction du patient.

Des systèmes de classification tels que la classification CPAK (Coronal Plane Alignment of the Knee) ont été développés afin de mieux décrire les phénotypes frontaux individuels, en intégrant l'alignement constitutionnel et l'obliquité de l'interligne articulaire [4].

S'appuyant sur ces principes, une évolution progressive s'est opérée vers des stratégies d'alignement plus personnalisées, parmi lesquelles l'alignement fonctionnel, qui visent à associer un positionnement tridimensionnel de l'implant à un équilibrage individualisé des parties molles et à la préservation de la biomécanique articulaire native dans tous les plans. Dans ce paradigme en évolution, une approche globale traitant simultanément l'anatomie osseuse, l'équilibrage ligamentaire et la mécanique fémoropatellaire pourrait être nécessaire pour optimiser les résultats fonctionnels et la satisfaction des patients après ATG.

D'UNE APPROCHE SYSTÉMATIQUE À UNE APPROCHE PERSONNALISÉE : VERS LE CONCEPT DE POSITIONNEMENT FONCTIONNEL DU GENOU

Historiquement, la philosophie de l'ATG a été dominée par des stratégies d'alignement systématiques, en particulier l'AM, qui visait à restaurer un alignement neutre du membre au moyen de coupes osseuses standardisées. Si cette approche demeure fiable et reproductible, elle repose par nature sur des cibles angulaires fixes qui ne tiennent compte ni de l'anatomie individuelle ni du comportement de l'enveloppe native des parties molles [5].

L'alignement cinématique (AC) et l'alignement cinématique inversé ont constitué les premières tentatives de restaurer l'anatomie pré-arthrosique du patient par un resurfaçage de l'articulation, avec préservation de l'orientation native de l'interligne articulaire et de l'équilibre ligamentaire [6,7]. Toutefois, une restauration non restreinte de l'anatomie native peut engendrer des valeurs extrêmes d'alignement (outliers), ce qui a conduit au développement d'approches modifiées telles que l'alignement cinématique restreint (rKA), qui vise à individualiser le

positionnement des composants tout en respectant des limites de sécurité prédéfinies [8].

L'alignement fonctionnel (AF) a fait progresser ce concept, en particulier avec le développement de la chirurgie assistée par robot. L'AF associe une planification tridimensionnelle de l'implant à une évaluation peropératoire de la laxité ligamentaire et des espaces en flexion et en extension, permettant d'ajuster la position des composants afin d'obtenir un genou équilibré tout en préservant les parties molles [7].

Cependant, le terme d'« alignement » demeure conceptuellement limité. Il est souvent interprété comme une notion statique et bidimensionnelle, centrée principalement sur le plan frontal. Cette acception ne reflète pas pleinement la fonction du genou, laquelle dépend du positionnement des composants dans les plans frontal, sagittal et axial, ainsi que du comportement ligamentaire et de la course rotulienne.

À l'inverse, le concept de positionnement fonctionnel du genou (functional

knee positioning, FKPos) représente une évolution majeure de la philosophie de l'ATG. Plutôt que de viser un alignement prédéfini, le FKPos considère la mise en place de l'implant comme le résultat d'un processus dynamique et tridimensionnel, gouverné par l'interaction entre la morphologie osseuse, la tension ligamentaire et la cinématique articulaire. Dans ce cadre, le positionnement de l'implant n'est pas dicté par une cible angulaire unique et prédéfinie. Il est au contraire guidé par l'anatomie osseuse du patient, l'enveloppe de laxité mesurée et le comportement dynamique de l'articulation fémoropatellaire.

Le FKPos privilégie la préservation de l'enveloppe native des parties molles, en limitant les libérations ligamentaires, souvent nécessaires dans les techniques d'alignement traditionnelles, en particulier en cas de déformation complexe. Dans ce contexte, l'enveloppe des parties molles peut être considérée comme le « moteur » ou la « référence biologique » guidant le positionnement de l'implant.

Le FKPos traduit ainsi le passage d'une correction statique de l'alignement à une

reconstruction fonctionnelle du genou envisagé comme un système biomécanique complet [9] (Tableau 1).

JUSTIFICATION DU
CONCEPT DES
TROIS PILIERS

Le genou natif se caractérise par une variabilité anatomique et fonctionnelle considérable. Cette variabilité concerne non seulement le plan frontal, mais également la morphologie sagittale et axiale, la laxité ligamentaire et l'anatomie du compartiment antérieur. Le concept des trois piliers a été élaboré afin d'organiser ces sources de variabilité en un cadre pratique applicable à l'ATG assistée par robot.

Morphologie osseuse

Les analyses tridimensionnelles de genoux non arthrosiques ont mis en évidence une grande variabilité de l'orienta-

	Concept fondamental	Cibles	Avantages	Limites
Alignement mécanique	Positionnement standardisé des composants perpendiculairement aux axes mécaniques	HKA $\approx 180^\circ$; Coupes fémorale et tibiale à 90° des axes mécaniques	Survie prothétique à long terme historiquement validée ; Reproductibilité	Ne tient pas compte de la variabilité native ; Modifie l'obliquité de l'interligne articulaire et l'enveloppe des parties molles
Alignement cinématique	Philosophie de resurfaçage visant à restaurer l'anatomie pré-arthrosique du genou du patient	Composant fémoral parallèle aux interlignes articulaires distal et postérieur ; Coupe tibiale ajustée pour l'équilibrage	Préserve la tension ligamentaire native ; pas de libération des parties molles ; Reconstruction plus anatomique	Risque d'alignements extrêmes ; Majoration des contraintes sur l'implant ; Les recoupes tibiales sacrifient le capital osseux
Alignement cinématique inversé	Stratégie « <i>tibia d'abord</i> » préservant l'interligne articulaire tibial natif, les résections fémorales étant ajustées pour équilibrer les espaces	Coupes tibiales symétriques ; Ajustement fémoral pour l'équilibrage des espaces	Préserve le capital osseux tibial ; Permet une gestion indépendante des espaces en flexion et en extension	Techniquement exigeant ; Données cliniques limitées ; Absence de données à long terme
Alignement cinématique restreint	Approche hybride entre alignement mécanique et alignement cinématique, préservant l'anatomie tout en respectant des zones de sécurité	HKA à $\pm 3^\circ$ de la neutralité ; Composants fémoral et tibial à $\pm 5^\circ$ des axes mécaniques	Limite les alignements extrêmes ; Réduit les déséquilibres ; Renforce la sécurité et la personnalisation	Restauration anatomique moins « <i>authentique</i> » que l'alignement cinématique ; Cibles encore débattues ; Données cliniques à long terme limitées
Alignement fonctionnel	Optimisation robotique, propre au patient, des implants, des coupes, des espaces et des parties molles	Ajustement tridimensionnel et équilibrage des espaces en temps réel ; Alignement natif préservé à l'intérieur des zones de sécurité	Intégration os–ligament ; Moins de libérations ; Ajustement tridimensionnel précis	Dépendance à la technologie ; Protocoles variables selon les chirurgiens et les plateformes

Tableau 1 : Les différents types d'alignement en arthroplastie totale de genou.

tion des interlignes articulaires fémoral et tibial, ainsi que de multiples combinaisons d'obliquité de l'interligne [10].

Dans les genoux arthrosiques, la variabilité de l'alignement demeure importante, avec des profils différents de ceux observés chez les sujets jeunes non arthrosiques, notamment un alignement fémoral en varus plus fréquent et une orientation tibiale relativement neutre [11]. Ces données plaident contre l'existence d'une cible d'alignement physiologique unique.

Cette variabilité ne se limite pas au plan frontal. Des paramètres sagittaux tels que la pente tibiale, la flexion fémorale distale et l'alignement sagittal combiné influencent également la cinématique du genou et le comportement des espaces articulaires. De même, la morphologie rotationnelle varie considérablement d'un individu à l'autre. Hess et al. ont montré que des phénotypes frontaux similaires peuvent s'associer à des phénotypes rotationnels différents, une congruence complète des interlignes fémoral distal, fémoral postérieur, trochléen antérieur et tibial proximal n'étant observée que dans 2,3 % des genoux non arthrosiques [12]. Ces données confirment que la morphologie du genou est intrinsèquement multiplanariaire.

Les données robotiques ont par ailleurs montré que l'alignement frontal se modifie au cours de la flexion dans la majorité des genoux, environ 14 % seulement conservant un profil constant sur l'ensemble des amplitudes articulaires. L'angle HKA robotique mesuré à 90° de flexion (rHKA-90F) permet d'évaluer l'alignement en flexion et intègre les effets de la rotation fémorale, de l'orientation tibiale et du comportement des parties molles [13].

La classification DyAK (Dynamic Alignment of the Knee) prolonge ce concept en intégrant l'alignement en extension et en flexion au sein d'un cadre dynamique. Cette approche souligne que l'alignement du genou évolue tout au long des amplitudes articulaires et doit être interprété comme une caractéristique fonctionnelle propre à chaque patient, plutôt que comme un paramètre frontal fixe [14].

Ces résultats soulignent que l'alignement ne doit pas être considéré comme un paramètre statique figé, mais comme un profil fonctionnel spécifique au patient,

s'exprimant tout au long des amplitudes articulaires.

Comportement ligamentaire

Le comportement ligamentaire constitue une source majeure de variabilité de la fonction du genou. À la différence de la morphologie osseuse, qui peut être caractérisée avec précision par l'imagerie, l'enveloppe des parties molles est dynamique et se modifie tout au long des amplitudes articulaires. Des analyses quantitatives réalisées en chirurgie assistée par ordinateur ont montré que les profils de tension ligamentaire diffèrent substantiellement d'un patient à l'autre, y compris au sein d'un même groupe de déformation.

Dans les genoux arthrosiques en varus, un profil ligamentaire « standard », défini par une laxité latérale plus importante en extension comme en flexion et par un espace en flexion supérieur à l'espace en extension, n'a été observé que dans environ 65 % des cas [15]. En outre, bien que le degré de déformation en varus soit corrélé à la différence d'espace médio-latéral en extension, cette relation disparaît en flexion, où le comportement ligamentaire devient moins prévisible [15].

Plus récemment, le concept de phénotypes de laxité a mis en évidence que chaque genou présente une combinaison spécifique de laxités médiale et latérale en extension et en flexion, faiblement corrélée à l'alignement global du membre [16].

Ces observations indiquent que l'alignement statique et la morphologie osseuse ne suffisent pas, à eux seuls, à prédire de façon fiable le comportement des parties molles. Une évaluation peropératoire individualisée de la laxité ligamentaire est donc indispensable lorsque l'on cherche à restaurer un équilibre physiologique sans libération systématique des parties molles.

Anatomie et course fémoropatellaires

Le compartiment antérieur constitue une source distincte de variabilité anatomique et fonctionnelle. Des études anatomiques ont montré que les axes fémoraux de référence couramment utilisés, dont l'axe transépicondylien, ne corres-

pondent pas de façon constante à la géométrie fémorale distale [17].

Par ailleurs, la morphologie antérieure est étroitement liée à l'anatomie condylienne postérieure. Dans des affections telles que la dysplasie trochléenne, les altérations de la trochlée s'accompagnent de modifications significatives de la géométrie condylienne postérieure, notamment d'une augmentation de l'angle condylien postérieur liée à un raccourcissement relatif du condyle latéral [18]. Ces données indiquent que les compartiments antérieur et postérieur sont anatomiquement interdépendants et ne peuvent être envisagés isolément.

Sur le plan fonctionnel, même de faibles écarts par rapport à l'anatomie trochléenne native peuvent entraîner un défaut de course rotulienne, des douleurs antérieures du genou et des résultats sous-optimaux. Des travaux récents ont montré que la restauration du compartiment antérieur demeure difficile et que les variations de l'offset trochléen et de l'épaisseur patellaire au cours de l'arc de flexion peuvent influencer significativement la fonction postopératoire [19].

L'articulation fémoropatellaire doit donc être considérée comme un troisième espace fonctionnel du genou. Son optimisation impose d'évaluer la morphologie trochléenne, l'offset antérieur, l'épaisseur patellaire et la course rotulienne dynamique, plutôt que de s'en remettre exclusivement à l'alignement fémorotibial ou à l'équilibre des espaces.

LES TROIS PILIERS DU POSITIONNEMENT FONCTIONNEL DU GENOU

Le FKPos repose sur le principe selon lequel la réussite d'une ATG nécessite l'intégration de trois domaines interdépendants : la morphologie osseuse, le comportement ligamentaire et la biomécanique fémoropatellaire. Ces domaines ne peuvent être traités indépendamment les uns des autres. Une modification du positionnement frontal ou rotationnel des composants peut affecter l'équilibre fémorotibial et la course rotulienne. De même, les tentatives d'optimisation de

l'équilibre ligamentaire peuvent influencer l'orientation de l'interligne articulaire ou la mécanique du compartiment antérieur.

Le concept des trois piliers fournit un cadre pratique permettant de traduire un alignement personnalisé en un positionnement fonctionnel de l'implant. La technologie robotique fondée sur l'imagerie facilite ce processus grâce à la planification tridimensionnelle, à la mesure peropératoire de la laxité, à l'analyse prédictive des espaces et à l'évaluation dynamique fémoropatellaire (Figure 1).

L'os

Au sein du cadre des trois piliers, **la composante osseuse représente le déterminant structurel principal du FKPos**, car elle constitue le socle de l'équilibrage ligamentaire et de la mécanique fémoropatellaire. L'objectif est de restaurer l'anatomie osseuse propre au patient à l'intérieur de limites de sécurité définies, en intégrant les plans frontal, sagittal et axial.

Dans le plan frontal, cela signifie reproduire le phénotype natif plutôt qu'imposer un alignement neutre. Les coupes fémorale et tibiale suivent le mL DFA et le mMP TA, préservant l'obliquité de l'interligne articulaire, essentielle à une répartition plus physiologique des contraintes [20]. La hauteur de l'interligne articulaire doit également être préservée, une élévation excessive — en particulier une proximalisation — ayant été associée à une laxité en mi-flexion [20,21].

Dans le plan sagittal, le positionnement osseux vise à restaurer la relation native entre la flexion fémorale et la pente tibiale, compte tenu de leur influence combinée sur le comportement de l'espace en flexion [22]. Le composant fémoral est positionné de manière à respecter la courbure fémorale distale et à éviter une encoche antérieure (notching), généralement selon un degré de flexion contrôlé. La pente tibiale est reproduite conformément à l'anatomie native du patient, tout en restant contrainte par le dessin de l'implant. Un contrôle rigoureux de cet alignement sagittal combiné est indispensable pour éviter un positionnement excessif des composants en flexion.

Dans le plan axial, l'alignement rotationnel est traité comme une variable fonctionnelle plutôt que comme une référence

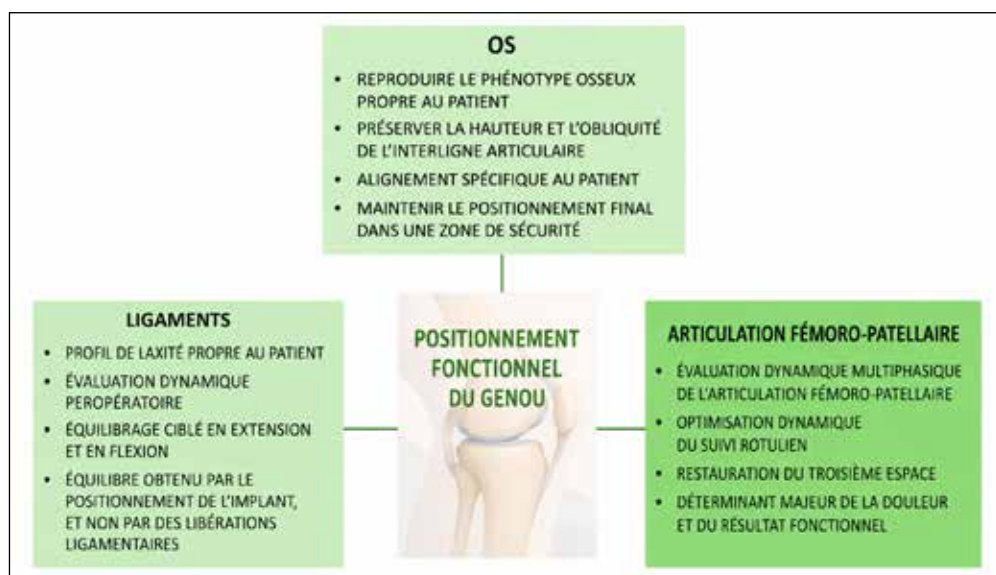


Figure 1 : Cadre conceptuel du positionnement fonctionnel du genou (FKPos) fondé sur les trois piliers : os, ligament et articulation fémoropatellaire.

anatomique fixe. Bien que les repères traditionnels tels que l'axe transépicondylien (TEA), l'axe condylien postérieur (PCA) et l'axe antéropostérieur tibial fournissent une base de départ, le positionnement rotationnel final est adapté à l'intérieur de limites sûres afin de tenir compte de la variabilité individuelle et d'optimiser l'espace en flexion, l'application rigide de références standard pouvant conduire à un déséquilibre en flexion [20].

Un principe clé de ce premier pilier est que les caractéristiques des coupes osseuses constituent les déterminants principaux du comportement et de l'équilibre des espaces fémorotibiaux. Dans le FKPos, les espaces fémorotibiaux sont prédits et ajustés par le positionnement de l'implant et les coupes osseuses, inversant ainsi l'approche traditionnelle guidée par le ligament et fondée sur la libération des parties molles. Cette stratégie est rendue possible par la planification tridimensionnelle et l'évaluation peropératoire, qui permettent un contrôle précis de la variation des espaces.

Le dimensionnement de l'implant soutient ce concept en suivant la restauration de l'anatomie fémorale native, en évitant le débord prothétique (overhang) et la surépaisseur fémoropatellaire (overs-tuffing), reliant ainsi la reconstruction osseuse à la fonction du compartiment antérieur.

Tous les ajustements sont réalisés à l'intérieur de limites de sécurité définies (alignements frontal, sagittal et rotationnel, interligne articulaire), afin de respecter la

variabilité anatomique sans dépasser les limites mécaniques.

Le pilier osseux constitue un processus de personnalisation, offrant un socle stable et reproductible à l'équilibrage ligamentaire et à la course rotulienne.

Le ligament

Dans le FKPos, l'équilibre ligamentaire est un paramètre mesurable et dépendant de la flexion, reflétant l'enveloppe des parties molles propre au patient. Les genoux natifs, en particulier dans les morphotypes en varus, présentent une variabilité importante de la laxité, avec une asymétrie physiologique entre les compartiments et une laxité accrue en flexion, imposant une prise en charge individualisée [15].

L'équilibrage des parties molles est un principe central du FKPos. Un genou équilibré se définit par une différence d'espace médio-latéral ≤ 1 à 1,5 mm, les espaces finaux en extension complète et à 90° de flexion ne dépassant pas ± 2 mm par rapport à l'épaisseur d'implant cible. Une légère laxité latérale en flexion (1 mm de plus que le compartiment médial) est considérée comme physiologique. Ces seuils sont déterminants, car des écarts au-delà de cet intervalle — en particulier une laxité médiale excessive — ont été associés à des résultats cliniques inférieurs et à une majoration des douleurs [20].

Une caractéristique technique essentielle du FKPos est que l'équilibre ligamen-

taire est obtenu principalement avant les coupes osseuses, par analyse prédictive des espaces et affinement de la position de l'implant, plutôt que par une libération secondaire des parties molles. Les études robotiques ont montré qu'un resurfaçage guidé par la seule anatomie osseuse ne permet pas d'obtenir de façon fiable un équilibre ligamentaire. Dans les genoux en varus, l'alignement cinématique n'atteignait les espaces cibles que dans 65,7 % des cas en extension et 49,1 % en flexion, tandis que l'intégration de la laxité des parties molles dans le positionnement de l'implant selon les principes fonctionnels permettait un équilibrage des espaces plus constant avec un recours minimal aux libérations des parties molles [23].

Cependant, des espaces équilibrés en extension et à 90° de flexion ne garantissent pas un comportement équilibré sur l'ensemble des amplitudes articulaires. Même avec un positionnement fonctionnel, une proportion substantielle de genoux peut demeurer déséquilibrée en mi-flexion, ce qui souligne le comportement non isométrique des ligaments ainsi que l'influence de la position de l'interligne articulaire, de la géométrie fémorale et du dessin de l'implant [24].

Le FKPos ne saurait donc se réduire à un équilibrage des espaces en deux points ; il doit viser la reconstruction d'une enveloppe de laxité stable et fonctionnelle sur l'ensemble de l'arc de flexion.

La gestion des ligaments croisés et le dessin de l'implant influencent également l'équilibre ligamentaire. La résection du ligament croisé postérieur (LCP) augmente l'espace en flexion, particulièrement en latéral, et peut affecter l'équilibre médio-latéral, imposant des ajustements compensatoires de la position des composants [25].

Le pilier ligamentaire du FKPos vise à reconstruire l'enveloppe de laxité propre au patient par un positionnement coordonné des implants. L'objectif est d'obtenir une extension stable, une laxité physiologique en flexion et un déséquilibre médio-latéral minimal en flexion, garantissant un environnement mécanique reproductible pour une fonction optimale du genou.

L'articulation fémoropatellaire

L'articulation fémoropatellaire constitue le troisième pilier du FKPos ; elle est un déterminant essentiel — mais historiquement sous-estimé — des résultats postopératoires.

Le compartiment antérieur peut être évalué directement et optimisé de façon dynamique en peropératoire, en particulier grâce à l'assistance robotique fondée sur l'imagerie.

La biomécanique fémoropatellaire est très sensible au positionnement de l'implant, à la géométrie trochléenne et à la restauration de l'offset antérieur ; même de faibles écarts peuvent entraîner un défaut de course rotulienne, des douleurs antérieures du genou et une gêne fonctionnelle [26].

La restauration de l'offset fémoral antérieur et de l'anatomie trochléenne est essentielle, car elle influence directement la course rotulienne et l'efficacité de l'appareil extenseur.

Les systèmes robotiques permettent un positionnement précis de la trochlée prothétique sur l'anatomie native grâce à une planification fondée sur la tomomodensitométrie (TDM), autorisant une reproduction fidèle de la profondeur, de l'orientation et de la courbure trochléennes. Ce point est déterminant, car l'instrumentation conventionnelle ne permet pas de restaurer le compartiment antérieur de façon fiable [27].

L'évaluation quantitative de l'offset trochléen peut être réalisée à plusieurs angles de flexion (0°, 30°, 70°, 90°), montrant que des situations de sous-épaisseur (understuffing) comme de surépaisseur (overstuffing) surviennent sur l'ensemble des amplitudes articulaires, la surépaisseur — en particulier en flexion moyenne à profonde — étant associée à une réduction de la flexion et à des résultats fonctionnels inférieurs [19].

Dans ce contexte, la restauration globale du compartiment antérieur, définie comme l'effet combiné de l'offset trochléen et du contrôle de l'épaisseur patellaire, devient essentielle. La surépaisseur augmente les pressions de contact fémoropatellaires, met en tension l'appareil extenseur et limite la flexion, tandis qu'une sous-épaisseur excessive

peut réduire l'efficacité du quadriceps et altérer la course rotulienne [19].

Des intervalles de sécurité ont été proposés pour des paramètres clés tels que la bascule patellaire (0–5° d'ouverture médiale), la translation patellaire (± 2 mm) et l'offset patellaire (Δ PO compris entre 0 et –5 mm), afin d'éviter à la fois un excès de contrainte et une instabilité de l'articulation fémoropatellaire [28]. Si une restauration à l'intérieur de ces zones de sécurité ne se traduit pas nécessairement par de meilleurs résultats cliniques à court terme, elle influence significativement la décision peropératoire, notamment quant à l'indication d'un resurfaçage patellaire [28].

La chirurgie assistée par robot permet également une évaluation peropératoire dynamique de la course rotulienne. À l'aide d'un point de repère suivi sur la patella, le système peut enregistrer la position patellaire sur l'ensemble des amplitudes articulaires, permettant une reconstruction tridimensionnelle de la trajectoire et une comparaison entre les conditions native, d'essai et prothétique définitive [29]. Cette approche autorise une évaluation en temps réel de la translation médio-latérale et de la position antéropostérieure, avec une précision inférieure à 1 mm, et permet d'identifier des anomalies subtiles de course rotulienne qui passeraient autrement inaperçues [29].

Cette évaluation dynamique transforme le compartiment antérieur en un domaine mesurable et rétro-contrôlé. La rotation des composants, le positionnement médio-latéral, l'épaisseur de la résection patellaire et la position du médaillon patellaire peuvent être ajustés lorsque la course rotulienne est sous-optimale. Une évaluation séquentielle avant les coupes osseuses, après implantation d'essai puis après implantation définitive peut ainsi contribuer à optimiser le troisième espace [30].

Le domaine fémoropatellaire représente une composante dynamiquement évaluable de l'ATG, intégrant la restauration de l'offset antérieur, une reconstruction trochléenne précise et l'évaluation peropératoire en temps réel de la course rotulienne. Cette approche permet une optimisation individualisée de l'appareil extenseur et de la cinématique fémoropatellaire, et répond à une source majeure de douleurs postopératoires et de résultats cliniques sous-optimaux.

DÉROULEMENT
OPÉRATOIRE :
APPLICATION DU
CONCEPT DES
TROIS PILIERS

Le cas clinique suivant illustre la manière dont le concept des trois piliers peut être intégré à un déroulement opératoire d'ATG assistée par robot au moyen d'une plateforme fondée sur la tomomodensitométrie (système MAKO, Stryker®).

Un patient de 75 ans, d'indice de masse corporelle (IMC) 24,5 kg/m², présentant une hypertension artérielle et une dyslipidémie traitées médicalement, tabagique occasionnel, consultait pour des gonalgies gauches évoluant depuis 6 ans, prédominant en charge, avec un périmètre de marche réduit et des douleurs à la descente des escaliers. Les douleurs s'étaient aggravées au cours des 12 derniers mois et n'étaient plus contrôlées par les traitements conservateurs, entraînant une limitation sévère des activités quotidiennes et de loisirs.

L'examen clinique retrouvait un genou sec, des amplitudes articulaires de 0° à 120°, l'absence d'instabilité antéropostérieure et frontale, et une douleur diffuse à la palpation de l'interligne articulaire. La marche était altérée et non fluide, avec une boiterie antalgique.

Les radiographies préopératoires montraient une arthrose fémorotibiale bicompartimentale prédominant sur le compartiment médial (stade III de Kellgren-Lawrence), associée à une atteinte fémoropatellaire sévère (stade IV d'Iwano). L'analyse de l'alignement du membre inférieur retrouvait un angle HKA préopératoire de 173°, avec un mLDFA de 89,0°, un mMPTA de 85,0° et une pente tibiale de 7°. L'évaluation fémoropatellaire objectivait une bascule patellaire latérale (13,5°), une translation patellaire latérale (6,5 mm) et un angle de congruence positif (+23°), compatibles avec un défaut de course rotulienne latéral. L'indice de Caton-Deschamps était de 0,89 (Figure 2).



Figure 2 : Cas clinique : radiographies préopératoires.
(a) Radiographie de face en charge
(b) Radiographie de profil
(c) Incidences axiales fémoropatellaires (défilé fémoropatellaire, incidence de Merchant)

Catégorie	Paramètre	Valeur
Alignement et morphologie préopératoires	HKA	173°
	mLDFA	89,0°
	mMPTA	85,0°
	Pente tibiale	7°
Alignement initialement planifié	HKA planifié	0°
Planification du composant fémoral	Alignement frontal	2° de valgus
	Rotation axiale	0,5° de rotation externe par rapport au TEA
	Alignement sagittal	5,6° de flexion
Planification du composant tibial	Alignement frontal	2° de varus
	Alignement sagittal	3° de pente postérieure
Choix de l'implant	Implant	Triathlon CS, conservant le LCP
	Taille du composant fémoral	Taille 5
	Taille du composant tibial	Taille 5
	Épaisseur de l'insert	9 mm
Coupes osseuses initialement planifiées	Fémur distal	6,0 mm en latéral / 7,5 mm en médial
	Fémur postérieur	7,0 mm en latéral / 8,0 mm en médial
	Tibia proximal	6,0 mm en latéral / 6,0 mm en médial

HKA, angle hanche–genou–cheville ; mLDFA, angle fémoral distal latéral mécanique ; mMPTA, angle tibial proximal médial mécanique ; TEA, axe transépicondylien ; LCP, ligament croisé postérieur.

Tableau 2 : Principaux paramètres préopératoires, planification initiale des implants et coupes osseuses prévues.

Étape 1 - Planification fondée sur la TDM et évaluation du phénotype osseux : pilier osseux

La planification préopératoire a été réalisée afin de définir un positionnement de l'implant propre au patient, fondé sur le phénotype osseux, selon une approche séquentielle plan par plan.

La planification a débuté par le plan sagittal fémoral, en définissant la taille et la flexion afin d'éviter une encoche antérieure et une surépaisseur, en assurant la congruence avec la corticale antérieure et les condyles postérieurs.

Dans le plan axial, la rotation fémorale a été ajustée à partir des repères anatomiques, avec une attention particulière portée à la reproduction de l'anatomie trochléenne native.

Dans le plan frontal, l'alignement fémoral et la coupe distale ont été déterminés selon le morphotype natif, afin de respecter le mLDFA et de préserver l'orientation et la hauteur de l'interligne articulaire.

La planification tibiale a suivi les mêmes principes. L'alignement frontal a été adapté à l'anatomie native, la rotation axiale et le dimensionnement ont été planifiés à l'aide de la ligne d'Akagi tout en évitant tout débord, et la pente postérieure a été définie dans les limites du dessin de l'implant (maximum 3° pour un implant postéro-stabilisé (PS)).

Le dimensionnement des composants a résulté de l'évaluation intégrée de l'ensemble des plans.

Les principaux paramètres préopératoires, la planification initiale des implants et les coupes osseuses prévues sont résumés dans le Tableau 2.

Ces coupes planifiées traduisaient la nécessité de compenser une usure asymétrique tout en préservant un interligne articulaire propre au patient. Toutefois, ce plan fondé sur l'anatomie osseuse ne constituait qu'un point de départ, secondairement remis en question en peropératoire par l'évaluation objective de la laxité (Figure 3).

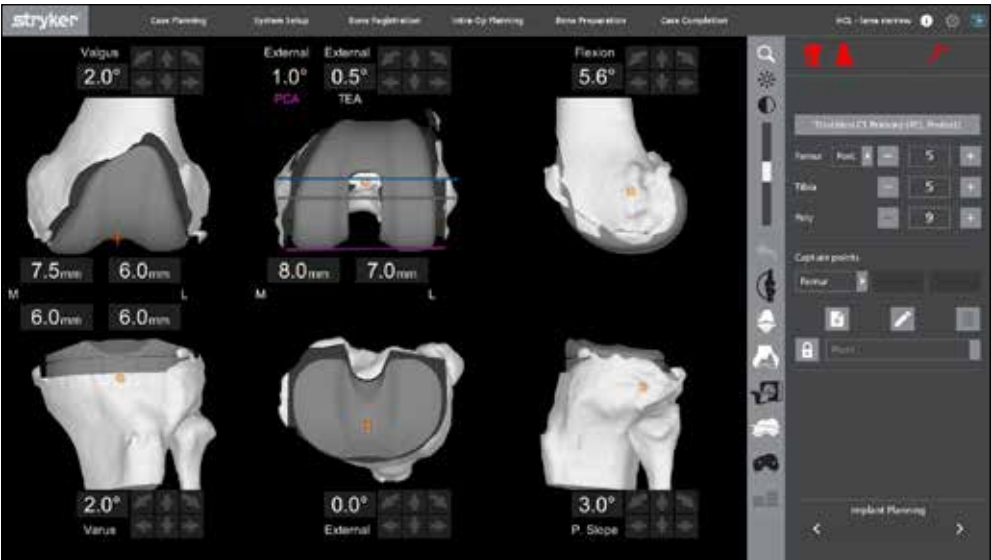


Figure 3 : Planification préopératoire fondée sur la TDM du cas rapporté, montrant le positionnement des implants et les coupes osseuses prévues.

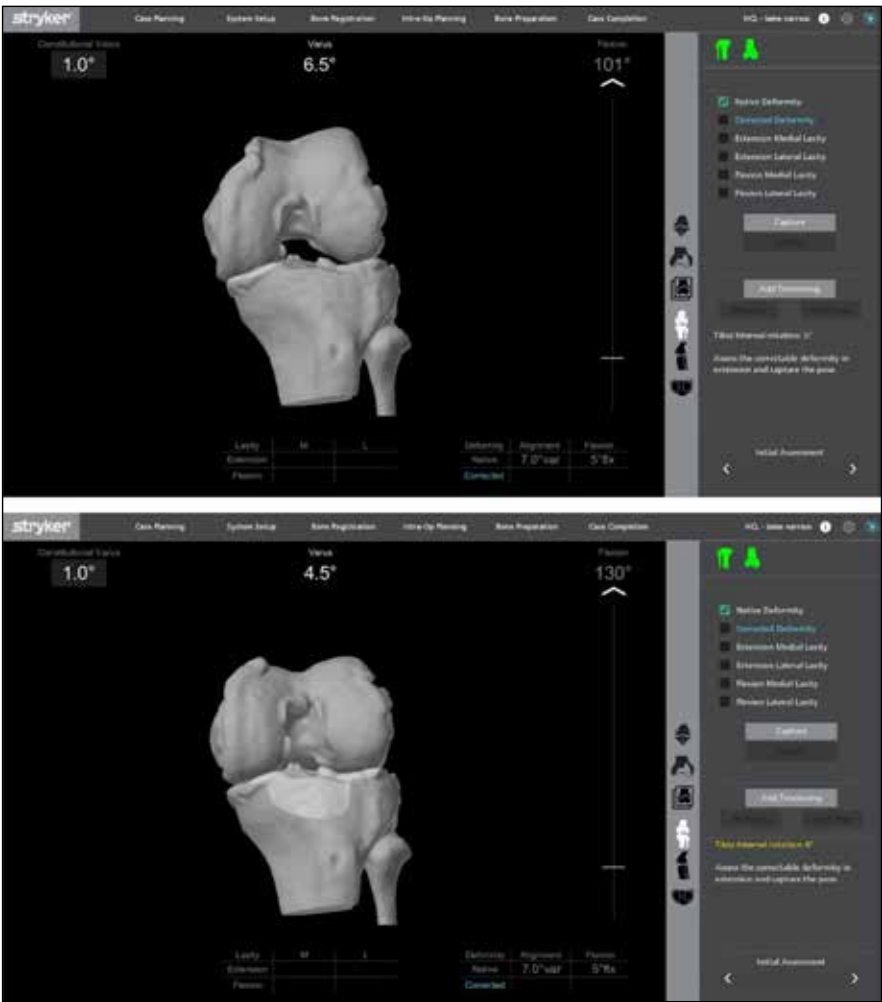


Figure 4 : Modification dynamique de l'alignement frontal au cours de la flexion du genou.
(a) Alignement frontal à 101° de flexion montrant 6,5° de varus.
(b) Alignement frontal à 130° de flexion montrant 4,5° de varus, témoignant de la réduction du varus avec l'augmentation de la flexion.

Étape 2 - Évaluation de l'anatomie native et de la laxité

Après recalage osseux, la cinématique native du genou a été évaluée de façon dynamique afin de quantifier la déformation et le comportement des parties molles sur l'ensemble des amplitudes articulaires. L'alignement natif et sa réductibilité ont d'abord été évalués sous contrainte manuelle afin de distinguer déformation fixée et déformation réductible, orientant ainsi la part respective des coupes osseuses et de l'équilibrage des parties molles. La laxité peropératoire a ensuite été enregistrée en extension et en flexion, fournissant une évaluation quantitative du comportement des compartiments médial et latéral et permettant d'affiner le plan d'implantation afin d'obtenir des espaces équilibrés tout en préservant l'enveloppe native des parties molles.

Dans ce cas, le genou présentait un alignement en varus de 7° en extension complète. Avec l'augmentation de la flexion, l'alignement demeurait en varus mais se réduisait progressivement, mesuré à 6,5° à 101° de flexion et à 4,5° en flexion profonde. Ce profil met en évidence une nette discordance entre l'alignement en extension et en flexion. Il conforte les données actuelles selon lesquelles l'alignement frontal est dynamique plutôt que statique et évolue tout au long des amplitudes articulaires [13] (Figure 4).

Étape 3 - Équilibrage des espaces et affinement de la position de l'implant : pilier ligamentaire

L'évaluation initiale de la laxité montrait un espace médial de +0,5 mm et un espace latéral de +3,5 mm en extension, témoignant d'une laxité latérale. À 90° de flexion, l'espace médial était de -1,5 mm et l'espace latéral de +3,0 mm, correspondant à un espace en flexion plus serré. L'objectif de l'équilibrage peropératoire était d'obtenir un espace en extension serré et symétrique (0 mm) et un espace en flexion légèrement augmenté, avec une asymétrie médio-latérale contrôlée (0,5 mm et 1,5 mm).

En débutant par l'équilibrage en extension, le varus tibial a été augmenté de 2° afin de réduire l'espace latéral en exten-

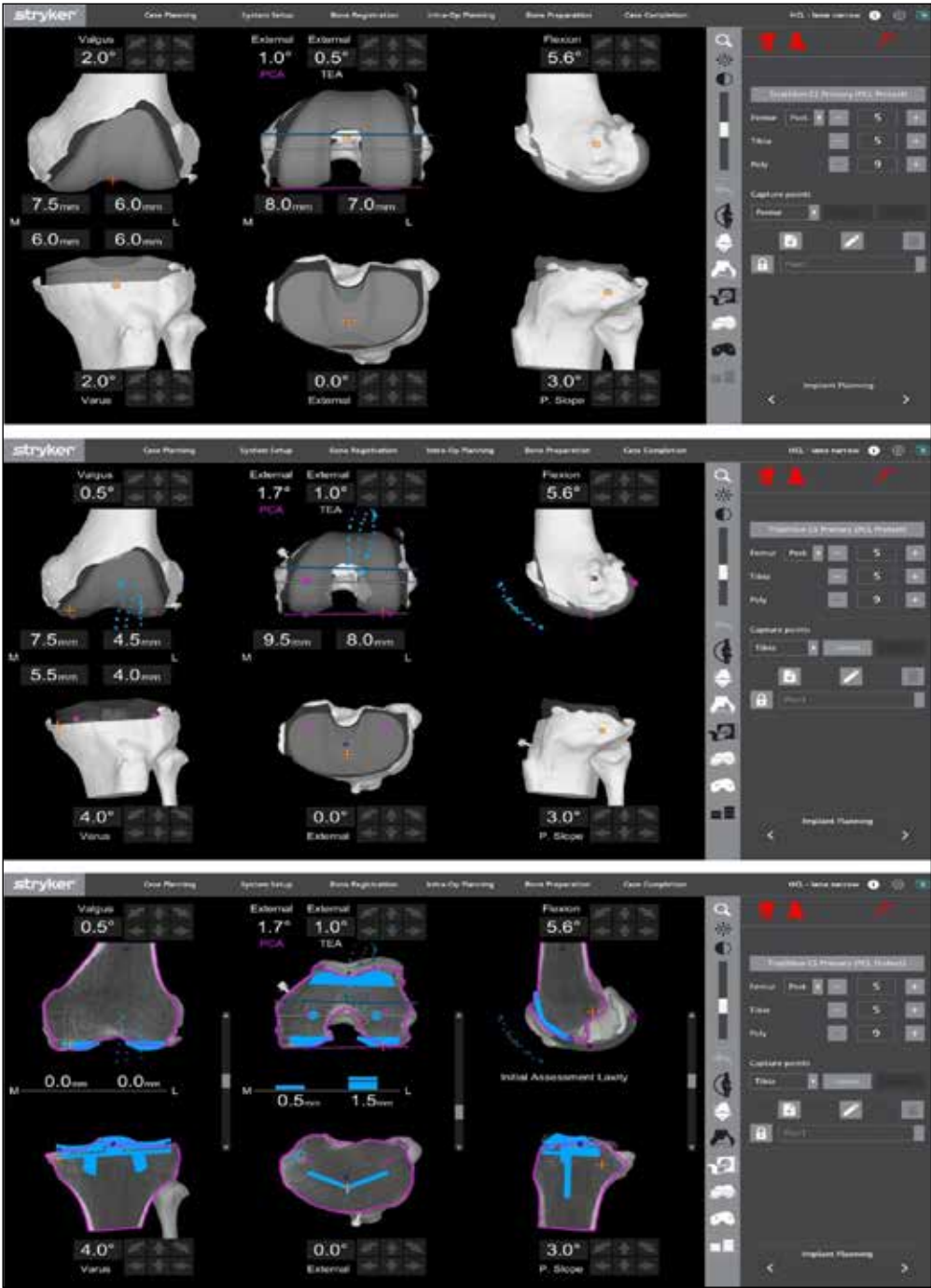


Figure 5 : Équilibrage peropératoire et positionnement définitif des implants.
(a) Planification préopératoire fondée sur la TDM montrant le positionnement initial des implants et les coupes osseuses prédites.
(b) Configuration définitive des implants après ajustement peropératoire de la position des composants en fonction des espaces en flexion et en extension. Le positionnement des implants et les coupes osseuses correspondants sont présentés.
(c) Configuration définitive des implants : un espace en extension étroit et symétrique et des espaces en flexion asymétriques contrôlés ont été obtenus.

sion, tandis que le valgus fémoral était diminué de 1,5° dans le même but.

En flexion, l'ouverture de l'espace médial a été obtenue par l'effet combiné d'une légère antériorisation du composant fémoral (environ 1 mm, par augmentation de la résection condylienne postérieure), soigneusement évaluée au regard de l'anatomie trochléenne native afin d'éviter une surépaisseur du compartiment antérieur, et d'une rotation externe

fémorale supplémentaire (0,5° par rapport au TEA). Cet ajustement rotationnel a également contribué à l'amélioration du défaut de course rotulienne. L'ajustement tibial précédemment réalisé a par ailleurs participé à la fermeture partielle de l'espace latéral en flexion et à l'équilibrage médio-latéral global.

La flexion finale du composant fémoral et la pente tibiale postérieure ont été maintenues inchangées par rapport à la

planification préopératoire, sans encoche fémorale antérieure. Par ailleurs, la flexion sagittale combinée des composants fémoral et tibial est demeurée dans l'intervalle de sécurité admis.

Ces ajustements ont permis de restaurer des espaces équilibrés par le seul positionnement des composants, sans libération des parties molles (Figure 5).

Étape 4 - Pilier fémoropatellaire

L'évaluation de l'articulation fémoropatellaire représente une étape clé du déroulement du positionnement fonctionnel, garantissant que le troisième espace reconstruit autorise une course rotulienne physiologique.

La course rotulienne est enregistrée par une évaluation dynamique, de l'extension complète à 90° de flexion. L'évaluation est réalisée d'abord sur l'articulation native afin d'établir une référence, puis après les coupes osseuses avec les implants d'essai en place, et enfin — lorsqu'il est indiqué — après resurfaçage patellaire, l'implant d'essai étant en place.

Cette évaluation séquentielle permet au chirurgien d'intégrer les effets des coupes osseuses et du positionnement des composants sur la biomécanique fémoropatellaire, autorisant une restauration physiologique du troisième espace.

Dans le cas présent, l'évaluation initiale (anatomie native du genou, avant coupes osseuses) mettait en évidence une course rotulienne latéralisée en début et en milieu de flexion. Sur la base de ce constat, le positionnement du composant fémoral a été affiné lors de la phase de planification, avec notamment une légère augmentation de la rotation externe et une latéralisation, afin d'améliorer l'engagement de la patella dans la gorge trochléenne.

Après planification de l'implant et coupes osseuses, une deuxième évaluation a été réalisée avec les implants d'essai en place et avant resurfaçage patellaire. Cette évaluation intermédiaire montrait une nette amélioration de la course rotulienne, avec une médialisation partielle et un meilleur engagement dans la gorge trochléenne, confirmant l'effet des ajustements du composant fémoral.

Une évaluation finale a ensuite été réalisée après resurfaçage patellaire, selon le

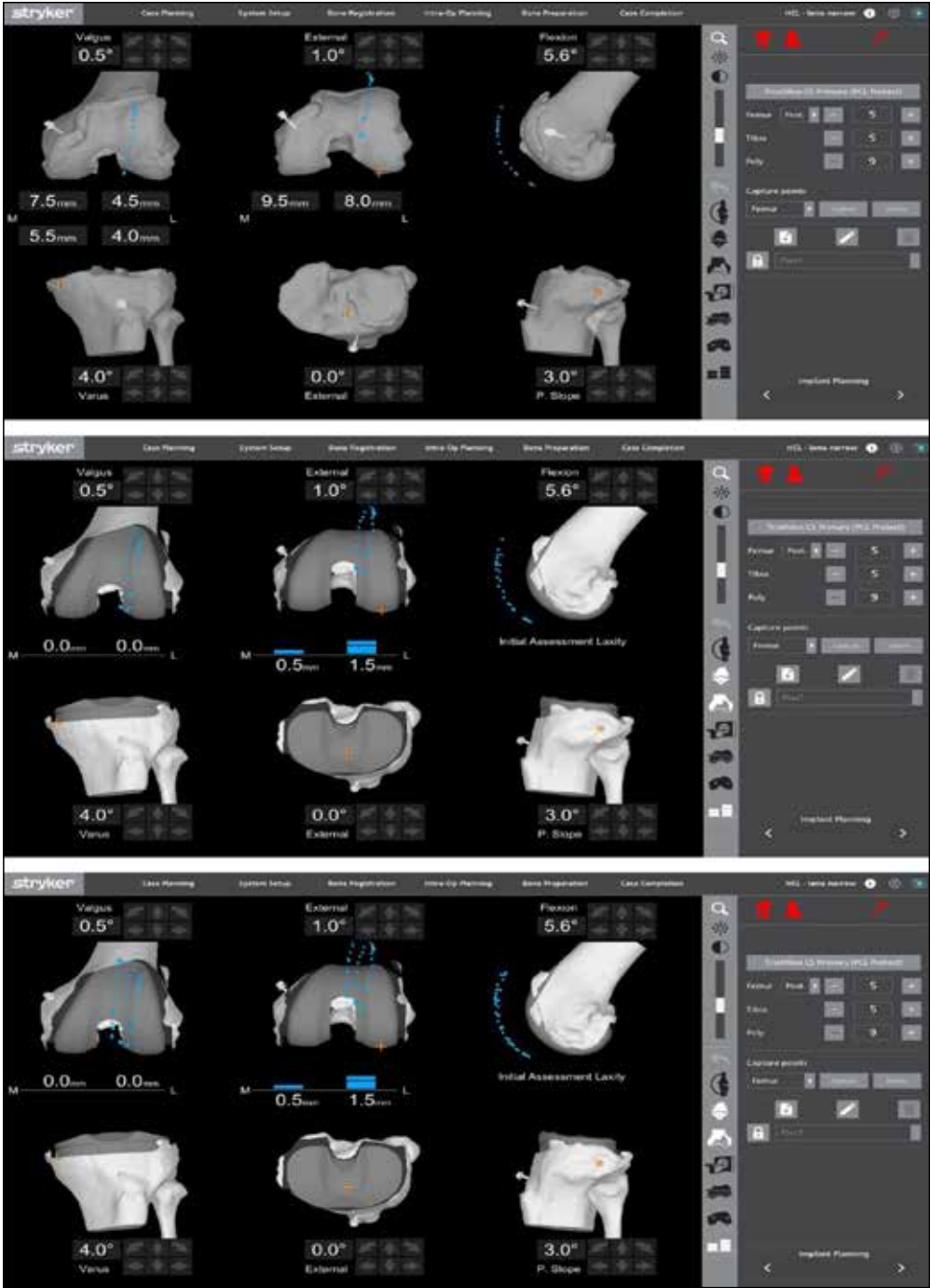


Figure 6 : Évaluation robotique séquentielle de la course rotulienne.
 (a) Évaluation peropératoire initiale de la cinématique fémoropatellaire native, avant coupes osseuses. Une course rotulienne latéralisée est observée en début et en milieu de flexion, avec un engagement réduit dans la gorge trochléenne.
 (b) Évaluation intermédiaire après planification de l'implant et coupes osseuses, réalisée avec les implants d'essai en place et avant resurfaçage patellaire. Une amélioration de la course rotulienne est observée, avec une médialisation partielle et un meilleur engagement dans la gorge trochléenne après ajustement du positionnement du composant fémoral.
 (c) Évaluation finale après resurfaçage patellaire, selon la même méthodologie. La médialisation du médaillon patellaire aboutit à une trajectoire patellaire centrée et physiologique sur l'ensemble des amplitudes articulaires, avec une réduction supplémentaire de la translation latérale et une restauration de la congruence fémoropatellaire. L'offset fémoropatellaire antérieur est préservé lors de l'ensemble des évaluations, comme en témoigne la superposition des courbes de course rotulienne.

même repère et la même méthodologie. Une médialisation du médaillon patellaire a été effectuée afin d'optimiser davantage l'alignement fémoropatellaire, aboutissant à une trajectoire patellaire centrée et physiologique sur l'ensemble des ampli-

tudes articulaires, avec une réduction supplémentaire de la translation latérale.

Dans le plan frontal, ces modifications traduisaient une médialisation progressive de la patella et une restauration de

la congruence fémoropatellaire. Dans le plan sagittal, l'offset fémoropatellaire antérieur a été préservé lors des trois évaluations, comme en témoigne la superposition des courbes de course rotulienne. Au total, la correction de la course rotulienne a été obtenue par une optimisation par étapes du positionnement du composant fémoral, suivie du resurfaçage patellaire, sans recourir à des gestes complémentaires sur les parties molles.

D'un point de vue décisionnel, les constatations peropératoires guident la prise en charge patellaire : lorsque la course rotulienne est sous-optimale, le positionnement des composants doit être affiné et, si nécessaire, un resurfaçage peut être envisagé, en veillant à l'épaisseur de la résection patellaire et à la position du médaillon. Cette décision dépend également de l'état peropératoire du cartilage patellaire et de la présentation clinique préopératoire, en particulier des douleurs antérieures du genou (Figure 6).

Étape 5 - Validation finale et implantation

Le positionnement définitif des composants a été validé à l'aide des implants d'essai, confirmant la stabilité globale du genou, l'équilibre des espaces et une course rotulienne satisfaisante sur l'ensemble des amplitudes articulaires. Les implants définitifs ont ensuite été mis en place conformément au plan validé, sans ajustement supplémentaire. Après planification de l'implant et équilibrage des espaces, l'évaluation finale de l'alignement en extension retrouvait 4° de varus, tandis que l'alignement en flexion à 90° objectivait un rHKA-90F de 5,5° de varus (Figure 7).

Cette valeur se situe dans l'intervalle associé à de meilleurs résultats fonctionnels rapporté par Andriollo et al. [13], qui ont observé des scores KSS supérieurs dans les genoux présentant un varus résiduel ≥ 5° à 90° de flexion, en particulier lorsque la déformation arthrosique en varus était corrigée vers — sans atteindre complètement — un alignement neutre. Dans le cas présent, le rHKA-90F préopératoire de 6,5° de varus a été corrigé à 5,5° de varus, traduisant une correction partielle vers la neutralité tout en préservant un varus résiduel modéré en flexion. Ce résultat suggère une préservation de la tension physiologique des parties molles et un profil cinématique en flexion plus proche du genou natif, plutôt qu'une hypercorrection vers la neutralité.



Figure 7 : Évaluation robotique peropératoire finale avec les implants d'essai.
(a) Évaluation de l'alignement en extension et de l'équilibre frontal.
(b) Évaluation de l'alignement et de l'équilibre en flexion, à 90° de flexion.



Figure 8 : Cas clinique : radiographies postopératoires.
(a) Radiographie de face
(b) Radiographie de profil

Ces données reflètent l'effet combiné des coupes osseuses et de l'équilibrage des parties molles, et confortent une stratégie de positionnement fonctionnel visant à obtenir un genou stable et physiologique plutôt qu'à imposer une cible neutre fixe sur l'ensemble des amplitudes articulaires. Dans ce contexte, le rHKA-goF constitue un paramètre dynamique et fonctionnellement pertinent, soulignant que l'alignement en flexion peut différer de celui en extension et doit être spécifiquement pris en compte lors de la décision peropératoire [13] (Figure 8).

FAISABILITÉ, LIMITES ET CONTROVERSES DU POSITIONNEMENT FONCTIONNEL DU GENOU

Le FKPos est une approche personnalisée visant à intégrer la morphologie osseuse, l'équilibre ligamentaire et la mécanique fémoropatellaire. Son application doit toutefois demeurer à l'intérieur de limites de sécurité définies. De vastes analyses en population ont mis en évidence une variabilité importante de l'alignement natif du genou, plaidant en faveur d'un positionnement individualisé de l'implant plutôt que d'un alignement neutre systématique. Néanmoins, les phénotypes extrêmes ne doivent pas être reproduits sans restriction [31].

Le concept de zone de sécurité (safe zone) est donc central dans le FKPos. Il correspond à un intervalle multidimensionnel englobant l'alignement frontal, l'alignement sagittal, la rotation axiale, l'orientation de l'interligne articulaire, la hauteur de l'interligne articulaire et l'équilibre des parties molles, garantissant un compromis entre restauration anatomique et longévité de l'implant [32].

Des écarts modérés par rapport aux cibles d'alignement traditionnelles, tels qu'un varus du composant tibial supérieur à 3°, peuvent être acceptables lorsqu'ils s'intègrent à une reconstruction fonctionnelle équilibrée, mais des seuils angulaires isolés ne doivent pas être interprétés indépendamment de la construction globale [33].

Plusieurs controverses subsistent. Premièrement, la restauration de l'anatomie propre au patient peut être inappropriée lorsque l'anatomie préopératoire traduit une adaptation pathologique plutôt qu'une morphologie constitutionnelle. Deuxièmement, les cibles ligamentaires ne sont pas universelles et dépendent du dessin de l'implant, du degré de contrainte, de la gestion des ligaments croisés et des préférences du chirurgien. Troisièmement, l'optimisation d'un pilier peut compromettre un autre. Ainsi, une rotation des composants choisie pour améliorer l'équilibre en flexion peut retentir sur la course rotulienne, et la restauration de l'anatomie frontale peut engendrer une asymétrie ligamentaire inacceptable.

Le FKPos est en outre fortement dépendant de la technologie. Les systèmes robotiques fondés sur la TDM permettent une planification et des mesures peropératoires précises, mais leur exactitude dépend de la segmentation des images, du recalage, des manœuvres de mise en contrainte et de l'interprétation des données robotiques. Par ailleurs, la plupart des études cliniques disponibles rapportent des résultats à court terme, et les données à long terme concernant la survie prothétique, l'usure du polyéthylène, l'instabilité et le risque de reprise demeurent limitées.

Le FKPos doit donc être considéré comme un cadre structuré et reproductible pour une ATG personnalisée, et non comme une solution universelle.

DONNÉES CLINIQUES

Les données actuelles suggèrent que le FKPos est faisable, reproductible et associé à des résultats cliniques satisfaisants à court terme. Sa supériorité claire sur les autres stratégies d'alignement n'a toutefois pas été démontrée de façon constante.

Des travaux récents ont montré de bons résultats fonctionnels et un taux de satisfaction élevé après ATG assistée par robot réalisée à l'intérieur d'une zone de sécurité fonctionnelle, y compris lorsque le phénotype CPAK natif était modifié [34]. Ces résultats suggèrent qu'obtenir une reconstruction stable et équilibrée pourrait être plus important que reproduire

strictement l'alignement frontal préopératoire.

Des études comparatives ont également suggéré un bénéfice potentiel du FKPos sur la perception qu'a le patient de son articulation. Kafelov et al. ont rapporté des scores Forgotten Joint Score (FJS) supérieurs à 1 an après ATG assistée par robot fondée sur l'imagerie et réalisée selon les principes du positionnement fonctionnel, comparativement à une ATG conventionnelle avec alignement cinématique restreint (rKA), les scores KSS et les amplitudes articulaires étant comparables entre les groupes [35]. Cela suggère que le FKPos pourrait améliorer des aspects subtils de la fonction perçue par le patient, bien que la pertinence clinique de ces différences nécessite d'être confirmée.

Les données randomisées demeurent limitées. Young et al. ont rapporté que l'alignement fonctionnel offrait des résultats globaux comparables à ceux de l'alignement mécanique, avec une proportion plus élevée de patients prêts à recommander l'intervention et un moindre recours aux libérations des parties molles [36]. Ces résultats étayaient la justification biomécanique du FKPos, mais n'établissent pas encore de supériorité clinique claire.

Globalement, les données disponibles confortent la sécurité et la faisabilité du FKPos à l'intérieur de limites définies. Ses avantages théoriques sont solides, mais des études comparatives prospectives supplémentaires, avec un recul plus long, sont nécessaires pour déterminer son impact sur la satisfaction des patients, la fonction, la survie prothétique et le risque de reprise.



CME
CREDIT

LYON HANDS-ON COURSES

KNEE, HIP & SPORTS MEDICINE

ALL ABOUT UNI, PFJ, TKA, REVISION, RECONSTRUCTION, THA SPORTS MEDICINE (MPFL, ACL)



LIVE & CADAVERIC SURGERY
WORKSHOP



2027 **FEBRUARY, 18-19**



CROIX ROUSSE HOSPITAL
LYON

FACULTY

BOOK NOW



Prof. Elvire Servien



Prof. Sébastien Lustig



Prof. Cécile Batailler

www.LyonKneeCourse.com

CONCLUSION

Le positionnement fonctionnel du genou représente une évolution de la philosophie de l'ATG, déplaçant l'objectif de cibles d'alignement standardisées vers un positionnement prothétique intégré et propre à chaque patient. Le concept des trois piliers offre un cadre pratique à cette approche, en associant la morphologie osseuse, le comportement ligamentaire et la biomécanique fémoropatellaire au sein d'un processus décisionnel unique.

L'assistance robotique fondée sur l'imagerie renforce la reproductibilité du FKPos en permettant une planification tridimensionnelle, une évaluation quantitative des espaces, un ajustement contrôlé des composants et une évaluation dynamique de la course rotulienne.

Les données actuelles confortent la faisabilité et la sécurité de cette approche à l'intérieur de zones de sécurité fonctionnelles définies. Sa supériorité clinique sur les autres stratégies d'alignement contemporaines demeure toutefois non démontrée, et des études à long terme sont nécessaires pour préciser son effet sur la survie prothétique et les résultats rapportés par les patients. ■

Bibliographie

1. Evans JT, Walker RW, Evans JP, Blom AW, Sayers A, Whitehouse MR. How long does a knee replacement last? A systematic review and meta-analysis of case series and national registry reports with more than 15 years of follow-up. *Lancet*. 16 février 2019;393(10172):655-63. PubMed PMID: 30782341; PubMed Central PMCID: PMC6381229. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(18\)32531-5](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(18)32531-5)

2. DeFrance MJ, Scuderi GR. Are 20% of Patients Actually Dissatisfied Following Total Knee Arthroplasty? A Systematic Review of the Literature. *J Arthroplasty*. mars 2023;38(3):594-9. PubMed PMID: 36252743. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2022.10.011>

3. Karasavvidis T, Pagan Moldenhauer CA, Lustig S, Vigdorchik JM, Hirschmann MT. Definitions and consequences of current alignment techniques and phenotypes in total knee arthroplasty (TKA) - there is no winner yet. *J Exp Orthop*. 22 novembre 2023;10(1):120. PubMed PMID: 37991599; PubMed Central PMCID: PMC10665290. <https://doi.org/10.1186/s40634-023-00697-7>

4. MacDessi SJ, Griffiths-Jones W, Harris IA, Bellemans J, Chen DB. Coronal Plane Alignment of the Knee (CPAK) classification. *Bone Joint J*. février 2021;103-B(2):329-37. PubMed PMID: 33517740; PubMed Central PMCID: PMC7954147. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.103B2.BJJ-2020-1050.R1>

5. Oussedik S, Abdel MP, Victor J, Pagnano MW, Haddad FS. Alignment in total knee arthroplasty. *Bone Joint J*. mars 2020;102-B(3):276-9. PubMed PMID: 32114811. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.102B3.BJJ-2019-1729>

6. Howell SM, Howell SJ, Kuznik KT, Cohen J, Hull ML. Does a kinematically aligned total knee arthroplasty restore function without failure regardless of alignment category? *Clin Orthop Relat Res*. mars 2013;471(3):1000-7. PubMed PMID: 22996362; PubMed Central PMCID: PMC3563808. <https://doi.org/10.1007/s11999-012-2613-z>

7. Lustig S, Sappey-Marinière E, Fary C, Servien E, Parratte S, Batailler C. Personalized alignment in total knee arthroplasty: current concepts. *SICOT J*. 2021;7:19. PubMed PMID: 33812467; PubMed Central PMCID: PMC8019550. <https://doi.org/10.1051/sicotj/2021021>

8. Vendittoli PA, Martinov S, Blakeney WG. Restricted Kinematic Alignment, the Fundamentals, and Clinical Applications. *Front Surg*. 2021;8:697020. PubMed PMID: 34355018; PubMed Central PMCID: PMC8329359. <https://doi.org/10.3389/fsurg.2021.697020>

9. Koutserimpas C, Andriollo L, Gregori P, Zambianchi F, Tsiroidis E, Catani F, et al. Revisiting terminology: The transition from 'functional alignment' to 'functional knee positioning'. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. juin 2025;33(6):1948-53. doi:10.1002/ksa.12667 <https://doi.org/10.1002/ksa.12667>

10. Hirschmann MT, Moser LB, Amsler F, Behrend H, Leclercq V, Hess S. Phenotyping the knee in young non-osteoarthritic knees shows a wide distribution of femoral and tibial coronal alignment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. mai 2019;27(5):1385-93. PubMed PMID: 30980119. <https://doi.org/10.1007/s00167-019-05508-0>

11. Sappey-Marinière E, Batailler C, Swan J, Malatray M, Cheze L, Servien E, et al. Primary osteoarthritic knees have more varus coronal alignment of the femur compared to young non-arthritic knees in a large cohort study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. février 2022;30(2):428-36. PubMed PMID: 32488367. <https://doi.org/10.1007/s00167-020-06083-5>

12. Hess S, Chelli S, Leclercq V, Lustig S, Graichen H, Hirschmann MT. Three-Compartment Phenotype Concept of Total Knee Arthroplasty Alignment: Mismatch Between Distal Femoral, Posterior Femoral, and Tibial Joint Lines. *J Arthroplasty*. août 2025;40(8):2023-34. PubMed PMID: 40049560. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2025.02.015>

13. Andriollo L, Koutserimpas C, Gregori P, Servien E, Batailler C, Lustig S. A new parameter in the era of robotic total knee arthroplasty: Coronal alignment at 90° of flexion impacts clinical outcomes. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. juillet 2025;33(7):2581-91. PubMed PMID: 40099499; PubMed Central PMCID: PMC12205417. <https://doi.org/10.1002/ksa.12648>

14. Andriollo L, Koutserimpas C, Gregori P, Vermue H, Hirschmann MT, Lustig S. Dynamic Alignment of the Knee (DyAK) Classification: Advancing Knee Evaluation in Robotic Arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1 avril 2026;So883-5403(26)00205-6. PubMed PMID: 41945034. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2026.03.008>

15. Graichen H, Lekkreuswan K, Eller K, Grau T, Hirschmann MT, Scior W. A single type of varus knee does not exist: morphotyping and gap analysis in varus OA. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. août 2022;30(8):2600-8. PubMed PMID: 34414473. <https://doi.org/10.1007/s00167-021-06688-4>

16. Graichen H, Avram GM, Zambianchi F, Graichen NM, Catani F, Lustig S, et al. Bony alignment decisions affect patient-specific laxity phenotype patterns significantly, independent of the deformity. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. octobre 2025;33(10):3637-45. PubMed PMID: 40583413. <https://doi.org/10.1002/ksa.12730>

17. Lustig S, Lavoie F, Selmi TAS, Servien E, Neyret P. Relationship between the surgical epicondylar axis and the articular surface of the distal femur: an anatomic study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. juillet 2008;16(7):674-82. PubMed PMID: 18478201. <https://doi.org/10.1007/s00167-008-0551-9>

18. Roger J, Lustig S, Cerciello S, Bruno CF, Neyret P, Servien E. Short lateral posterior condyle is associated with trochlea dysplasia and patellar dislocation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. mars 2019;27(3):731-9. PubMed PMID: 29995166. <https://doi.org/10.1007/s00167-018-5023-2>

19. Kafelov M, Batailler C, Servien E, Lustig S. Restoration of the anterior compartment after robotic total knee arthroplasty significantly improves functional outcome and range of motion at 1 year. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. janvier 2025;33(1):319-28. PubMed PMID: 38932605; PubMed Central PMCID: PMC11716350. <https://doi.org/10.1002/ksa.12337>

20. Shatrov J, Batailler C, Sappey-Marinière 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*. 2022;8:11. <https://doi.org/10.1051/sicotj/2022010>

21. Luyckx T, Vandennewucker 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 Relat Res*. mars 2018;476(3):601-11. PubMed PMID: 29443845; PubMed Central PMCID: PMC6260050. <https://doi.org/10.1007/s11999-0000000000000067>

22. Yuenyongviwat V, Anusitviwat C, Intiyanaravut T, Payapanon P, Thongpulsawasdi N. The impact of femoral flexion angle and tibial slope on knee gap in total knee arthroplasty. *Arthroplasty*. 7 juillet 2025;7(1):37. PubMed PMID: 40619434; PubMed Central PMCID: PMC12232597. <https://doi.org/10.1186/s42836-025-00321-2>
23. 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*. septembre 2022;30(9):2991-9. PubMed PMID: 35962840. <https://doi.org/10.1007/s00167-022-07073-5>
24. Erard J, Olivier F, Kafelov M, Servien E, Lustig S, Batailler C. Enhancing soft tissue balance: Evaluating robotic-assisted functional positioning in varus knees across flexion and extension with quantitative sensor-guided technology. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. septembre 2024;32(9):2318-27. PubMed PMID: 38738818. <https://doi.org/10.1002/ksa.12255>
25. Kayani B, Konan S, Horriat S, Ibrahim MS, Haddad FS. Posterior cruciate ligament resection in total knee arthroplasty: the effect on flexion-extension gaps, mediolateral laxity, and fixed flexion deformity. *Bone Joint J*. octobre 2019;101-B(10):1230-7. PubMed PMID: 31564152. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.101B10.BJJ-2018-1428.R2>
26. Lustig S, Servien E, Batailler C. How to optimize patellar tracking in knee arthroplasty? *Orthop Traumatol Surg Res*. février 2023;109(1S):103458. PubMed PMID: 36302447. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2022.103458>
27. Familiari F, Mercurio M, Napoleone F, Galasso O, Giuzio E, Simonetta R, et al. Anterior Referencing versus Posterior Referencing in Primary Total Knee Arthroplasty: A Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *J Clin Med*. 1 décembre 2023;12(23):7453. PubMed PMID: 38068504; PubMed Central PMCID: PMC10707523. <https://doi.org/10.3390/jcm12237453>
28. Diquattro E, Andriollo L, Koutserimpas C, Baltzer J, Servien E, Batailler C, et al. Patellofemoral alignment safe zones in robotic-assisted total knee arthroplasty do not affect outcomes but do influence patellar resurfacing rates. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. janvier 2026;34(1):153-63. PubMed PMID: 40679230; PubMed Central PMCID: PMC12747612. <https://doi.org/10.1002/ksa.12786>
29. Batailler C, Greiner S, Rekik HL, Olivier F, Servien E, Lustig S. Intraoperative patellar tracking assessment during image-based robotic-assisted total knee arthroplasty: technical note and reliability study. *SICOT J*. 2024;10:44. PMID: 39475330; PubMed Central PMCID: PMC11523864. <https://doi.org/10.1051/sicotj/2024037>
30. Pizzigallo C, Vermue H, Andriollo L, Batailler C, Lustig S. Enhancing patella positioning and tracking in Total Knee Arthroplasty using Image-Based Robotic Surgery: A Comprehensive Surgical Technique. *Journal of ISAKOS*. mars 2026;101095. <https://doi.org/10.1016/j.jisako.2026.101095>
31. Hirschmann MT, Khan ZA, Sava MP, von Eisenhart-Rothe R, Graichen H, Vendittoli PA, et al. Definition of normal, neutral, deviant and aberrant coronal knee alignment for total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. février 2024;32(2):473-89. PubMed PMID: 38293728. <https://doi.org/10.1002/ksa.12066>
32. von Eisenhart-Rothe R, Lustig S, Graichen H, Koch PP, Becker R, Mullaji A, et al. A safe transition to a more personalized alignment in total knee arthroplasty: the importance of a « safe zone » concept. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. février 2022;30(2):365-7. PubMed PMID: 35048141. <https://doi.org/10.1007/s00167-021-06844-w>
33. Koutserimpas C, Garibaldi R, Olivier F, Servien E, Batailler C, Lustig S. Tibial implant varus > 3° does not adversely affect outcomes or revision rates in functionally aligned image-based robotic total knee arthroplasty in a minimum of 2-year follow-up. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. août 2025;33(8):2917-27. PubMed PMID: 40130488. <https://doi.org/10.1002/ksa.12659>
34. Bertugli E, Zambianchi F, Batailler C, Bazzan G, Lustig S, Catani F. Change of CPAK class does not affect functional outcomes in robotic arm-assisted total knee arthroplasty performed with functional alignment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. mai 2025;33(5):1773-83. <https://doi.org/10.1002/ksa.12561>
35. Kafelov M, Batailler C, Shatrov J, Al-Jufaili J, Farhat J, Servien E, et al. Functional positioning principles for image-based robotic-assisted TKA achieved a higher Forgotten Joint Score at 1 year compared to conventional TKA with restricted kinematic alignment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. décembre 2023;31(12):5591-602. PubMed PMID: 37851026. <https://doi.org/10.1007/s00167-023-07609-3>
36. Young SW, Tay ML, Kawaguchi K, van Rooyen R, Walker ML, Farrington WJ, et al. The John N. Insall Award: Functional Versus Mechanical Alignment in Total Knee Arthroplasty: A Randomized Controlled Trial. *J Arthroplasty*. juillet 2025;40(7S1):S20-S30.e2. PubMed PMID: 40023458. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2025.02.065>

L'INHIBITION MUSCULAIRE ARTHROGÉNIQUE PRÉCOCE EST LE PRINCIPAL FACTEUR PRÉDICTIF DE L'INHIBITION QUADRICIPITALE PERSISTANTE APRÈS PROTHÈSE TOTALE DE GENOU

Marc BARRERA USO, Jean-Marie FAYARD, Thais DUTRA VIEIRA, Louka BONDOUX, Tarik AIT SI SELMI, Michel BONNIN, Mohammad ALAJJI, Elliot SAPPEY-MARINIER

Ramsay Santé, Hôpital Privé Jean Mermoz, Centre Orthopédique Santy, FIFA Medical Center of Excellence, Lyon, France

INTRODUCTION

L'inhibition musculaire arthrogénique (arthrogenic muscle inhibition, AMI) est un phénomène neuromusculaire réflexe au cours duquel l'altération des afférences issues d'une lésion du genou ou d'une intervention chirurgicale inhibe l'activation volontaire du quadriceps, entraînant fréquemment une perte de l'extension active du genou. Bien qu'initialement protectrice, une AMI persistante peut contribuer à une faiblesse musculaire, à une limitation fonctionnelle et à un retard de récupération [1-4].

L'AMI a fait l'objet de nombreux travaux après lésion du ligament croisé antérieur (LCA), où elle est fréquente à la phase précoce et retentit négativement sur les résultats de la rééducation [5]. Ce constat a suscité un intérêt pour sa détection précoce et pour une rééducation neuromusculaire ciblée dans cette population. À l'inverse, l'AMI a été beaucoup moins étudiée après prothèse totale de genou (PTG), malgré la persistance de résultats sous-optimaux et de taux d'insatisfaction d'environ 15 à 20 % après la chirurgie [6]. Ces limites sont souvent attribuées aux douleurs résiduelles, à la diminution des amplitudes articulaires et aux déficits d'extension, ce qui soulève l'hypothèse que l'inhibition neuromusculaire joue un rôle méconnu dans la récupération.

À ce jour, une seule étude a spécifiquement évalué l'AMI après PTG, rapportant une prévalence pré- et postopératoire élevée et suggérant des associations avec le sexe, la position du genou en postopératoire précoce et la douleur [7]. Cette étude n'a toutefois pas suivi l'AMI au-delà

de la phase postopératoire précoce, et les données manquent encore concernant sa persistance au-delà du premier mois postopératoire ainsi que le rôle du statut préopératoire, de l'intensité douloureuse et de la récupération fonctionnelle précoce.

Compte tenu de l'impact établi de l'AMI sur les résultats après reconstruction du LCA et de la plausibilité de mécanismes similaires après PTG, une meilleure compréhension du comportement de l'AMI chez les patients opérés d'une arthroplastie est nécessaire. L'identification des patients à risque d'AMI persistante pourrait permettre une rééducation plus précoce et ciblée ainsi qu'une meilleure récupération fonctionnelle.

L'objectif de cette étude était de déterminer la prévalence de l'AMI à 30 et 60 jours après PTG et d'identifier les facteurs prédictifs indépendants de sa survenue au cours de la période postopératoire précoce. Nous avons émis l'hypothèse que l'AMI serait fréquente après PTG et que des variables préopératoires et postopératoires précoces prédiraient indépendamment sa persistance à 60 jours.

MÉTHODES

Schéma de l'étude et population

Cette étude comparative rétrospective, non randomisée et monocentrique a recensé les patients consécutifs opérés d'une PTG de première intention pour gonarthrose symptomatique entre jan-

vier 2024 et mai 2025. Les patients opérés d'une arthroplastie partielle ou de révision ont été exclus, de même qu'un patient ayant bénéficié d'une prothèse condylienne contrainte. La cohorte finale comportait 229 patients.

Évaluation préopératoire

Les données ont été recueillies en préopératoire par quatre chirurgiens du genou expérimentés du même centre. Tous les patients ont bénéficié d'une évaluation standardisée comprenant un interrogatoire structuré, un examen clinique et un bilan radiographique (clichés de face, de profil et en charge genou fléchi (schuss)). Les variables recueillies comprenaient l'âge, le sexe, l'indice de masse corporelle (IMC), l'ancienneté des douleurs du genou, le nombre de séances de kinésithérapie préopératoires, les infiltrations intra-articulaires antérieures, le Self-Knee Value, les antécédents chirurgicaux (ménisectomie, reconstruction du LCA, ostéotomie ou ostéosynthèse d'une fracture des plateaux tibiaux) et l'axe du membre inférieur (angle hanche-genou-cheville (HKA)).

Les amplitudes articulaires du genou et le flessum ont été mesurés à l'aide d'un goniomètre à branches longues (précision de 1°) ; la douleur a été cotée sur une échelle visuelle analogique (EVA) en 10 points ; l'axe du membre inférieur a été mesuré sur des radiographies du membre inférieur en entier, en charge. L'AMI a été évaluée cliniquement selon la classification de Sonnery-Cottet (SANTI) [8], définie par une inhibition du vaste médial oblique associée à une contraction palpable des ischio-jambiers en décubi-



PARIS

CNIT À LA DÉFENSE

DÉCEMBRE 10/11/12



PRÉSIDENCE DU CONGRÈS :
Gilbert VERSIER, Olivier BARBIER

SYMPOSIA

Réparation du LCA.
ACL reconstruction.
M. Ollivier - R. Letartre.

Traitement des échecs de chirurgie de l'instabilité antérieure.
Treatment of failures in shoulder anterior instability.
Y. Bouju - J-D. Werthel.

Registre de l'instabilité de cheville.
Register of ankle instability.
T. Amouyel - N. Baudrier.

Renseignements et Inscriptions :
MCO Congrès - Tél. : +33 (0)4 95 09 38 00 - claire.bellone@mcocongres.com

 **SFA** Société Francophone
d'Arthroscopie

www.sofarthro.org

 Traduction simultanée
Français / Anglais

tus ventral. La classification SANTI a été initialement élaborée et validée pour les lésions du LCA, avec une bonne reproductibilité intra- et inter-observateur dans ce contexte [9], mais elle n’a pas fait l’objet d’une validation formelle chez les patients opérés d’une PTG ; elle a été utilisée ici en l’absence d’alternative validée. Toutes les évaluations postopératoires ont été réalisées par le même médecin de médecine physique et de réadaptation (MPR) afin de limiter la variabilité inter-observateur. Les patients présentant un flessum fixé multifactoriel classé grade 3 ont été traités en peropératoire [10] et n’ont pas été inclus dans le parcours de kinésithérapie préopératoire dédié à l’AMI.

Évaluation peropératoire et postopératoire

Le type d’anesthésie (rachianesthésie ou anesthésie générale), le type de PTG (postéro-stabilisée ou à conservation du ligament croisé postérieur), la durée de garrot, l’utilisation d’acide tranexamique et la mise en place d’un drainage postopératoire ont été relevés en peropératoire. Les patients ont été revus à 30 et 60 jours dans le cadre du suivi habituel par le même médecin de MPR, qui a relevé le grade d’AMI, la douleur (EVA), l’épanchement, les amplitudes articulaires, le flessum ainsi que l’utilisation de cannes anglaises, de cryothérapie ou de dispositifs de compression. Tous les patients ont suivi un protocole de rééducation standardisé, à domicile ou en centre de rééducation. En cas d’AMI, des manœuvres de réduction et une kinésithérapie ciblée privilégiant l’activation du vaste médial oblique et le relâchement des ischio-jambiers ont été poursuivies afin de contribuer à restaurer une extension active complète.

L’approbation éthique a été obtenue auprès du Conseil d’Orientation Scientifique Ramsay Santé Comité d’Éthique (IORG0009085 ; numéro d’approbation COS-RGDS-2024-05-007-FAYARD-JM).

Nombre de sujets nécessaires

En retenant l’hypothèse d’une prévalence préopératoire d’AMI de 50 % d’après la littérature antérieure, un minimum de 210 patients était nécessaire pour obtenir un intervalle de confiance bilatéral à 95 % avec une précision de ± 7 %.

Analyse statistique

Le critère de jugement principal était la présence d’une AMI (grade ≥ 1) selon la classification SANTI. Les statistiques descriptives ont été exprimées en moyenne ± écart-type ou en effectif (%). Les variables catégorielles ont été comparées par le test du χ^2 ou le test exact de Fisher, et les variables continues par le test t de Student ou le test de Mann-Whitney, selon les cas. Les facteurs associés à l’AMI à 30 et 60 jours ont été analysés par régression logistique univariée et multivariée. Les variables associées à un $p < 0,20$ en analyse univariée ont été introduites dans le modèle multivarié ; la multicollinéarité a été vérifiée et une procédure pas à pas descendante a été utilisée, l’âge et l’AMI préopératoire étant forcés dans les modèles en tant que facteurs de confusion cliniquement pertinents. Les données manquantes ont été traitées par analyse des cas complets. Les analyses ont été réalisées avec SAS v9.4, le seuil de significativité étant fixé à $p < 0,05$.

RÉSULTATS

Population et prévalence de l’AMI

Sur les 230 patients enregistrés dans la base de données, 229 ont été analysés après exclusion d’un patient ayant bénéficié d’une prothèse condylienne

contrainte. L’âge moyen à la chirurgie était de $70,7 \pm 9,6$ ans et 51,1 % des patients étaient de sexe masculin. En préopératoire, 9,2 % des patients présentaient des signes d’AMI. La prévalence postopératoire de l’AMI était de 44,5 % à 30 jours (102/229) et diminuait à 19,2 % à 60 jours (44/229). Parmi les 102 patients présentant une AMI à 30 jours, 40 (39,2 %) présentaient encore une AMI à 60 jours, contre seulement 4 des 127 patients (3,1 %) indemnes d’AMI à 30 jours (Figure 1).

Sur le plan de la sévérité, l’AMI préopératoire était majoritairement de bas grade (grades 1A–1B ; 4,8 % de la cohorte), avec une faible proportion de grades plus élevés ou de flessum fixé de grade 3 (1,7 %). À 30 jours, les AMI de grade élevé (grades 2A–2B) représentaient environ un quart de la cohorte (24,0 %), tandis que le grade 1A seul représentait 18,8 %. À 60 jours, les AMI persistantes étaient presque exclusivement de bas grade (grade 1A : 11,4 % ; grades 2A–2B : 7,9 %) et aucune AMI de grade 3 n’a été observée en postopératoire, ce qui correspond à un profil de résolution progressive dans le temps plutôt qu’à la persistance d’une inhibition sévère.

Facteurs de risque à 30 jours

Les patients présentant une AMI à 30 jours étaient plus souvent obèses et présentaient plus fréquemment une durée d’évolution préopératoire des symptômes plus longue, une AMI préopératoire, un

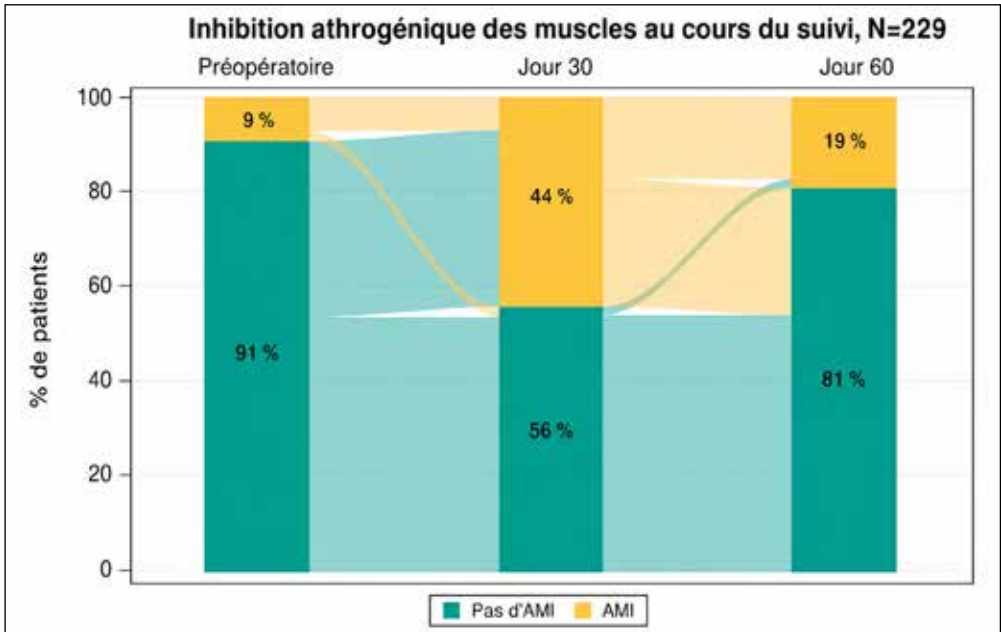


Figure 1 : Évolution de l’inhibition musculaire arthrogénique au cours du suivi.

axe du membre inférieur neutre et un recours postopératoire à la morphine ; les scores de douleur à J7 et à J30 étaient également plus élevés dans ce groupe. Les caractéristiques chirurgicales et les modalités de rééducation ne différaient pas entre les groupes.

En analyse multivariée, les facteurs prédictifs indépendants d'AMI à 30 jours étaient : un IMC ≥ 30 kg/m² (OR 1,97 ; IC à 95 % 1,04–3,81 ; p = 0,040), une durée d'évolution préopératoire des symptômes ≥ 4 ans (OR 2,60 ; IC à 95 % 1,39–5,01 ; p = 0,003), une AMI préopératoire (OR 6,08 ; IC à 95 % 1,99–21,99 ; p = 0,003), un recours postopératoire à la morphine (OR 2,15 ; IC à 95 % 1,21–3,86 ; p = 0,010) et un axe du membre inférieur neutre en préopératoire (HKA 175°–185°*, protecteur lorsque l'axe se situait en dehors de cet intervalle : OR 0,38 ; IC à 95 % 0,21–0,69 ; p = 0,006 pour un HKA < 175° versus 175°–185°). La kinésithérapie préopératoire n'était pas associée à l'AMI à 30 jours.

Facteurs de risque à 60 jours

À 60 jours, la persistance de l'AMI était associée à un âge plus élevé, à une douleur postopératoire précoce plus intense, à une AMI préopératoire et à la persistance de l'AMI à 30 jours ; les variables chirurgicales et la kinésithérapie préopératoire n'étaient pas associées à la persistance.

L'analyse multivariée a identifié quatre facteurs prédictifs indépendants d'AMI à 60 jours : un âge ≥ 70 ans (OR 3,67 ; IC à 95 % 1,56–9,39 ; p = 0,004), une AMI préopératoire (OR 4,41 ; IC à 95 % 1,27–16,41 ; p = 0,022), une EVA ≥ 7 à J7 (OR 3,37 ; IC à 95 % 1,04–11,42 ; p = 0,044) et une AMI à 30 jours (OR 15,59 ; IC à 95 % 5,76–54,73 ; p < 0,001) — de loin le facteur prédictif le plus puissant (Tableau 1).

Globalement, l'AMI postopératoire précoce (30 jours) était principalement déterminée par des facteurs préopératoires et périopératoires, tandis que l'AMI persistante à 60 jours était plus fortement liée aux caractéristiques des patients (âge, AMI préopératoire) et à la douleur postopératoire précoce, l'AMI à 30 jours constituant à elle seule le facteur prédictif le plus puissant de persistance.

Délai	Facteur prédictif	Odds ratio	IC à 95 %	p
30 jours	IMC ≥ 30 kg/m ²	1,97	1,04–3,81	0,040
30 jours	Durée d'évolution des symptômes ≥ 4 ans	2,60	1,39–5,01	0,003
30 jours	AMI préopératoire	6,08	1,99–21,99	0,003
30 jours	Recours postopératoire à la morphine	2,15	1,21–3,86	0,010
30 jours	Axe du membre inférieur neutre (HKA 175°–185°)*	0,38	0,21–0,69	0,006
60 jours	Âge ≥ 70 ans	3,67	1,56–9,39	0,004
60 jours	AMI préopératoire	4,41	1,27–16,41	0,022
60 jours	EVA ≥ 7 à J7	3,37	1,04–11,42	0,044
60 jours	AMI à 30 jours	15,59	5,76–54,73	< 0,001

* Odds ratio pour un HKA < 175° versus 175°–185° (référence) ; un axe situé en dehors de l'intervalle neutre était associé à un risque plus faible d'AMI à 30 jours.

Tableau 1 : Facteurs prédictifs indépendants d'AMI en analyse multivariée.

DISCUSSION

Le principal résultat de cette étude est que l'AMI est très fréquente après PTG, touchant 44,5 % des patients à 30 jours et persistant chez 19,2 % d'entre eux à 60 jours, avec des associations indépendantes fortes avec des facteurs à la fois préopératoires et postopératoires précoces. Les facteurs prédictifs indépendants à 30 jours comprenaient l'obésité, une durée d'évolution préopératoire des symptômes plus longue, une AMI préopératoire, un recours postopératoire à la morphine et un axe du membre inférieur neutre en préopératoire. À 60 jours, la persistance était associée à un âge plus élevé, à une AMI préopératoire, à une douleur postopératoire précoce intense (EVA ≥ 7 à J7) et à une AMI à 30 jours.

L'AMI est une cause centrale mais méconnue de dysfonction postopératoire après lésion ou chirurgie du genou [5,7,11]. Elle résulte de la douleur, de l'inflammation, de l'épanchement et de l'atteinte des mécanorécepteurs, qui réduisent l'excitabilité des motoneurons du quadriceps et peuvent provoquer une contraction involontaire des ischio-jambiers [1,2,4]. Une AMI persistante limite l'extension du genou, retarde la rééducation et peut compromettre la récupération et la satisfaction, même après une chirurgie techniquement réussie [6].

Le Guen et al. [7] ont été les premiers à étudier l'AMI après PTG, rapportant

une incidence précoce élevée de 36 % à deux semaines, diminuant à 12,4 % à trois mois. Nos résultats concordent avec les leurs en montrant que l'AMI est un phénomène postopératoire fréquent mais largement transitoire, qui tend à se résoudre au cours des deux premiers mois lorsqu'elle est reconnue et traitée [3,8,12]. Notre étude apporte plusieurs contributions méthodologiques et analytiques : une cohorte monocentrique évaluée de façon homogène par des médecins du sport rompus à la classification SANTI et ayant déjà participé à des travaux sur ce thème [13], ainsi que l'analyse de facteurs de risque supplémentaires non explorés jusqu'ici — IMC, ancienneté des symptômes préopératoires, déformation préopératoire, intensité de la douleur postopératoire précoce et recours à la morphine — offrant une vision plus complète des facteurs associés à l'AMI après PTG.

La prévalence de 44,5 % à un mois confirme que l'AMI est un phénomène postopératoire précoce fréquent, tandis que sa diminution à 19,2 % à deux mois souligne son caractère transitoire et réversible lorsqu'elle est rapidement reconnue et prise en charge. Ce profil évolutif rejoint les constatations de Sonnery-Cottet et al. après reconstruction du LCA [5], où l'AMI dépassait 40 % à la phase précoce mais diminuait progressivement sous traitement adapté et réactivation neuromusculaire, ce qui conforte le concept d'une AMI comme complication modifiable et dépendante du délai de prise en charge, dans

laquelle une détection et une intervention précoces peuvent accélérer de façon notable la récupération.

Les facteurs de risque différaient selon le délai postopératoire. À 30 jours, l'obésité est connue pour aggraver l'inflammation intra-articulaire et altérer la fonction quadricipitale, tandis que l'ancienneté des symptômes favorise la sensibilisation douloureuse chronique et l'inhibition neuromusculaire. L'association forte avec l'AMI préopératoire conforte l'idée que l'inhibition puisse être déjà présente chez les patients atteints de gonarthrose évoluée, en lien avec un épanchement chronique et une altération de la biomécanique [14] ; une identification précoce et une rééducation neuromusculaire pourraient contribuer à réduire l'inhibition postopératoire. L'association entre le recours à la morphine et l'AMI à 30 jours traduit plus probablement une douleur postopératoire plus intense qu'un effet causal direct, la douleur étant un déterminant bien établi de l'AMI et le recours à la morphine devant être interprété comme un marqueur indirect de l'intensité douloureuse — même si un effet dépresseur central des opioïdes sur l'activation volontaire ne peut être exclu. L'association entre un axe préopératoire neutre et l'AMI à 30 jours est génératrice d'hypothèses plutôt que causale et pourrait refléter des différences de mécanique articulaire initiale ou de tension capsulaire influençant les afférences ; ce résultat doit être interprété avec prudence.

À 60 jours, l'AMI persistante était principalement associée à un âge plus élevé, à une AMI préopératoire, à une douleur postopératoire précoce intense et à la persistance de l'AMI à 30 jours, ce qui suggère que la prise en charge précoce de la douleur pourrait être importante pour prévenir une inhibition prolongée. Ces résultats concordent avec des travaux antérieurs montrant que la douleur postopératoire et l'AMI préopératoire constituent des facteurs de risque reproductibles, tant après reconstruction du LCA qu'après PTG [5,7], et plaident pour une analgésie efficace et une réactivation neuromusculaire précoce comme étapes clés pour rompre la boucle inhibitrice.

La kinésithérapie préopératoire n'a pas été identifiée comme protectrice vis-à-vis de la résolution de l'AMI dans cette cohorte. Ce résultat doit être interprété avec prudence : aucun programme préopératoire standardisé ciblant spécifiquement l'AMI (biofeedback ou repro-

grammation neuromotrice, par exemple) n'a été mis en œuvre [12,15] et, malgré une sensibilisation croissante, l'AMI demeure méconnue et inégalement prise en charge en préopératoire dans la pratique courante.

Ces résultats plaident en faveur d'une surveillance postopératoire plus rapprochée au cours des deux premiers mois suivant une PTG. La prévalence précoce élevée de l'AMI et son lien avec la persistance plaident pour un suivi plus précoce que le calendrier habituel à 6 et 12 semaines ; une évaluation à 1 et 2 mois permettrait une détection en temps utile et un traitement ciblé — réactivation neuromusculaire, entraînement par biofeedback et contrôle de la douleur [5,12,15] — afin de restaurer l'extension du genou et de prévenir une limitation fonctionnelle à long terme. Il est également important, sur le plan clinique, de distinguer le flessum lié à l'AMI, habituellement réversible sous rééducation ciblée précoce, du flessum fixé, qui doit être traité en peropératoire [10].

Limites

Cette étude présente plusieurs limites. Son caractère rétrospectif et monocentrique peut restreindre sa validité externe, bien que la participation de chirurgiens expérimentés et le recueil standardisé des données aient contribué à minimiser le biais lié à l'opérateur. Aucune évaluation formelle de la reproductibilité intra- ou inter-observateur n'a été réalisée, même si toutes les évaluations postopératoires ont été effectuées par le même médecin de MPR expérimenté. L'AMI a été évaluée à l'aide de la classification SANTI [8], qui n'est pas formellement validée chez les patients opérés d'une PTG, et aucune mesure objective telle que la force quadricipitale ou l'EMG n'a été obtenue. S'agissant d'une étude observationnelle, les associations identifiées ne peuvent être interprétées comme causales et un facteur de confusion résiduel peut persister. Le nombre limité d'événements à 60 jours expose le modèle multivarié à ce temps d'évaluation à un risque de surajustement. Aucun score rapporté par le patient (patient-reported outcome measure, PROM) n'a été inclus, ce qui empêche d'évaluer le retentissement clinique de l'AMI sur la récupération fonctionnelle, et l'observance individuelle des protocoles de rééducation standardisés n'a pas pu être totalement contrôlée.

CONCLUSION

Cette étude démontre que l'AMI est une complication fréquente et cliniquement pertinente après PTG, observée chez 44,5 % des patients à 30 jours et diminuant à 19,2 % à 60 jours. Sa survenue était associée de façon indépendante à une AMI préopératoire, à l'obésité, à une ancienneté plus grande des symptômes, à une douleur postopératoire précoce et à un âge plus élevé, l'AMI à 30 jours constituant le principal facteur prédictif de persistance à 60 jours. Compte tenu de son caractère transitoire mais potentiellement invalidant, une reconnaissance précoce est essentielle. Une évaluation postopératoire précoce systématique de l'activation quadricipitale et de l'extension active du genou pourrait aider à identifier les patients à risque d'AMI persistante — en particulier les patients âgés et ceux présentant une AMI préopératoire ou une douleur postopératoire intense — afin d'instaurer rapidement un contrôle de la douleur, une réactivation neuromusculaire et une rééducation ciblée. D'autres études prospectives sont nécessaires pour valider des outils d'évaluation objectifs de l'AMI dans les populations opérées d'une PTG et pour déterminer son retentissement sur les résultats rapportés par les patients et sur la satisfaction à long terme. ■

Bibliographie

1. Amin S, Baker K, Niu J, Clancy M, Goggins J, Guermazi A, et al. Quadriceps strength and the risk of cartilage loss and symptom progression in knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2009;60:189-98. <https://doi.org/10.1002/art.24182>
2. Becker R, Berth A, Nehring M, Awiszus F. Neuromuscular quadriceps dysfunction prior to osteoarthritis of the knee. *J Orthop Res.* 2004;22:768-73. <https://doi.org/10.1016/j.orthres.2003.11.004>
3. Rice DA, McNair PJ. Quadriceps arthrogenic muscle inhibition: neural mechanisms and treatment perspectives. *Semin Arthritis Rheum.* 2010;40:250-66. <https://doi.org/10.1016/j.semarthrit.2009.10.001>
4. Rice DA, McNair PJ, Lewis GN, Dalbeth N. Quadriceps arthrogenic muscle inhibition: the effects of experimental knee joint effusion on motor cortex excitability. *Arthritis Res Ther.* 2014;16:502. <https://doi.org/10.1186/s13075-014-0502-4>
5. Sonnery-Cottet B, Barrera Uso M, Coquard M, Thaumat M. Incidence and risk factors for arthrogenic muscle inhibition in the early postoperative period after ACL reconstruction: a cohort study from the SANTI study group. *Orthop J Sport Med.* 2026;14(1):23259671251350305. <https://doi.org/10.1177/23259671251350305>
6. DeFrance MJ, Scuderi GR. Are 20% of patients actually dissatisfied following total knee arthroplasty? A systematic review of the literature. *J Arthroplasty.* 2023;38:594-9. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2022.10.011>
7. Le Guen A, Parratte S, Marot V, et al. Arthrogenic muscle inhibition: a prevalent issue in knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2025;33(11):3873-83. <https://doi.org/10.1002/ksa.12804>
8. Sonnery-Cottet B, Hopper GP, Gousopoulos L, Vieira TD, Thaumat M, Fayard JM, et al. Arthrogenic muscle inhibition following knee injury or surgery: pathophysiology, classification, and treatment. *Video J Sports Med.* 2022;2(3):26350254221086295. <https://doi.org/10.1177/26350254221086295>
9. Le Guen A, Bérard E, Ben-Roummene H, Lacaze K, Richaud T, Sonnery-Cottet B, et al. Clinical SANTI classification of arthrogenic muscle inhibition has an excellent inter-rater and intra-rater reliability in preoperative and post-operative anterior cruciate ligament rupture. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2025;33:2397-404. <https://doi.org/10.1002/ksa.12586>
10. Sappey-Marinière E, Fernandez A, Shatrov J, Batailler C, Servien E, Hutten D, et al. Management of fixed flexion contracture in primary total knee arthroplasty: recent systematic review. *SICOT-J.* 2024;10:11. <https://doi.org/10.1051/sicotj/2024007>
11. Sonnery-Cottet B, Hopper GP, Gousopoulos L, Pioger C, Vieira TD, Thaumat M, et al. Incidence of and risk factors for arthrogenic muscle inhibition in acute anterior cruciate ligament injuries: a cross sectional study and analysis of associated factors from the SANTI study group. *Am J Sports Med.* 2024;52(1):60-8. <https://doi.org/10.1177/03635465231209987>
12. Richaud T, Lacaze K, Fassio A, Nicolas P, Ourliac M, Hennart B, et al. How biofeedback with surface EMG can contribute to the diagnosis and treatment of AMI in the knee. *Video J Sports Med.* 2024;4:26350254241241084. <https://doi.org/10.1177/26350254241241084>
13. Kim M, Gu M, Kim H-Y, Kim J, Lee J-H, Lee H-Y. Assessment of arthrogenic quadriceps muscle inhibition by physical examination in the supine position during isometric contraction is feasible as demonstrated by electromyography: a cross-sectional study. *J Orthop Surg.* 2024;19:458. <https://doi.org/10.1186/s13018-024-04949-9>
14. Norte G, Rush J, Sherman D. Arthrogenic muscle inhibition: best evidence, mechanisms, and theory for treating the unseen in clinical rehabilitation. *J Sport Rehabil.* 2022;31:717-35. <https://doi.org/10.1123/jsr.2021-0139>
15. Hopkins J, Ingersoll CD, Edwards J, Klootwyk TE. Cryotherapy and transcutaneous electric neuromuscular stimulation decrease arthrogenic muscle inhibition of the vastus medialis after knee joint effusion. *J Athl Train.* 2002;37:25-31.

INHIBITION MUSCULAIRE ARTHROGÈNE ET ARTHROPLASTIE DU GENOU : IMPLICATIONS POUR LA PRISE EN CHARGE RÉÉDUCATIVE

Alexandre LE GUEN, Étienne CAVAGNAC

Centre Hospitalier Universitaire de Toulouse, Toulouse, France

INTRODUCTION

L'Inhibition musculaire arthrogène (AMI) correspond à une diminution persistante de l'activation volontaire des muscles périarticulaires du genou, en l'absence de lésion structurelle musculaire ou nerveuse. Elle peut s'accompagner d'un déficit d'extension, souvent lié à une hyperactivité réflexe des muscles ischio-jambiers. Initialement décrite après rupture du ligament croisé antérieur, la littérature récente met également en évidence sa présence, tant en préopératoire qu'en postopératoire d'une prothèse de genou.

Ce phénomène est un élément déterminant pour la prise en charge rééducative. Des approches récentes de reprogrammation neuromotrice, dont la thérapie Galmeon (ex-Allyane), visent à lever ces

inhibitions afin d'optimiser la récupération fonctionnelle.

CONCEPT

L'Inhibition Musculaire Arthrogène (AMI) est décrite comme une incapacité durable d'avoir une activation volontaire efficace des muscles périarticulaires du genou, principalement du quadriceps, après une atteinte articulaire ou une chirurgie du genou, en l'absence de dommage structurel du muscle ou du nerf l'innervant [6].

Ce phénomène complexe résulte d'un ensemble de mécanismes neurophysiologiques compensatoires impliquant à la fois les niveaux spinal et supraspinal du système nerveux.

D'une part, la réponse des récepteurs sensoriels articulaires est altérée sous

l'effet de facteurs locaux tels que l'épanchement, l'inflammation ou la douleur. Cette perturbation modifie l'intégration des informations sensorielles et proprioceptives, participant à l'installation et au maintien de l'inhibition musculaire. Les voies réflexes spinales impliquées dans l'AMI incluent notamment l'inhibition non réciproque des fibres de groupe Ib, le réflexe de flexion ainsi que des perturbations de la boucle gamma.

D'autre part, plusieurs données suggèrent également une implication des structures supraspinales, renforçant l'hypothèse d'un contrôle central dans la genèse et la persistance de ce phénomène [4].

Ainsi, l'AMI correspond à un processus d'inhibition neuronale secondaire à une atteinte articulaire, conduisant à un déficit d'activation musculaire. Ce défi-

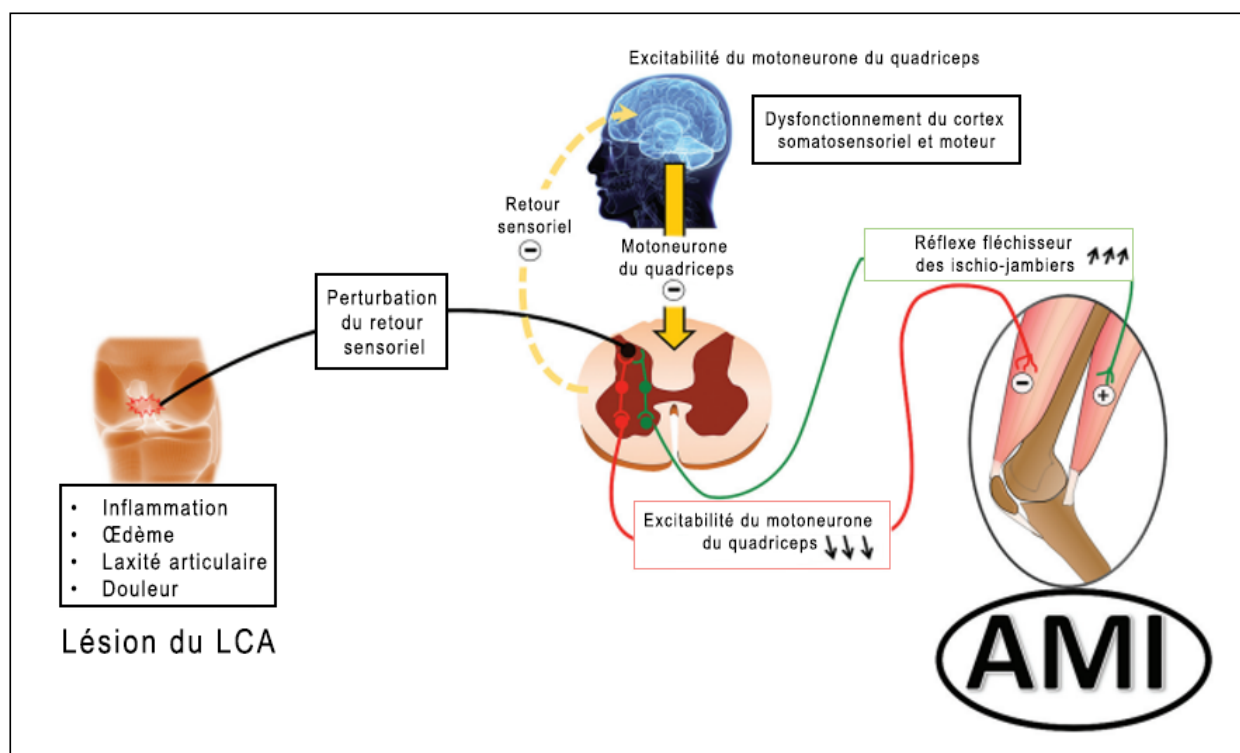


Figure 1 : Mécanisme physiopathologique de l'AMI [7].

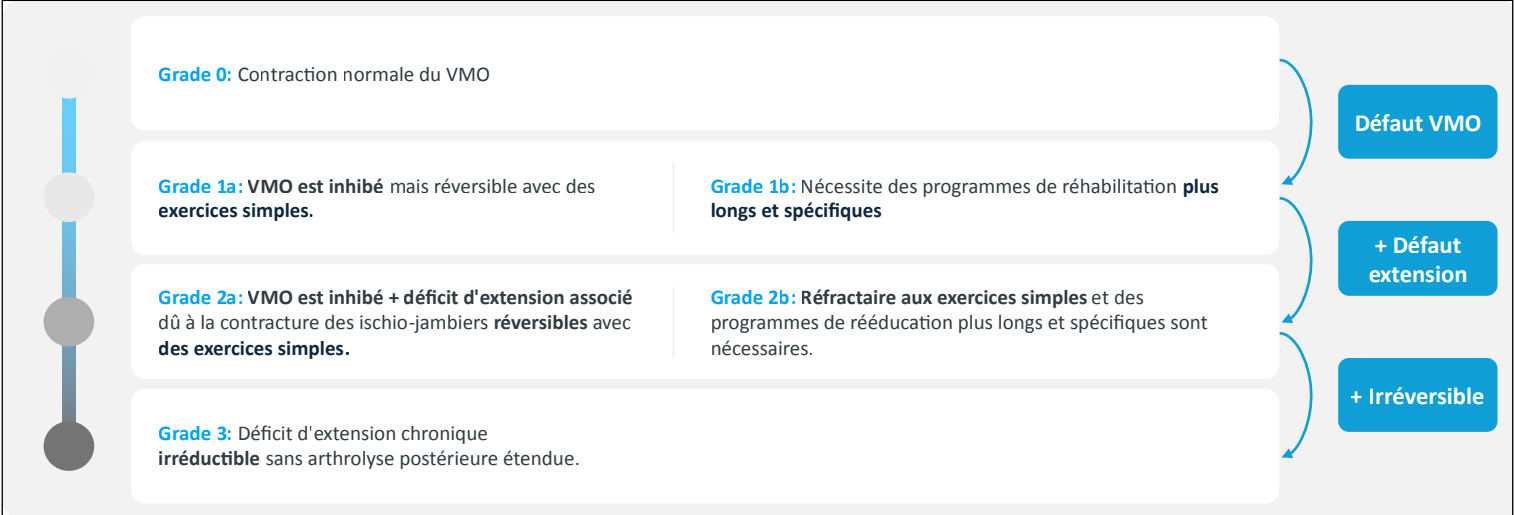


Figure 2 : Classification SANTI de l'AMI [10].

cit est fréquemment associé à une limitation de l'extension du genou, souvent lié à une contraction réflexe des muscles ischio-jambiers (Figure 1).

L'absence de repérage précoce et de prise en charge adaptée d'une AMI peut favoriser l'apparition de séquelles fonctionnelles importantes. Celles-ci comprennent une anomalie de la marche, une atrophie et une faiblesse chronique du quadriceps, une instabilité dynamique, une douleur persistante du genou, des déficits proprioceptifs, une altération de la coordination motrice et des schémas de mouvement compensatoires [9].

Il est donc fondamental, lors de l'examen clinique d'un genou, de rechercher systématiquement une AMI, de la classer et de la prendre en charge pour mettre en œuvre une rééducation adaptée, ciblée et précoce.

En mai 2022, la première classification clinique de l'AMI a été publiée par le groupe Santy à Lyon (Figure 2) [3,7].

Malgré son caractère exclusivement clinique, cette classification présente une excellente reproductibilité tant intra qu'inter-observateur [3], aussi bien chez les kinésithérapeutes que les médecins du sport et les chirurgiens. Elle constitue ainsi un langage commun et standardisé, facilitant le diagnostic, le suivi et la prise en charge de l'AMI à l'ensemble des étapes du parcours de soins.

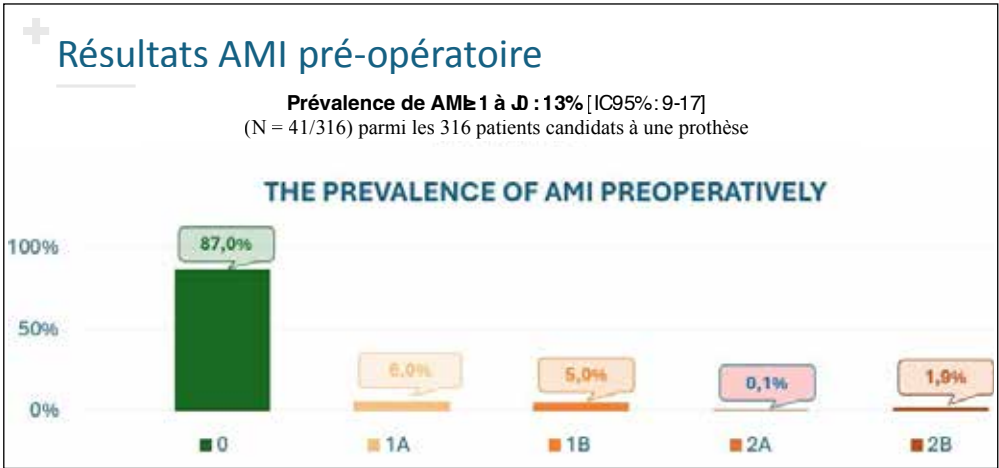


Figure 3 : Prévalence de l'AMI en préopératoire d'une prothèse de genou [10].

GONARTHROSE ET PROTHÈSE DE GENOU

L'un des objectifs principaux d'une prothèse totale de genou (PTG) est de corriger le flessum [5]. Celui-ci correspond à une limitation de l'extension complète du genou, qu'elle soit active ou passive [5]. Les techniques chirurgicales visant à corriger les flessums préopératoires reposent notamment sur une résection osseuse adaptée, des libérations ligamentaires, l'ablation des ostéophytes postérieurs ainsi que des libérations capsulaires postérieures. Parmi les causes multifactorielles de flessum avant et après prothèse de genou, l'AMI a récemment été identifiée comme un facteur contributif important [1,10].

Il est essentiel de souligner qu'un flessum attribuable à une AMI, dans un contexte chronique, ne peut être retenu qu'en présence de l'association d'une rétraction

des muscles ischio-jambiers et d'une inhibition du quadriceps [10]. En effet, de nombreux flessums peuvent également être liés à des conflits osseux, à la présence d'ostéophytes ou des structures tendineuses dans le contexte de gonarthrose. Il est ainsi essentiel de distinguer ces étiologies mécaniques d'un flessum d'origine neuromusculaire.

Entre juin 2023 et juillet 2024, une étude prospective internationale multicentrique conduite à Toulouse, Abu Dhabi et Andorre a été réalisée afin d'étudier la prévalence de l'AMI en préopératoire d'une PTG, son incidence en postopératoire ainsi que les facteurs de risque associés.

Dans cette cohorte, 13 % des patients présentaient une AMI de grade ≥ 1 en préopératoire, donc dans un contexte de gonarthrose. Le spectre et la prévalence des différents grades d'AMI, selon la classification, sont présentés dans la Figure 3.

La présence d'une AMI préopératoire de grade ≥ 1 était significativement associée à la persistance d'une AMI ≥ 1 à 15 jours

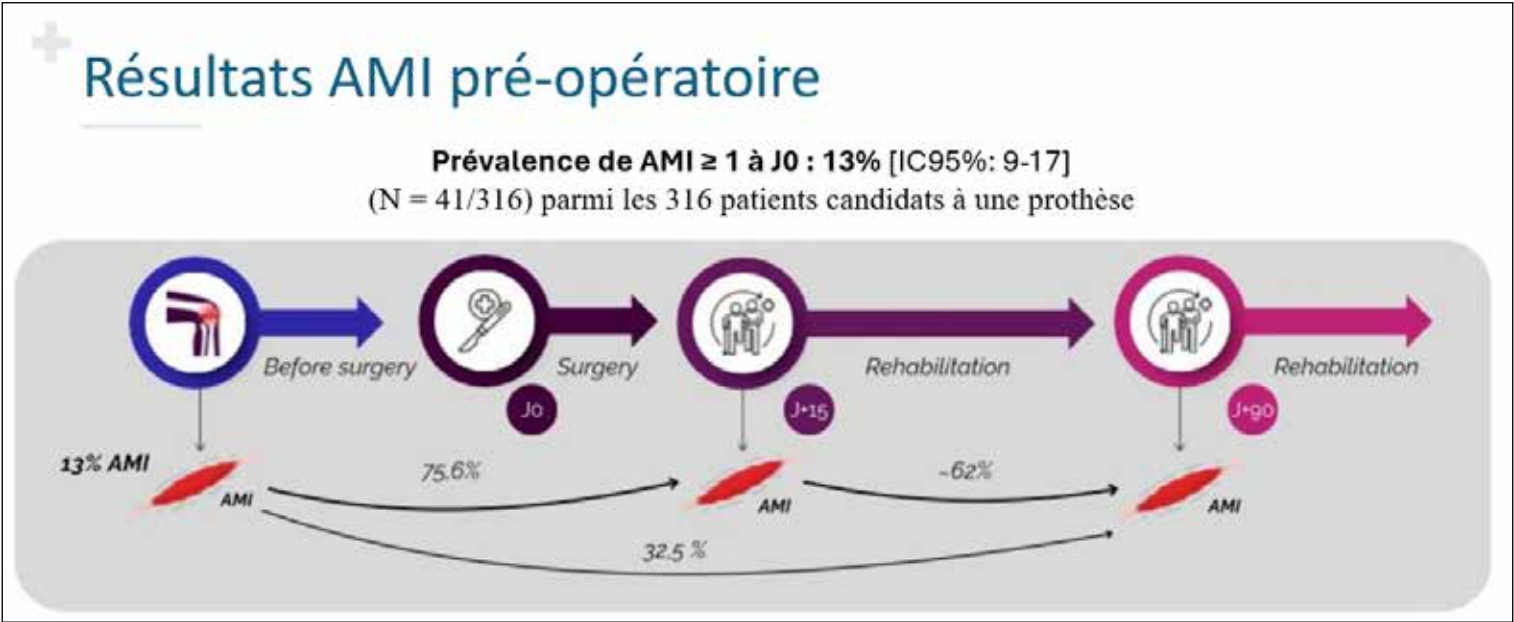


Figure 4 : Évolution de l'AMI chez les patients souffrant d'AMI en préopératoire.

et à 90 jours post-opératoires. En effet, 75,6 % des patients présentant une AMI préopératoire conservaient une AMI ≥ 1 à 15 jours. De manière similaire, 32,5 % présentaient encore une AMI ≥ 1 à 90 jours postopératoires (Figure 4).

Parmi les 275 patients ne présentant pas d'AMI en préopératoire, 36 % (IC 95 % : 30-42 ; n = 99/275) développaient une AMI ≥ 1 à 15 jours postopératoire. La répartition des grades d'AMI à 15 jours est illustrée dans la Figure 5.

Parmi les 274 patients indemnes d'AMI ≥ 1 en préopératoire et toujours suivis à 90 jours, l'incidence d'une AMI ≥ 1 était de 12,4 % (IC 95 % : 8,7-16,9 ; n = 34/274). La répartition des grades d'AMI observés à 3 mois post-opératoires est présentée dans la Figure 6.

À 15 jours après arthroplastie du genou, l'analyse multivariée retrouvait plusieurs facteurs indépendamment associés à la survenue d'une AMI ≥ 1 : un score de douleur postopératoire élevé (OR = 13,57 ; IC 95 % [6,72-27,37] ; p < 0,001), une attitude antalgique en flessum (coussin sous le genou, lit d'hospitalisation plié) (OR = 5,89 ; IC 95 % [2,98-11,63] ; p < 0,001) ainsi que le sexe féminin (OR = 2,81 ; IC 95 % [1,47-5,39] ; p < 0,002) (Figure 7).

Ces résultats soulignent l'importance d'une prise en charge précoce afin d'éviter l'installation durable de déficits neuromusculaires et de limiter les complications fonctionnelles liées à la raideur postopératoire. L'enjeu apparaît essentiellement temporel : les patients présentant une AMI à 3 mois avaient déjà

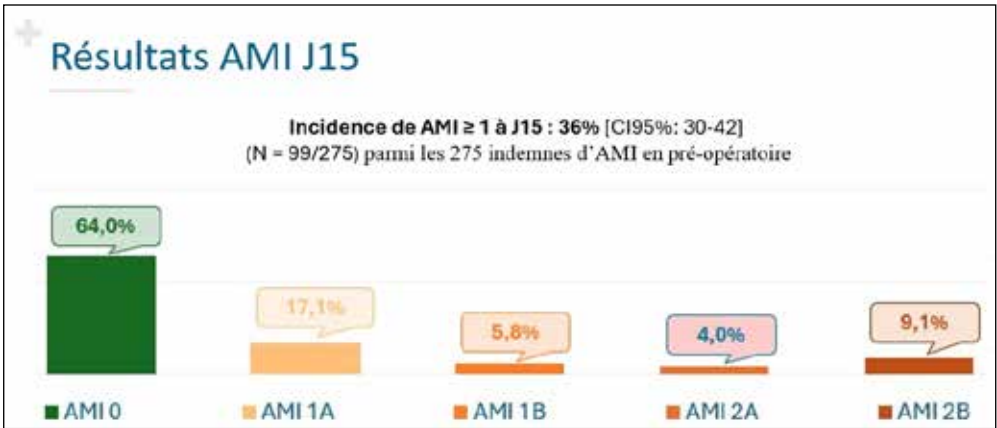


Figure 5 : Incidence de l'AMI à 15 jours post-opératoire d'une prothèse de genou [10].

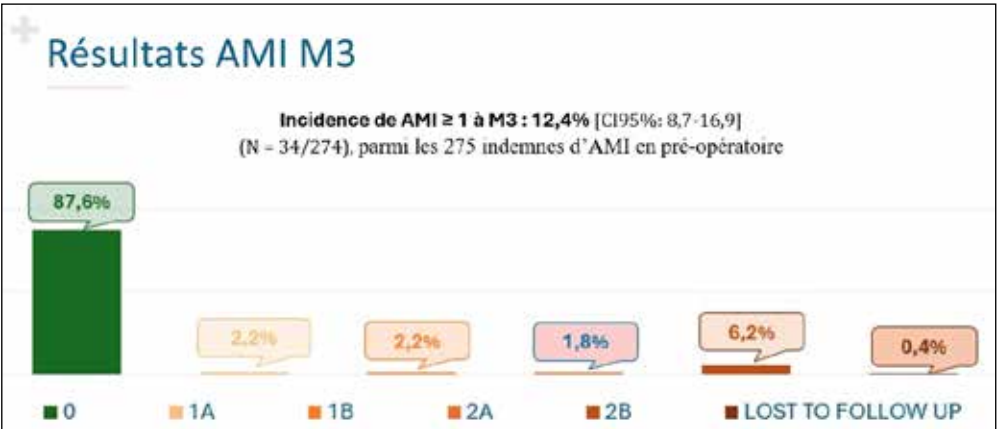


Figure 6 : Incidence de l'AMI à 3 mois post-opératoires d'une prothèse de genou [10].

développé cette inhibition dans les deux premières semaines suivant la chirurgie, tandis que les patients présentant une AMI en préopératoire continuaient fréquemment à présenter une AMI persistante en postopératoire.

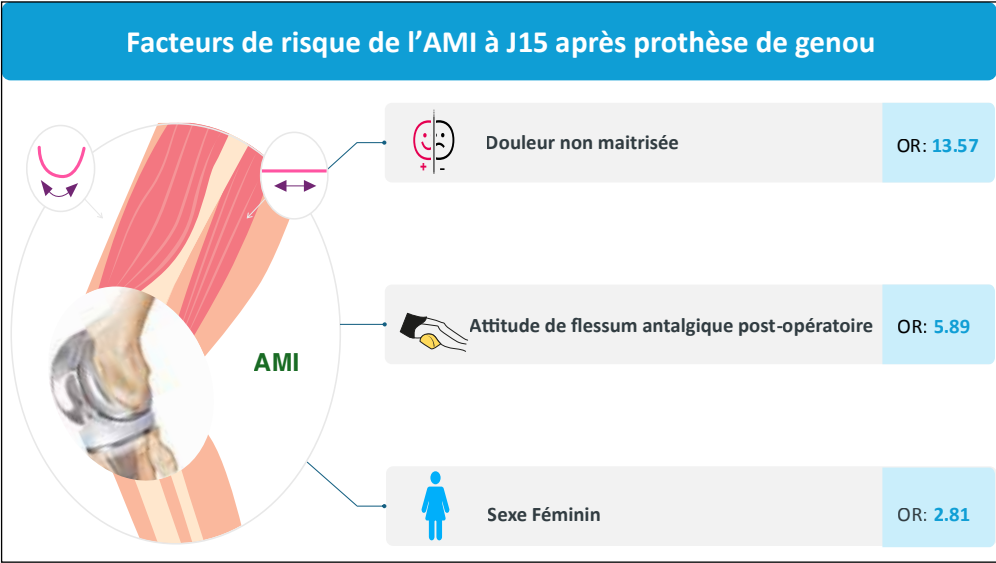


Figure 7 : Facteurs de risque de l'AMI à 15 jours post-opératoire d'une prothèse de genou [10].

PRISE EN CHARGE

La prise en charge de l'AMI repose avant tout sur un diagnostic précoce et une rééducation adaptée. L'objectif est de restaurer rapidement une activation musculaire efficace afin d'éviter l'installation de limitations fonctionnelles persistantes, notamment après arthroplastie du genou.

Le traitement initial repose sur la prise en charge des facteurs susceptibles d'entretenir l'inhibition, tels que la douleur, l'inflammation et l'épanchement articulaire. Une attention particulière doit également être portée à la prévention des attitudes antalgiques en flessum durant la période postopératoire.

Les techniques conventionnelles de rééducation associent des mobilisations visant à récupérer l'extension complète du genou, un travail progressif de renforcement du quadriceps ainsi que des techniques d'électrostimulation neuromusculaire. Le biofeedback peut également être utilisé afin d'améliorer le recrutement musculaire volontaire [8].

Cependant, certaines formes d'AMI persistent malgré une prise en charge rééducative conventionnelle. Dans ce contexte, des approches de reprogrammation neuromotrice ont récemment été développées afin de cibler plus spécifiquement les mécanismes inhibiteurs impliqués dans ce phénomène. Parmi celles-ci, la thérapie Galmeon (ex-Allyane) repose sur des protocoles structurés combinant l'imagerie motrice, des stimulations auditive et tâches motrices spécifiques [2]. Ces approches visent à faciliter la réactivation

musculaire et à limiter les compensations motrices délétères. Intégrées précocement dans le parcours de soins, elles pourraient contribuer à optimiser la récupération fonctionnelle chez certains patients présentant une AMI persistante ou sévère.

Ainsi, l'identification précoce des patients à risque et l'intégration de stratégies thérapeutiques adaptées apparaissent essentielles afin d'améliorer les résultats fonctionnels après arthroplastie du genou.

CONCLUSION

L'AMI survient non seulement chez les patients candidats à une arthroplastie du genou, mais également en période postopératoire. L'incidence relativement élevée observée après chirurgie, y compris de formes sévères associées à des flessums persistants, souligne l'importance d'identifier précocement ce phénomène avant et après l'arthroplastie du genou. Ces données soutiennent l'intérêt d'approches de reprogrammation neuromotrice afin d'optimiser la récupération fonctionnelle après prothèse de genou. ■

Bibliographie

1. Barrera Uso M, Fayard J-M, Vieira TD, Bondoux L, Selmi TAS, Bonnin M, Alajji M, Sappey-Marinié E Early arthrogenic muscle inhibition is the dominant predictor of persistent quadriceps inhibition after total knee arthroplasty. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*.<https://doi.org/10.1002/ksa.70518>
2. Dos Anjos T, Gabriel F, Vieira TD, Hopper GP, Sonnery-Cottet B (2024) Neuromotor Treatment of Arthrogenic Muscle Inhibition After Knee Injury or Surgery. *Sports Health* 16(3):383-389. <https://doi.org/10.1177/19417381231169285>
3. Le Guen A, Bérard E, Ben-Roummâne H, Lacaze K, Richaud T, Cottet BS, Cavaignac E (2025) Clinical SANTI classification of arthrogenic muscle inhibition has an excellent inter-rater and intra-rater reliability in preoperative and post-operative anterior cruciate ligament rupture. *Knee Surg Sports Traumatol Arthroscopy*. <https://doi.org/10.1002/ksa.12586>
4. Rice DA, McNair PJ (2010) Quadriceps Arthrogenic Muscle Inhibition: Neural Mechanisms and Treatment Perspectives. *Seminars in Arthritis and Rheumatism* 40(3):250-266. <https://doi.org/10.1016/j.semarthrit.2009.10.001>
5. Sappey-Marinié E, Fernandez A, Shatrov J, Batailler C, Servien E, Hutten D, Lustig S (2024) Management of fixed flexion contracture in primary total knee arthroplasty: recent systematic review. *SICOT-J* 10:11. <https://doi.org/10.1051/sicotj/2024007>
6. Sonnery-Cottet B, Barrera Uso M, Coquard M, Thaumat M, Fayard J-M, Freychet B, Cavaignac E, Vieira TD, Saithna A (2026) Incidence and Risk Factors for Arthrogenic Muscle Inhibition in the Early Postoperative Period After ACL Reconstruction. A Cohort Study From the SANTI Study Group. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine* 14(1). <https://doi.org/10.1177/23259671251350305>
7. Sonnery-Cottet B, Hopper G, Gousopoulos L, Vieira T, Thaumat M, Fayard J-M, Freychet B, Ouanezar H, Cavaignac E, Saithna A (2022) Arthrogenic Muscle Inhibition Following Knee Injury or Surgery: Pathophysiology, Classification, and Treatment. *Video Journal of Sports Medicine*. <https://doi.org/10.1177/26350254221086295>
8. Sonnery-Cottet B, Saithna A, Quelard B, Daggett M, Borade A, Ouanezar H, Thaumat M, Blakeney WG (2019) Arthrogenic muscle inhibition after ACL reconstruction: a scoping review of the efficacy of interventions. *Br J Sports Med* 53(5):289-298. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-098401>
9. Preoperative and postoperative risk factors for arthrogenic muscle inhibition in anterior cruciate ligament reconstruction: A retrospective study - Morel - *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy - Wiley Online Library*.
10. Arthrogenic muscle inhibition: A prevalent issue in knee arthroplasty - Le Guen - *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy - Wiley Online Library*.

DIX POINTS CLÉS POUR UNE RAAC RÉUSSIE

LES FONDAMENTAUX D'UN PARCOURS DE RÉCUPÉRATION AMÉLIORÉE APRÈS CHIRURGIE EN ORTHOPÉDIE

**Simon MARMOR¹, Audrey SOLIS², Wilfrid GRAFF¹,
Johannes KUTTER², Françoise JULIEN³, Olivia KOUSSAWO²,
Damien PHILIPPEAU⁴, Antoine MOUTON¹**

1. Chirurgien orthopédiste, 2. Anesthésiste réanimateur, 3. Cadre de santé, 4. Cadre kinésithérapeute
Groupe Hospitalier Diaconesses Croix Saint-Simon, Paris, France

INTRODUCTION

Il y a une vingtaine d'années, le parcours d'un patient bénéficiant d'une prothèse totale de hanche était presque immuable. L'hospitalisation débutait la veille de l'intervention. Le patient restait à jeun depuis minuit, recevait une prémédication sédatrice, était conduit au bloc opératoire sur un brancard, puis revenait en chambre avec plusieurs perfusions, des drains aspiratifs et parfois une sonde urinaire. Le premier lever n'était envisagé que le lendemain, voire le surlendemain, et la sortie survenait le plus souvent après une semaine d'hospitalisation. Aujourd'hui, ce même patient arrive à l'hôpital quelques heures avant son intervention. Il a bu des liquides clairs jusqu'à deux heures avant l'anesthésie, marche jusqu'au bloc opératoire, se réalimente dès son retour en chambre, se lève quelques heures après la chirurgie et retrouve son domicile dès le lendemain, voire le jour même dans de nombreuses situations.

Cette évolution spectaculaire ne résulte pas d'une innovation unique, mais d'une transformation globale du parcours de soins par de multiples améliorations. Parfois modestes prises isolément, leur effet cumulatif transforme profondément la récupération postopératoire.

La récupération améliorée après chirurgie (RAAC), initiée par les travaux fondateurs du Pr Henrik Kehlet [1] dans les années 1990, a profondément modifié la manière d'aborder le parcours périopératoire. Son principe est simple : chaque étape du parcours est susceptible d'in-

fluencer la récupération du patient. En réduisant l'ensemble des conséquences physiologiques et psychologiques liées à l'agression chirurgicale, il devient possible d'améliorer simultanément la qualité des soins, la sécurité des patients et l'efficacité des organisations (Tableau 1).

En orthopédie, cette évolution a accompagné les progrès de la chirurgie mini-invasive, de l'anesthésie locorégionale et des stratégies modernes d'analgésie. Les bénéfices sont aujourd'hui largement démontrés : diminution des complications médicales, réduction de la douleur postopératoire, mobilisation plus précoce, diminution de la durée moyenne de séjour, réduction des réhospitalisations et amélioration de la satisfaction des patients [2,3].

Contrairement à une idée encore répandue, la RAAC ne consiste pas à « *faire sortir les patients plus vite* ». Une sortie précoce n'est qu'une conséquence naturelle d'un parcours bien construit. Le véritable objectif est de permettre au patient de retrouver le plus rapidement possible son

autonomie dans des conditions de sécurité optimales.

L'intervention chirurgicale ne représente finalement qu'une parenthèse relativement courte dans un parcours qui débute plusieurs semaines avant l'intervention et se poursuit bien après le retour au domicile. Le succès de la chirurgie ne dépend plus exclusivement de la qualité du geste opératoire, mais de l'ensemble des maillons qui constituent une prise en charge globale et optimisée du parcours périopératoire.

Le patient occupe désormais une place centrale. Informé, préparé et responsabilisé, il devient acteur de son propre parcours. Cette évolution constitue probablement l'une des transformations majeures de la chirurgie moderne.

Hier	Aujourd'hui (RAAC)
Entrée la veille	Entrée le jour même
Jeûne depuis minuit	Jeûne moderne (6 h / 2 h)
Drain systématique	Pas de drainage de routine
Perfusions prolongées	Retrait précoce
Premier lever J1-J2	Lever dès J0
Rééducation débutée après 24 h	Mobilisation immédiate
Sortie J6-J8	Sortie J0-J1 selon les patients

Tableau 1 : Une révolution silencieuse du parcours patient.

La RAAC s’articule classiquement autour de trois grandes phases (Figure 1) :

- la préhabilitation, visant à optimiser et éduquer le patient avant l’intervention
- la prise en charge peropératoire, destinée à limiter l’agression chirurgicale
- la phase postopératoire, dont l’objectif est un retour rapide à l’autonomie

Le succès du programme repose sur la cohérence de l’ensemble du parcours, l’absence d’un seul maillon pouvant diminuer l’efficacité de toute la stratégie.

Cet article propose dix points clés issus de la littérature et de notre expérience hospitalière. Ils permettent de construire, déployer et faire évoluer un programme RAAC performant en chirurgie orthopédique.

POINT CLÉ N°1 :
UN ÉTAT D’ESPRIT
AVANT TOUT

Avant d’être un protocole ou une checklist, la RAAC est d’abord un état d’esprit. Elle suppose une ouverture au changement, une remise en question permanente des habitudes acquises et une capacité

collective à accompagner l’évolution des pratiques chirurgicales, anesthésiques et organisationnelles. De nombreuses habitudes historiques n’ont jamais reposé sur un niveau de preuve solide ; leur abandon requiert davantage une adhésion culturelle qu’une simple validation scientifique.

Cet état d’esprit repose sur deux piliers complémentaires : un esprit de simplification, qui consiste à retirer ce qui n’apporte pas de bénéfice démontré (drainage, perfusions, restrictions alimentaires prolongées), et un esprit de standardisation, qui vise à sécuriser chaque étape du parcours par des protocoles partagés et révisés régulièrement. Cette standardisation n’est cependant pas synonyme de rigidité : elle constitue au contraire le socle sur lequel une personnalisation raisonnée pourra s’appuyer selon les caractéristiques de chaque patient, et non de chaque chirurgien.

Ce changement d’état d’esprit ne concerne pas uniquement les soignants : il implique également une évolution du rapport du patient à sa propre hospitalisation. Un patient longtemps habitué à une posture passive (alitement prolongé en tenue hospitalière, attente de la visite médicale, délégation complète de sa récupération à l’équipe soignante) doit être accompagné pour devenir acteur, ce qui suppose un effort pédagogique constant de la part de l’ensemble des intervenants, dès la première consultation.

POINT CLÉ N°2 :
UNE DÉMARCHE
OBLIGATOIRE
PLURIDISCIPLINAIRE

La réussite d’un programme RAAC ne repose jamais sur un seul acteur. Elle nécessite d’embarquer, dès la phase de conception du projet, l’ensemble des professionnels concernés : chirurgien orthopédiste, médecin anesthésiste, masseur-kinésithérapeute, infirmier(ère), cadre de santé et secrétariat médical. Chacun de ces acteurs intervient à un moment différent du parcours et apporte une pièce au puzzle : sans coordination, un protocole techniquement excellent sur le papier échoue en pratique.

Cette construction collective a une double vertu : elle homogénéise les pratiques au sein de l’équipe, et elle crée une adhésion qui facilite l’appropriation du changement par chacun des membres. D’ailleurs, l’adhésion des équipes est beaucoup plus importante que la perfection du protocole initial. En effet, une équipe convaincue améliore progressivement son programme tandis qu’une équipe qui applique un protocole imposé, sans y croire, reviendra rapidement à ses anciennes habitudes.

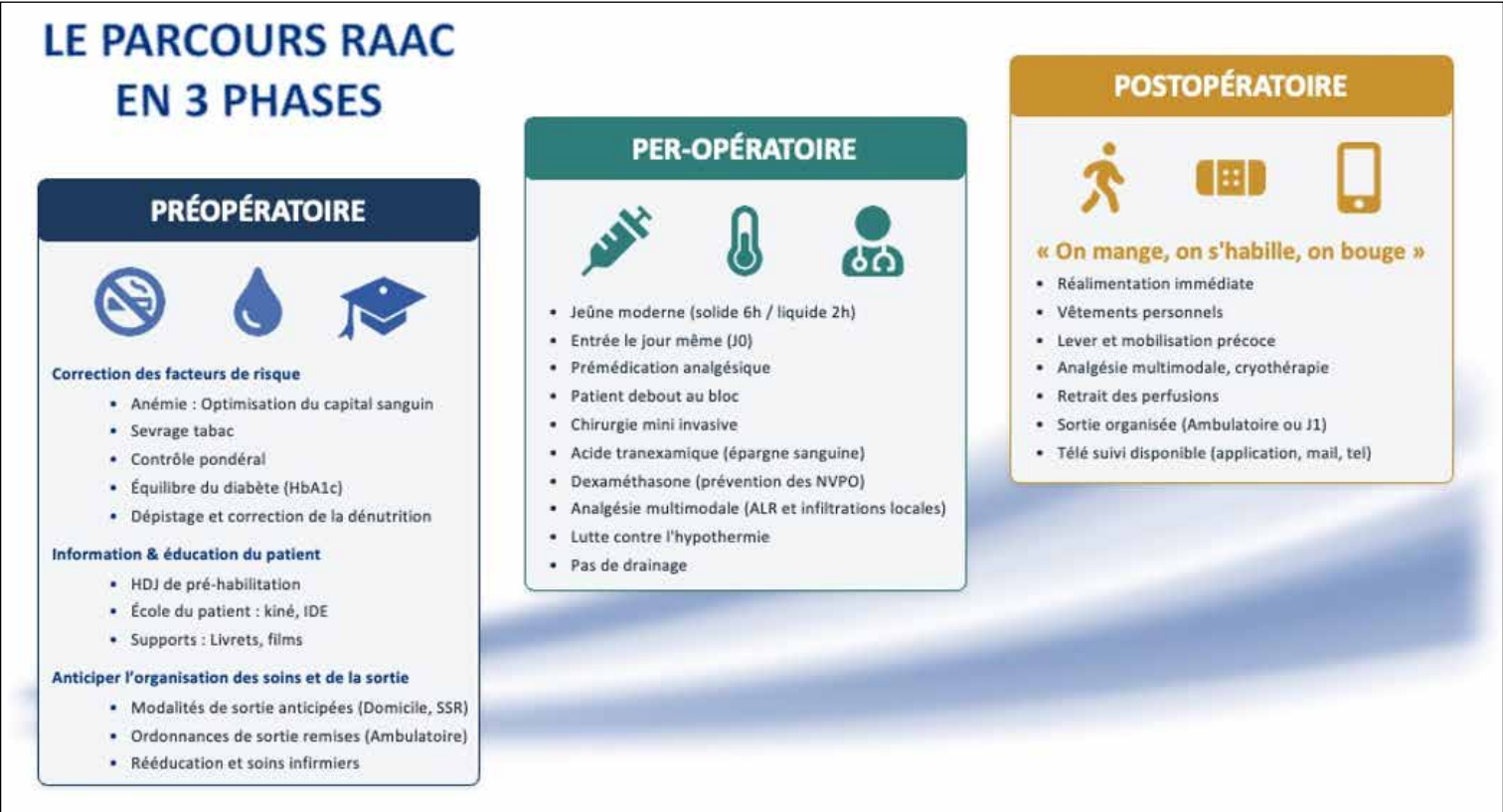


Figure 1 : Les trois grandes phases de la RAAC.

Cette pluridisciplinarité se traduit par des réunions de concertation associant les différents corps de métier, par la rédaction conjointe des protocoles et des documents remis aux patients, et par des retours d'expérience partagés lors des évaluations périodiques du programme. L'absence d'un seul de ces acteurs dans la phase de conception expose au risque de protocoles théoriquement cohérents mais inapplicables sur le terrain, faute d'avoir anticipé les contraintes propres à chaque métier.

POINT CLÉ N°3 : UNE CONSTRUCTION ÉTAPE PAR ÉTAPE

Un programme RAAC ne se décrète pas du jour au lendemain : il se construit progressivement, par une succession d'étapes validées avant de passer à la suivante. Il est préférable de démarrer avec un programme raisonnable, afin d'embarquer l'ensemble du collectif sans le décourager, puis de ne passer aux étapes suivantes que lorsque les précédentes sont acquises, assimilées et évaluées.

Les premières étapes sont généralement les plus simples à mettre en œuvre : modernisation du jeûne préopératoire, généralisation des infiltrations locales, arrêt du drainage systématique. Les étapes suivantes, plus complexes sur le plan organisationnel, viennent ensuite enrichir le dispositif : mise en place d'une école du patient, création d'une hospitalisation de jour de réhabilitation, structuration du téléseuivi postopératoire. Cette progressivité protège le programme de l'essoufflement et permet une amélioration continue fondée sur l'expérience acquise.

Vouloir déployer d'emblée l'ensemble des mesures les plus ambitieuses expose à un double risque : celui de l'échec technique, faute d'une organisation encore capable de les absorber, et celui du découragement des équipes, confrontées à un changement perçu comme trop brutal. À l'inverse, une équipe qui a validé pas à pas chacune de ces étapes développe une confiance collective dans la démarche, ce qui facilite grandement l'adhésion aux étapes suivantes, y compris les plus exigeantes.

POINT CLÉ N°4 : LA RAAC EST BÉNÉFIQUE POUR TOUS LES PATIENTS

Contrairement à une idée encore largement répandue, la RAAC n'est pas réservée aux patients jeunes, autonomes, sportifs ou peu comorbides. Elle ne doit faire l'objet d'aucune sélection a priori : ses principes s'appliquent à tous les patients, qu'ils soient pris en charge dans un contexte programmé ou en urgence. Les patients âgés ou fragiles sont même ceux qui en tirent le plus grand bénéfice : le lever précoce et la mobilisation rapide limitent précisément le risque de décompensation fonctionnelle, de confusion ou de complications de décubitus. Les modalités du parcours peuvent en revanche être adaptées au profil de chaque patient, sans que les grands principes de la réhabilitation active soient remis en cause.

C'est toute la différence entre la RAAC et une simple réduction de la durée de séjour : la première est une stratégie de soins qui s'appuie sur un socle de bonnes pratiques applicable à tous ; la seconde n'est qu'une conséquence possible lorsque les critères médicaux et sociaux sont réunis.

POINT CLÉ N°5 : LA PRÉHABILITATION - PRÉPARER LE PATIENT AVANT LA CHIRURGIE

La réussite d'une chirurgie commence plusieurs semaines avant l'entrée au bloc opératoire. La préhabilitation constitue aujourd'hui l'un des piliers majeurs de la RAAC. Elle vise à optimiser l'état de santé du patient afin d'améliorer sa capacité physiologique à supporter l'agression chirurgicale et à réduire le risque de complications postopératoires. Cette démarche repose sur la correction des facteurs de risque modifiables [4] et l'éducation du patient (Figure 2).

Corriger les facteurs de risque modifiables

Le dépistage systématique de l'anémie préopératoire est indispensable pour les

chirurgies majeures. Dans le cadre de l'optimisation du capital sanguin (Patient Blood Management), une supplémentation en fer intraveineux, éventuellement associée à de l'érythropoïétine, permet de corriger une carence martiale et de réduire le recours à la transfusion. Grâce à ces stratégies, associées à la chirurgie mini-invasive et à l'utilisation systématique d'acide tranexamique, le taux de transfusion après prothèse primaire est aujourd'hui inférieur à 1 % et celle-ci n'est quasiment jamais réalisée en urgence le jour de l'intervention. Dans ce contexte, les bilans pré-transfusionnels systématiques perdent leur intérêt pour les arthroplasties de première intention.

Chez les patients diabétiques, l'équilibre glycémique doit être vérifié avant l'intervention, notamment par le dosage de l'hémoglobine glyquée. Un diabète mal contrôlé expose à un risque accru d'infection du site opératoire et justifie parfois un report de la chirurgie.

En cas d'obésité, un report de l'intervention et une correction pondérale doivent être proposés. Celle-ci s'appuie sur une prise en charge nutritionnelle spécialisée associée, lorsque cela est indiqué, à des traitements médicamenteux (analogue du GLP-1) ou le cas échéant à une chirurgie bariatrique.

Le sevrage tabagique, entrepris suffisamment à l'avance, réduit significativement les risques de complications générales et de retards de cicatrisation. Un sevrage même partiel, débuté quelques semaines avant l'intervention, apporte déjà un bénéfice mesurable sur la microcirculation cutanée et la cicatrisation, ce qui justifie d'aborder systématiquement la question dès la première consultation chirurgicale, sans attendre la consultation d'anesthésie.

La dénutrition reste largement sous-diagnostiquée chez les patients âgés. Son dépistage est essentiel, car elle augmente significativement le risque de complications infectieuses et retarde la récupération fonctionnelle. L'intervention d'un gériatre, pour les patients âgés et comorbides, permet également d'anticiper les facteurs de risque de confusion postopératoire et de fragilité.

Les douleurs chroniques et la consommation prolongée d'opioïdes méritent une attention particulière afin de ne pas aborder l'intervention dans un contexte d'hyperalgésie. Une stratégie de diminution progressive des morphiniques avant

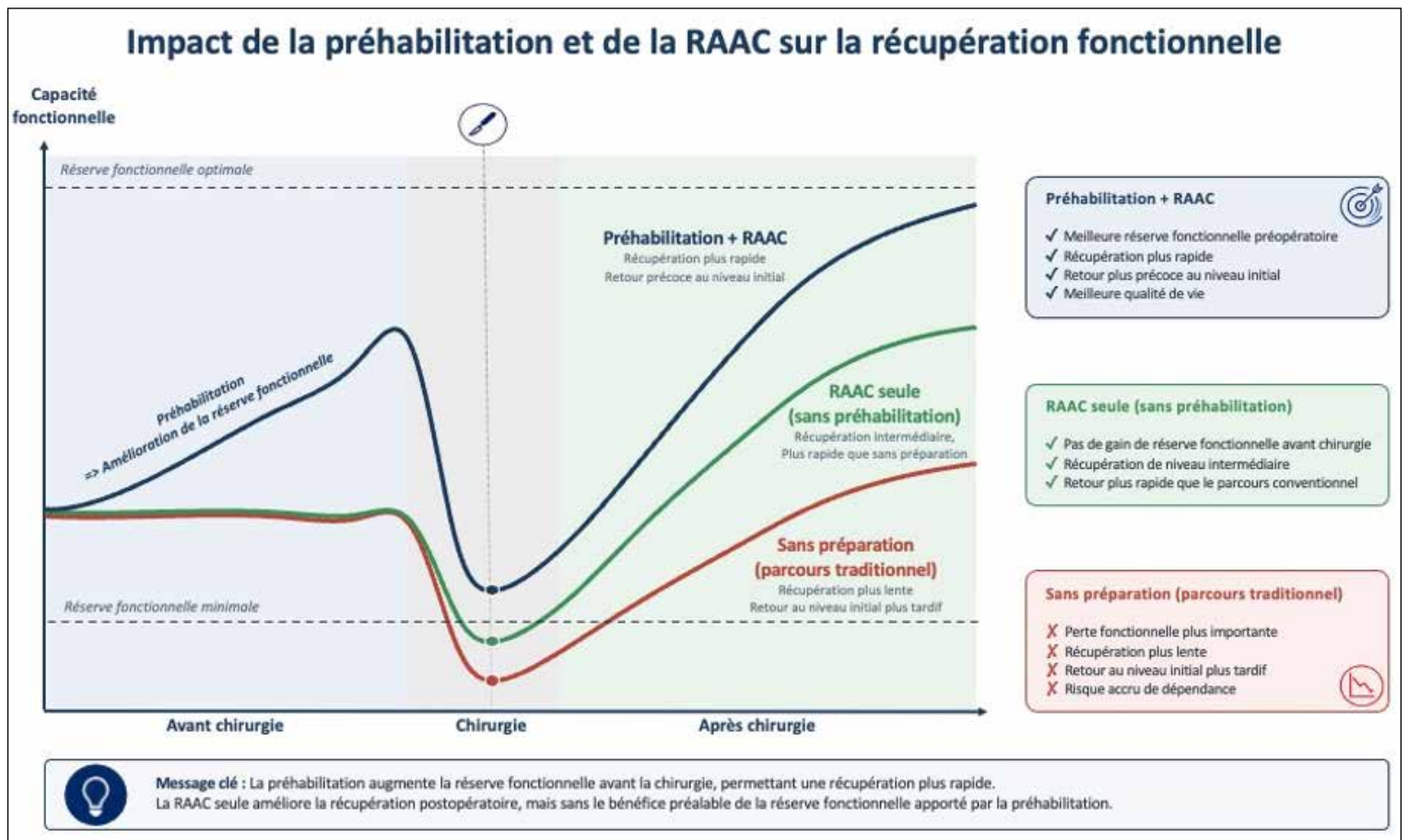


Figure 2.

l'intervention améliore souvent l'efficacité des traitements antalgiques postopératoires.

Enfin, l'anxiété préopératoire influence fortement la récupération. Des outils tels que le score APAIS permettent de l'évaluer et d'adapter l'information délivrée au patient.

Éduquer le patient et organiser la sortie

La préhabilitation ne se limite pas à l'optimisation des comorbidités. Elle comprend également une véritable éducation préopératoire, visant à faire du patient un acteur de sa récupération. Celui-ci doit comprendre sa pathologie, le déroulement de son hospitalisation, les modalités de sa rééducation, les objectifs de récupération et les critères autorisant le retour à domicile. Cette préparation peut s'appuyer sur un guide d'information, des vidéos pédagogiques, des réunions collectives (« école du patient ») ou encore une journée de préhabilitation en hôpital de jour associant consultation d'anesthésie, bilan radiographique, consultation infirmière et ateliers de kinésithérapie.

Cette étape permet au patient de se projeter au-delà de l'intervention et d'anti-

ciper les modalités de sortie de l'hôpital. Celles-ci doivent être décidées et organisées avec le patient dès la consultation chirurgicale, qu'il s'agisse d'un retour à domicile, d'une orientation en soins de suite et de réadaptation ou d'une hospitalisation à domicile.

Les prescriptions postopératoires anticipées sont remises dès la consultation de programmation pour les patients pris en charge en ambulatoire, et une rééducation préopératoire est proposée pour les prothèses totales de genou.

POINT CLÉ N°6 : OPTIMISER LA PHASE PEROPÉRATOIRE

La phase peropératoire concentre un ensemble de mesures visant à limiter le stress chirurgical et anesthésique, et à préparer d'emblée la récupération postopératoire [5].

Tous les patients sont admis le jour même de l'intervention (Jo), ce qui suppose une préparation préalable rigoureuse.

Le jeûne préopératoire est modernisé : autorisation d'un repas solide léger jusqu'à six heures avant l'intervention et de liquides clairs jusqu'à deux heures avant, ce qui réduit l'inconfort, la déshydratation et la résistance à l'insuline liés au jeûne prolongé.

Le patient est amené debout jusqu'au bloc opératoire chaque fois que possible, marqueur symbolique fort de son statut d'acteur et non de sujet alité.

Sur le plan pharmacologique, antalgiques et AINS sont administrés par voie orale en prémédication, une prévention du saignement par acide tranexamique est réalisée de façon systématique en l'absence de contre-indication, et une prévention des nausées et vomissements postopératoires par dexaméthasone est associée, celle-ci présentant par ailleurs un effet antalgique et anti-inflammatoire.

La prévention de la douleur per et postopératoire repose largement sur l'anesthésie locorégionale et les infiltrations locales, permettant une épargne morphinique substantielle : selon la localisation et le type d'arthroplastie, blocs périphériques et infiltrations locales sont choisis en fonction du meilleur équilibre entre efficacité analgésique et préservation de la force

musculaire, condition indispensable à une mobilisation précoce.

La lutte contre l'hypothermie peropératoire est systématique car le maintien d'une température corporelle normale diminue les infections, améliore la coagulation et accélère le réveil.

Enfin, l'abandon des drainages systématiques, dont le bénéfice n'a jamais été démontré dans la chirurgie prothétique de première intention, illustre parfaitement l'évolution des pratiques.

L'ensemble de ces mesures peropératoires n'a de sens que si elles sont pensées comme la continuité directe de la phase de préhabilitation et la préparation active de la phase postopératoire : chaque choix anesthésique ou chirurgical est évalué à l'aune de sa capacité à permettre un lever et une déambulation le jour de l'intervention.

POINT CLÉ N°7 : APRÈS LA CHIRURGIE, « ON MANGE, ON S'HABILLE ET ON BOUGE »

Cette formule résume à elle seule la philosophie de la phase postopératoire immédiate, moment où la récupération devient visible pour le patient. Les premiers gestes réalisés après l'intervention conditionnent souvent la suite de son parcours.

Dès le retour en chambre, une réalimentation précoce est proposée sans restriction diététique, les tenues hospitalières sont remplacées par des vêtements personnels (« on n'est plus malade ») et la mobilisation débute à J0 : premier lever, marche accompagnée et autorééducation sont encouragés. Le retrait précoce des perfusions dès que celles-ci ne sont plus nécessaires est encouragé. Les bilans sanguins postopératoires ne sont plus systématiques et désormais réservés aux reprises de prothèses, aux saignements peropératoires importants ou à la surveillance d'une fonction rénale dégradée.

Une analgésie multimodale est organisée, avec recours systématique à la morphine pour les interventions les plus

douloureuses telles que la prothèse totale de genou à J1, et une vigilance particulière lorsque l'échelle visuelle analogique dépasse 4/10, seuil imposant une réévaluation et une adaptation thérapeutique.

La sortie précoce, généralement dès J1 pour la majorité des patients non ambulatoires, est rendue possible par l'ensemble des mesures précédentes, à condition qu'elle réponde à des critères objectifs de sortie (autonomie, contrôle de la douleur, absence de complication) plutôt qu'à une simple échéance calendaire.

Elle doit s'accompagner d'un véritable « service après-vente » associant des informations claires sur les signes d'alerte (anomalie de cicatrice, fièvre, douleur résistante aux antalgiques), un accès rapide à l'équipe chirurgicale (infirmière coordinatrice, secrétariat ou chirurgien) et la possibilité de recours aux urgences 24 h/24 en cas de besoin.

Les outils de télésuivi renforcent le suivi post-hospitalisation en permettant une surveillance quotidienne de la douleur, de l'autonomie, de la cicatrisation et des événements indésirables. Ils favorisent le dépistage précoce des complications, notamment des douleurs postopératoires insuffisamment contrôlées ou des douleurs neuropathiques émergentes. La prise en charge rapide de ces douleurs transitionnelles contribue à réduire le risque de chronicisation [6].

POINT CLÉ N°8 : ATTENTION AU DANGER DE « L'EFFET TUNNEL »

Le succès des programmes de récupération améliorée repose sur la standardisation des pratiques, qui réduit les variations entre professionnels, améliore la qualité des soins et sécurise les parcours. Cette standardisation comporte toutefois un risque : celui de l'effet tunnel, qui consiste à appliquer un protocole de manière automatique, sans tenir compte des spécificités du patient ni de l'évolution de son état clinique.

Ce risque peut apparaître dès la phase préopératoire chez un patient fragile ou présentant des comorbidités, mais également à tout moment du parcours lors-

qu'un événement intercurrent survient : complication chirurgicale ou médicale, douleur inhabituelle, hypotension, difficulté à la mobilisation, anxiété majeure ou problème médico-social.

Ces situations doivent conduire à réévaluer la trajectoire initialement prévue et, si nécessaire, à s'écarter du parcours standardisé. Le protocole ne doit jamais être une finalité, mais un cadre de référence au service du raisonnement clinique. La standardisation sécurise le parcours du plus grand nombre ; elle ne se substitue jamais au jugement clinique.

En d'autres termes, « il faut toujours placer un cerveau entre le patient et un protocole ».

POINT CLÉ N°9 : PERSONNALISER : UNE RAAC « À LA CARTE »

La standardisation constitue l'une des forces de la RAAC. Paradoxalement, sa réussite repose également sur sa capacité à être personnalisée. En effet, la récupération améliorée doit être envisagée comme une boîte à outils. Si les grands principes sont universels, en revanche, les modalités d'application diffèrent d'un patient à l'autre.

Cette adaptation tient compte des comorbidités du patient, de son niveau d'autonomie antérieur, de sa capacité de compréhension et d'implication dans sa prise en charge, ainsi que de son contexte social et familial.

Un patient très autonome et bien entouré pourra bénéficier d'un parcours resserré, quand un patient isolé ou fragile se verra proposer un accompagnement renforcé, sans que l'un ou l'autre ne soit exclu des grands principes de mobilisation précoce et d'analgésie multimodale.

Cette individualisation constitue probablement la prochaine évolution majeure de la RAAC. Les outils numériques et l'intelligence artificielle permettront demain d'adapter encore plus finement chaque parcours.

POINT CLÉ N°10 : ÉVALUER LES RÉSULTATS POUR PROGRESSER

Un programme RAAC n'est jamais figé : il doit être évalué régulièrement, tant auprès des patients (satisfaction, douleur, autonomie, complications, réhospitalisations), qu'auprès des professionnels de santé impliqués dans sa mise en œuvre. Cette double évaluation permet d'identifier les points de blocage, qu'ils soient cliniques ou organisationnels.

Une synthèse annuelle en équipe est recommandée afin de valider les étapes suivantes du programme. Les indicateurs suivis portent classiquement sur la durée moyenne de séjour, le taux de retour direct à domicile, le taux de réhospitalisation et de réintervention non programmées, le niveau de douleur postopératoire et la satisfaction globale des patients (PROMs et PREMs).

C'est cette dynamique d'amélioration continue, fondée sur des données concrètes plutôt que sur des impressions, qui permet à la démarche de rester vivante dans la durée et d'éviter l'écueil d'un protocole qui, une fois rédigé, ne serait plus jamais interrogé. La RAAC n'est jamais totalement achevée, elle constitue un processus permanent d'amélioration.

CONCLUSION

La RAAC en orthopédie n'est pas une simple accélération de la sortie du patient : c'est une refonte globale et coordonnée du parcours de soins qui replace le patient au centre de sa propre prise en charge. Sa réussite repose moins sur la sophistication des protocoles que sur l'état d'esprit collectif d'une équipe pluridisciplinaire capable de construire, d'évaluer et de personnaliser une démarche partagée, tout en restant vigilante face au risque d'application mécanique. C'est à ce prix que la RAAC tient ses promesses : moins de complications, une récupération fonctionnelle plus rapide, et des patients acteurs, et non plus seulement bénéficiaires, de leur guérison.

La récupération améliorée n'est pas une destination, mais un chemin d'amélioration continue au service d'une chirurgie plus sûre, plus efficiente et plus humaine. ■

Bibliographie

1. Kehlet H. Multimodal approach to control postoperative pathophysiology and rehabilitation. *Br J Anaesth.* 1997 May;78(5):606-17. <https://doi.org/10.1093/bja/78.5.606>
2. Haute Autorité de Santé. Programmes de récupération améliorée après chirurgie (RAAC). Synthèse du rapport d'orientation, 2016.
3. Société française d'anesthésie et de réanimation (SFAR), Société française de chirurgie orthopédique et traumatologique (SOFOT). Réhabilitation améliorée après chirurgie orthopédique lourde du membre inférieur (arthroplastie de hanche et de genou hors fracture). Recommandations formalisées d'experts, 2019.
4. Marmor S, Kerroumi Y. Patient-specific risk factors for infection in arthroplasty procedure. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2016 Feb;102. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2015.05.012>
5. Wainwright TW, et al. Consensus statement for perioperative care in total hip replacement and total knee replacement surgery: Enhanced Recovery After Surgery (ERAS®) Society recommendations. *Acta Orthop.* 2020 Feb;91(1):3-19. <https://doi.org/10.1080/17453674.2019.1683790>
6. Quemeneura C, Martinez V. Pourquoi s'intéresser aux douleurs transitionnelles ? *Le Praticien en anesthésie réanimation* 30 (2026) 46-50. <https://doi.org/10.1016/j.pratan.2026.01.001>

INTÉRÊT DE L'IMPLANT INDIVIDUALISÉ DANS L'ARTICULATION FÉMOROPATELLAIRE

Elliot SAPPEY-MARINIER, Michel BONNIN, Tarik AÏT-SI-SELMi, Axel SCHMIDT

Centre Orthopédique Santy, Hôpital Privé Jean Mermoz, Ramsay Santé, Lyon, France

INTRODUCTION

L'alignement mécanique, longtemps considéré comme le standard de la prothèse totale de genou (PTG), impose un axe fémoro-tibial neutre à tous les patients, indépendamment de leur morphologie native, quitte à nécessiter des libérations ligamentaires importantes chez de nombreux patients pour équilibrer l'espace en extension et en flexion. Ce dogme a progressivement cédé la place au concept d'alignement personnalisé, porté par une meilleure compréhension de la variabilité phénotypique humaine, par la démonstration que la restauration même partielle du phénotype natif peut améliorer les résultats fonctionnels, et par les progrès de l'imagerie tridimensionnelle préopératoire qui permettent aujourd'hui de planifier la chirurgie et de définir des objectifs individuels avec précision [1]. L'alignement cinématique, dans sa forme la plus aboutie, vise ainsi à restituer l'alignement préarthrosique du patient — c'est-à-dire la hauteur de l'interligne articulaire et son obliquité native — plutôt qu'un objectif anatomique unique et théorique valable pour tous.

Cependant, malgré ces avancées conceptuelles et technologiques, l'articulation fémoropatellaire demeure le maillon faible de la PTG [2]. Les complications fémoropatellaires touchent entre 2 et 20 % des patients, que la rotule soit resurfacée ou non [3], et sont responsables de 7,7 % des reprises chirurgicales selon le registre national australien des arthroplasties [4]. Certains auteurs estiment même que près de 50 % des mauvais résultats après PTG seraient imputables à des complications fémoropatellaires [5], un chiffre probablement sous-estimé car de nombreuses complications — douleur antérieure, ressaut, appréhension — ne conduisent pas à une réintervention et échappent donc aux registres de reprise chirurgicale.

Cette situation pose une question centrale pour la PTG personnalisée : lorsque l'on

restitue l'alignement tibio-fémoral préarthrosique du patient, que devient l'orientation de la trochlée prothétique par rapport au vecteur quadricipital natif ? Autrement dit, l'effort de personnalisation porté sur l'articulation fémoro-tibiale peut-il, paradoxalement, dégrader la cinématique fémoropatellaire si l'implant utilisé ne permet pas d'adapter également l'orientation de sa trochlée ? Cet article propose une synthèse de la littérature récente sur ce sujet et montre en quoi la prothèse individualisée — en dissociant la conception de la trochlée de celle des condyles — apporte une réponse cohérente à ce qui pourrait sembler être un paradoxe de la personnalisation.

RATIONNEL ANATOMIQUE : DEUX ARTICULATIONS POUR UNE SEULE SURFACE

Sur le plan phylogénique, la trochlée et les condyles fémoraux, bien qu'ils forment aujourd'hui une surface articulaire continue recouverte d'un même cartilage, ont longtemps constitué deux articulations

indépendantes au cours de l'évolution [2]. Il y a environ 300 millions d'années, la plupart des tétrapodes possédaient un fémur distal bicondylien où le condyle médial s'articulait avec le tibia et le condyle latéral avec la fibula. Ce n'est qu'à l'ère mésozoïque, entre 215 et 66 millions d'années, que la fibula des proto-mammifères s'est progressivement raccourci, permettant aux deux condyles de s'articuler avec le tibia. Les premières rotules sont apparues au début de l'ère cénozoïque, il y a environ 66 millions d'années. Selon les modes de locomotion, l'articulation fémoropatellaire a évolué très différemment : chez les ongulés, dont le genou ne s'étend jamais complètement, la trochlée et les condyles sont restés totalement séparés ; chez les plantigrades, la trochlée s'est aplatie et a gagné en continuité avec les condyles. Ce n'est qu'avec l'acquisition de la marche bipède et de l'extension complète du genou chez les hominidés, il y a environ 4 millions d'années, que la morphologie trochléo-condylienne moderne s'est mise en place, par plusieurs mécanismes convergents : orientation en valgus du fémur, obliquité de la ligne articulaire, extension de la facette trochléenne latérale, antériorisation, latéralisation et aplatissement progressif de la trochlée [2]. Cette origine phylogénique explique en grande partie pourquoi l'orientation de la trochlée native varie aujourd'hui de façon largement indépendante de celle des condyles

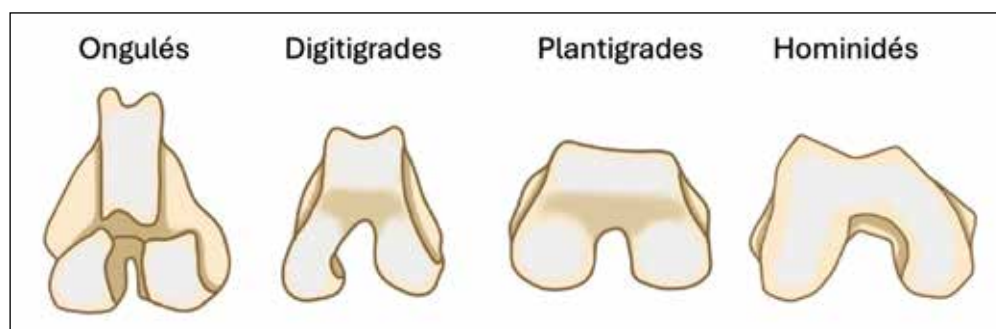


Figure 1 : Les condyles fémoraux et la trochlée d'un point de vue évolutif. Chez les ongulés, le genou ne s'étend jamais, de sorte que la trochlée et les condyles sont restés totalement séparés. Chez les digitigrades et les plantigrades, le genou s'étend occasionnellement, ce qui confère à la trochlée une certaine continuité avec les condyles. Chez l'être humain, la marche bipède a nécessité une extension complète du genou, ce qui a entraîné la fusion de la trochlée avec les condyles.

fémoraux chez l'être humain moderne, alors même que les deux structures partagent une seule et même surface cartilagineuse (Figure 1).

Cette variabilité anatomique, loin d'être anecdotique, est considérable et documentée par plusieurs études d'imagerie tridimensionnelle. L'angle mécanique fémoral (AFm) mesuré en médial natif varie de 86° à 100° selon les phénotypes [6], et l'orientation de la trochlée native par rapport à la ligne condylienne postérieure varie, elle, de 24° de varus à 30° de valgus [7]. Cette variabilité trochléaire n'est pas corrélée à celle de l'alignement tibio-fémoral : deux genoux présentant exactement le même axe mécanique peuvent avoir des orientations trochléaires très différentes, et inversement [7,8]. Une analyse morphologique de 4 116 genoux arthrosiques comparés à 45 designs d'implants a ainsi révélé un décalage fréquent entre l'anatomie trochléaire native et la géométrie des composants fémoraux disponibles sur le marché, quel que soit le fabricant considéré [7]. Or, la quasi-totalité des implants fémoraux standards (« off-the-shelf », OTS), conçus à l'origine pour l'alignement mécanique, fixent l'orientation de la trochlée prothétique à 6-7° de valgus par rapport à la ligne condylienne postérieure ou distale, une valeur unique qui ne peut, par construction, s'adapter à cette diversité anatomique [7,8]. La classification CPAK (Coronal Plane Alignment of the Knee), qui décrit six phénotypes combinant l'alignement global du membre (varus, neutre, valgus) et l'obliquité de la ligne articulaire (varus, neutre, valgus), offre depuis 2021 un cadre reproductible pour objectiver la variabilité de l'anatomie fémoro-tibiale et en étudier les conséquences cliniques et radiographiques [9].

Le vecteur quadricipital — ligne reliant l'épine iliaque antéro-inférieure, origine du droit fémoral, au centre de la gorge trochléenne — définit la direction naturelle de traction du quadriceps sur la rotule, et correspond à la portion fémorale de l'angle Q du patient. Sa position est propre à chaque individu et est identique à l'orientation de la trochlée fémorale. De plus, l'orientation de la trochlée ne dépend pas directement de l'anatomie osseuse condylienne sous-jacente, ce qui accroît encore le risque de discordance lorsqu'un implant à angle de trochlée fixe est utilisé, quelle que soit la stratégie d'alignement retenue pour le reste de la prothèse.

LE RISQUE DE L'ALIGNEMENT PERSONNALISÉ AVEC DES IMPLANTS STANDARDS

L'alignement cinématique, en restituant l'interligne articulaire natif du patient, positionne le composant fémoral selon l'obliquité qui lui est propre, sans recourir aux libérations ligamentaires. Mais si l'implant utilisé reste un composant standard à trochlée fixe, cette même restitution de l'obliquité articulaire native peut désaxer la trochlée prothétique par rapport au vecteur quadricipital du patient — un phénomène fonctionnellement assimilable à une trochléoplastie mal orientée, susceptible de modifier la répartition des contraintes de contact et de favoriser une raideur, des douleurs antérieures ou entraîner un maltracking rotulien (Figure 2).

Les données cliniques récentes illustrent nettement ce phénomène et permettent d'en quantifier l'ampleur. Howell et al. ont analysé 147 PTG en alignement cinématique non restreint réalisées avec un implant standard à trochlée fixée à 6°

de valgus, et ont mesuré, sur des scannogrammes CT incluant le bassin, l'angle entre la trochlée prothétique et le vecteur quadricipital défini par l'épine iliaque antéro-inférieure [10]. Une déviation médiale de la trochlée par rapport au vecteur quadricipital était présente dans 86 % des cas, et les 126 patients concernés présentaient un Forgotten Joint Score (FJS) inférieur de 17 points par rapport aux 21 patients sans déviation ($p < 0,0001$), ainsi qu'un score Oxford Knee Score inférieur d'un point ($p = 0,0053$) — un écart de FJS supérieur à la différence minimale cliniquement importante rapportée de 14 points. Les mêmes auteurs ont simulé, sur les genoux controlatéraux sains, un alignement mécanique avec différentes techniques d'instrumentation : la proportion de déviation médiale simulée n'était alors que de 21 %, 17 % et 8 % respectivement pour une instrumentation manuelle, une instrumentation spécifique au patient et une instrumentation robotique. Cela confirme que le risque de désalignement trochléaire est nettement plus élevé avec l'alignement cinématique qu'avec l'alignement mécanique, parce que ce dernier ne cherche pas à restituer l'obliquité articulaire native et que les implants standards ont été conçus pour l'alignement mécanique.

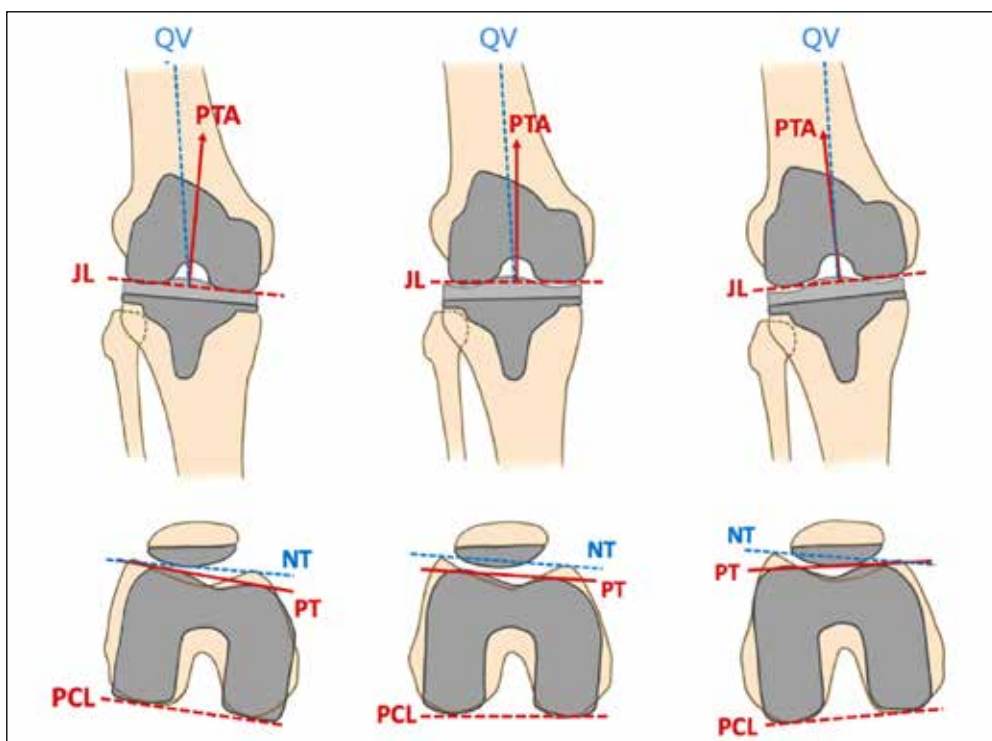


Figure 2 : Conséquences de l'utilisation d'une prothèse totale du genou (PTG) standard avec alignement cinématique. Dans le plan coronal (rangée supérieure), le composant fémoral est aligné sur l'interligne articulaire (JL), dont l'orientation est variable. Avec une PTG standard, l'orientation de l'axe de la trochlée prothétique (PTA) étant fixe par rapport aux condyles distaux, elle peut s'écarter considérablement du vecteur quadricipital (QV). Dans le plan axial (rangée inférieure), le composant fémoral est aligné sur la ligne condylienne postérieure (PCL), dont l'orientation est également variable par rapport à la trochlée native (NT). Par conséquent, l'orientation de la trochlée prothétique (PT) peut s'écarter considérablement de celle de la NT.

Jeremic et al. ont confirmé et considérablement affiné ces résultats sur une cohorte de 296 PTG en alignement cinématique avec un composant standard à 6°, en croisant systématiquement la déviation trochléaire mesurée avec le phénotype CPAK de chaque patient [11]. Une déviation médiale de la trochlée était retrouvée dans 51 % des cas au global, mais cette proportion variait considérablement selon le phénotype : 29 % en CPAK I, 35 % en CPAK II, 89 % en CPAK III, 0 % en CPAK IV, 4 % en CPAK V et 50 % en CPAK VI ($p < 0,05$ entre groupes). Le phénotype CPAK III — associant un valgus tibio-fémoral global à une obliquité de la ligne articulaire en varus — présentait ainsi la plus forte incidence de déviation médiale, avec un FJS médian effondré à 43 points contre 80 points en CPAK I et 91 points en CPAK IV ($p = 0,0068$ et $p = 0,0262$ respectivement), un écart largement supérieur à la différence minimale cliniquement importante. Le Oxford Knee Score, en revanche, ne différait pas significativement entre phénotypes, probablement en raison d'un effet plafond limitant sa sensibilité. Les auteurs ont par ailleurs calculé, à partir du patient présentant l'angle de déviation médiale le plus important de leur cohorte, qu'un angle trochléaire prothétique d'au moins 17° — contre 6° pour la plupart des implants standards actuels — serait nécessaire pour éviter une déviation médiale d'au moins 2° chez la totalité des patients, quel que soit leur phénotype CPAK.

Une analyse post-hoc de cette même cohorte a par ailleurs testé l'hypothèse selon laquelle le mauvais score du groupe CPAK III pourrait s'expliquer par une tension excessive du ligament collatéral médial liée à la restitution du valgus constitutionnel préarthrosique plutôt que par la seule déviation trochléaire ; cette hypothèse a été infirmée, le FJS des patients avec un valgus postopératoire supérieur à 5° restant significativement meilleur que celui des patients avec un valgus de 3 à 4° (88 contre 43 points, $p = 0,0414$), ce qui renforce l'hypothèse d'un mécanisme fémoropatellaire plutôt que ligamentaire pour expliquer la moindre satisfaction observée dans ce phénotype.

Ces résultats convergents mettent en lumière ce que Saffarini et al. ont qualifié de « paradoxe » de la personnalisation en PTG : chercher à individualiser l'alignement du patient au niveau de l'articulation fémoro-tibiale avec des implants dont la géométrie trochléaire reste, elle,

standardisée et invariable, peut in fine dégrader le résultat fonctionnel plutôt que l'améliorer, en particulier chez les patients aux phénotypes les plus éloignés de l'axe neutre de 180° [12].

LA SOLUTION : LE DÉCOUPLAGE TROCHLÉO- CONDYLIEN PAR LA PROTHÈSE INDIVIDUALISÉE

Le concept de découplage trochléo-condylien consiste à concevoir indépendamment l'orientation de la trochlée et celle des condyles fémoraux, de façon à pouvoir optimiser simultanément la cinématique fémoro-tibiale et la cinématique fémoropatellaire, plutôt que de subordonner systématiquement la seconde à la première comme c'est le cas avec la quasi-totalité des implants standards actuels [2] (Figure 3).

Cette approche peut être mise en œuvre selon deux modalités principales, que la littérature récente permet aujourd'hui de comparer : la prothèse totale de genou pleinement individualisée, conçue sur mesure à partir de l'imagerie préopératoire de chaque patient, et le composant fémoral semi-personnalisé, non individualisé mais spécifiquement conçu pour l'alignement cinématique avec une gorge trochléenne et un angle trochléen élargi par rapport aux implants conventionnels.

Les données concernant la prothèse pleinement individualisée sont particulièrement intéressantes. Dans un essai contrôlé randomisé (NCT04460989) portant sur les 289 premiers patients consécutifs d'une série de 385, opérés d'une PTG individualisée (Origin PS, Symbios) ou d'une PTG standard (Persona PS, Zimmer Biomet, ou Attune PS, DePuy Synthes) selon une stratégie d'alignement personnalisé identique pour les deux groupes, Beel et al. ont comparé la bascule rotulienne postopératoire mesurée à 4 mois sur des radiographies en vue axiale à 30° de flexion [13]. La bascule rotulienne absolue était significativement plus faible et surtout beaucoup moins variable dans le groupe individuali-

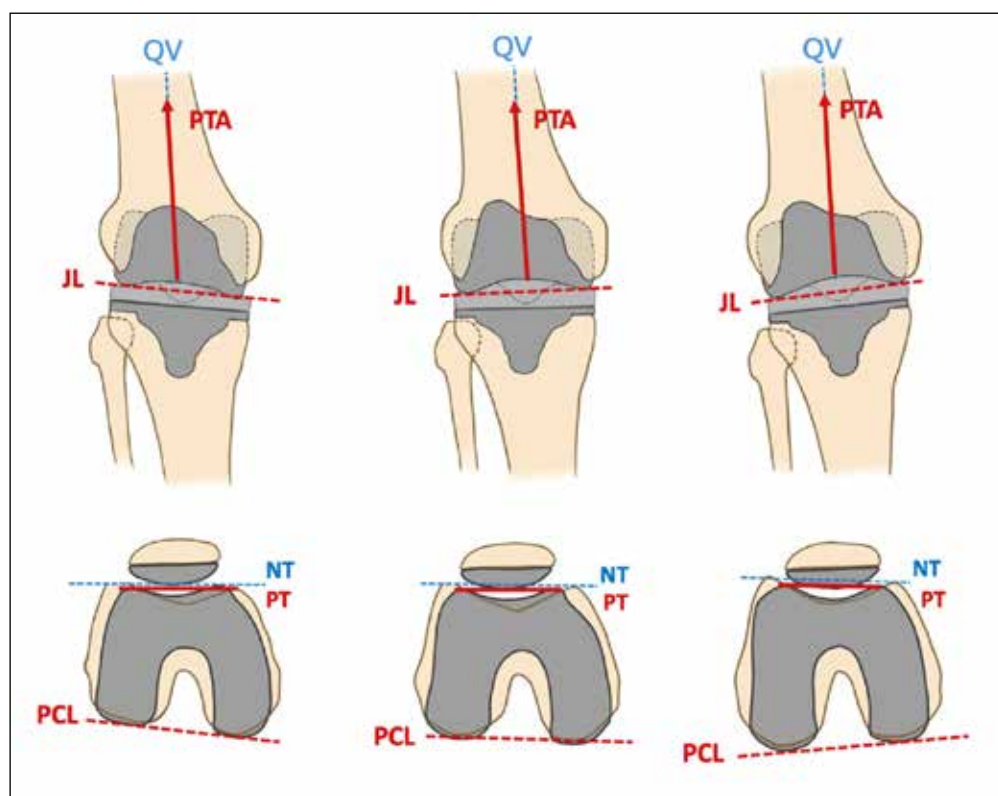


Figure 3 : Avantages de la prothèse totale du genou (PTG) individualisée avec alignement cinématique. Dans le cadre d'une PTG individualisée, la trochlée et les condyles sont conçus indépendamment l'un de l'autre. Dans le plan coronal (ci-dessus), l'axe de la trochlée prothétique (PTA) reste aligné avec le vecteur quadriceps (QV), quelle que soit l'orientation de l'interligne articulaire (JL). Dans le plan axial (ci-dessous), la trochlée prothétique (PT) reste également alignée avec la trochlée native (NT), quelle que soit l'orientation de la ligne condylienne postérieure (PCL).

sé, aussi bien pour l'angle β mesuré entre la ligne fémorale antérieure et la surface de résection patellaire ($1,0^\circ \pm 1,0^\circ$ contre $2,5^\circ \pm 2,2^\circ$, $p < 0,001$) que pour l'angle σ mesuré entre la ligne fémorale antérieure et l'axe médio-latéral de la rotule ($1,7^\circ \pm 1,6^\circ$ contre $2,8^\circ \pm 2,3^\circ$, $p < 0,001$). Cette réduction de la variabilité était retrouvée quel que soit le phénotype préopératoire du patient — fémoral, tibial ou global, varus, neutre ou valgus — avec un intervalle de confiance à 95 % systématiquement plus étroit dans le groupe individualisé (par exemple, pour les phénotypes fémoraux varus, une bascule comprise entre 0° et 4° dans le groupe individualisé contre 0° à 7° dans le groupe standard). Dans le groupe individualisé, la bascule rotulienne postopératoire ne dépassait jamais le seuil de 5° au-delà duquel plusieurs études ont associé un moins bon résultat clinique, une plus grande difficulté à la descente des escaliers et un taux de reprise plus élevé ; dans le groupe standard, en revanche, certains patients atteignaient une bascule de 11° .

Le composant fémoral semi-personnalisé, dédié à l'alignement cinématique mais non individualisé au sens strict, représente une alternative possible lorsque la fabrication sur mesure n'est pas disponible ou souhaitée. Sappey-Marinier et al. ont comparé, chez 35 patients opérés de façon bilatérale et séquentielle avec un composant standard à trochlée fixée à 6° d'un côté et un composant dédié à l'alignement cinématique doté d'une trochlée élargie à $20,5^\circ$ de l'autre, l'orientation de la trochlée prothétique par rapport au vecteur quadricipital ainsi que la couverture latérale de la résection fémorale antérieure [14]. La trochlée du composant dédié à l'alignement cinématique était latérale au vecteur quadricipital dans 100 % des cas ($15^\circ \pm 3^\circ$), contre seulement 69 % pour le composant standard ($1^\circ \pm 3^\circ$, $p < 0,001$), avec une sous-couverture latérale de la résection antérieure du fémur réduite de plus de moitié ($2,0 \pm 1,9$ mm contre $4,4 \pm 1,5$ mm, $p < 0,001$). En revanche, à ce stade précoce du suivi (6 semaines), aucune différence significative n'a été observée entre les deux designs concernant l'angle de bascule rotulienne, le taux de complications, les amplitudes d'extension et de flexion, ou les scores fonctionnels (Oxford Knee Score, KOOS Jr, Forgotten Joint Score), ce qui suggère que le bénéfice radiographique de ce design ne s'est pas encore traduit, à ce délai, par un bénéfice clinique mesurable — sans pour autant l'exclure à plus long terme.

Ces résultats, radiographiques comme précliniques, convergent avec le rationnel biomécanique développé plus haut : en permettant d'orienter la trochlée prothétique indépendamment de la ligne condylienne, que ce soit par une individualisation complète ou par un design semi-personnalisé dédié, il devient possible de restituer simultanément l'obliquité articulaire native — objectif premier de l'alignement personnalisé — et une orientation trochléaire compatible avec le vecteur quadricipital propre à chaque patient, sans le compromis auquel expose structurellement l'utilisation d'un implant standard à géométrie fixe.

IMPLICATIONS CLINIQUES ET PERSPECTIVES

Ces données convergentes plaident en faveur d'un recours à la prothèse individualisée chez les patients présentant les phénotypes les plus à risque de déviation trochléaire médiale — au premier rang desquels le phénotype CPAK III, mais plus généralement l'ensemble des genoux dont l'obliquité articulaire ou l'angle mécanique fémoral s'écartent le plus de la neutralité. À l'inverse, dans les phénotypes proches de la neutralité, l'écart entre implant standard et implant individualisé en termes de valeur moyenne de bascule rotulienne semble moindre, bien que la variabilité du résultat individuel reste supérieure avec les implants standards quel que soit le phénotype considéré [13], ce qui plaide pour une prévisibilité globalement meilleure de la prothèse individualisée même en dehors des situations extrêmes.

Sur le plan pratique, cette approche suppose une évaluation préopératoire rigoureuse du phénotype du patient — alignement global, obliquité articulaire, et idéalement orientation trochléaire native — afin d'identifier les patients pour lesquels le bénéfice attendu du découplage trochléo-condylien est le plus important. L'essor conjoint de l'imagerie tridimensionnelle préopératoire, de la planification assistée par ordinateur et, pour certains systèmes, de l'assistance robotique, rend cette évaluation de plus en plus accessible en pratique courante et pourrait, à terme, permettre de construire un véritable algorithme de sélection d'implant fondé sur le phénotype CPAK et sur l'orientation trochléaire mesurée en préopératoire.

Plusieurs questions restent néanmoins ouvertes et méritent d'être soulignées avec la même rigueur que les résultats positifs. Le recul clinique de ces études reste limité — quatre mois pour le suivi radiographique de l'essai randomisé de Beel et al. [13], six semaines seulement pour la comparaison des designs trochléens de Sappey-Marinier et al. [14], quarante-sept mois en moyenne mais sur une cohorte rétrospective monocentrique pour l'étude de Howell et al. [10] — et l'impact fonctionnel à long terme du découplage trochléo-condylien doit encore être confirmé par des études prospectives de plus longue durée, idéalement randomisées et avec des critères de jugement fonctionnels, des scores de satisfaction et des taux de reprise chirurgicale comme critères principaux plutôt que des paramètres radiographiques intermédiaires. Enfin, la plupart des données disponibles proviennent d'équipes ou de bases de données uniques, ce qui appelle à une validation multicentrique avant une généralisation des seuils et des recommandations proposés, en particulier pour l'angle trochléaire minimal de 17° suggéré par Jeremic et al.

CONCLUSION

Restituer l'alignement préarthrosique du patient est aujourd'hui un objectif central de la chirurgie prothétique du genou personnalisée, porté par une meilleure compréhension de la variabilité anatomique humaine et par les progrès de l'imagerie et de la planification préopératoires. Mais cet objectif, lorsqu'il est poursuivi avec des implants fémoraux à angle trochléen fixe, expose à un risque réel et désormais bien documenté de désalignement de la trochlée prothétique par rapport au vecteur quadricipital du patient, avec un retentissement fonctionnel mesurable, en particulier dans les phénotypes les plus éloignés de la neutralité comme le CPAK III. Le découplage trochléo-condylien, rendu possible par la prothèse individualisée ou par certains composants fémoraux semi-personnalisés dédiés à l'alignement cinématique, apporte une réponse cohérente à ce paradoxe : les données radiographiques et cliniques disponibles montrent, de façon convergente, une bascule rotulienne postopératoire réduite et moins variable, une meilleure couverture de la résection fémorale antérieure, et un score fonctionnel amélioré lorsque la trochlée prothétique reste latérale au vecteur quadricipital, quel que soit le phénotype du patient. Cet axe mérite d'être approfondi par des études prospectives multicentriques à plus long terme, mais constitue d'ores et déjà un argument solide en faveur de l'individualisation de la prothèse totale de genou, qui ne saurait se limiter à la seule restitution de l'axe tibio-fémoral. ■

Bibliographie

1. Rivière C, Iranpour F, Auvinet E, Howell S, Vendittoli PA, Cobb J, et al. Alignment options for total knee arthroplasty: a systematic review. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2017;103(7):1047-56. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2017.07.010>
2. Bonnin M, Saffarini M, Lustig S, Hirschmann MT. Decoupling the trochlea from the condyles in total knee arthroplasty: the end of a curse? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2024;1-5. <https://doi.org/10.1002/ksa.12267>
3. Assiotis A, To K, Morgan-Jones R, Pengas IP, Khan W. Patellar complications following total knee arthroplasty: a review of the current literature. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* 2019;29(8):1605-15. <https://doi.org/10.1007/s00590-019-02499-z>
4. Smith P, Gill D, McAuliffe M, McDougall C, Stoney J, Vertullo C. Hip, knee and shoulder arthroplasty: 2023 annual report. Adelaide: Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry; 2023.
5. Lustig S, Servien E, Batailler C. How to optimize patellar tracking in knee arthroplasty? *Orthop Traumatol Surg Res.* 2023;109(18):103458. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2022.103458>
6. 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.* 2019;27(5):1378-84. <https://doi.org/10.1007/s00167-019-05507-1>
7. Rosa SB, Hazratwala K, Wilkinson MPR. Mismatch between trochlear coronal alignment of arthritic knees and currently available prosthesis: a morphological analysis of 4116 knees and 45 implant designs. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2023;31(8):3116-23. <https://doi.org/10.1007/s00167-022-07251-5>
8. Dejour D, Ntagiopoulos PG, Saffarini M. Evidence of trochlear dysplasia in femoral component designs. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014;22(11):2599-607. <https://doi.org/10.1007/s00167-012-2268-z>
9. MacDessi SJ, Griffiths-Jones W, Harris IA, Bellemans J, Chen DB. Coronal plane alignment of the knee (CPAK) classification. *Bone Joint J.* 2021;103-B(2):329-37. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.103B2.BJJ-2020-1050.R1>
10. Howell SM, Sappey-Marini E, Niesen AE, Nedopil AJ, Hull ML. Better forgotten joint scores when the angle of the prosthetic trochlea is lateral to the quadriceps vector in kinematically aligned total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2023;31(12):5438-45. <https://doi.org/10.1007/s00167-023-07598-3>
11. Jeremic DV, Bellemans J, Sappey-Marini E, Howell SM, Hettwer W, Hull ML. Medial deviation of a 6° prosthetic trochlear groove after kinematically aligned total knee arthroplasty occurs in four types of coronal plane alignment of the knee (CPAK) and decreases the Forgotten Joint Score. *Arthroplast Today.* 2024;30:101569. <https://doi.org/10.1016/j.artd.2024.101569>
12. Saffarini M, Hirschmann MT, Bonnin M. Personalisation and customisation in total knee arthroplasty: the paradox of custom knee implants. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2023;31(4):1193-5. <https://doi.org/10.1007/s00167-023-07385-0>
13. Beel W, Sappey-Marini E, Latifi R, ReSurg, Ait-Si-Selmi T, Bonnin MP. Individualised compared to off-the-shelf total knee arthroplasty results in lower and less variable patellar tilt. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2024;1-11. <https://doi.org/10.1002/ksa.12234>
14. Sappey-Marini E, Howell SM, Nedopil AJ, Hull ML. The trochlear groove of a femoral component designed for kinematic alignment is lateral to the quadriceps line of force and better laterally covers the anterior femoral resection than a mechanical alignment design. *J Pers Med.* 2022;12(10):1724. <https://doi.org/10.3390/jpm12101724>



UNITED
ORTHOPEDIC®

SYMPOSIUM JLG 2026

«Prise en charge des cas difficiles
de première intention»

Dr. Aleksey **KARPUKHIN**
Dr. Nicolas **CANCE**
Pr. Thomas **NERI**



USTAR II™
Système à charnière rotatoire



Les implants de la charnière USTAR II sont des DM de Classe III, fabriqués par United Orthopedic sous les numéros de marquage CE 2797 (BSI Pays-Bas). Ils sont indiqués dans les arthroplasties de hanche de première intention. Veuillez lire attentivement les instructions figurant dans les notices d'utilisation de chacun des implants. Ces dispositifs sont remboursés par les organismes d'assurance maladie sous certaines conditions, veuillez consulter les modalités sur le site ameli.fr.

7, Allée des Peupliers 54180 Houdemont France
Tél. +33 (0)3 83 23 39 72 | fr.service@unitedorthopedic.com

Réf : 2106UOCPM001
Création : Juin 2021



PROTHÈSE TOTAL DE GENOU RESTE-T-IL DES LIMITES AU SANS-CIMENT ?

Jean-Marie PHILIPPEAU

Clinique Santé Atlantique, Nantes - Saint-Herblain, France

INTRODUCTION

Si la fixation cimentée demeure le gold standard en PTG, la fixation sans ciment connaît un essor marqué, représentant notamment 19 % des PTG primaires enregistrées aux États-Unis en 2024, contre seulement 1,6 % en 2012 [1]. Les implants sans ciment contemporains ont bénéficié de multiples améliorations : nouveaux matériaux, optimisation des surfaces poreuses et développement des procédés de fabrication additive. L'interface os-implant n'est plus comparable à celle des implants sans ciment historiques. Les données récentes de la littérature sont encourageantes. Une méta-analyse consacrée aux implants contemporains retrouve des résultats cliniques et radiologiques globalement comparables à ceux des PTG cimentées [2], tandis que plusieurs revues récentes confirment une survie et des résultats fonctionnels au moins comparables avec les designs modernes [3,4]. Une migration initiale plus importante peut être observée avec certains composants sans ciment, mais sa stabilisation secondaire n'est pas synonyme d'échec [2,5]. Ces résultats sont particulièrement intéressants chez les patients jeunes et actifs, chez lesquels la durabilité de la fixation constitue un enjeu majeur.

La question n'est donc probablement plus : « La PTG sans ciment fonctionne-t-elle ? », mais devient : « Quelles sont encore ses limites ? »

PTG CIMENTÉE VS PTG SANS CIMENT : « CHOISIR SA COMPLICATION »

Comparer fixation cimentée et fixation sans ciment uniquement sur un taux de survie simplifie probablement excessivement le problème. Les deux techniques reposent sur des mécanismes différents et exposent donc à des profils et à des temporalités d'échec différents (Figure 1).

La fixation cimentée possède un avantage considérable : elle est immédiate. Elle est relativement peu dépendante de la qualité de l'os sous-jacent, peut compenser certaines imperfections du contact implant-os et bénéficie de plusieurs décennies de recul. Elle demeure la référence historique à laquelle toute nouvelle stratégie de fixation doit être comparée. Mais il s'agit d'une fixation mécanique reposant notamment sur l'interface ciment-os. À long terme peuvent intervenir dégradation de l'interface, débris, usure et descellement. La fixa-

tion sans ciment inverse en partie le problème : elle fait gagner le temps opératoire de la cimentation mais est plus exigeante au moment de l'implantation. La précision des coupes, le contact os-implant et le press-fit doivent assurer une stabilité initiale suffisante pour permettre l'ostéo-intégration. Elle expose à des douleurs inexpliquées ou traînantes, au stress-shielding, mais une fois l'ostéo-intégration obtenue, la fixation devient biologique, a priori durable et le mode d'échec devient autre.

Finalement choisir un mode de fixation, c'est « choisir sa complication », son profil de risque et une temporalité d'échec.

LE CIMENT PEUT PARDONNER... MAIS N'OUBLIE PAS

Le ciment possède une capacité à compenser une implantation imparfaite, mais il n'en corrige pas nécessairement les conséquences biomécaniques. Une coupe imparfaite ou un contact incomplet peuvent être immédiatement stabilisés par le manteau de ciment. La fixation initiale est obtenue et les conséquences éventuelles retardées. Pourtant, une mécanique défavorable peut persister et solliciter secondairement les interfaces.

	Ciment	Sans Ciment
Bénéfices	Fixation immédiate Indépendant de la qualité osseuse Compense une coupe imparfaite Excellente survie historique : Gold standard	Ostéo-intégration secondaire durable Gain de temps opératoire (10 min)
Risques	Vieillessement du ciment -> Descellement Débris articulaire -> Usure Cimentophytes -> Douleur	Risque de fracture Défaut d'ostéo-intégration -> Mobilisation Douleurs inexpliquées Stress Shielding

Figure 1 : Deux modes de fixation, deux profils d'échec. La fixation cimentée assure une stabilité mécanique immédiate ; la fixation sans ciment nécessite une stabilité primaire suffisante permettant une ostéo-intégration secondaire.

Le sans-ciment est moins tolérant. Un contact insuffisant ou un press-fit inadéquat favorisent les micromouvements ; s'ils sont trop importants ou persistent, l'ostéo-intégration peut échouer, avec migration puis descellement. Cette moindre tolérance constitue une faiblesse, mais aussi une exigence technique : la qualité de l'implantation devient directement déterminante pour la qualité de la fixation.

LA STABILITÉ PRIMAIRE EST NON NÉGOCIABLE

L'ostéo-intégration nécessite une stabilité mécanique initiale suffisante. Celle-ci dépend schématiquement de trois éléments : des coupes précises, un contact os-implant satisfaisant et un press-fit adapté.

La première limite du sans-ciment n'est donc peut-être pas le patient, mais notre capacité à obtenir une fixation primaire fiable. La sélection préopératoire conserve son importance, mais elle ne peut répondre à toutes les questions. Le choix définitif de la fixation doit pouvoir être remis en question après les coupes, lorsque le chirurgien apprécie directement la qualité osseuse locale et la stabilité des composants d'essai. Le test d'essai d'arrachement est une méthode simple d'évaluation de la stabilité primaire.

La stratégie de fixation doit rester flexible : une PTG planifiée sans ciment peut nécessiter une fixation cimentée ou hybride si la stabilité obtenue en peropératoire est jugée insuffisante.

LE TIBIA : LE MAILLON FAIBLE HISTORIQUE L'EST-IL ENCORE ?

Le composant tibial a longtemps représenté le principal point faible de la fixation sans ciment. Le scénario était classique : micromouvements, migration, défaut d'ostéo-intégration puis descellement aseptique. Mais le tibia sans ciment contemporain n'est plus celui des premières générations. Les implants modernes associent, selon les modèles, titane hautement poreux, tantale, hydroxyapatite, fabrication addi-

tive, quille centrale, plots ou ailettes de fixation, coefficients de friction élevés et géométries destinées à améliorer le press-fit. Les résultats cliniques reflètent en partie ces progrès. Helvie et al. rapportaient une survie sans révision pour descellement aseptique de 99 % avec deux designs contemporains et aucune révision tibiale pour descellement aseptique [4]. Plus récemment, Chenard et al. ont observé que cinq des six révisions pour descellement aseptique concernaient le composant fémoral [6]. Le « *maillon faible* » historique pourrait donc ne plus être systématiquement le tibia.

De plus tous les implants sans ciment ne sont pas équivalents. Design, matériau, porosité, revêtement, géométrie et mécanisme de fixation primaire diffèrent considérablement d'un système à l'autre. Salmons et al. illustrent bien cette dépendance au design : dans leur cohorte sans ciment, les quatre descellements concernaient des plateaux tibiaux en cobalt-chrome, alors que les plateaux en titane poreux présentaient une excellente survie [7]. Un même concept ne signifie donc ni implant identique, ni résultat identique. Le sans-ciment doit être évalué implant par implant et composant par composant [4,6-8].

QUALITÉ OSSEUSE : SAVONS-NOUS RÉELLEMENT RECONNAÎTRE UN « OS DE MAUVAISE QUALITÉ » ?

La qualité osseuse est probablement le domaine dans lequel nos critères traditionnels de sélection sont le plus remis en question. En théorie, nous disposons de nombreux indicateurs : âge, sexe, ostéoporose connue, corticothérapie, tabagisme, ostéodensitométrie ou encore scanner. Mais quelle est la résistance de l'os situé exactement sous mon implant ?

La densité minérale osseuse systémique n'est pas synonyme de résistance mécanique locale. Les examens d'imagerie renseignent sur la santé osseuse globale, ils renseignent imparfaitement sur l'os métaphysaire réellement rencontré après les coupes fémorale et tibiale. Les données contemporaines invitent donc à distinguer densité osseuse du patient et qualité de l'os sous l'implant [5, 9]. Cela

explique pourquoi, malgré les progrès de l'évaluation préopératoire, la décision définitive reste encore souvent peropératoire.

LA « FENÊTRE DU PRESS-FIT » : NI TROP MOU... NI TROP DUR

La notion même de « bon os » mérite probablement d'être revisitée. Un os favorable à une fixation sans ciment doit être suffisamment résistant pour assurer la stabilité de l'implant, mais également suffisamment compliant pour accepter son impaction sans se fracturer.

On peut ainsi proposer le concept d'une « *press-fit window* » (Figure 2). À une extrémité, l'os très fragile ou peu dense peut ne pas fournir une résistance suffisante : le risque est alors l'enfoncement, les micromouvements et le défaut d'ostéo-intégration. À l'autre extrémité, un os extrêmement dense et scléreux peut opposer une résistance importante à l'impaction et exposer à une fissure ou à une fracture, notamment au niveau tibial. Cette ostéosclérose est d'autant plus à risque qu'elle est asymétrique et associée à une fragilité de l'os controlatéral, non mis en charge, exposant à une impaction asymétrique voire à un enfoncement du côté le plus fragile. Entre ces deux extrêmes existe une zone, probablement beaucoup plus large, dans laquelle le press-fit permet une fixation primaire fiable et l'ostéo-intégration secondaire.

Un bon os pour le sans-ciment n'est donc pas simplement un os dur.

Il faut cependant souligner que cette « *press-fit window* » est ici proposée comme un concept chirurgical, et non comme une plage quantitative validée. La littérature ne permet actuellement ni d'en définir précisément les limites, ni de proposer un seuil objectif utilisable en pratique. Son intérêt est d'aider au raisonnement peropératoire, pas de créer une nouvelle valeur seuil.

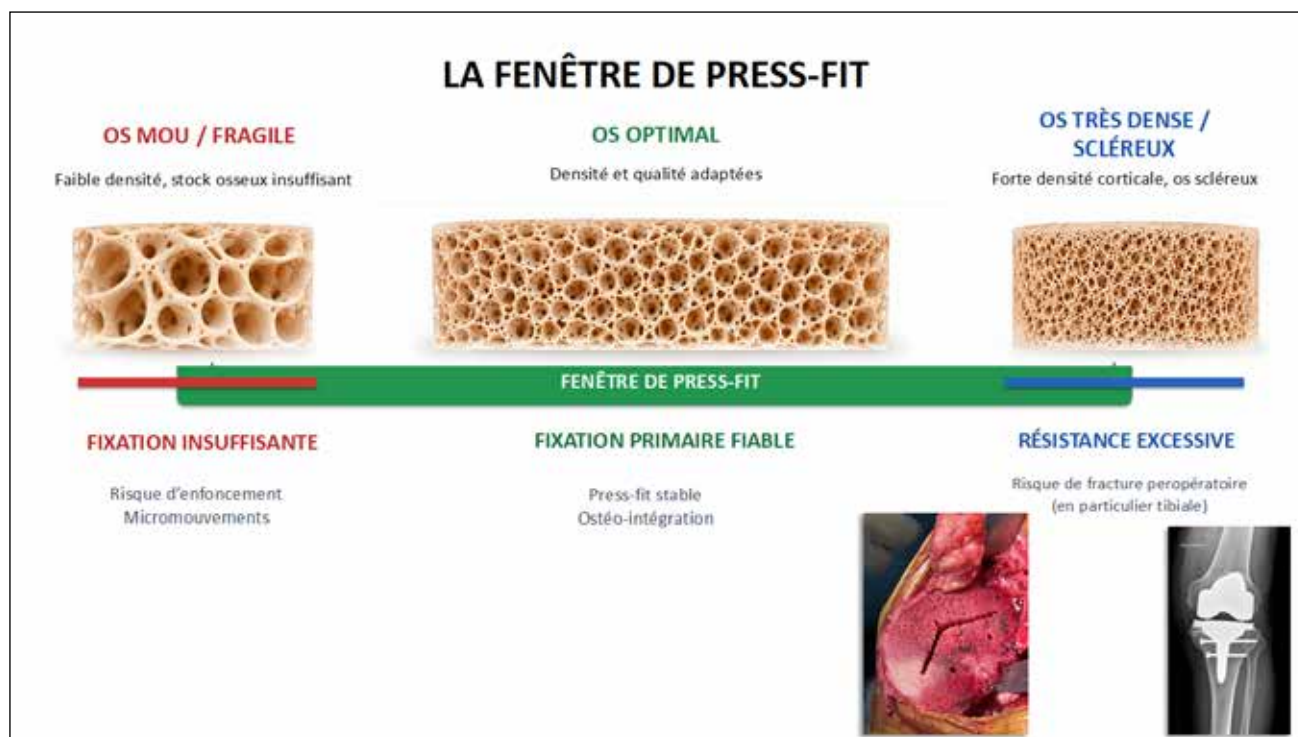


Figure 2 : Concept de « fenêtrage du press-fit ». Un os trop fragile peut ne pas permettre une stabilité primaire suffisante ; un os extrêmement dense ou scléreux peut augmenter les contraintes et le risque de fracture lors de l'impaction. Il s'agit d'un concept chirurgical, sans seuil quantitatif validé. Cette ostéosclérose est d'autant plus à risque qu'elle est asymétrique et associée à une fragilité de l'os controlatéral, non mis en charge, exposant à une impaction asymétrique voire à un enfoncement du côté le plus fragile.

FRACTURE : DEUX PROBLÈMES À NE PAS CONFONDRE

Le risque fracturaire est régulièrement présenté comme une limite du sans-ciment. Mais deux événements très différents doivent être distingués. Le premier est la fracture périprothétique au cours du suivi. Dans l'analyse du National Joint Registry de Mohammad et al., le taux cumulé à dix ans était de 1,2 % après PTG cimentée et de 1,4 % après PTG sans ciment, sans différence significative [10].

Le second problème est la fissure ou fracture peropératoire lors de l'impaction d'un composant press-fit. Cette complication répond à une problématique différente. Elle dépend de la qualité locale de l'os, de son degré de sclérose, de la préparation osseuse, de la géométrie du composant et de la force nécessaire à son impaction. Elle est mécaniquement plausible avec le principe du press-fit, mais son incidence exacte reste beaucoup moins bien documentée. Il serait donc incorrect d'utiliser les données rassurantes sur les fractures périprothétiques tardives pour conclure à l'absence de risque fracturaire propre à l'impaction : ce sont deux questions différentes.

LES CONTRE-INDICATIONS HISTORIQUES SONT-ELLES ENCORE VALABLES ?

Le candidat idéal à une PTG sans ciment était volontiers décrit comme un patient jeune, actif, non obèse et doté d'un excellent stock osseux. À l'inverse, l'âge avancé, l'obésité, l'ostéoporose ou encore la polyarthrite rhumatoïde étaient considérés comme autant de freins, voire de contre-indications à la fixation biologique. Les données contemporaines conduisent aujourd'hui à reconsidérer cette sélection fondée sur le seul profil du patient (Tableau 1).

L'âge

L'âge chronologique ne semble plus constituer, à lui seul, une contre-indication au sans-ciment. Dans une étude nationale récente, aucune différence significative n'était retrouvée entre quatre classes d'âge, y compris chez les patients de plus de 80 ans, concernant le descellement aseptique, la fracture périprothétique, l'infection ou la révision aseptique à deux ans [11]. L'âge apparaît ainsi davantage

comme un marqueur indirect de la qualité osseuse et du terrain que comme un critère décisionnel autonome. Un patient âgé disposant d'un os permettant une fixation primaire satisfaisante ne doit probablement pas être exclu du sans-ciment sur le seul critère de son âge.

L'ostéoporose : une contre-indication à relativiser

La situation est plus nuancée concernant l'ostéoporose. Xu et al. ne retrouvaient pas de différence de survie à trois ans entre PTG cimentées et sans ciment chez des patients de moins de 75 ans présentant un diagnostic d'ostéoporose [9]. Ces résultats suggèrent que l'ostéoporose ne constitue probablement plus une contre-indication absolue au sans-ciment.

Ils ne signifient cependant pas que la qualité osseuse est devenue secondaire. Une densité osseuse diminuée n'est pas nécessairement synonyme d'impossibilité d'obtenir un press-fit, mais un os localement insuffisant pour assurer la stabilité primaire reste une véritable limite. Plus que le diagnostic d'ostéoporose, c'est donc la qualité de l'os réellement rencontré au niveau des coupes et sa capacité à assurer une fixation primaire fiable qui doivent guider le choix.

23RD ESSKA
CONGRESS
7-9 JUNE 2028
GOTHENBURG, SWEDEN



Enlightening Science



ESSKA GOES TO SCANDINAVIA

Polyarthrite rhumatoïde

La polyarthrite rhumatoïde a longtemps été considérée comme une mauvaise indication au sans-ciment, en raison notamment de la qualité osseuse potentiellement altérée et des traitements associés. Les résultats publiés avec les implants contemporains ne permettent plus de la considérer comme une contre-indication absolue [12]. Là encore, ce n'est probablement pas le diagnostic de polyarthrite rhumatoïde en lui-même qui doit déterminer le mode de fixation, mais ses conséquences éventuelles sur la qualité osseuse et la stabilité primaire obtenue.

Grandes déformations et antécédents d'ostéotomie : encore une zone d'incertitude

La situation est différente pour les grandes déformations ou les antécédents d'ostéotomie. Dans ces situations, la qualité et la répartition du stock osseux peuvent être hétérogènes, les coupes plus complexes et les contraintes exercées sur les composants plus difficiles à prévoir. Surtout, les données spécifiques concernant la fixation sans ciment dans ces populations restent limitées. Il paraît donc prématuré d'en faire des contre-indications formelles, mais tout aussi prématuré de considérer qu'elles ne constituent plus une limite. Elles restent des situations de prudence, dans lesquelles la décision doit être individualisée et, plus encore qu'ailleurs, confirmée par la qualité de la fixation obtenue en peropératoire.

De la sélection du patient à la sélection de la fixation

Ainsi, les contre-indications historiques ne disparaissent pas toutes de la même manière : certaines s'effacent, comme l'âge isolé ou la polyarthrite rhumatoïde ; d'autres deviennent relatives, comme l'ostéoporose ; d'autres enfin restent insuffisamment documentées, comme les grandes déformations ou les antécédents d'ostéotomie.

Le véritable changement de paradigme est ailleurs : la sélection repose de moins en moins sur une étiquette préopératoire et de plus en plus sur la qualité de l'os réellement rencontré et la stabilité primaire obtenue.

Contre-indication classique	Vision actuelle
Âge	Probablement pas à lui seul
Obésité	Pas une contre-indication absolue
Ostéoporose	Relative / dépend de la stabilité perop
Polyarthrite rhumatoïde	N'est plus une contre-indication absolue
Grandes déformations	?
Antécédent d'ostéotomie	?
Mauvaise qualité osseuse peropératoire	OUI - prudence
Mauvaise stabilité primaire	OUI

Tableau 1 : Contre-indications historiques : quelle lecture en 2026 ?

EN CAS DE DOUTE : LE CIMENT RESTE NOTRE AMI

Une PTG prévue sans ciment n'a pas nécessairement à finir sans ciment. Le choix définitif du mode de fixation doit rester une décision peropératoire, adaptée à la qualité de l'os et surtout à la stabilité primaire réellement obtenue [13].

Cette question se pose particulièrement au tibia. Après préparation et mise en place de l'implant d'essai, si la tenue du composant tibial paraît insuffisante, il faut savoir renoncer au press-fit et opter pour une fixation cimentée. Selon le système implantaire utilisé, la même embase tibiale initialement prévue pour une fixation sans ciment peut parfois être cimentée. Il ne s'agit donc pas nécessairement de changer d'implant ou de cimenter l'ensemble de la PTG : un composant initialement prévu sans ciment peut être cimenté si son ancrage primaire n'est pas jugé suffisamment fiable. Cette possibilité transforme le ciment en solution de recours peropératoire. Cimenter le tibia dans cette situation n'est pas l'échec d'une stratégie sans ciment : c'est reconnaître que les conditions nécessaires à l'ostéointégration ne sont pas réunies pour ce composant. Le fémur peut, lui, rester sans ciment si sa fixation primaire est satisfaisante, aboutissant à une fixation dite hybride [14] (Figure 3). Le choix du mode de fixation peut être raisonné composant par composant : sans ciment

lorsque la stabilité primaire est fiable, cimenté lorsqu'elle ne l'est pas. Cette stratégie suppose néanmoins que le dessin de l'implant autorise son utilisation cimentée, elle ne peut donc pas être généralisée à tous les systèmes.

LE COÛT EST-IL RÉELLEMENT UNE LIMITE ?

La question économique ne peut pas se limiter à la comparaison du prix des implants. Selon les tarifs français LPP en vigueur au moment de notre analyse, le différentiel tarifaire entre composants cimentés et sans ciment est d'environ 303 €, correspondant à un surcoût de 16,5 % pour la fixation sans ciment. Ce différentiel apparaît inférieur à celui rapporté dans certaines études nord-américaines. À ce surcoût doit cependant être opposé le gain de temps opératoire lié à l'absence de préparation, d'application et de polymérisation du ciment. La littérature rapporte un gain d'environ 11 à 12 minutes par intervention [15,16]. En retenant pour la France un coût de fonctionnement du bloc opératoire que nous avons estimé à environ 10,8 € par minute, ce gain représenterait une économie théorique de l'ordre de 125 € par intervention. Il ne compense donc pas à lui seul les 303 € de surcoût de l'implant, mais en réduit sensiblement l'écart. Cette comparaison reste par ailleurs incomplète. Elle ne

ALGORITHME DÉCISIONNEL PEROPÉRATOIRE

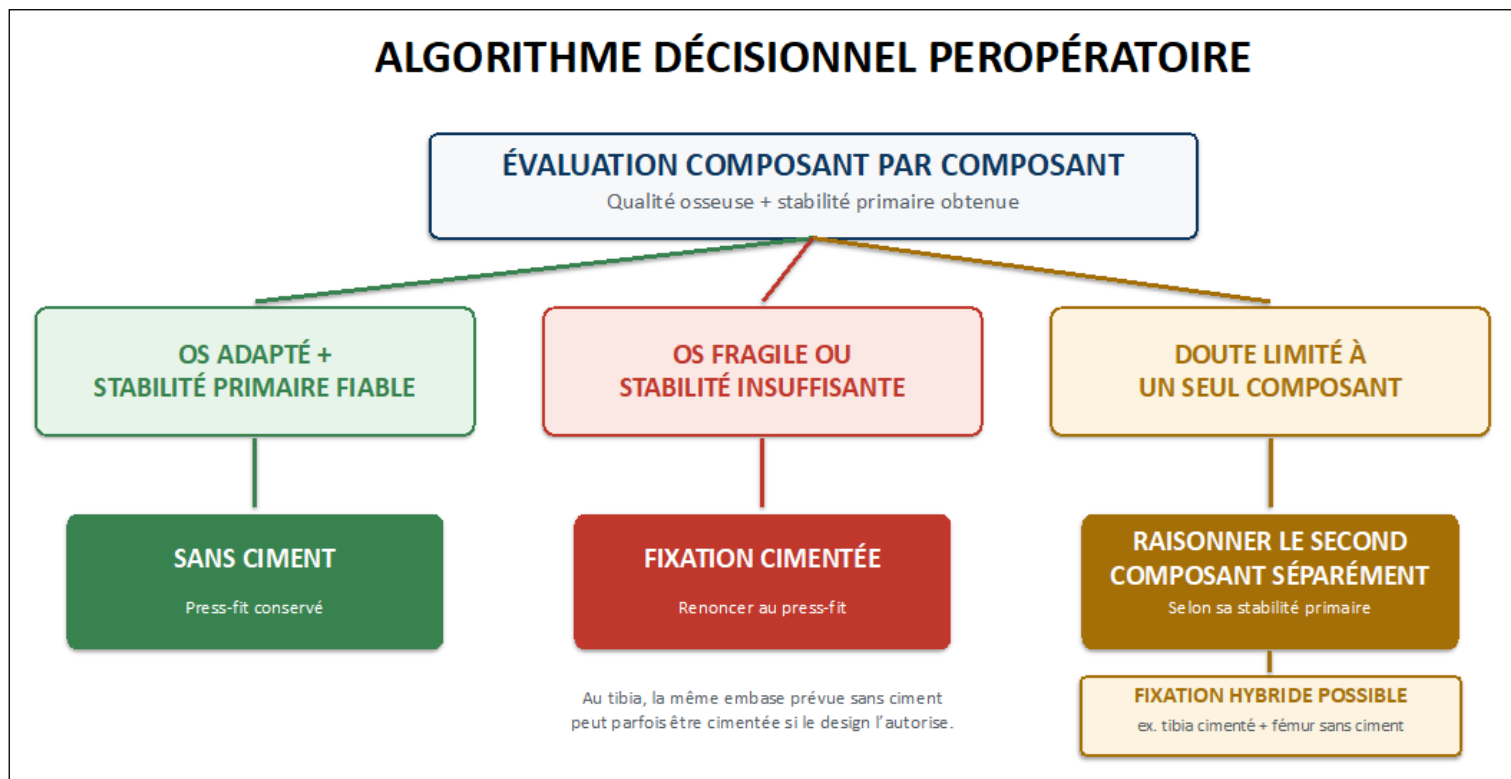


Figure 3 : Proposition d'algorithme décisionnel peropératoire du mode de fixation. Lorsque la qualité osseuse et la stabilité primaire sont satisfaisantes, la fixation sans ciment peut être retenue. En présence d'un os fragile ou d'une stabilité primaire insuffisante, le ciment constitue une solution de recours. En cas de doute limité à un seul composant, notamment au tibia, une cimentation sélective peut être envisagée lorsque le dessin implantaire le permet, aboutissant éventuellement à une fixation hybride.

prend pas en compte le coût du ciment et de ses accessoires de préparation et d'application, ni certains coûts organisationnels ou logistiques liés à la cimentation. Cette économie reste théorique et dépend de la capacité du bloc à valoriser effectivement le temps opératoire libéré.

Une analyse économique récente de Booth et al., fondée sur un modèle de Markov à 20 ans, apporte un éclairage intéressant : la fixation sans ciment devenait coût-neutre pour un surcoût implantaire inférieur ou égal à 19 %, ou pour un gain de temps opératoire d'environ 13 minutes [17]. Avec un différentiel français estimé à 16,5 % et un gain de temps publié proche de 11,6 minutes, la fixation sans ciment se situe donc à proximité de ces seuils de coût-neutralité.

Le sans-ciment reste ainsi plus coûteux à l'achat, mais son surcoût réel est probablement inférieur au simple différentiel de prix des implants. L'analyse doit intégrer le temps opératoire, le matériel de cimentation et l'organisation du bloc, plutôt que de comparer uniquement deux tarifs d'implants.

LA ROTULE SANS CIMENT : CELA FONCTIONNE... MAIS EN AVONS-NOUS BESOIN ?

Les composants rotuliens sans ciment contemporains n'ont plus les performances médiocres de certains modèles historiques à support métallique. Une revue systématique et méta-analyse portant sur 3 005 rotules retrouve 0,2 révision pour descellement aseptique et environ une révision rotulienne toutes causes pour 1 000 patients-années [18]. Les séries modernes rapportent des survies de l'ordre de 96 à 98 % à 10–12 ans [18–21]. Mais pourquoi préférer une rotule sans ciment à une rotule cimentée qui fonctionne déjà très bien ? Plusieurs limites persistent (Figure 4) : coût additionnel sans bénéfice économique démontré ; complications spécifiques du support métallique ; migration précoce rapportée ; risque fracturaire lors de l'impaction mal quantifié ; difficulté potentielle d'explantation d'un composant parfaitement ostéo-intégré. Dans la série de Baker et al., quatre dissociations du polyéthylène étaient rapportées sur 707 PTG, soit 0,57 % [19]. La rotule sans ciment moderne

fonctionne. Mais son bénéfice clinique ou économique par rapport à une rotule cimentée reste à démontrer.

NOUVELLES PHILOSOPHIES D'ALIGNEMENT : PLUS FAVORABLES AU SANS-CIMENT ?

Parallèlement à l'évolution des surfaces de fixation, nos philosophies de positionnement des implants ont profondément évolué. Les stratégies d'alignement personnalisé cherchent à positionner les composants en tenant davantage compte de l'anatomie constitutionnelle et de l'enveloppe ligamentaire du patient. La chirurgie robotique permet en outre de planifier précisément les résections et d'évaluer les espaces ligamentaires avant et après celles-ci.

Il est tentant de faire l'hypothèse qu'une PTG positionnée plus harmonieusement dans l'enveloppe anatomique et ligamentaire du genou, en évitant certaines corrections ou contraintes excessives, puisse générer des sollicitations moins défavo-

rables à l'interface os-implant et créer ainsi un environnement plus favorable à la fixation biologique. Cette hypothèse est biomécaniquement séduisante, mais reste à démontrer cliniquement.

Les premières données montrent néanmoins que ces deux évolutions sont compatibles. Koutserimpas et al., dans une étude comparative de PTG robotisées selon les principes du functional knee positioning, retrouvaient des résultats fonctionnels et une survie comparables entre fixation cimentée et sans ciment à au moins deux ans [22]. Zambianchi et al. rapportent également d'excellents résultats avec des PTG sans ciment robotisées selon la même philosophie, sans descellement aseptique ; un varus tibial supérieur à 3° n'était par ailleurs pas associé à une augmentation du taux de révision [23].

Les nouvelles philosophies d'alignement et la fixation sans ciment apparaissent donc compatibles à court et moyen terme. Affirmer qu'un alignement personnalisé favorise l'ostéo-intégration ou protège du descellement aseptique serait en revanche, à ce jour, prématuré.

CONCLUSION :
RESTE-T-IL DES
LIMITES AU SANS-
CIMENT ?

Oui. Mais probablement beaucoup moins que nous ne le pensions.

Le patient semble de moins en moins constituer la principale limite. L'âge, l'obésité, l'ostéoporose ou la polyarthrite rhumatoïde, autrefois considérés presque automatiquement comme des contre-indications, ne peuvent plus être utilisés isolément pour exclure une fixation sans ciment. Les contre-indications historiques s'effacent, mais la sélection ne disparaît pas : elle se déplace vers la qualité osseuse locale et la stabilité obtenue.

Dans le même temps, les implants ont changé. Métaux hautement poreux, nouvelles surfaces d'ostéo-intégration, fabrication additive et amélioration des mécanismes de press-fit ont profondément modifié les performances de la fixation biologique. Notre façon d'implanter les PTG évolue également. La précision des coupes, la planification tridimension-

nelle, l'assistance technologique et les stratégies d'alignement personnalisé paraissent compatibles avec cette fixation, même si leur éventuel bénéfice sur l'ostéo-intégration reste à démontrer.

Il faut cependant éviter de remplacer un ancien dogme par un nouveau. Tous les implants sans ciment ne se valent pas. Tous les os ne permettent pas un press-fit fiable. Toutes les PTG prévues sans ciment ne doivent pas nécessairement finir sans ciment. Une limite demeure non négociable : la stabilité primaire. Sans stabilité primaire fiable, il n'y a pas d'ostéo-intégration prévisible. C'est probablement là que se situe le véritable changement de paradigme. La question n'est plus : « Qui peut recevoir une PTG sans ciment ? », mais plutôt : « Chez qui ne dois-je pas l'utiliser ? » Chez le patient chez lequel je ne peux pas obtenir une fixation primaire suffisamment fiable, il faut cimenter. Cimenter n'est alors ni un échec ni un renoncement : c'est la limite raisonnée d'une stratégie sans ciment. ■

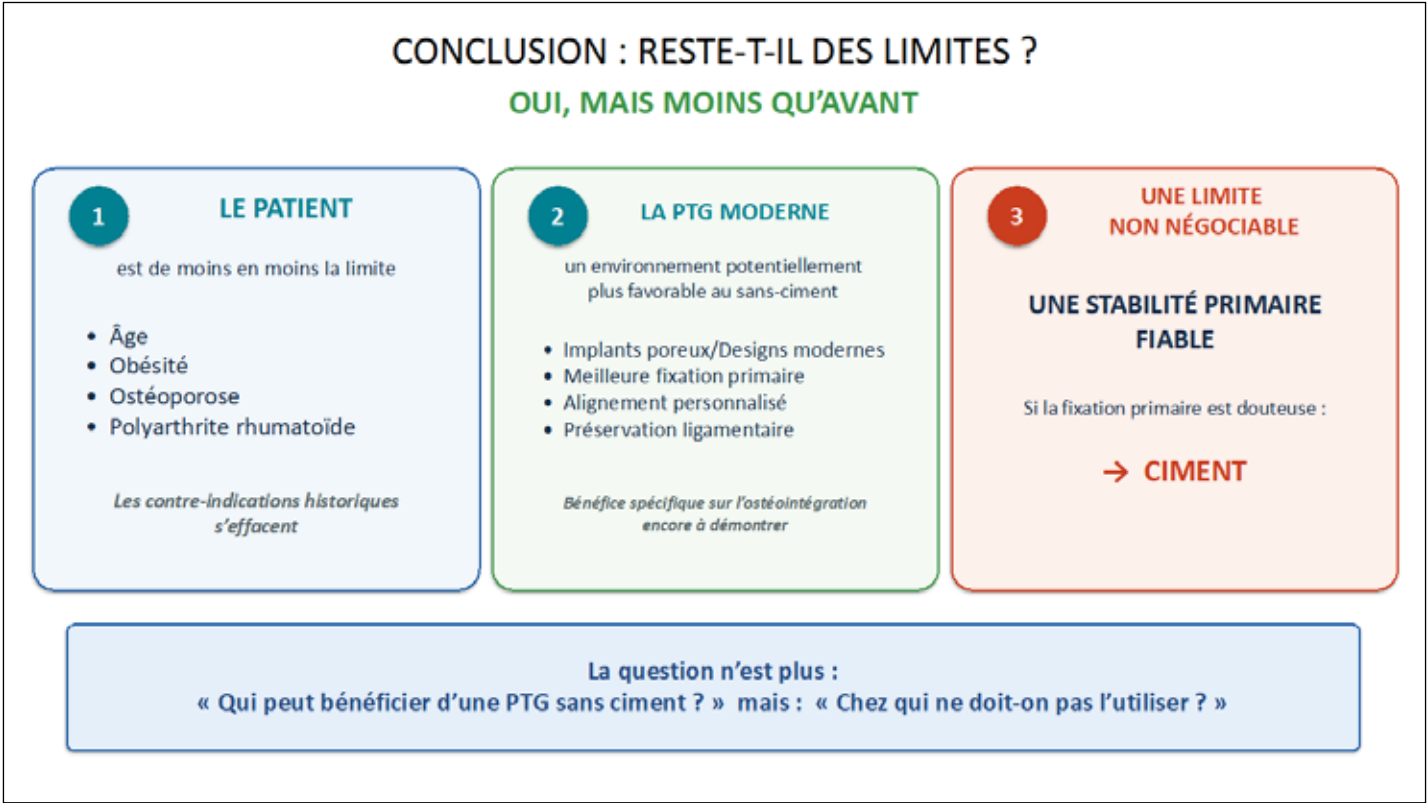


Figure 4 : Les limites contemporaines de la fixation sans ciment. Le patient constitue de moins en moins la limite, les implants modernes semblent davantage adaptés à la fixation biologique mais une condition demeure indispensable : une stabilité primaire fiable.

Bibliographie

1. Hilow HJ, Tanenbaum JE, Zaniletti I et al. United States Trends in Utilization and One-Year Revision Risk of Cementless Total Knee Arthroplasty: An Analysis of American Joint Replacement Registry Data. *J Arthroplasty* 2026. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2026.06.050>
2. Lisacek-Kiosoglous AB, Fontalis A, Powling AS et al. Radiological and clinical outcomes of cementless versus cemented implants in total knee arthroplasty : a systematic review and meta-analysis. *Bone Joint J* 2025; 107-B: 995-1003. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.107B10.BJJ-2024-1358.R1>
3. Haslhofer DJ, Kraml N, Stadler C et al. Cementless fixation in total knee arthroplasty: current evidence and future perspective. *Arch Orthop Trauma Surg* 2024; 145: 101. <https://doi.org/10.1007/s00402-024-05670-2>
4. Helvie PF, Deckard ER, Meneghini RM. Cementless Total Knee Arthroplasty Over the Past Decade: Excellent Survivorship in Contemporary Designs. *J Arthroplasty* 2023; 38: S145-S150. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2023.02.009>
5. Choi BS, Jung M, Cho BW et al. Patient selection and management for successful cementless total knee arthroplasty. *Knee Surg Relat Res* 2026; 38: 1. <https://doi.org/10.1186/s43019-026-00300-0>
6. Chenard SW, Mulvey HE, Mika AP et al. Femoral Component Loosening is the Predominant Mode of Early Failure in Contemporary Cementless Total Knee Arthroplasty. *Arthroplast Today* 2025; 34: 101778. <https://doi.org/10.1016/j.artd.2025.101778>
7. Salmons HI, Seward MW, Messer CJ et al. Outcomes after Contemporary Cementless Versus Cemented Primary Total Knee Arthroplasty at Five Years: Some Subtle Differences. *J Arthroplasty* 2026; 41: 1739-1744. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2025.10.006>
8. Fokter SK, Godicelj Z, Kastelic J et al. Two-Peg Cementless Trabecular Metal Modular Tibial Components in Total Knee Arthroplasty: A Single-Center Comparative Study with Cemented Counterparts. *Medicina (Kaunas)* 2026; 62. <https://doi.org/10.3390/medicina62020296>
9. Xu JJ, Magruder ML, Lama G et al. Osteoporosis May Not Be an Absolute Contraindication for Cementless Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty* 2025; 40: 905-909. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2024.10.011>
10. Mohammad HR, Judge A, Murray DW. A Comparison of the Periprosthetic Fracture Rate of Cemented and Cementless Total Knee Arthroplasties: An Analysis of Data From the National Joint Registry. *J Arthroplasty* 2024; 39: 1505-1511. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2023.11.039>
11. Misch M, Katanbaf R, Swartz G et al. Cementless Total Knee Arthroplasty Outcomes Are Comparable Across Age Groups: A National Database Study. *J Arthroplasty* 2026; 41: 1734-1738. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2025.10.020>
12. Salem HS, Tarazi JM, Ehiorobo JO et al. Cementless Fixation for Total Knee Arthroplasty in Various Patient Populations: A Literature Review. *J Knee Surg* 2020; 33: 848-855. <https://doi.org/10.1055/s-0040-1708880>
13. Gomez-Palomo JM, de la Varga-Cebrian V, Martinez-Crespo A et al. Cementless versus hybrid fixation in primary total knee arthroplasty: a propensity score-matched analysis of mid-term outcomes. *Arthroplasty* 2026; 8. <https://doi.org/10.1186/s42836-026-00399-2>
14. Wang Z, Chen X, Zhou Y et al. Hybrid fixation versus full-cemented or full-cementless fixation in total knee arthroplasty: Systematic review and meta-analysis of comparative studies. *J Orthop Sci* 2020; 25: 1047-1054. <https://doi.org/10.1016/j.jos.2019.12.009>
15. Lawrie CM, Schwabe M, Pierce A et al. The cost of implanting a cemented versus cementless total knee arthroplasty. *Bone Joint J* 2019; 101-B: 61-63. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.101B7.BJJ-2018-1470.R1>
16. Yayac M, Harrer S, Hozack WJ et al. The Use of Cementless Components Does Not Significantly Increase Procedural Costs in Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty* 2020; 35: 407-412. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2019.08.063>
17. Booth M, Box H, Bedair H. Cost-Neutral Thresholds With Cementless Fixation in Total Knee Arthroplasty: A 20-Year Markov Analysis. *J Am Acad Orthop Surg* 2026; 34: e885-e891. <https://doi.org/10.5435/JAAOS-D-25-00689>
18. Elmenawi KA, Gonzalez-Bravo AE, Prokop LJ et al. Contemporary Cementless Patellar Implant Survivorship: A Systematic Review and Meta-Analysis of 3,005 Patellae. *J Knee Surg* 2025; 38: 505-511. <https://doi.org/10.1055/a-2509-3442>
19. Baker JF, Nadar AC, Joufflas AC et al. Cementless metal-backed patellar components in primary total knee arthroplasty using an implant of modern design. *Bone Joint J* 2023; 105-B: 1279-1285. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.105B12.BJJ-2023-0670.R1>
20. Joufflas AC, Nadar AC, Royster BW et al. Cementless Metal-Backed Patellar Components in Primary Total Knee Arthroplasty: An Average 10-Year Follow-Up. *J Arthroplasty* 2023; 38: S137-S144. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2023.02.010>
21. Gustke KA, Simon P, Meheux CJ. Metal-Backed Patella Implants in Knee Arthroplasty: Can the Past Predict the Future? *J Arthroplasty* 2023; 38: S131-S136. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2023.02.013>
22. Koutserimpas C, Gregori P, Veizi E et al. Cementless versus cemented fixation in image-based robotic total knee arthroplasty guided by functional knee positioning principles. *SICOT J* 2025; 11: 32. <https://doi.org/10.1051/sicotj/2025027>
23. Zambianchi F, Clo M, Clemenza S et al. Tibial Component Varus Alignment Does Not Affect Survivorship of Cementless Robotic-Assisted Total Knee Arthroplasty With Functional Knee Positioning. *J Arthroplasty* 2026; 41: S155-S161. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2026.03.071>

COMMENT OBTENIR UNE CIMENTATION OPTIMALE D'UNE PROTHÈSE TOTALE DE GENOU ?

Michael CLARIUS

Vulpius Klinik
Vulpiusstraße 29, 74906 Bad Rappenau, Allemagne
michael.clarius@vulpiusklinik.de

INTRODUCTION

Si l'arthroplastie de hanche cimentée a bénéficié d'une amélioration continue de la technique de cimentation au cours des dernières décennies, et si le recours aux principes de cimentation de troisième génération (lavage pulsé, malaxage sous vide, pressurisation au pistolet à ciment et pressurisation du canal médullaire) constitue désormais la référence chirurgicale, il n'existe aucun consensus comparable pour la prothèse totale de genou (PTG) cimentée. Une revue exploratoire (scoping review) de la littérature disponible a identifié 57 études pertinentes. Elle a néanmoins conclu à la persistance d'importantes lacunes dans les connaissances relatives à la technique de cimentation optimale lors de la PTG de première intention, malgré des données relativement concordantes en faveur du lavage pulsé, du séchage osseux, du forage de l'os scléreux et de la cimentation à la fois de l'os et de l'implant [1]. Cette variabilité a également été soulignée spécifiquement pour l'implant tibial, pour lequel la technique, le volume de ciment et la pénétration obtenue restent largement dépendants de l'opérateur [2]. En 2023, une étude de consensus Delphi britannique en trois tours, menée auprès de 80 chirurgiens du genou à fort volume d'activité, a abouti à un accord sur 24 propositions portant sur la préparation, l'application, la pressurisation et le durcissement du ciment. Elle illustre à la fois qu'un consensus d'experts est atteignable et que, dans l'attente de données comparatives de meilleure qualité, de telles recommandations devraient guider la pratique quotidienne [3]. Bon nombre des principes de la cimentation de troisième génération employés en arthroplastie de hanche peuvent être extrapolés au genou. Celui-ci présente toutefois des difficultés spécifiques : une surface tibiale méta-

physaire courte et large, fréquemment le siège d'une sclérose sous-chondrale, une interface fémorale étendue et, contrairement à la longue tige fémorale intramédullaire de l'arthroplastie de hanche, des implants dont la fixation repose presque exclusivement sur un manteau de ciment mince. Cet article résume les étapes pratiques, étayées par la littérature, permettant d'optimiser le résultat de la cimentation lors de la PTG de première intention.

UN MANTEAU DE CIMENT DE 3 À 5 MM DOIT ÊTRE OBTENU

L'objectif de la cimentation est d'obtenir un manteau de ciment aussi homogène que possible autour des implants, avec un ancrage intime du ciment osseux au sein de l'os trabéculaire, garantissant ainsi une transmission optimale des forces de compression, de cisaillement et de traction à l'interface osseuse. Une revue de la littérature suggère qu'une épaisseur de manteau de ciment de 3 à 5 mm est également optimale en arthroplastie du genou. Comme en arthroplastie de hanche, le ciment osseux doit former une masse homogène, sans inclusion d'air ni de liquide. Ce résultat est obtenu par le malaxage sous vide, qui réduit la microporosité du ciment de 60% à 80% par rapport au malaxage manuel et peut multiplier sa durée de vie en fatigue par dix environ [4,5]. Les systèmes préconditionnés actuellement disponibles sont simples d'utilisation. Du fait de leur conception fermée, ils réduisent la quantité de monomère libérée lors du malaxage, susceptible sinon d'être inhalée, bien que certaines fuites subsistent [6]. En outre, il n'existe aucun risque de blessure lié à l'ouverture d'ampoules de monomère en verre.

Épaisseur du manteau de ciment versus profondeur de pénétration du ciment

Il convient de distinguer l'« épaisseur du manteau de ciment », c'est-à-dire la couche de ciment retenue sous l'implant, de la « profondeur de pénétration du ciment », qui correspond à l'étendue de l'infiltration du ciment dans l'os spongieux. Ces deux notions sont fréquemment confondues dans la littérature, alors qu'elles sont mesurées différemment et peuvent revêtir une signification clinique distincte. La valeur classique de 3 à 4 mm de pénétration idéale est issue des travaux de Walker et al., qui ont mis en évidence une forte relation inverse entre la profondeur de pénétration et l'apparition ultérieure de liserés radioclairs [7]. Des séries plus récentes ont affiné ce seuil. Une cohorte japonaise de 2024 a montré qu'une profondeur de pénétration du ciment tibial inférieure à environ 2,1 mm était le meilleur facteur prédictif de l'apparition d'un liseré radioclaire > 2 mm à deux ans [8]. Une étude cas-témoins américaine de type retrieval-matched a montré que les genoux repris pour descellement aseptique tibial présentaient significativement plus de zones de pénétration < 2 mm, davantage de liserés radioclairs à l'interface implant-ciment et un alignement en varus plus marqué que des témoins appariés sans échec [9].

Plusieurs séries récentes mettent toutefois en garde contre une interprétation purement causale de l'épaisseur du manteau. Cox et al. ont constaté que les genoux repris pour descellement aseptique tibial présentaient en réalité des manteaux de ciment d'une épaisseur moyenne de 4,4 à 4,5 mm, donc pas plus minces que prévu. L'épaisseur du manteau différait par ailleurs selon l'interface défailante, implant-ciment ou ciment-os [10]. De même, une étude cas-témoins de 2024 a retrouvé un ciment plus mince spécifiquement au niveau de l'interface implant-ciment défailante. Elle a tou-

tefois souligné que c'est le mécanisme de l'échec, et non l'épaisseur considérée isolément, qui doit orienter la prévention [11]. Une série de 2025 n'a mis en évidence aucune différence de taux de liserés radioclairs sur une large gamme d'épaisseurs de manteau sous l'embase, sauf aux valeurs extrêmes. Les manteaux de moins de 3 mm à l'extrémité distale de la quille tibiale étaient associés à une fréquence nettement plus élevée de liserés radioclairs (41,7 % vs 8,3 à 10,9 % pour les manteaux plus épais). L'objectif classique de 3 à 5 mm pourrait donc avoir une importance maximale localement, autour de la quille/tige, plutôt que de façon uniforme sous l'ensemble de l'embase [12].

Sur le plan biomécanique, une interdigitation ciment-os initiale plus importante est corrélée à une réduction de la micromobilité de l'implant tibial après une période de fonctionnement in vivo, ce qui plaide en faveur d'un effet protecteur d'un ancrage plus profond vis-à-vis du descellement [13]. Cependant, la modélisation par éléments finis de l'interface ciment-os trabéculaire montre qu'une interdigitation profonde peut également induire un strain shielding marqué. Une réduction de 35 à 61 % de la déformation en compression a en effet été mesurée au sein des travées noyées dans le ciment, ce qui constitue un déclencheur plausible, au fil du temps, d'une résorption osseuse adaptative à l'interface [14]. L'épaisseur du manteau de ciment devrait donc être envisagée moins comme une cible universelle, unique et fixe, que comme une variable à optimiser localement, en particulier autour de la quille et de la tige tibiales. L'objectif est une interdigitation adéquate et uniforme plutôt qu'une pénétration maximale et non ciblée.

LES ZONES D'OS SCLÉREUX DOIVENT ÊTRE OUVERTES PAR DES FORAGES

La préparation du lit osseux est essentielle à l'obtention d'un bon résultat de cimentation. Afin de prévenir les inclusions de sang à l'interface, le lit osseux doit être séché. Les surfaces de coupe osseuse du fémur et du tibia présentent généralement une structure d'os spongieux. Toutefois, dans la gonarthrose en

varus, des zones de sclérose sous-chondrale accrue sont fréquemment retrouvées, en particulier sur le plateau tibial médial, mais également sur le condyle fémoral médial. Dans la gonarthrose en valgus, ces zones scléreuses siègent sur le condyle fémoral latéral et sur le plateau tibial latéral. Ces régions osseuses scléreuses empêchent le ciment osseux de pénétrer dans l'os spongieux sous-jacent. Elles doivent donc être perforées par de petits forages afin d'assurer une pénétration suffisante du ciment.

Les forages multiples de l'os scléreux augmentent la surface disponible pour l'interdigitation du ciment. Leur intérêt est étayé par la littérature tant clinique que biomécanique, bien que les données comparatives contrôlées portant sur des critères de survie à long terme demeurent limitées [15,1]. Une étude prospective récente quantifiant la densité minérale osseuse sous-chondrale a confirmé une redistribution marquée de la densité vers le plateau tibial antéromédial dans la gonarthrose en varus. Elle a montré que des forages ciblés dans cette zone amélioreraient les paramètres de stabilité de la prothèse [16]. De même, la modélisation par éléments finis montre que l'épaisseur de l'os scléreux résiduel, ainsi que son interaction avec la stratégie d'alignement choisie, influence significativement la micromobilité prédite de l'implant tibial. Les implants posés en alignement cinématique apparaissent plus sensibles à l'épaisseur de l'os scléreux que ceux posés en alignement mécanique [17]. Une étude clinique fondée sur la tomодensitométrie

a par ailleurs montré que la pénétration du ciment diminue à mesure que la densité osseuse tibiale augmente, y compris la densité du côté scléreux. Dans cette étude, le malaxage sous vide associé à la pressurisation au pistolet à ciment améliorait la pénétration par rapport au malaxage et au compactage manuels, y compris en regard de l'os scléreux. Il ne supprimait cependant pas totalement la limitation liée à la densité, ce qui conforte l'intérêt de la perforation mécanique des zones scléreuses en complément de l'optimisation de la technique de mise en place du ciment [18].

LE LAVAGE PULSÉ EST OBLIGATOIRE POUR NETTOYER L'OS SPONGIEUX

Une irrigation adéquate de l'os est nécessaire pour permettre une bonne pénétration du ciment osseux. Le lavage par jet pulsé est nettement supérieur à l'irrigation à la seringue et doit désormais être considéré comme obligatoire (Figure 1). Les études cadavériques et expérimentales montrent de manière constante que le lavage par jet pulsé permet une pénétration du ciment considérablement plus profonde et une fixation plus solide que l'irrigation à la seringue. Les augmentations rapportées de la profondeur de



Figure 1 : Vue peropératoire d'un genou après préparation du lit osseux par lavage au jet pulsé et séchage de l'os spongieux.

LE CIMENT OSSEUX DOIT ÊTRE PRESSURISÉ DANS L'OS SPONGIEUX

Malaxage sous vide et viscosité du ciment

pénétration vont d'environ 65 % (1,32 vs 0,79 mm) [19,20] à un facteur de près de six (4,1 vs 0,7 mm) selon le modèle expérimental [21]. Une revue systématique de 2024 portant sur des comparaisons in vitro a conclu que le lavage pulsé permet, de manière fiable, d'obtenir une meilleure interface os-ciment-implant que le lavage à la seringue. Elle souligne toutefois que les données cliniques reliant directement la méthode de lavage à la survie prothétique font encore défaut [22]. D'une part, le lavage pulsé débarrasse efficacement le lit osseux du sang, de la graisse et de la moelle osseuse. La large cohorte clinique de Ritter et al. a montré qu'un lavage à grand volume et à haute pression, associé à une cimentation pressurisée, réduisait significativement la formation de liserés radioclares par rapport à l'irrigation à la seringue et au compactage digital [23]. Les données récentes ne sont toutefois pas unanimes. Un essai contrôlé randomisé de 2025 comparant, chez 100 patients, le lavage pulsé à haute pression au rinçage manuel n'a retrouvé aucune différence significative de pénétration radiographique du ciment entre les deux techniques. Lorsque le rinçage manuel est déjà réalisé de manière rigoureuse, le bénéfice supplémentaire du lavage pulsé pourrait donc être moindre que ne le laisseraient penser les études expérimentales antérieures [24]. Le lavage au dioxyde de carbone sous pression a également été proposé comme méthode alternative de préparation osseuse et a été associé à une incidence réduite de liserés radioclares [25].

D'autre part, l'élimination de la graisse et de la moelle osseuse contribue à prévenir les embolies par voie veineuse induites par la pression générée lors de la cimentation. Des études animales portant sur l'arthroplastie cimentée démontrent qu'un lavage pulsé du canal médullaire à grand volume et à haute pression réduit de façon substantielle les micro-embolies graisseuses pulmonaires. Il réduit également les perturbations cardiopulmonaires et hémodynamiques associées, par rapport à l'absence de lavage ou à un lavage à basse pression [26,27]. Les surfaces osseuses nettoyées au jet pulsé doivent être séchées avant la cimentation. Le moyen le plus efficace consiste à appliquer des compresses de gaze ou un champ abdominal sur ces surfaces et à les tamponner délicatement avec les doigts.

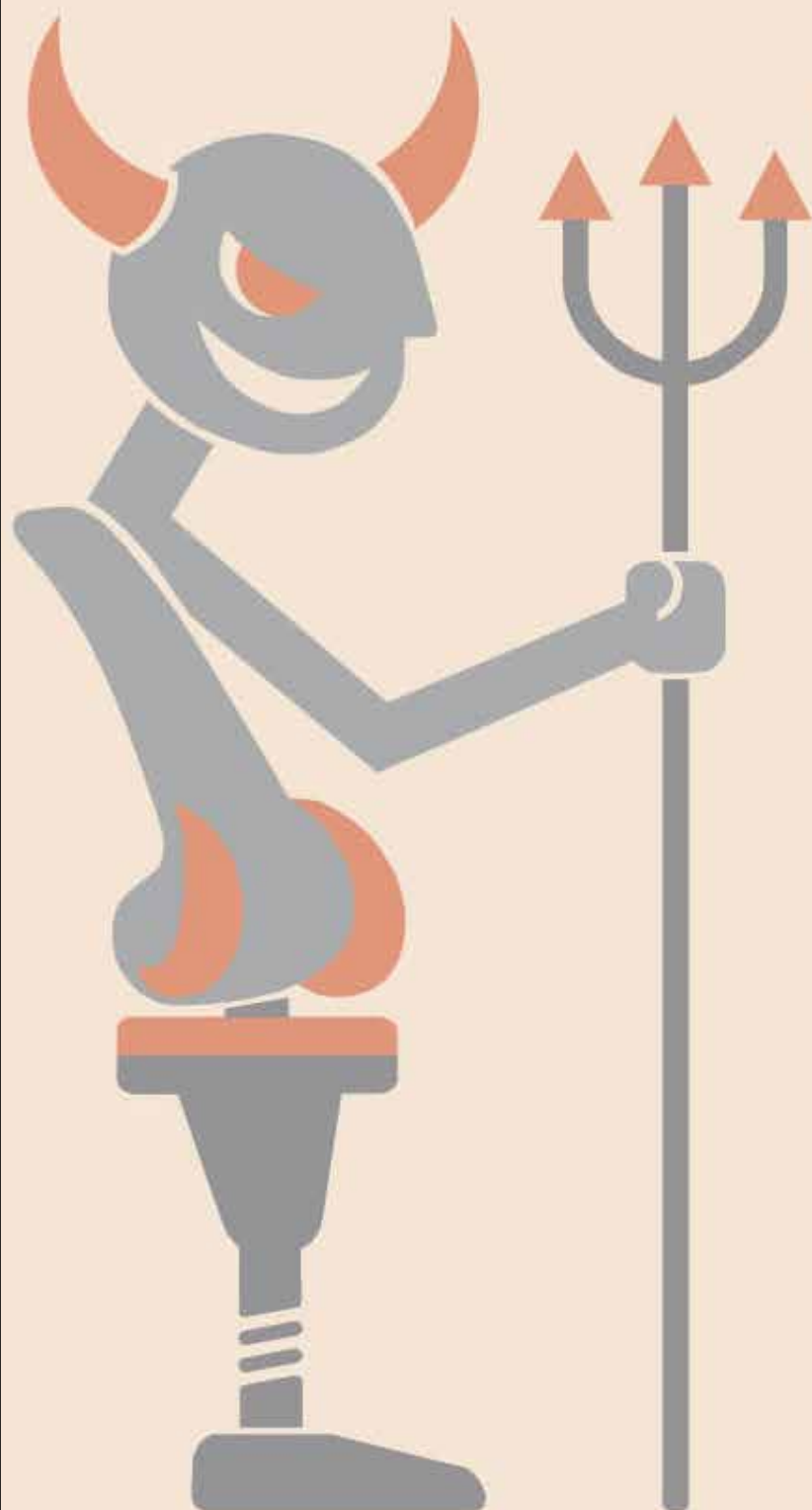
Le malaxage sous vide du ciment osseux réduit de manière fiable sa microporosité, de 60 à 80 % par rapport au malaxage manuel dans une étude comparative classique [4]. Il améliore également ses propriétés mécaniques et en fatigue : une durée de vie en fatigue environ dix fois supérieure à celle obtenue après malaxage manuel a été rapportée [5]. Les systèmes modernes de malaxage sous vide, préconditionnés et fermés, permettent de réduire davantage, par rapport aux anciens systèmes ouverts, l'exposition aux vapeurs de monomère de méthacrylate de méthyle au bloc opératoire, sans toutefois la supprimer totalement [6]. Les données cliniques sont contrastées quant à savoir si le malaxage sous vide associé à la pressurisation au pistolet à ciment se traduit par une meilleure pénétration du ciment tibial que le malaxage et le compactage manuels. Une série plus ancienne n'a retrouvé aucun avantage radiographique significatif [28]. À l'inverse, une étude tomodensitométrique plus récente a mis en évidence une pénétration significativement plus profonde avec le malaxage sous vide et l'application au pistolet, y compris en regard de l'os scléreux [18].

La viscosité du ciment constitue une variable connexe mais distincte. Dans les modèles de laboratoire, un ciment de plus basse viscosité pénètre généralement plus profondément dans l'os spongieux, et sur une surface de contact plus étendue, qu'un ciment de plus haute viscosité. La pénétration diminue à mesure que la pression et la viscosité augmentent au cours d'une période d'application donnée [29,7]. La question de savoir si ces observations se traduisent par une différence de fixation cliniquement pertinente reste débattue. Certaines cohortes monocentriques ont associé le ciment à haute viscosité à un taux plus élevé de reprise pour descellement aseptique, avec, dans une série, une cote plus que doublée [30]. Une analyse très récente de l'American Joint Replacement Registry a de même retrouvé des taux de descellement asep-

tique plus élevés avec les ciments de plus haute viscosité [31]. À l'inverse, d'autres grandes études de registre et de cohorte n'ont retrouvé aucune différence significative de taux de reprise ou de descellement aseptique entre les catégories de viscosité [32,33]. Dans la littérature existante, la viscosité du ciment, sa formulation (des différences propres à chaque marque existent, même au sein d'une même classe nominale de viscosité), le dessin de l'implant et la technique d'application sont donc fortement intriqués (facteurs de confusion). La viscosité ne saurait être considérée isolément comme un déterminant du résultat.

Après son malaxage dans le système sous vide, le ciment osseux doit être appliqué le plus rapidement possible au pistolet à ciment sur la face de contact osseux des pièces prothétiques, car il présente à ce stade une forte affinité pour la surface de l'implant. Dans une étude contrôlée sur banc d'essai, la cimentation précoce de l'embase tibiale, plutôt qu'au moment « normal » recommandé par le fabricant du ciment, augmentait la résistance de l'interface implant-ciment de 48 à 72 % selon la marque de ciment utilisée. À l'inverse, une cimentation différée (« tardive ») réduisait cette résistance de 47 à 73 % [34]. Le ciment doit ensuite être appliqué sur l'os pendant sa phase de haute viscosité. Nous recommandons également de cimenter les logements de tige, tant au niveau du tibia que du fémur. Il a en effet été montré que la cimentation de la quille, en plus de celle du plateau tibial, augmentait de plus de 100 % la résistance à l'arrachement de l'interface implant-ciment par rapport à la cimentation du seul plateau [34,35]. Une étude d'explants portant sur un modèle à plateau mobile défailant a par ailleurs montré que chaque millimètre supplémentaire d'épaisseur de ciment réduisait d'environ 61 % la cote d'échec par descellement aseptique [36]. La pénétration maximale du ciment est obtenue par pressurisation, le ciment étant activement introduit dans l'os spongieux par pression digitale ou à l'aide d'une spatule. Une fois obtenue une pénétration suffisante du ciment osseux dans l'os spongieux, la pièce prothétique enduite précocement de ciment osseux est implantée. Si du sang ou du liquide s'est accumulé à la surface du ciment, il doit être intégralement retiré avant l'implantation afin d'éviter la formation d'inclusions. Lors d'essais sur banc, la contamination de l'interface implant-ciment ou ciment-os par du sang ou de la graisse

REPRISE DE PTG FAUT-IL S'ATTENDRE AU PIRE ?



GECO
—ACADEMY—
— THE ORTHOPEDIC AND TRAUMATOLOGIC FIELDS —

COURS AGREG
VEN. 9 OCTOBRE 2026
PARIS

PRÉSIDENT
J. Villeminot

COMITÉ SCIENTIFIQUE

T. Ala Eddine, F-X. Gunepin, J. Hummer, C. Hulet,
J-Y. Jenny, F. Kelberine, H. Lanternier,
R. Limozin, D. Mainard, P. Mertl, T. Neri,
N. Pommier, H. Robert, C. Schwartz, M. Séveryns

**GROUPE D'ÉTUDES POUR
LA CHIRURGIE OSSEUSE**

24 rue de la Sinne 68100 MULHOUSE - FRANCE
Téléphone: +33 6 47 99 15 89
Email: info@geco.asso.fr
www.geco-medical.org



réduisait la résistance de la fixation dans des proportions atteignant 90 à 99 % [34].

Le ciment osseux à haute viscosité nécessite du temps et une pression constante pour pénétrer dans l'os. La pièce prothétique doit donc d'abord être amenée en position par une pression continue. Cela laisse au ciment un temps suffisant pour pénétrer dans l'os spongieux. Des coups de marteau précoces perturbent ce processus, car les propriétés viscoélastiques du ciment entraînent un rebond de l'implant.

NE PAS MOBILISER LE GENOU PENDANT LA POLYMÉRISATION DU CIMENT OSSEUX

Après la mise en place des implants, le genou est placé en extension complète dans l'attente du durcissement du ciment osseux. Tout mouvement au cours de cette phase peut perturber l'interface os-ciment-implant et doit donc être strictement évité. Il ne s'agit pas d'une préoccupation purement théorique. Une étude cadavérique a porté sur quatre modèles d'implants contemporains. La mobilisation douce du genou et la réalisation d'un test de stabilité sept minutes après le malaxage du ciment, soit bien en deçà du temps de prise indiqué par le fabricant, réduisaient la résistance à l'arrachement de l'implant tibial d'environ 18 % par rapport au maintien de l'implant immobile pendant toute la polymérisation. Cet effet était retrouvé pour chacun des modèles testés [37]. Ce constat concorde avec l'observation biomécanique selon laquelle un ancrage ciment-os initial plus important, non perturbé par une mobilisation précoce, est corrélé à une moindre micro-mobilité après une période d'utilisation clinique [13].

CONCLUSION

Dans son ensemble, la littérature consacrée à la technique de cimentation dans la PTG plaide en faveur d'une chaîne cohérente en plusieurs étapes. Celle-ci comprend une préparation adéquate du lit osseux (lavage pulsé, séchage, forage de l'os scléreux) et un protocole de manipulation du ciment limitant la porosité et préservant la viscosité de travail (malaxage sous vide, application au moment opportun). Elle comprend également une pressurisation et une interdigitation soigneuses des surfaces tibiale et fémorale, y compris des logements de tige/plots, la prévention de toute contamination des interfaces et une immobilité stricte pendant la polymérisation. Lorsque cette chaîne est rompue, l'interface implant-ciment tibiale, plutôt que l'interface ciment-os, apparaît comme le principal « *maillon faible* ». Les séries rétrospectives d'analyse d'explants attribuent environ 94 % des échecs par descellement aseptique tibial à un décollement à l'interface implant-ciment, précédant fréquemment un tableau d'affaissement progressif en varus [38]. Le descellement aseptique demeure la première cause identifiable de reprise tardive après PTG de première intention, représentant environ un cinquième de l'ensemble des reprises selon des données méta-analytiques récentes [39]. Les analyses systématiques des facteurs de risque convergent vers les mêmes variables techniques que celles abordées ci-dessus [40]. Une surveillance radiographique standardisée, reposant sur le système moderne d'évaluation radiographique de la Knee Society, reste le principal outil de détection des signes d'alerte précoces avant qu'une reprise ne devienne nécessaire : pénétration insuffisante du ciment, liseré radioclaire à l'interface implant-ciment, liserés radioclairs évolutifs ou > 2 mm [41,42,43].

La fixation cimentée continue d'être considérée comme la référence en matière de survie dans les grands registres nationaux. La survie à 10 ans y est généralement supérieure à 95 % et le plus souvent équivalente ou supérieure à celle des montages sans ciment et hybrides, en particulier chez les patients les plus âgés [44,45,36,46]. Les implants sans ciment contemporains réduisent toutefois cet écart. Des revues systématiques récentes et des comparaisons appariées issues de registres montrent des taux de reprise et de descellement aseptique globalement

équivalents, avec un possible avantage de la fixation sans ciment chez les patients de moins de 60 ans [47,48]. S'agissant spécifiquement de la PTG cimentée, les données analysées ici suggèrent qu'une attention méticuleuse portée à la technique de cimentation, plutôt que le seul choix du type de fixation, demeure le levier d'action le plus directement accessible au chirurgien pour réduire le risque de descellement aseptique et maximiser la survie à long terme de l'implant. ■

Bibliographie

1. Refsum A, Nguyen U, Gjertsen JE, Espehaug B, Fenstad AM, Lein RK, et al. Cementing technique for primary knee arthroplasty: a scoping review. *Acta Orthop*. 2019;90(6):582-9.
2. Cawley DT, Kelly N, McGarry JP, Shannon FJ. Cementing techniques for the tibial component in primary total knee replacement. *Bone Joint J*. 2013;95-B(3):295-300.
3. Hampton M, Balachandar V, Charalambous CP, Sutton P, Biing A, Ng Y, et al. Cementing Techniques In Knee Surgery (CeTIKS): a UK expert consensus study. *Bone Jt Open*. 2023;4(9):682-8.
4. Schreurs BW, Spierings PT, Huiskes R, Slooff TJ. Effects of preparation techniques on the porosity of acrylic cements. *Acta Orthop Scand*. 1988;59(4):403-9.
5. Lidgren L, Bodelind B, Moller J. Bone cement improved by vacuum mixing and chilling. *Acta Orthop Scand*. 1987;58(1):27-32.
6. Schlegel UJ, Sturm M, Eysel P, Breusch SJ. Pre-packed vacuum bone cement mixing systems. A further step in reducing methylmethacrylate exposure in surgery. *Ann Occup Hyg*. 2010;54(8):955-61.
7. Walker PS, Soudry M, Ewald FC, McVickar H. Control of cement penetration in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1984;(185):155-64.
8. Sasaki R, Nagashima M, Tanaka K, Takeshima K. Relationship between cement penetration and incidence of a radiolucent line around the tibia 2 years after total knee arthroplasty: a retrospective study. *J ISAKOS*. 2024. Epub ahead of print.
9. Hampton C, Berliner ZP, Nguyen JT, Mendez L, Smith SS, Joseph AD, et al. Aseptic loosening at the tibia in total knee arthroplasty: a function of cement mantle quality? *J Arthroplasty*. 2020;35(7):1902-7.
10. Cox ZC, Engstrom SM, Shinar AA, Polkowski GG, Mason JB, Martin JR. Is cement mantle thickness a primary cause of aseptic tibial loosening following primary total knee arthroplasty? *Knee*. 2022;40:305-12.
11. Schaffler BC, Robin JX, Katzman JL, Arshi A, Rozell JC, Schwarzkopf R. Aseptic tibial loosening is associated with thickness of the cement: a radiographic case-control study. *J Arthroplasty*. 2024. Epub ahead of print.
12. Luk MC, Yan CH, Leung KCT, Lau CML, Cheung A, Chan PK, et al. Extremes of cement mantle thickness associated with increased incidence of radiolucent lines in total knee arthroplasty. *J Orthop Trauma Rehabil*. 2025. Epub ahead of print.
13. Miller MA, Terbush MJ, Goodheart JR, Izant TH, Mann KA. Increased initial cement-bone interlock correlates with reduced total knee arthroplasty micro-motion following in vivo service. *J Biomech*. 2014;47(10):2460-6.
14. Srinivasan P, Miller MA, Verdonshot N, Mann KA, Janssen D. Strain shielding in trabecular bone at the tibial cement-bone interface. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016;66:181-6.
15. Ahn JH, Jeong SH, Lee YS. The effect of multiple drilling on a sclerotic proximal tibia during total knee arthroplasty. *Int Orthop*. 2015;39(6):1077-83.
16. Sun C, Wang C, Li J, Liu C, Wei Z, Bi Z, et al. Creating perforations in the sclerotic region of the proximal tibia during total knee arthroplasty to enhance prosthesis stability. *Orthop Surg*. 2025;17(5):1397-405.
17. Li Y, Gao Y, Yang C, Ding L, Zhang X, Chen H, et al. Finite-element analysis of the proximal tibial sclerotic bone and different alignment in total knee arthroplasty. *BMC Musculoskelet Disord*. 2019;20.
18. Okuno Y, Nagira K, Ishida K, Kanaya H, Hayashi I, Enokida M, et al. Comparison of different cementing techniques for cement penetration under tibial component in total knee arthroplasty: a retrospective observational study. *Knee Surg Relat Res*. 2024;36:29.
19. Maistrelli GL, Antonelli L, Fornasier V, Mahomed N. Cement penetration with pulsed lavage versus syringe irrigation in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1995;(312):261-5.
20. Schlegel UJ, Siewe J, Delank KS, Eysel P, Puschel K, Morlock MM, et al. Pulsed lavage improves fixation strength of cemented tibial components. *Int Orthop*. 2011;35(8):1165-9.
21. Helwig P, Konstantinidis L, Hirschmuller A, Miltenberger V, Kuminack K, Sudkamp N, et al. Tibial cleaning method for cemented total knee arthroplasty: an experimental study. *Indian J Orthop*. 2013;47(1):18-22.
22. Di Maria F, Das S, Abermann E, Hoser C, Fink C. Pulsed lavage is associated with better quality of bone-cement-implant interface in knee arthroplasties (TKA/UKA) compared to syringe lavage in vitro; however, clinical data are missing: a systematic review. *J Exp Orthop*. 2024;11(2):e12027.
23. Ritter MA, Herbst SA, Keating EM, Faris PM. Radiolucency at the bone-cement interface in total knee replacement. The effects of bone-surface preparation and cement technique. *J Bone Joint Surg Am*. 1994;76(1):60-5.
24. Ramirez-Bermejo E, Fa-Binefa M, Pilco-Inga J, Jordan-Sales M, Aguilera-Roig X, Gonzalez-Rodriguez JC. Effect of high-pressure pulsatile lavage versus manual rinsing on bone cement penetration in total knee arthroplasty: a randomized clinical trial. *Knee Surg Relat Res*. 2025;37. Epub ahead of print.
25. Sasaki R, Nagashima M, Otani T, Okada Y, Aibara N, Takeshima K, et al. Pressurized carbon dioxide lavage reduces the incidence of a radiolucent line around the tibial component two years after total knee arthroplasty. *J Orthop Surg Res*. 2021;16:670.
26. Byrck RJ, Bell RS, Kay JC, Waddell JP, Mullen JB. High-volume, high-pressure pulsatile lavage during cemented arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 1989;71(9):1331-6.
27. Wheelwright EF, Byrck RJ, Wigglesworth DF, Kay JC, Wong PY, Mullen JB, et al. Hypotension during cemented arthroplasty. Relationship to cardiac output and fat embolism. *J Bone Joint Surg Br*. 1993;75(5):715-23.
28. Kopeck M, Milbrandt JC, Duellman TJ, Mangan D, Allan DG. Effect of hand packing versus cement gun pressurization on cement mantle in total knee arthroplasty. *Can J Surg*. 2009;52(6):490-4.
29. Folsch C, Schirmer J, Glameanu C, Ishaque B, Fonseca Ulloa CA, Harz T, et al. Cement viscosity and application time lead to significant changes in cement penetration and contact surface area. *Arthroplast Today*. 2024;30:101476.
30. Buller LT, Rao V, Chiu YF, Nam D, McLawhorn AS. Primary total knee arthroplasty performed using high-viscosity cement is associated with higher odds of revision for aseptic loosening. *J Arthroplasty*. 2020;35(6S):S182-9.
31. Harris AB, Donnelly P, Jennings JM, Martin JR, Khanuja HS, Hegde V. Cement viscosity is associated with aseptic loosening after primary total knee arthroplasty: an analysis of the American Joint Replacement Registry. *J Arthroplasty*. 2026. Epub ahead of print.
32. Klasan A, Rainbird S, Peng Y, Holder C, Parkinson B, Young SW, et al. No difference in revision rate between low viscosity and high viscosity cement used in primary total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2022;37(9):1817-22.
33. Wyatt RWB, Chang RN, Royse KE, Paxton EW, Namba RS, Prentice HA. The association between cement viscosity and revision risk after primary total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2021;36(6):1985-91.
34. Billi F, Kavanaugh A, Schmalzried H, Schmalzried TP. Techniques for improving the initial strength of the tibial tray-cement interface bond. *Bone Joint J*. 2019;101-B(1_Supple_A):53-8.
35. Rebgetz PJ, Kovacs A, Bochat K, Hayes AJ, Clark GW, Blakeney WG, et al. Loosening of tibia baseplates after total knee arthroplasty: evaluation of pull-out strength of tibia baseplate-cement interface. *Clin Biomech*. 2021;90:105497.
36. Kutzner I, Hallan G, Hol PJ, Furnes O, Gothesen O, Figved W, et al. Early aseptic loosening of a mobile-bearing total knee replacement. *Acta Orthop*. 2018;89(1):77-83.
37. Martin JR, Wronski PT, Schilkowsky RM, Orfanos AV, Fehring TK, Mason JB, Chitrnanjan S. Ranawat Award: motion during total knee cementing significantly decreases tibial implant fixation strength. *J Arthroplasty*. 2022;37(6S):S12-8.
38. Martin JR, Otero JE, Mason JB, Fehring TK. Where is the "weak link" of fixation in contemporary cemented total knee replacements? *J Arthroplasty*. 2021;36(7):2497-2501.
39. Datta S, Sanka SK, Tahir M, Shing MS, Omaonu VM, Pierce TP. Why are primary total knee arthroplasties failing? A systematic review and meta-analysis. *J Arthroplasty*. 2025. Epub ahead of print.
40. Yao K, Chen Y. Comprehensive evaluation of risk factors for aseptic loosening in cemented total knee arthroplasty: a systematic review and meta-analysis. *J Exp Orthop*. 2024;11(3):e12095.
41. Ewald FC. The Knee Society total knee arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring system. *Clin Orthop Relat Res*. 1989;(248):9-12.
42. Meneghini RM, Mont MA, Backstein DB, Bourne RB, Dennis DA, Scuderi GR. Development of a modern Knee Society radiographic evaluation system and methodology for total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2015;30(12):2311-4.
43. Wautier D, Ftaita S, Thienpont E. Radiolucent lines around knee arthroplasty components: a narrative review. *Acta Orthop Belg*. 2020;86(1):82-94.
44. Nugent M, Wyatt MC, Frampton CM, Hooper GJ. Despite improved survivorship of uncemented fixation in total knee arthroplasty for osteoarthritis, cemented fixation remains the gold standard: an analysis of a national joint registry. *J Arthroplasty*. 2019;34(8):1626-33.
45. Irmola T, Ponkilainen V, Makela K, Robertsson O, W-Dahl A, Furnes O, et al. Association between fixation type and revision risk in total knee arthroplasty patients aged 65 years and older: a cohort study of 265,877 patients from the Nordic Arthroplasty Register Association 2000-2016. *Acta Orthop*. 2021;92(1):91-6.
46. Gothesen O, Espehaug B, Havelin L, Petursson G, Lygre S, Ellison P, et al. Survival rates and causes of revision in cemented primary total knee replacement: a report from the Norwegian Arthroplasty Register 1994-2009. *Bone Joint J*. 2013;95-B(5):636-42.
47. Lisacek-Kiosoglous A, Fontalis A, Powling AS, Muhammad I, Valentine V, Jeong Y, et al. Radiological and clinical outcomes of cementless versus cemented implants in total knee arthroplasty: a systematic review and meta-analysis. *Bone Joint J*. 2025;107-B(10):995-1003.
48. Mohammad HR, Judge A, Murray DW. A matched comparison of the long-term outcomes of cemented and cementless total knee replacements. *J Bone Joint Surg Am*. 2021;103(24):2270-80.

23^{èmes}

Journées Lyonnaises
de Chirurgie du Genou

GENOU & SPORT

DU LIGAMENT À LA PROTHÈSE

LIGAMENT
MÉNISQUE
INSTABILITÉ
RETOUR AU SPORT
OSTÉOTOMIE
ARTHROPLASTIE
INNOVATION

DU JEUDI 21
AU SAMEDI 23
SEPTEMBRE 2028

CENTRE DE CONGRÈS DE LYON



LYON KNEE
SCHOOL of SURGERY



LYON | FRANCE