

La place des guides de coupe sur mesure dans les prothèses totales de genou

The Role of Patient Specific Instrumentation in Arthroplasties of the Knee Arthroplasties

JN Argenson, G Blanc, D Girerd, E Viehweger, V Pomero, JL Jouve, S Parratte

Mots clés

- ◆ Prothèse totale de genou
- ◆ Guides de coupe sur mesure
- ◆ Chirurgie assistée par ordinateur
- ◆ Planification préopératoire
- ◆ Prothèse unicompartmentale

Résumé

Différents concepts ont été développés pour améliorer le positionnement des implants dans les PTG comme la navigation et plus récemment les guides de coupe sur mesure (« Patient Specific Instrumentation », PSI). Au cours de la décennie précédente la navigation a montré son intérêt pour l'optimisation de la restauration des axes dans le plan frontal. Des limites ont cependant été observées pour le positionnement des implants dans le plan sagittal et en rotation dans le plan axial. Les guides de coupe ont semblé intéressants car ils intègrent un contrôle positionnel dans les trois plans de l'espace, incluant la rotation. Leur fonctionnement est basé sur une imagerie préopératoire (IRM ou tomodensitométrie selon les fabricants) à partir de laquelle est réalisée une planification préopératoire, qui une fois validée par le chirurgien permettra la conception des guides. Nous avons dans ce travail analysé leur fiabilité sur la base d'études scannographiques. Les résultats radiologiques et cliniques obtenus après PTG avec cette technique ont été comparés avec les résultats obtenus avec une technique conventionnelle. D'autres applications des PSI comme dans les prothèses unicompartmentales ou les PTG post-traumatiques sont aussi présentées dans cet article. Cette technologie est intéressante et pourrait permettre dans l'avenir de se passer des ancillaires conventionnels. Il est important que le chirurgien réalise un contrôle à chaque étape, de la planification préopératoire à la réalisation de la chirurgie. Il est maintenant nécessaire de réfléchir à l'intégration du surcoût lié à l'utilisation des guides de coupe sur mesure. Ce surcoût pourrait très bien se justifier dans l'avenir si ces guides personnalisés permettent de se passer des ancillaires conventionnels.

Keywords

- ◆ Total knee arthroplasty
- ◆ Patient specific instruments
- ◆ Computer-assisted surgery
- ◆ Preoperative planning
- ◆ Unicompartmental arthritis

Abstract

Different concepts have been developed to improve implants positioning in total knee arthroplasty (TKA) such as navigation very popular during the last decade and more recently personalized cutting jigs ("Patient Specific Instruments" PSI). Several studies demonstrated the role of navigation to improve accuracy in TKA particularly concerning coronal alignment. Navigation however has potential drawbacks and demonstrated limitations concerning the rotation and the sagittal positioning of the implants. Recently, PSI has been introduced as a new solution to improve implants positioning. PSI is based on custom-made cutting jigs obtained after a 3-D segmentation of the MRI or CT images of the patient's knee. Following the segmentation process, the surgeon is performing a surgical planning and can valid his planning to start the jigs production. In this paper, we reported the results of our study evaluating the accuracy of the guides. The radiological and clinical results obtained after TKA with this technique were then compared with the results obtained with the conventional instrumentation. Other applications of PSI such as for unicompartmental arthroplasty or post-traumatic arthritis are also presented in this paper. This technology is interesting and in a near future may help to reduce the need for ancillaries. Surgeon control at every steps of the process from the planning to the surgery remains the key. A cost-efficiency analysis and new thinking process in TKA regarding the need for ancillaries should be evaluated. The actual extra-cost related to the PSI may be largely compensate in a near future if these ancillaries may help to reduce the need for conventional ancillaries.

Grâce aux améliorations liées au développement de nouveaux biomatériaux, au développement du dessin des implants et des modes de fixation, les résultats des prothèses totales de genou (PTG) sont considérés comme excellents pour plus de 90 % des patients, à la fois en termes de survie (1,2) mais aussi de résultats fonctionnels (3). Depuis le début des années 2000, d'importants efforts ont été développés pour diminuer le traumatisme chirurgical et accélérer la récupération des

patients grâce à des techniques dites mini-invasives (4). Parallèlement à la réduction de l'agressivité sur les muscles, le développement de la chirurgie mini-invasive, a entraîné une diminution de la taille des voies d'abord et donc de la visibilité opératoire. Ceci a eu tendance à augmenter les problèmes de placement des implants déjà observés avec les guides conventionnels (5-7). La navigation chirurgicale basée sur des systèmes de capteurs optoélectroniques a montré dans la

Correspondance :

Jean-Noël Argenson, Institut du mouvement et de l'appareil locomoteur - UMR 7287 Aix-Marseille Université
Hôpital Sainte Marguerite- 270 Boulevard Sainte Marguerite - 13009 Marseille.
Tel : +33491745011 - Fax : +33491745014 - E-mail : jean-noel.argenson@ap-hm.fr



Figure 1 : Le principe général des guides de coupes sur mesure est commun à tous les fabricants d'implants : obtention d'un modèle tridimensionnel du genou du patient à partir d'une imagerie en coupe par segmentation, réalisation d'un planning préopératoire, construction des guides par impression 3-D, application des guides sur le patient pour optimisation du positionnement.

dernière décennie son intérêt afin d'optimiser la position des implants dans le plan frontal mais aussi ses limites pour le plan sagittal et plus encore pour la rotation. Plus récemment, ont été introduits les guides de coupe sur mesure dans les prothèses de genou. Cette technologie née à la suite au développement de l'impression tridimensionnelle (3-D) a d'abord été utilisée en chirurgie maxillo-faciale et dentaire puis en chirurgie orthopédique. Le principe est de reconstruire par segmentation semi-automatique un modèle tridimensionnel du genou du patient sur la base d'une imagerie en coupe (soit scanner, soit IRM). À partir de ce modèle 3-D, une planification de la chirurgie est réalisée avec analyse des coupes osseuses et implantation virtuelle des composants fémoraux et tibiaux. Les guides de coupe sur mesure (fig. 1) sont ensuite construits par effet miroir sur le modèle osseux planifié. On vient ensuite appliquer ces guides en peropératoire sur le genou du patient. Ces guides ont été conçus pour améliorer la précision chirurgicale dans les trois plans de l'espace.

Les premières études ont montré leur intérêt pour la restauration de l'axe frontal mais les données publiées sur le plan sagittal et surtout axial ainsi que sur la fonction sont encore insuffisantes. Notre hypothèse de départ était que les guides de coupe sur mesure permettent d'optimiser le positionnement des implants dans les trois plans de l'espace et de ce fait d'optimiser les résultats fonctionnels à court terme dans les PTG. Les objectifs de notre étude prospective comparative randomisée entre guides de coupe sur mesure et instrumentation manuelle conventionnelle étaient doubles :

- Comparer les résultats fonctionnels à court terme à l'aide du nouveau score de la Knee Society, ainsi que des paramètres objectifs mesurés lors d'une analyse quantifiée de la marche (AQM) ;
- Mesurer le positionnement des implants dans les plans coronal et sagittal sur des radiographies standards et la rotation fémorale et tibiale par des mesures tomographiques.

Patients et méthodes

Notre étude prospective comparative randomisée monocentrique incluait 40 patients opérés entre septembre 2012 et janvier 2013 par deux chirurgiens seniors. Les critères d'inclusion

	Groupe 1 (PSI)	Groupe 2 (IC)
Sexe	12F/8H	12F/8H
Age (ans)	71 (61-81)	71 (55-83)
IMC (m/kg ²)	28,3 (20,3-36)	30 (24-37)
Flexion active (°)	110 (90-125)	113 (80-125)
Flessum (°)	7 (0-10)	6 (0-20)
IKSF (/100)	41,5 (10-70)	39,5 (10-60)
IKSG (/100)	53 (30-80)	54 (25-75)

Tableau I : Caractéristiques préopératoires des 2 groupes

étaient : la présence d'une gonarthrose tricompartmentale stade 3 ou 4 de la classification d'Ahlbäck, une atteinte unilatérale, un âge entre 50 et 85 ans. Les critères d'exclusion étaient :

- une contre-indication à l'IRM ;
- la présence de matériel d'ostéosynthèse ;
- des chirurgies antérieures ayant laissé des éléments potentiellement générateurs d'artéfacts ;
- une symptomatologie douloureuse controlatérale.

Cette population a été randomisée en deux groupes. 20 patients étaient opérés avec des guides de coupe sur mesure de type Zimmer® Patient-Specific Instruments (PSI) (fig. 1) et 20 avec une instrumentation conventionnelle (IC) manuelle (Tableau I).

La randomisation pour le groupe PSI a été réalisée selon une méthode d'échantillonnage systématique : le premier patient était tiré au sort puis un patient était inclus dans le groupe PSI tous les six patients candidats à une PTG remplissant les critères d'inclusion et ayant signé un consentement éclairé lors de la consultation préopératoire. L'étude avait reçu l'autorisation d'un Comité de Protection des Personnes. La PTG utilisée pour les 40 patients était un implant Zimmer® Nex-Gen® LPS-Flex à plateau mobile cimenté. Dans le premier groupe (PSI), une IRM (Philips® 1,5 Tesla Intera) était réalisée pour chaque patient six semaines avant l'intervention dans le même centre selon un protocole standardisé et validé. Pour chaque examen les radiologues réalisaient trois séquences, une sur la cheville, une sur le genou (entre 80 et 120 coupes) et une sur la hanche. Les images étaient chargées sur le serveur dédié après anonymisation. Après segmentation des images IRM, une première planification était réalisée par les ingénieurs de la société Materialise® (fig. 2). Suite à cette proposition, les deux chirurgiens seniors réalisaient une édition du planning sur le logiciel Online Management System® en fonction de l'examen clinique du patient et des valeurs angulaires



Figure 2 : Une IRM est réalisée pour chaque patient six semaines avant l'intervention selon un protocole standardisé et validé. Pour chaque examen les radiologues réalisent trois séquences : une sur la cheville, une sur le genou (entre 80 et 120 coupes) et une sur la hanche. Les images sont chargées sur le serveur dédié après anonymisation. Après segmentation des images IRM, une première planification est réalisée par les ingénieurs.

	Groupe 1 (PSI)	Groupe 1 (PSI)
Varus	14	16
Valgus	4	2
Normo axé	2	2
HKA moyen (°)	174,7 (164-193)	175,5 (165-191)
CHA (°)	91 (84-98)	90 (87-97)
PA (°)	86 (82-94)	87 (82-91)
Pente tibiale (°)	5,3 (0-9)	5,8 (0-9)

Tableau II : Bilan radiographique préopératoire

mesurées sur les télémétries et les clichés en charge. Le planning proposé par les ingénieurs a été modifié dans 100 % des cas avec une vérification de la planification pour les espaces en extension et en flexion, la taille des implants, la rotation fémorale et la rotation tibiale. La validation des praticiens mettait en route le processus de fabrication des PSI en polyamide. Pour le second groupe (IC), tous les patients étaient opérés selon la même technique avec un guide de coupe tibial extra-médullaire et une visée fémorale intra-médullaire. Aucune complication per ou postopératoire n'a été rapportée. Le même protocole de rééducation postopératoire était appliqué aux deux groupes et poursuivi durant l'hospitalisation. L'appui complet protégé par un déambulateur et sous la surveillance du kinésithérapeute était autorisé dès le premier jour postopératoire sans aucune limitation d'amplitude articulaire. Pour chaque groupe le bilan radiologique préopératoire comprenait une télémétrie des membres inférieurs en charge de face avec mesure de l'angle HKA, de l'angle CH (Condylar-Hip), de l'angle PA (Plateau-Ankle), une radiographie du genou de profil permettant la mesure de la pente tibiale (Tableau II), ainsi que des incidences fémoro-patellaires et des clichés en stress pour analyser la réductibilité de la déformation.

A trois mois, tous les patients étaient revus avec une étude de la flexion active, la mesure clinique d'un *flessum* postopératoire et une évaluation utilisant le nouveau score de la Knee Society (8).

A trois mois postopératoire, une analyse de la marche (9,10) était également réalisée pour tous les patients. Le laboratoire était équipé du système 3D Vicon®, de six caméras et de deux plateaux de force AMTI pour le calcul des paramètres spatio-temporaux (vitesse, cadence, longueur de pas), cinématiques (angles articulaires du genou) et cinétiques (moments et puissances articulaires). L'acquisition était réalisée selon le protocole « plug-in-gait ». Treize marqueurs passifs étaient utilisés : quatre marqueurs segmentaires au niveau des cuisses et des tibias, deux sur les épines iliaques antéro-supérieures, un

sur la première vertèbre sacrée, deux au niveau des malléoles externes et deux sur les têtes des premiers métatarsiens. Notre analyse était réalisée sur une distance de huit mètres comprenant à mi-parcours les deux plateformes de force.

Le bilan radiologique postopératoire comprenait une radiographie du genou opéré de face et de profil ainsi qu'une télémétrie des deux membres inférieurs en charge de face à trois mois. Nous mesurons les angles HKA, FFC (Frontal Femoral Component Angle) correspondant à l'écart entre l'implant et l'axe mécanique fémoral, FTC (Frontal Tibial Component Angle) correspondant à l'écart entre l'implant et l'axe mécanique tibial, LFC (Lateral Femoral Component Angle) et LTC (Lateral Tibial Component Angle) ainsi que la pente tibiale (11). Une encoche de la corticale antérieure (notching) était recherchée sur la radiographie de profil.

A trois jours postopératoires une tomodynamométrie du genou était réalisée (General Electrics® Lightspeed VCT 16 barrettes, entre 88 et 100 coupes). Elle nous permettait d'évaluer la rotation des implants fémoral et tibial pour chaque patient (mesures réalisées par un observateur indépendant) (12-16) (fig. 5 et 6).

Sur les coupes axiales du fémur nous repérons l'axe passant par le plan bicondylien postérieur de l'implant et l'axe trans-épicondylien (TEA) chirurgical entre l'épicondyle latéral et le *sulcus*. Si ce repère médial n'était pas retrouvé (en raison des artefacts de la PTG), nous utilisons l'axe TEA clinique reliant les deux épicondyles. L'angle entre ces deux axes correspondait à la rotation de l'implant fémoral. Nous considérons comme « outliers » les patients qui présentaient une rotation fémorale interne/externe supérieure à 3° par rapport à l'axe trans-épicondylien chirurgical.

Au niveau du tibia nous identifions trois coupes axiales spécifiques : une passant par l'implant, une permettant de mesurer le centre géométrique du tibia (forcément plus basse étant donné l'asymétrie des deux plateaux) et une passant par le sommet de la tubérosité tibiale antérieure (TTA). L'axe antéropostérieur du plateau prothétique (perpendiculaire au plan bicondylien postérieur) était repéré ainsi que l'axe joignant le centre du tibia et le tiers médial de la TTA. L'angle entre ces deux axes correspondait à la rotation de l'implant tibial.

Résultats

A trois mois, aucun patient n'avait besoin de cannes pour marcher. Nous retrouvons une flexion postopératoire moyenne de 122° (100-130) identique dans les deux groupes. Cinq patients ayant eu un PSI présentaient un *flessum* (en moyenne

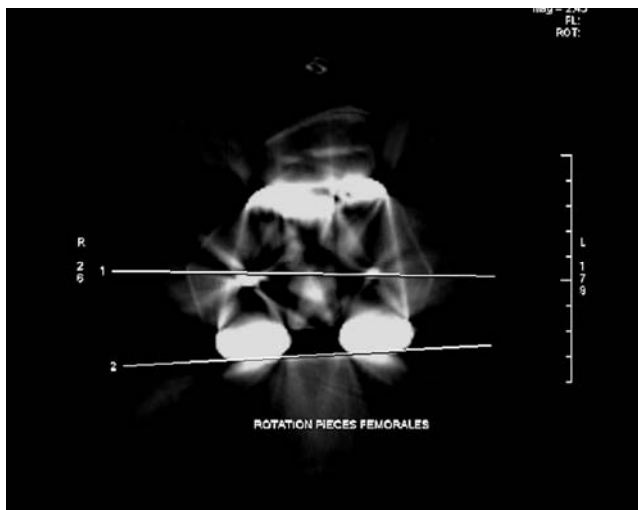


Figure 5 et 6 : A trois jours postopératoires une tomodynamométrie du genou était réalisée. Elle nous permettait d'évaluer la rotation des implants pour chaque patient aussi bien pour l'implant fémoral (5) que pour l'implant tibial (6) selon une méthodologie précédemment décrite dans la littérature.

Paramètres	Groupe 1 (PSI)	Groupe 2 (S)	p	
Paramètres Spatio-temporaux	Double appui (%)	45 (28-90)	43 (28-58)	NS
	Simple appui (%)	44 (34-74)	43 (30-54)	NS
	Vitesse (m/s)	0,75 (0,28-1)	0,76 (0,5-1,1)	NS
	Cadence (pas/min)	93 (54-117)	95 (75-122)	NS
	Longueur du pas (m)	0,95 (0,62-1,16)	0,96 (0,1-1,16)	NS
Paramètres Cinématiques /Cinétiques	Varus dynamique genou (°)	6,3 (-6-16)	6 (-3-16)	NS
	Valgus dynamique genou (°)	-4,5 (-17-5)	-5,8 (-12-4)	NS
	Moment varisant au genou (Nm/kg)	0,4 (0,2-0,7)	0,38 (0,1-0,7)	NS
	Moment valgisant au genou (Nm/kg)	-0,05 (-0,2-0)	-0,1 (-0,2-0)	NS
	Puissance générée au genou (W/kg)	0,2 (0,02-0,5)	0,2 (0,01-0,7)	NS
	Puissance générée à la cheville (W/kg)	2,3 (0,4-3,6)	2,2 (0,9-4,1)	NS

Tableau 3 : Analyse quantifiée de la marche à 3 mois

de 5° (0-10)) contre six chez les PTG avec instrumentation manuelle (en moyenne 5° (0-5)). Aucune différence n'était retrouvée en ce qui concerne le score de la Knee Society. A trois mois et sur un cycle de marche, aucune différence significative n'était retrouvée entre les deux groupes que l'on considère les paramètres spatio-temporaux, cinématiques ou cinétiques (Tableau III).

Sur les télémétries en charge de face à trois mois, l'HKA moyen était de 179° (171-185) dans le groupe PSI avec quatre « outliers » (deux *valgus* supérieurs à 3° et deux *varus* supérieurs à 3°) et 16 patients normo axés. Les patients opérés avec une instrumentation manuelle (IM) présentaient un HKA moyen de 178,3° (171-180). Nous ne retrouvions chez eux que deux « outliers » (deux *varus*), 18 étaient normo axés (Tableau IV).

L'analyse radiologique du positionnement des implants dans le plan sagittal ne montrait pas de différence significative entre les deux groupes. De plus pour les deux types d'instrumentation, nous retrouvions deux encoches corticales antérieures au niveau du fémur (Tableau IV).

Aucune différence significative n'était retrouvée au cours de notre analyse tomodensitométrique. Les rotations fémorales étaient respectivement de 0,4° (3° interne-3° externe) pour les PSI et de 0,2° (3° interne-3° externe) pour les IM. Aucun « outlier » n'était retrouvé dans les deux groupes. Nous n'avons pas trouvé de différence significative (p=0,786). La rotation tibiale était en moyenne de 8° de rotation interne (13° externe-21° interne) pour les PSI contre 15° de rotation interne dans le groupe IM (12° externe -20° interne) (p=0,107).

Dans notre cas les PSI n'ont pas montré de supériorité par rapport à une instrumentation manuelle. Il n'y avait aucune différence significative entre les deux groupes, que l'on considère les résultats cliniques, dynamiques, radiographiques et tomodensitométriques.

Discussion

Même si les résultats actuels des PTG en termes de survie et de fonction sont satisfaisants (1-3), aucun système n'a permis à ce jour un positionnement optimal des implants dans les

	Groupe 1 (PSI)	Groupe 2 (S)	p
HKA moyen (°)	179 (171-185)	178,3 (171-180)	0,459
Outliers	4	2	0,541
FFC Angle (°)	90,1 (84-83)	89,8 (83-93)	0,656
FTC Angle (°)	89,1 (85-96)	88,6 (85-91)	0,570
LFC Angle (°)	8,15 (2-14)	9,1 (7-11)	0,159
Notching	2	2	0,698
LTC Angle (°)	84,1 (81-87)	84,15 (82-86)	0,967
Pente tibiale (°)	5,9 (3-9)	5,85 (4-8)	0,967

Tableau 4 : Résultats de l'analyse radiographique dans les plans frontaux et sagittaux

trois plans de l'espace. Il a été montré que la précision des guides mécaniques conventionnels est insuffisante avec un positionnement sub-optimal pour 20 à 40 % des PTG selon les séries (17-20). En conséquence la navigation s'est beaucoup développée entre 2000 et 2010 (11,21). Elle a très bien rempli son cahier des charges concernant l'optimisation du placement des implants et la restauration des axes dans le plan frontal avec un objectif commun quel que soit la déformation initiale (11,12,21,22). Cependant la plupart des systèmes s'avèrent insuffisants pour le placement dans le plan sagittal ou pour le positionnement en rotation des implants (12,22). Cet élément est important car des séries récentes tendent à démontrer que la restauration d'un axe mécanique à 180° est insuffisante pour augmenter la survie des implants et que la gestion isolée de l'alignement frontal ne suffit pas (23,24). De plus, avec les systèmes de navigation, l'acquisition des données pendant l'intervention doit être parfaite sous peine dans le cas contraire d'entraîner des erreurs. Un autre point problématique de la navigation est l'augmentation du temps chirurgical d'environ 10 à 30 minutes ce qui représente un coût qu'il faut ajouter à celui lié à l'utilisation du système lui-même incluant l'acquisition du navigateur et des consommables (25,26). De plus des fractures au niveau des broches de fixation des corps rigides ont été décrites.

Afin d'optimiser le positionnement tridimensionnel de l'implant en considérant les caractéristiques individuelles tout en limitant le temps opératoire et l'agressivité chirurgicale, les guides de coupe sur mesure ont été développés. Le principe général des guides de coupes sur mesure est commun à tous les fabricants d'implants :

- obtention d'un modèle tridimensionnel du genou du patient à partir d'une imagerie en coupe par segmentation ;
- réalisation d'un planning préopératoire ;
- construction des guides par impression 3-D ;
- application des guides sur le patient pour optimisation du positionnement.

Les différences entre les différents systèmes concernent les modalités d'acquisition de l'imagerie en coupe, le logiciel de planification et les principes d'utilisation du guide, avec soit une utilisation du guide pour placement d'un guide de coupe traditionnel, soit une utilisation directe du guide comme guide de coupe.

Le planning proposé par les ingénieurs puis réédité par le chirurgien doit être considéré comme une véritable chirurgie virtuelle avec une vérification de la planification pour les espaces en extension et en flexion, la taille des implants, la rotation fémorale et la rotation tibiale. En ce qui concerne l'espace en extension, le chirurgien choisit les hauteurs de coupe fémorale et tibiale. Pour l'espace en flexion il choisit la taille de l'implant fémoral, la flexion de l'implant fémoral et la rotation fémorale. La taille et la rotation du plateau tibial sont finalement planifiées. La validation de ce planning par le praticien déclenche le processus de fabrication des guides de coupes sur mesure en polyamide par processus d'impression tridimensionnelle. Les guides devront subir le processus standard de stérilisation après réception.

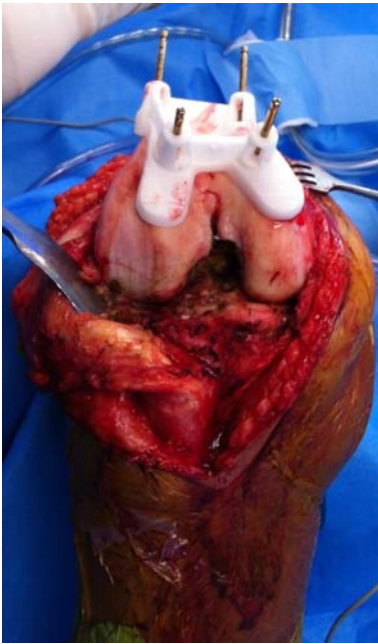


Figure 3 : Le guide fémoral permet de positionner quatre pins : deux pour positionner le guide de coupe fémorale distale et deux pour positionner le guide de coupe 4 en 1.

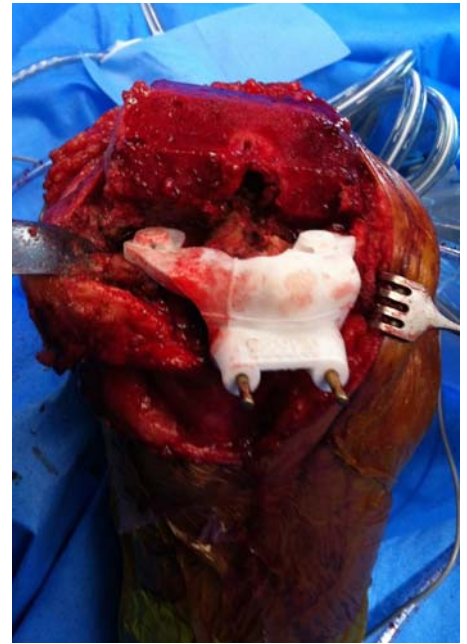


Figure 4 : Le guide tibial sur mesure est ensuite positionné. Ce dernier permet de placer quatre pins : deux pour contrôler la position frontale et sagittale du guide de coupe standard et deux pour contrôler la rotation tibiale.

Plusieurs fabricants ont désormais développé leur système de guides de coupe sur mesure. Les principes de planification préopératoire, de validation ou de modification par le chirurgien sont toujours les mêmes. Suivant les laboratoires l'acquisition des données est faite à partir d'une IRM ou bien d'un examen tomodensitométrique. Certains systèmes qui permettaient de couper directement à l'intérieur du guide ont été abandonnés.

Lors de l'abord chirurgical il est primordial de conserver les ostéophytes fémoraux et tibiaux puisqu'ils ont été pris en compte par les ingénieurs lors de la conception des guides. De plus cet abord doit être un peu plus extensif qu'avec une instrumentation conventionnelle, principalement sur le versant tibial notamment en regard du ligament collatéral médial, sous peine de mal positionner le guide et d'entraîner des erreurs voir des inversions de pente.

Le guide fémoral permet de positionner quatre pins : deux pour positionner le guide de coupe fémorale distale et deux pour positionner le guide de coupe 4 en 1. La coupe distale est donc réalisée puis la rotation est contrôlée par rapport aux repères classiques. (12,13-15). Toutes les coupes fémorales sont donc réalisées à travers les guides de coupe standard mais qui ont été positionnés grâce aux guides de coupe sur mesure. Il n'y a donc plus de visée intra-médullaire fémorale. Le guide tibial sur mesure est ensuite positionné. Ce dernier permet de placer quatre pins : deux pour contrôler la position frontale et sagittale du guide de coupe standard et deux pour contrôler la rotation tibiale. (fig. 3 et 4). Le reste de l'intervention est effectué comme habituellement.

Nous avons fait l'hypothèse que les guides de coupe sur mesure permettaient d'améliorer le positionnement des implants par rapport à une instrumentation manuelle conventionnelle, et ce dans les trois plans de l'espace, améliorant ainsi les résultats fonctionnels des PTG à court terme. Aucune différence significative n'était retrouvée en termes de durée d'intervention, de saignement péri-opératoire ou de durée de séjour. Les résultats fonctionnels précoces étaient comparables dans les deux groupes. Nous n'avons pas noté de différence significative lors de notre analyse radiographique standard concernant le positionnement des implants dans le plan frontal et sagittal. Lors de l'étude tomodensitométrique, aucune erreur de rotation du carter fémoral sur les coupes axiales n'était notée et les rotations tibiales des implants ne présentaient aucune différence statistiquement significative entre les deux populations.

Une des limites de notre étude était son faible effectif (20 PSI versus 20 IM). Cet effectif était justifié par le fait que nous utilisions des méthodes d'évaluation originales pour cette technologie incluant l'imagerie 3D et une AQM postopératoire. De plus, à notre connaissance, notre étude est la seule à ce jour qui permette de comparer cliniquement à court terme les deux techniques grâce à des méthodes d'évaluation cliniques subjectives et objectives.

Stronach et al dans leur étude sur l'utilisation des guides de coupe sur mesure s'étaient intéressés à la fiabilité du planning préopératoire proposé au chirurgien (27). Ces auteurs n'effectuaient donc pas d'édition systématique du planning préopératoire. Ils ont dû dans leur série effectuer en moyenne 2,4 modifications peropératoires par genou. Les causes retrouvées étaient des erreurs de taille mais aussi d'alignement des implants par rapport aux axes mécaniques dans le plan frontal. En réalisant une édition systématique du planning proposé en préopératoire, nous n'avons pas eu à effectuer ces changements en peropératoire. Nous confirmons comme ces auteurs l'importance de la planification préopératoire. On obtient ce qui est planifié.

Dans notre série, la satisfaction des patients était tout à fait comparable dans les deux groupes vis à vis de l'intervention, que l'on considère leurs attentes personnelles, leur récupération fonctionnelle ou bien la reprise de leurs activités quotidiennes ou de loisir telles que mesurées par le nouveau score de la Knee Society. Nous n'avons pas retrouvé de différence significative en termes de flexion, de *flessum* ou bien de laxité. Notre analyse dynamique en laboratoire de marche était réalisée suivant les protocoles traditionnels d'étude des PTG (9,10) et ne retrouvait pas de différence entre les deux groupes même si les premiers utilisateurs du PSI ont souvent mis en avant une amélioration et une accélération de la récupération des patients en postopératoire. Les données de notre étude ne permettent pas de confirmer cette hypothèse.

La récupération d'un axe mécanique neutre était identique dans les deux groupes mais nous retrouvions deux « outliers » supplémentaires dans le groupe PSI. Deux patients présentaient un *valgus* postopératoire. Ces résultats rejoignent ceux de Spencer (28). Il avait proposé une étude similaire à la nôtre mais ne s'intéressait qu'à l'alignement dans le plan frontal. Certains auteurs retrouvaient un meilleur positionnement de l'implant fémoral dans le plan frontal avec la technique PSI sans différence significative pour le composant tibial (29). Boonen et al. retrouvaient un meilleur positionnement du carter avec un angle FFC de 90° dans le groupe PSI contre



Figure 7 et 8 : Le chirurgien doit faire face à deux problèmes majeurs dans le cadre de la gonarthrose post-traumatique : les cals vicieux fémoraux et tibiaux dans les trois plans de l'espace et souvent la disparition du canal médullaire rendant impossible une PTG avec instrumentation manuelle comme montré ici sur ce cal vicieux fémoral en préopératoire. Dans ce cas il semble difficile de restituer un alignement dans le plan frontal ou une pente tibiale satisfaisante avec une instrumentation conventionnelle.

88° pour l'IM ($p < 0,001$) mais l'angle FTC était de 91° dans les deux cohortes de 40 patients. Leur analyse dans le plan sagittal ne montrait pas de différence significative pour l'implant fémoral avec un LFC de 85° pour les sur mesures contre 84° pour le groupe standard ($p = 0,1$). Il faut noter qu'ils retrouvaient un angle LTC en moyenne de 94° pour les PSI contre 87° pour les IM ($p < 0,001$). Lors de notre analyse dans le plan frontal, nous retrouvions des valeurs moyennes similaires pour les angles FFC et FTC mais sans différence significative. Cependant nos résultats dans le plan sagittal différaient des leurs. Ainsi ils retrouvaient une pente tibiale inversée pour le groupe sur mesure (angle LTC moyen à 94°). Deux explications peuvent être données : un mauvais positionnement du guide de coupe ou bien un défaut d'impaction postérieure du guide et/ou de l'implant tibial. Nous retrouvions dans notre série une pente tibiale proche de 6° dans les deux groupes (soit un angle LTC moyen de 84°). Nos résultats dans le plan sagittal étaient satisfaisants puisque nous avions en préopératoire une pente tibiale moyenne de 5,3° dans le groupe PSI et de 5,8° dans le groupe IM. Il faut de plus noter que l'ancillaire conventionnel utilisé dans notre centre comprend 7° de pente dans le guide de coupe extra-médullaire tibial, ce qui semble concorder avec nos résultats.

Nous avons retrouvé des résultats plus discutables dans la littérature, certains ne montraient pas de bénéfice des guides de coupe sur mesure avec des déviations angulaires du guide tibial allant jusqu'à 5° dans le plan frontal et 7° dans le plan sagittal lorsqu'ils effectuaient un contrôle par navigation (30). D'autres retrouvaient des erreurs encore plus importantes, lorsqu'ils comparaient l'instrumentation PSI avec une instrumentation traditionnelle (31) ou bien qu'ils contrôlaient l'intervention par navigation comme Lustig et al (32). En effet ce dernier retrouvait 79,3 % de bon positionnement des implants dans le plan frontal et seulement 54,5 % dans le plan sagittal. Il semblerait que la pente tibiale soit mal évaluée par la planification. De plus une impaction insuffisante lors de l'implantation prothétique pourrait également être une source d'erreur supplémentaire (30). Un problème reste l'application du PSI sur les surfaces osseuses, leur encombrement ne rend pas toujours ce temps évident notamment en ce qui concerne le guide tibial qui nécessite une réalisation complète des coupes fémorales avant sa mise en place (30).

Nous n'avons pas « d'outliers » dans les deux groupes en ce qui concerne la rotation fémorale à la différence de Heysse

(33). Ce dernier en retrouvait 23 % pour les IM contre 2 % dans le groupe standard ($p = 0,003$). Il pensait que les guides de coupe sur mesure seraient une alternative à la navigation qui n'avait pas apporté la preuve d'une amélioration du positionnement des implants dans le plan transversal par rapport à l'instrumentation conventionnelle (34,35). Dans notre série, la rotation tibiale moyenne était de 8° de rotation interne pour le groupe PSI contre 15° de rotation interne pour les PTG avec IM. Ces résultats sont difficilement comparables avec les données de la littérature dans le sens où les résultats sont variables selon les auteurs. Le grand nombre de repères anatomiques utilisés entraînent une grande variabilité du positionnement de l'implant tibial (13,36-39). Étant donné l'asymétrie du plateau par rapport à l'implant, il est difficile de définir quelles sont les valeurs « normales » (16). Dans leur étude sur la rotation tibiale, Bédard et al. considéraient comme valeur anormale une rotation interne > 8° (16). Ces auteurs prenaient comme référence le sommet de la tubérosité tibiale alors que nous utilisons son tiers médial (repère anatomique que nous prenons comme référence lors de l'instrumentation conventionnelle). Nos implants rentraient donc dans les critères définis par Bédard et il est important de noter que nous n'avons pas observé de raideur postopératoire dans notre série malgré des valeurs de rotation interne qui peuvent sembler importantes.

Place des guides de coupe sur mesure dans l'arthrose post-traumatique

Le chirurgien doit faire face à deux problèmes majeurs dans le cadre de la gonarthrose post-traumatique : les callosités fémorales et tibiaux dans les trois plans de l'espace et souvent la disparition du canal médullaire rendant impossible une PTG avec instrumentation manuelle (fig. 7 et 8). Dans ce cas il semble difficile de restituer un alignement dans le plan frontal ou une pente tibiale satisfaisante avec une prothèse conventionnelle (40).

Nous avons dans notre centre réalisé dix PTG sur arthrose post-traumatique avec PSI. La restauration d'un angle HKA à 180° a été obtenue dans tous les cas. La planification préopératoire était basée sur une IRM à partir de laquelle avaient été conçus les guides de coupe. Grâce à cette technique nous avons pu nous affranchir du guide fémoral intra médullaire. De plus nous n'aurions pas pu contrôler notre coupe tibiale dans le plan frontal avec un guide extra médullaire devant un



Figure 9 : La radiographie post-opératoire montre un alignement satisfaisant chez cette patiente obtenu grâce aux guides de coupe sur mesure.



Figure 10 : C'est afin d'optimiser le positionnement des implants dans les trois plans de l'espace que nous avons débuté l'utilisation des guides de coupe sur mesure dans les prothèses unicompartmentales.

cal vicieux diaphysaire ou métaphysaire du tibia. Les guides de coupe sur mesure sembleraient être une solution intéressante pour ces cas complexes (fig. 9). Cette technique nous permettrait en effet de nous affranchir des modifications liées au squelette jambier.

Guides de coupe sur mesure et prothèse unicompartmentale du genou

Les prothèses unicompartmentales (PUC) ont une place importante dans l'arsenal chirurgical du traitement de la gonarthrose. Les indications doivent bien entendu être respectées : arthrose unicompartmentale, LCA fonctionnel, absence de grande déformation dans le plan frontal. Les résultats fonctionnels des PUC sont bons et la PUC ne doit plus être uniquement considérée comme un traitement d'attente de la PTG (41). Sa réussite est liée à différents facteurs. Il est indispensable d'éviter toute hypercorrection qui entraînerait une usure prématurée du compartiment controlatéral, de plus le choix de la taille des implants et leur bon positionnement dans les trois dimensions de l'espace sont des éléments capitaux pour obtenir un résultat satisfaisants. C'est afin d'optimiser le positionnement des implants dans les trois plans de l'espace que nous avons débuté l'utilisation des guides de coupe sur mesure dans les PUC. (fig. 10).

Une étude prospective comparative est en cours dans notre centre comparant 20 PUC avec PSI et 20 PUC avec une instrumentation manuelle conventionnelle (guide de coupe tibial extra médullaire et coupe fémorale dépendante). Tous les patients ont eu le même implant cimenté à plateau fixe. Le planning proposé à partir de l'IRM préopératoire a été systématiquement édité. La conception des guides de coupe sur mesure était réalisée dans le même délai que pour les PTG. La technique comprend dans un premier temps la coupe tibiale suivie de dans un second temps de la coupe fémorale distale. Nos résultats préliminaires sont satisfaisants notamment en ce qui concerne l'analyse de la rotation des implants fémoral et tibial. De même il semblerait que la couverture du plateau tibial soit optimisée. L'analyse radiologique dans le plan frontal retrouverait un axe mécanique passant en zone 2 ou C

de Kennedy dans la majorité des cas. Les guides de coupe sur mesure semblent donc être une solution intéressante en ce qui concerne les prothèses unicompartmentales.

Conclusion

Les guides de coupe sur mesure sont actuellement en cours d'évaluation. Cette technologie est séduisante sur différents points : planification tridimensionnelle pré opératoire, choix de la taille des implants, optimisation du positionnement des implants. Elle n'exclut pas le contrôle systématique du chirurgien, de la planification préopératoire à la réalisation de l'arthroplastie. Nous pensons qu'elle doit pour l'instant être considérée comme un outil intelligent certes mais qui n'exclut pas la nécessité d'une intelligence chirurgicale. Cette technologie est encore jeune et nécessite encore d'acquérir une certaine maturité ce qui permettra de définir encore mieux sa place dans l'arsenal thérapeutique en chirurgie prothétique du genou. Actuellement nous poursuivons notre travail avec ces guides de coupes sur mesure. La notion du coût devra être évaluée et des réflexions sur les possibilités de poser des prothèses de genou avec un ancillaire extrêmement réduit sont en cours. Il ne faut pas oublier non plus le rôle de ce type d'instrumentation dans les cas complexes et dans les prothèses unicompartmentales.

Discussion en séance

Question de G Morvan

Ne pensez-vous pas qu'il y ait des modifications liées à la torsion du squelette jambier ?

Réponse

Les coupes intégrant la cheville permettent de corriger les éventuelles torsions au niveau du squelette jambier.

Question de H Judet

Poursuivez-vous ce type d'approche ?

Réponse

Oui, en optimisant les modalités de réalisation de la planification et en intégrant la réflexion sur le coût de cette technique.

Question de C Vielpeau

Plaidoyer pour l'apprentissage pour diverses techniques ?

Réponse

Oui, il est intéressant de pouvoir intégrer des techniques innovantes, de les valider et d'en préciser les applications.

Question de J Caton

Place dans la technique classique à une solution dégradée ?

Réponse

Dans l'avenir la réflexion se porte sur la réalisation d'un planning sur des radiographies standard acquises en simultanément dans deux plans orthogonaux, comme le fait actuellement la technologie EOS.

Question de J Dubouset

Importance des phénomènes de compensation ?

Réponse

Oui, et c'est tout le problème en chirurgie du genou actuellement. Nous avons raisonné pendant des décennies et nous raisonnons toujours sur des radiographies en statique ce qui bien sûr ne traduit pas la réalité. Nous réalisons des travaux biomécaniques couplant des analyses en éléments finis à des analyses de marche afin de pouvoir mieux comprendre ce qui se passe en dynamique au niveau du genou lors de la marche ou de la montée des escaliers. Nous réalisons également des analyses de l'os sous-jacent et des contraintes qui lui sont appliquées. Lorsque ces phénomènes seront mieux compris,

cette technologie permettra probablement de mieux atteindre les cibles définies pour chaque patient en intégrant les compensations dans son schéma de marche.

Références

- Argenson JN, Parratte S, Ashour A, Saintmard B, Aubaniac JM. The outcome of rotating-Platform Total Knee Arthroplasty with Cement at a Minimum of ten Years of Follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* 2012;94:638-44.
- Callaghan JJ, Wells CW, Liu SS, Goetz DD, Johnston RC. Cemented Rotating-Platform Total Knee Replacement A Concise Follow-up, at a Minimum of Twenty Years, of a Previous Report. *J Bone Joint Surg Am.* 2010;92:1635-9.
- Argenson JN, Parratte S, Ashour A, Komistek RD, Scuderi GR. Patient-reported outcome correlates with knee function after a single-design mobile-bearing TKA. *Clin Orthop Relat Res.* 2008;466:2669-76.
- Argenson JN, Parratte S, Flecher X. Minimally invasive total knee arthroplasty. *Rev Chir Orthop.* 2005;91:28-30.
- Bonutti PM, Zywił MG, Ulrich SD, McGrath MS, Mont MA. Minimally invasive total knee arthroplasty: pitfalls and complications. *Am J Orthop.* 2010;39:480-4.
- Scuderi GR. Minimally invasive total knee arthroplasty: surgical technique. *Am J Orthop.* 2006;35:7-11.
- Tria AJ Jr. Minimally invasive total knee arthroplasty: past, present, and future. *Am J Orthop.* 2007;36:6-7.
- Noble PC, Scuderi GR, Brekke AC, Sikorski A, Benjamin JB, Lonner JH, Chadha P, Daylamani DA, Scott WN, Bourne RB. Development of a new Knee Society scoring system. *Clin Orthop Relat Res.* 2012;470:20-32.
- Turcot K, Armand S, Lübbecke A, Fritschy D, Hoffmeyer P, Suvà D. Does knee alignment influence gait in patients with severe knee osteoarthritis? *Clin Biomech.* 2013;28:34-9.
- Wegrzyn J, Parratte S, Coleman-Wood K, Kaufman KR, Pagnano MW. The John Insall Award: No Benefit of Minimally Invasive TKA on Gait and Strength Outcomes A Randomized Controlled Trial. *Clin Orthop Relat Res.* 2013;471:46-55.
- Bäthis H, Perlick L, Tingart M, Lüring C, Zurakowski D, Grifka J. Alignment in total knee arthroplasty. A comparison of computer-assisted surgery with the conventional technique. *J Bone Joint Surg Br.* 2004;86:682-7.
- Matziolis G, Krockner D, Weiss U, Tohtz S, Perka C. A Prospective, Randomized Study of Computer-Assisted and Conventional Total Knee Arthroplasty Three-Dimensional Evaluation of Implant Alignment and Rotation. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89:236-43.
- Berhouet J, Beaufils P, Boisrenoult P, Frasca D, Pujol N. Rotational positioning of the tibial tray in total knee arthroplasty: A CT evaluation. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2011;97:699-704.
- Graw BP, Harris AH, Tripuraneni K, Giori NJ. Rotational References for Total Knee Arthroplasty Tibial Components Change with Level of Resection. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468:2734-8.
- Aglietti P, Sensi L, Cuomo L, Ciardullo A. Rotational Position of Femoral and Tibial Components in TKA Using the Femoral Transepicondylar Axis. *Clin Orthop Relat Res.* 2008;466:2751-5.
- Bedard M, Vince KG, Redfern J, Collen SR. Internal Rotation of the Tibial Component is Frequent in Stiff Total Knee Arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469:2346-55.
- Iorio R, Bolle G, Conteduca F, Valeo L, Conteduca J, Mazza D, Ferretti A. Accuracy of manual instrumentation of tibial cutting guide in total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013;21:2296-300.
- Novotny J, Gonzalez MH, Amirouche FM, Li YC. Geometric analysis of potential error in using femoral intramedullary guides in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2001;16:641-7.
- Laskin RS. Instrumentation pitfalls: you just can't go on autopilot! *J Arthroplasty.* 2003;18:18-22.
- Reed SC, Gollish J. The accuracy of femoral intramedullary guides in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 1997;12:677-82.
- Cheng T, Zhao S, Peng X, Zhang X. Does computer-assisted surgery improve postoperative leg alignment and implant positioning following total knee arthroplasty? A meta-analysis of randomized controlled trials? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012;20:1307-22.
- Lutzner J, Krummenauer F, Wolf C, Gunther KP, Kirschner S. Computer-assisted and conventional total knee replacement : a comparative, prospective, randomised study with radiological and CT evaluation. *J Bone Joint Surg Br.* 2008;90:1039-44.
- Parratte S, Pagnano MW, Trousdale RT, Berry DJ. Effect of postoperative mechanical axis alignment on the fifteen-year survival of modern, cemented total knee replacements. *J Bone Joint Surg Am.* 2010;92:2143-9.
- Orishimo KF, Kremenic IJ, Deshmukh AJ, Nicholas SJ, Rodriguez JA. Does total knee arthroplasty change frontal plane knee biomechanics during gait ? *Clin Orthop Relat Res.* 2012;470:1171-6.
- Bawens K, Matthes G, Wich M, Gebhard F, Hanson B, Ekkernkamp A, Stengel D. Navigated total knee replacement: a meta-analysis. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89:261-9.
- Blackeney WG, Khan RJ, Wall SJ. Computer-assisted techniques versus conventional guides for component alignment in total knee arthroplasty: a randomized controlled trial. *J Bone Joint Surg Am.* 2011;93:1377-84.
- Stronach BM, Pelt CE, Erickson J, Peters CL. Patient-specific total knee arthroplasty required frequent surgeon-directed changes. *Clin Orthop Relat Res.* 2013;471:169-74.
- Spencer BA, Mont MA, McGrath MS, Boyd B, Mitrick MF. Initial experience with custom-fit total knee replacement: intraoperative events and long-leg coronal alignment. *Int Orthop.* 2009;33:1571-5.
- Boonen B, Schotanus MG, Kort N. Preliminary experience with the patient-specific templating total knee arthroplasty. 40 cases compared with a matched control group. *Acta Orthopaedica* 2012;83:387-93.
- Conteduca F, Iorio R, Mazza D, Caperna L, Bolle G, Argento G, Ferretti A. Evaluation of the accuracy of a patient-specific instrumentation by navigation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013;21:2194-9.
- Barrack RL, Ruh EL, Williams BM, Foreman K, Nunley RM. Patient specific cutting blocks are currently of no proven value. *J Bone Joint Surg Br.* 2012;94:95-9.
- Lustig S, Scholes CJ, Oussedik SI, Kinzel V, Coolican M, Parker DA. Unsatisfactory Accuracy as Determined by Computer Navigation of VISIONAIRE Patient-Specific Instrumentation for Total Knee Arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2012;28:469-72.
- Heyse TJ, Tibesku CO. Improved femoral component rotation in TKA using patient-specific instrumentation. *Knee.* 2014;21:268-71.
- Schmitt J, Hauk C, Kienapfel H, Pfeiffer M, Efe T, Fuchs-Winkelmann S, et al. Navigation of total knee arthroplasty: rotation of components and clinical results in a prospectively randomized study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2011;12:16.
- Choong PF, Dowsey MM, Stoney JD. Does accurate anatomical alignment result in better function and quality of life? Comparing conventional and computer-assisted total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2009;24:560-9.
- Victor J, Van Doninck D, Labey L, Innocenti B, Parizel PM, Bellemans J. How precise can bony landmarks be determined on a CT scan of the knee? *Knee.* 2009;16:358-65.
- Akagi M, Mori S, Nishimura S, Nishimura A, Asano T, Hamanishi C. Variability of extraarticular tibial rotation references for total knee arthroplasty. *Clin Orthop Rel Res.* 2005;436:172-6.
- Huddleston JI, Scott RD, Wimberley DW. Determination of neutral tibial rotational alignment in rotating platform TKA. *Clin Orthop Rel Res.* 2005;440:101-6.
- Lemaire P, Pioletti DP, Meyer FM, et al. Tibial component positioning in total knee arthroplasty: bone coverage and extensor apparatus alignment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1997;5:251-7.
- Catani F, Digennaro V, Ensini A, Leardini A, Giannini S. Navigation-assisted total knee arthroplasty in knees with osteoarthritis due to extra-articular deformity. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012;20:546-51.
- Argenson JN, Blanc G, Aubaniac JM, Parratte S. Modern unicompartmental knee arthroplasty with cement: a concise follow-up, at a mean of twenty years, of a previous report. *J Bone Joint Surg Am.* 2013;95:905-9.