

# Problèmes posés par l'hyperflexion des prothèses totales de genou

## Is hyperflexion compatible with total knee replacement?

Pr Philippe Massin.

### Mots clés

- ◆ Hyperflexion du genou
- ◆ prothèse totale de genou
- ◆ postéro-stabilisation des prothèses de genou
- ◆ cinétique du genou
- ◆ rôle du pivot central du genou

### Résumé

L'hyperflexion passive du genou permet par exemple de s'asseoir sur ses talons. La prothèse totale de genou ne le permet pas, mais elle peut aussi limiter la flexion active, ce qui gêne de nombreuses activités quotidiennes. Quelles sont les conditions de l'hyperflexion avec une prothèse de genou ?

La flexion active est limitée par le conflit entre le rebord postérieur tibial et la corticale fémorale. Au cours du remplacement prothétique, ce conflit est retardé si l'on respecte le débord condylien postérieur et la pente tibiale. Le dessin de l'insert doit permettre le recul postérieur des condyles en haute flexion. Il faut aussi un appareil extenseur souple, ce qui élimine les raideurs chroniques. Lorsque ces conditions sont réunies, on peut récupérer la flexion active, notamment avec des prothèses « Hyperflex », où la surface des condyles est prolongée vers l'arrière. Mais elles ne procurent un gain de flexion significatif que chez les patients avec une flexion préopératoire entre 90 et 120°.

L'hyperflexion passive suppose un soulèvement du condyle médial en raison du conflit postérieur, et une subluxation postérieure du condyle latéral. Cette cinétique asymétrique permet de contrôler les pressions fémoro-patellaires et suppose l'intégrité du pivot central : le retour vers l'avant du condyle latéral en extension étant assuré par le ligament croisé antérieur et la stabilité du condyle médial par la tension du ligament croisé postérieur. Or ces structures sont altérées au cours d'un remplacement prothétique. C'est pourquoi l'hyperflexion n'est obtenue qu'avec des implants unicompartmentaux respectant le pivot central.

### Keywords

- ◆ Knee hyperflexion
- ◆ total knee prosthesis
- ◆ posterior stabilization
- ◆ knee kinematics
- ◆ medial condyle pivot

### Abstract

Deep squatting is a passive movement requiring knee flexion over 130°. It is not possible following current knee replacement. Besides, most prostheses will also limit active flexion, which can limit a number of daily activities. What are the conditions of hyperflexion with a total knee prosthesis?

Active flexion is limited by the impingement between the posterior edge of the tibia and the femoral cortices. During knee replacement, this impingement will occur later if the posterior condylar offset and the tibial slope are restored. The insert design should induce a posterior condylar roll back in high flexion. It is also required that the extensor mechanism elasticity is normal before the operation. With these conditions fulfilled, restoration of active flexion is possible and can be favored by the use of specially designed implants (called Hyperflex), in which the surface of the condyles is prolonged posteriorly. However, such implants would only yield an additional flexion gain in patients with preoperative flexion between 90 and 120°.

Passive flexion requires a lift-off of the medial condyle in relation with the posterior impingement, and a posterior subluxation of the lateral condyle. This asymmetric kinematics allows control of the femoro-patellar pressures, and supposes integrity of both cruciate ligaments: the anterior cruciate ligament pulls the lateral condyle forward during extension, while the posterior cruciate ligament stabilizes the medial condyle, acting like a pivot. Both structures are injured during knee replacement. Thus, hyperflexion is only possible with unicompartmental prostheses, which implantation preserves both cruciate ligaments.

L'hyperflexion du genou commence au dessus de 130°, la où le secteur de flexion active se termine et où le secteur de flexion passive commence. C'est un secteur utile dans certaines circonstances et chez certaines personnes, comme par exemple celles qui doivent s'asseoir par terre, sur leurs talons, ou au cours de certains sports, alors que d'autres patients ont des besoins de flexion plus réduits. Les gonarthroses survenant dans différentes populations présentent d'ailleurs des caractéristiques différentes, montrant des différen-

ces d'utilisation de genou liées à la culture et au mode de vie (1). Fait essentiel, les gestes sportifs ou l'agenouillement requièrent la préservation des capacités d'extension active pour effectuer le mouvement inverse, qui, lui n'a pas de composante passive (fig. 1).

Mais la plupart des publications rapportant les résultats des arthroplasties totales de genou font état de flexions moyennes aux alentours de 120° (2). La prothèse totale de genou ne permet donc pas de récupérer ces secteurs d'hyperflexion

### Correspondance :

Pr Philippe Massin.

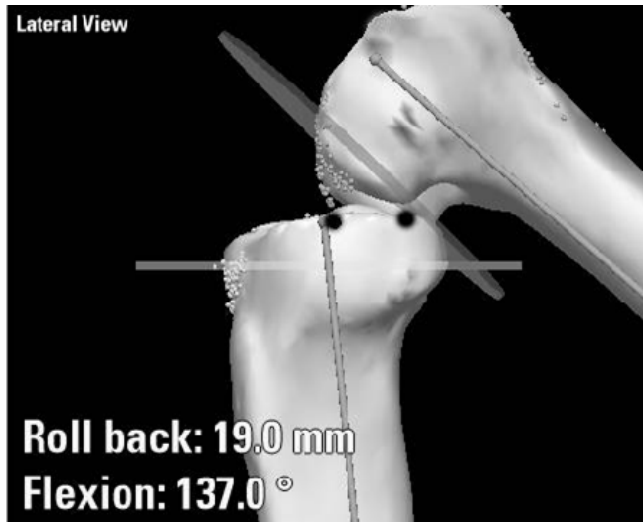
Service de chirurgie orthopédique, CHU Bichat Claude Bernard, 46 rue Henri Huchard, 75877 Paris cedex 18.

Disponible en ligne sur [www.bium.univ-paris5.fr/acad-chirurgie](http://www.bium.univ-paris5.fr/acad-chirurgie)  
1634-0647 - © 2010 Académie nationale de chirurgie. Tous droits réservés.



Figure 1. Au cours du geste sportif, l'hyperflexion peut être suivie d'une extension active. L'hyperflexion, passive, nécessite donc la préservation de la fonction de l'appareil extenseur pour effectuer le mouvement inverse.

Figure 2. L'étude cinématique par navigation de la flexion du genou montre que les grandes amplitudes de flexion s'accompagnent d'un fort recul des points de contact entre les condyles fémoraux et leur glène respective.



mais elle limite aussi souvent le secteur de flexion active, ce qui peut être gênant dans de nombreuses activités quotidiennes, comme par exemple faire du vélo, monter des escaliers avec des marches hautes ou se lever d'un siège très bas.

Sur le genou sain, la flexion du genou est limitée par la tension de l'appareil extenseur et par l'encombrement des parties molles postérieures. Des patients avec des activités sédentaires, auxquels nous avons affaire le plus souvent, ne peuvent adopter des postures d'hyperflexion que dans certaines positions où les hanches sont fléchies. L'appareil d'extension du genou est en effet bi-articulaire pontant la hanche et le genou, s'insérant sur l'épine iliaque antéro-inférieure du bassin proximale et la tubérosité antérieure du tibia distalement. Le muscle quadriceps est donc détendu par la flexion de hanche, nécessaire à la position de genu flexion par exemple, au cours de laquelle le muscle se distend d'au moins 20 % de sa longueur initiale. Seuls des sujets exceptionnellement souples et maigres arrivent à effectuer une hyperflexion du genou associée à une hyperextension de hanche. L'hyperflexion du genou sain n'est en fait possible que grâce à un mécanisme assez sophistiqué permettant de limiter l'augmentation des pressions patellaires en rapport avec l'étirement de l'appareil extenseur. Il apparaît nécessaire de bien identifier ce mécanisme afin de mieux comprendre les limites des prothèses de genou actuelles.

## La flexion active du genou

Dans le genou natif et sain, le secteur de la flexion active est limité par le conflit survenant entre le rebord postérieur du plateau tibial médial et la corticale postérieure du fémur, conflit renforcé par l'interposition de la corne postérieure du ménisque médial (3). En matière d'arthroplastie totale de genou, ce conflit peut survenir plus ou moins rapidement au cours de la flexion, en fonction de facteurs liés au patient, d'autres liés au chirurgien et enfin d'autres liés à la prothèse. En ce qui concerne le patient, la récupération d'une haute flexion active suppose que l'appareil extenseur soit souple et extensible, ce qui élimine par exemple les raideurs préopératoires chroniques. Chez ces patients avec un genou raide, l'arthroplastie totale peut apporter un gain substantiel de flexion mais la flexion moyenne reste limitée en fonction de la flexion préopératoire (4).

En ce qui concerne le chirurgien, tout doit être fait sur les genoux souples pour retarder le plus possible la survenue du

conflit postérieur. Ce conflit est retardé si l'on respecte le débord condylien postérieur et la pente tibiale lorsqu'on reconstruit le genou. Bellemans et al (3) ont montré in vivo avec des études fluoroscopiques l'importance du respect du débord condylien postérieur pour optimiser la flexion. Mais la pente tibiale joue également un rôle non négligeable (5) et elle doit être souvent minorée par l'arthroplastie prothétique dépourvue de ligament croisé antérieur (6). En fait, une prothèse qui reproduit raisonnablement le roulement postérieur des condyles fémoraux, avec une pente tibiale réglée à 5° et le respect de l'encombrement antéro-postérieur des condyles fémoraux, permet d'obtenir peropératoirement de très hautes flexions au-delà de 140°. Au contraire, l'annulation de la pente tibiale associée à un sous-dimensionnement antéro-postérieur du composant fémoral peut faire perdre une trentaine de degrés avant la survenue du conflit postérieur entre rebord postérieur du plateau tibial et corticale postérieure du fémur (7).

Enfin le dessin de la prothèse joue également un rôle non négligeable. Il doit permettre la reproduction du roulement postérieur des condyles sur la surface tibiale au cours de la flexion. Il a classiquement recours à la postéro-stabilisation, mécanisme impliquant une came tibiale s'engageant dans l'échancrure du composant fémoral qu'elle repousse vers l'arrière dès que le contact entre les deux composants s'établit. Massin et al ont montré qu'à partir de 5 mm de roulement postérieur des condyles fémoraux, l'amplitude potentielle de la flexion active augmentait rapidement (fig. 2) [7]. Il semble en effet que les prothèses pourvues d'une postéro-stabilisation effective (avec un roulement postérieur effectif) procurent un gain de flexion substantiellement plus important que les implants à conservation du ligament croisé postérieur, qui se révèle souvent incompetent en postopératoire (8). Plus récemment des modifications des prothèses fémorales ont été proposées de façon à prolonger la surface articulaire postérieure des condyles au prix d'une recoupe postérieure osseuse des condyles fémoraux (généralement entre 3 et 5 mm selon les marques). Les études comparatives ont montré que le gain de flexion obtenu avec ces prothèses était effectif uniquement chez les patients ayant une flexion préopératoire comprise entre 90 et 120° et en l'absence de flexum préopératoire (9). Par contre, il est important de noter que, dans ces études, les patients avec une excellente flexion préopératoire, c'est-à-dire supérieure à 120°, peuvent tous perdre de la flexion après leur opération et cela quelque soit le modèle de prothèse utilisé (Hyperflex ou conventionnel) (9). Argenson et al (10) ont étudié la cinématique de ces prothèses destinées aux hautes flexions et ont montré qu'elles reproduisaient, avec une amplitude moindre, celle du genou natif. Ainsi, la rotation axiale du fémur sur le tibia au cours de la flexion est reproduite à concurrence de 5° pour les prothèses contre une

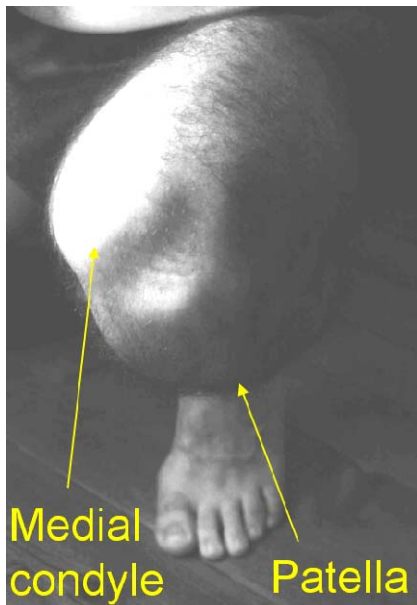


Figure 3. L'observation de l'agenouillement forcé (s'asseoir sur ses talons) montre la saillie antérieure sous la peau du condyle médial, alors que la patella s'efface latéralement sur le condyle latéral, dont le relief disparaît.

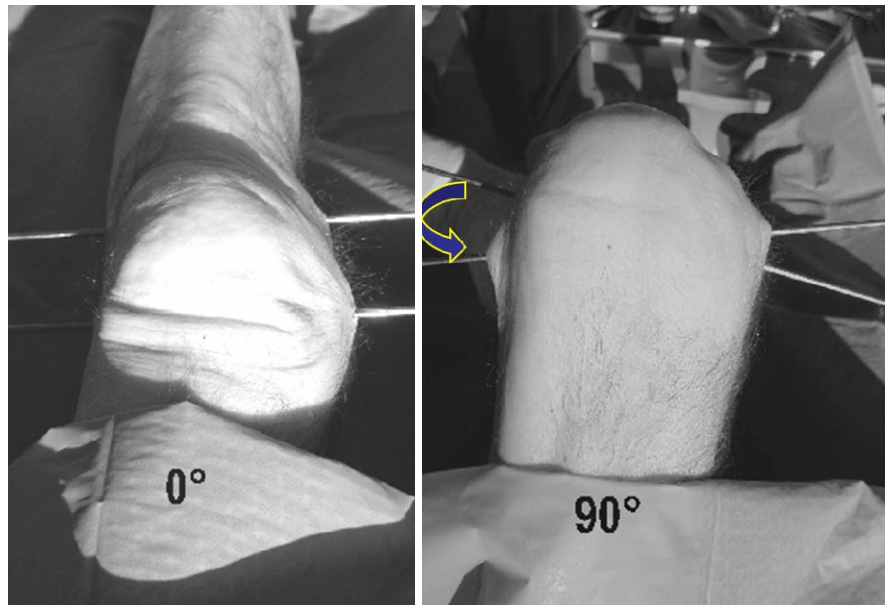


Figure 4. Sur cadavre, il est facile d'objectiver la rotation axiale automatique du fémur sur le tibia. Une broche tibiale matérialise l'axe transversal du tibia, alors que l'autre broche, traversant la métaphyse fémorale, matérialise la ligne transépicondylienne.

vingtaine de degrés pour le genou natif. De même, ces implants reproduisent un roulement postérieur des condyles sur leur glène tibiale respective en moyenne de 4 mm au cours de la flexion, contre 20 mm pour le recul du condyle latéral du genou natif. Mais, dans l'état actuel de nos connaissances et de nos implants, il n'est pas certain que la reproduction de cette cinétique très originale soit une condition nécessaire pour améliorer la flexion des genoux prothétiques. Kanekazu et al (11) par exemple n'ont pas pu montrer de relation entre l'amplitude de la flexion maximale et l'amplitude de la rotation axiale dans une série d'arthroplasties totales de genou conventionnelles. Lorsque l'on compare des prothèses à cinétique inversée dite paradoxale, comme c'est très souvent le cas avec les implants à conservation du ligament croisé postérieur, et les implants postéro-stabilisés, on ne retrouve pas toujours de différence significative entre les flexions moyennes de ces différents groupes de patients (2). Compte tenu de la multiplicité et de l'interaction des paramètres en jeu, on s'aperçoit qu'il n'existe pas de règle formelle régissant l'amplitude de flexion après une arthroplastie totale de genou, ou que, peut être, la technique chirurgicale et la souplesse des patients sont plus importants que le dessin de l'implant.

### La flexion passive du genou

Récupérer l'hyperflexion dans un secteur passif (au delà de 130°) est un autre problème. Le mécanisme de cette hyperflexion a été étudié depuis peu à l'aide de l'IRM dynamique (12, 13). Par un mécanisme assez sophistiqué, l'hyperflexion du genou natif est rendue possible sans élévation excessive des pressions fémoro-patellaires, tout en préservant la fonctionnalité de l'appareil extenseur pour permettre au sujet agenouillé de se relever.

En très haute flexion, la patella s'appuie essentiellement sur le condyle latéral. Celui-ci, par son déplacement postérieur, s'efface devant la patella, au point de se subluser en arrière du plateau tibial latéral vers 150° de flexion (14). Ce roulement postérieur prédomine largement dans le compartiment latéral du genou et suppose une rotation axiale d'au moins 20° du fémur sur le tibia.

Au contraire, le condyle médial reste en face de sa glène tibiale, de façon à constituer un pivot stable, qui servira d'appui pour le relèvement actif du patient. Certes, une fois le conflit postérieur entre le rebord postérieur de la glène tibiale médiale et la corticale postérieure fémorale engagé, le condyle médial, s'appuyant sur ce nouveau centre de rotation, décolle légèrement de sa glène correspondante (14), mais il ne se luxe pas vers l'arrière comme le fait le condyle latéral. Ce mécanisme, très subtil, permet au sujet agenouillé de se relever en s'appuyant sur le condyle médial qui reprend contact avec sa glène, ce qui ne serait pas possible si les deux condyles étaient luxés en arrière de leurs glènes respectives. Il y a donc une véritable dualité fonctionnelle des deux condyles fémoraux, l'un, le latéral, gérant les pressions fémoro-patellaires, l'autre, le médial, assurant le pivot de stabilité indispensable au relèvement. Cette cinétique asymétrique apparaît comme la clé de l'agenouillement du genou sain (fig. 3). Reste à comprendre comment cette cinétique originale est possible. Le fait qu'elle soit observée sur le cadavre, révèle qu'elle est guidée par des structures capsulo-ligamentaires passives et non par des éléments musculaires actifs (fig. 4). Le rôle de la forme des surfaces articulaires a été aussi souligné (15). La stabilité du condyle médial est assurée par le ligament croisé postérieur et par le ligament collatéral médial, les deux structures ligamentaires s'insérant sur le condyle médial, ainsi que par la corne postérieure du ménisque médial. Dejour et al (16) ont aussi montré le rôle du ligament croisé antérieur dans le maintien du condyle médial vers l'avant et la survenue du tiroir antérieur actif dans le compartiment médial chez les patients ayant eu une rupture du ligament croisé antérieur. De fait, toute perturbation partielle ou totale du pivot central, comme cela est le cas au cours de l'arthroplastie prothétique ou de la rupture traumatique du ligament croisé antérieur, entraîne une déstabilisation du condyle médial, qui a tendance à rouler vers l'avant au fur et à mesure de la flexion, et à l'inverse, à rouler vers l'arrière au cours de l'extension active (17). Quant au va et vient du condyle latéral, vers l'avant lorsque le genou s'étend, et vers l'arrière lorsque le genou fléchit, il est gouverné par la tension du ligament croisé antérieur et du muscle poplité, structure musculaire très courte et peu extensible, véritable ligament latéral du genou. Récemment Massin et al (18) ont montré que le recul du condyle latéral au cours de la flexion était

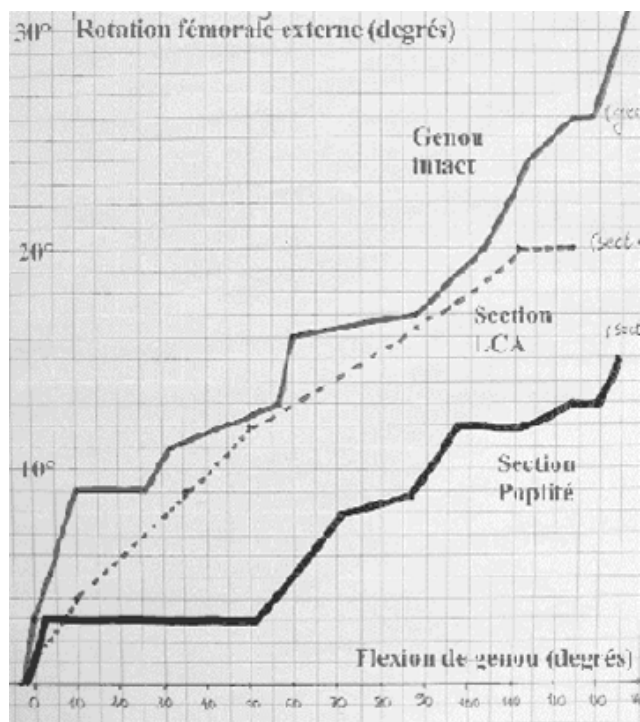


Figure 5. Graphe montrant la diminution de l'amplitude de rotation axiale du genou cadavérique (en abscisse) après section du tendon du muscle Poplitée, lorsque la flexion du genou augmente (ordonnée).

minoré après section du tendon du muscle poplitée (fig. 5). A l'inverse lorsque le ligament croisé antérieur fait défaut, le condyle latéral reste positionné en arrière sur sa glène au cours de l'extension. Il ne revient vers l'avant qu'au dernier moment, assez brutalement avec un ressaut en hyperextension lorsque les coques condyliennes se tendent (c'est le pivot shift [19]). Mais ce retour n'intervient pas au cours de la marche au cours de laquelle persiste un léger degré de flexion et avec des coques condyliennes détendues.

## Discussion

Il est donc difficile d'imaginer reproduire la cinétique sophistiquée du genou natif avec un implant artificiel dépourvu de ligaments croisés fonctionnels. Tout d'abord les structures ligamentaires motrices essentielles sont détruites totalement ou partiellement (pivot central). La simple résection du ligament croisé antérieur entraîne des pertes de tension du ligament croisé postérieur qui ne joue plus son rôle stabilisateur du condyle médial, comme l'ont montré les études en fluoroscopie tridimensionnelle des genoux remplacés avec un implant conservant le ligament croisé postérieur (20). En admettant que l'action des ligaments croisés puisse être substituée par un mécanisme impliquant une came, il reste à démontrer que les implants actuels pourraient supporter un conflit entre le rebord postérieur de l'insert en polyéthylène et la corticale postérieure fémorale. On peut penser que les contraintes générées par le conflit postérieur se reportent sur l'interface de fixation en augmentant le risque de descellement, et/ou entraînent une abrasion du rebord postérieur de l'insert. En tous cas, il n'y a pas, à notre connaissance, d'étude rapportant les résultats au-delà de 10 ans chez des patients ayant conservé et utilisé de grandes amplitudes de flexion après remplacement prothétique de leur genou.

Les possibilités actuellement envisagées consistent à implanter deux prothèses unicompartmentales autour d'un pivot central conservé. Mais toutes les tentatives de conservation du pivot central avec des implants prothétiques ont montré qu'il était extrêmement difficile de reproduire la tension

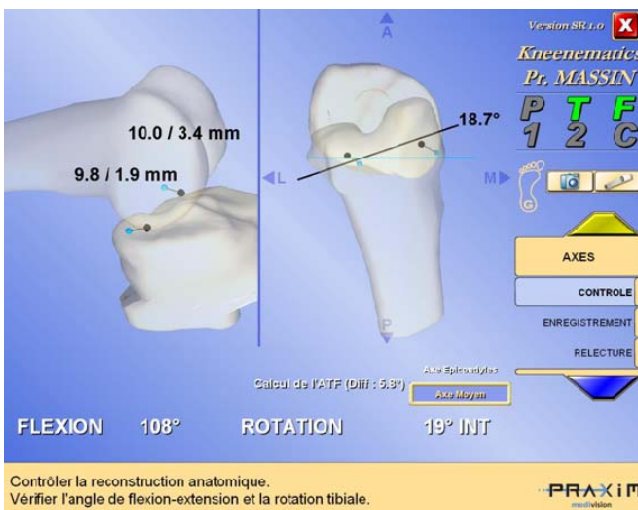


Figure 6. Système de navigation permettant d'étudier les mouvements relatifs des condyles fémoraux sur la surface tibiale en cours d'intervention.

physiologique de ces ligaments. Cloutier et al (21), dans une des seules séries d'arthroplasties totales conservant les deux croisés, rapportent des résultats mitigés avec une flexion moyenne de  $107 \pm 12^\circ$ . Dans l'état actuel de nos connaissances, il faut donc se résoudre à essayer de récupérer une amplitude totale de flexion active chez les patients ayant un appareil extenseur souple. Mais il faut se résoudre à perdre le secteur d'hyperflexion passive qui permet certaines positions comme la station assise sur les talons (22).

## Conclusion

C'est probablement l'étude cinétique peropératoire avec la navigation qui permettra ultérieurement les ajustements nécessaires de la balance ligamentaire pour reproduire de façon plus reproductible la cinétique physiologique du genou (fig. 6). Pour le moment, ces aides informatiques à la pose des prothèses de genou montrent que la cinétique du genou physiologique est fortement perturbée par l'implantation des prothèses actuelles. C'est pourquoi la récupération des secteurs de hautes flexions du genou après prothèse totale nécessite à la fois des implants moins agressifs pour les structures ligamentaires du genou, mais aussi une assistance informatique à la pose de ces implants pour obtenir un équilibre ligamentaire reproductible et précis.

## Questions

L Sedel: Que pensez-vous de la reproduction de l'hyperflexion des prothèses de genou par l'utilisation des prothèses à plateau mobile et en tiroir ?

Réponse : Je ne pense pas que l'utilisation du plateau mobile en elle-même soit susceptible d'apporter un gain de flexion supplémentaire. A ma connaissance, ceci n'a pas été démontré dans les séries cliniques de la littérature. Le plateau mobile a été introduit initialement dans le but de limiter l'usure en découplant la cinétique en flexion extension entre le composant fémoral et le polyéthylène, et la cinétique rotatoire entre le polyéthylène et l'embase tibiale. Accessoirement, il peut compenser une faible erreur rotatoire dans le positionnement de l'embase tibiale. Mais en ce qui concerne la mobilité, je crois qu'elle relève d'autres paramètres que l'on connaît tous, à savoir l'amplitude de la flexion préopératoire, l'exactitude des coupes osseuses (pente tibiale, débord condylien postérieur) et de la reproduction d'un roulement postérieur grâce au dessin du polyéthylène, ce qui n'est pas le

propre des plateaux mobiles. A cet égard, la possibilité d'un tiroir dans la mobilité de l'insert me semble vouée à une cinétique paradoxale en l'absence des croisés (translation antérieure de l'insert en flexion, translation postérieure de l'insert en extension), ce qui, théoriquement, ne favorise pas les grandes flexions.

D Goutallier : La pose d'une PTG avec les 2 croisés impose une aide par ordinateur, sinon la flexion dépasse rarement 110° ce qui résoudra le problème de la hauteur de l'interligne prothétique ! Restera le problème de la tension dans les ligaments croisés : quelle tension ?

Réponse : Et on pourrait dire quel interligne ? Car l'interligne reproduit par la technique classique du remplacement prothétique (coupe tibiale perpendiculaire à l'axe mécanique en partant du plateau le moins détruit) ne reproduit pas l'interligne physiologique, située dans un plan mal connu, associant un léger varus et une pente postérieure. Et puis ensuite quelle tension ? La navigation paraît en effet indispensable car l'expérience de Cloutier a montré qu'avec un ancillaire classique, la conservation des 2 croisés ne donnait que des flexions moyennes aux alentours de 110°, ce qui n'est pas mieux que les implants sans conservation des croisés. Je crois d'abord que la conservation intégrale des 2 croisés est nécessaire, car l'expérience de la conservation isolée du ligament croisé postérieur a montré que, dès que le LCP est privé de son fidèle compagnon le LCA, sa tension et donc son fonctionnement sont altérés. Mon idée est que la tension se règle par l'intermédiaire de la cinétique. Si la cinétique passive est bonne, ce que permettra bientôt de vérifier la navigation, on peut en déduire que la tension des ligaments croisés est satisfaisante, et cela sans passer par l'intermédiaire d'un tenseur qui donne des informations instantanées fausses. Dernier point : quelle forme prendra dans le futur cette arthroplastie à conservation des croisés ? Deux prothèses unicompartmentales ? Une embase tibiale bicompartmentale monobloc ? Ou une came de substitution des 2 croisés, ce qui résoudrait le problème de la tension ligamentaire ? A suivre...

## Références

- Hodge WA, Harman MK, Banks SA. Patterns of knee osteoarthritis in Arabian and American knees. *J Arthroplasty* 2009;24:448-53.
- Kolisek FR, McGrath MS, Marker DR, Jessup N, Seyler TM, Mont MA, Lowry Barnes C. Posterior-stabilized versus posterior cruciate ligament-retaining total knee arthroplasty. *Iowa Orthop J* 2009;29:23-7.
- Bellemans J, Banks S, Victor J, Vandenuecker H, Moemans A. Fluoroscopic analysis of the kinematics of deep flexion in total knee arthroplasty. Influence of posterior condylar offset. *J Bone Joint Surg* 2002;84-B:50-3.
- Massin P, Lautridou C, Cappelli M, Petit A, Odrì G, Ducellier F, Sabatier C, Hulet C, Canciani JP, Letenneur J, Burdin P. Total knee arthroplasty with limitations of flexion. *Orthop Traumatol Surg Res* 2009;95:1-6.
- Bellemans J, Robijns F, Duerinckx J, Banks S, Vandenuecker H. The influence of tibial slope on maximal flexion after total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2004.
- Migaud H, De Ladoucette A, Dohin B, Cloutier JM, Gougeon F, Duquenois A. Influence of the tibial slope on tibial translation and mobility of non-constrained total knee prosthesis. *Rev. Chir. Orthop.* 1996;82:7-13.
- Massin P, Gournay A. Optimization of the posterior condylar offset, tibial slope, and condylar roll-back in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2006;21:889-96.
- McCalden RW, MacDonald SJ, Charron KD, Bourne RB, Naudie DD. The role of polyethylene design on postoperative TKA flexion: an analysis of 1534 cases. *Clin Orthop* 2010;468: 108-14.
- Massin P, Dupuy FR, Khlifi H, Fornasieri C, De Polignac T, Schiffrine P, Farenq C, Merti P. Optimization of flexion using the Hyperflex total knee prosthesis: a non-randomized comparative study. *Orthop Traumatol Surg Res* 2010; In press.
- Argenson JN, Komistek RD, Mahfouz MR, Walker SA, Aubaniac JM, Dennis DA. A high flexion total knee arthroplasty design replicates healthy knee motion. *Clin Orthop* 2004;428:174-9.
- Kanekasu K, Banks SA, Honjo S, Nakata O, Kato H. Fluoroscopic analysis of knee arthroplasty kinematics during deep flexion kneeling. *J Arthroplasty* 2004;19:998-1003.
- Freeman MAE, Pinskerova V. The movement of the knee studied by magnetic resonance imaging. *Clin Orthop* 2003;410:35-43.
- Iwaki H, Pinskerova V, Freeman MAE. Tibio-femoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee. *J Bone Joint Surg* 2000;82-B:1189-95.
- Nakagawa S, Kadoya Y, Todo S, Kobayashi A, Sakamoto H, Freeman MAE, Yamano Y. Tibiofemoral movement 3: full flexion in the living knee studied by MRI. *J Bone Joint Surg* 2000;82-B:1199-203.
- Iwaki H, Pinskerova V, Freeman MAE. Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee. *J Bone Joint Surg Br* 2000;82:1189-95.
- Dejour H, Walch G, Deschamps G, Chambat P. Arthrose du genou sur laxité antérieure chronique. *Rev Chir Orthop* 1987;73:157-70.
- Dennis DA, Komistek RD, Colwell CEJ, Ranawat CS, Scott RD, Thornhill TS, Lapp MA. In vivo anteroposterior femorotibial translation of total knee arthroplasty: a multicenter analysis. *Clin. Orthop.* 1998;356:47-57.
- Massin P, Faguet B, Lebec B. Study of knee kinematics using computer navigation. 6<sup>th</sup> Congress of the European federation of National Associations of Orthopedics and Traumatology 2003; Helsinki.
- Galway HR, MacIntosh DL. The lateral pivot shift: a symptom and sign of anterior cruciate ligament insufficiency. *Clin Orthop* 1980;147:45-50.
- Stiehl JB, Komistek RD, Dennis DA, Paxson RD, Hoff WA. Fluoroscopic analysis of kinematics after posterior-cruciate-retaining knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 1995;77-B:884-9.
- Cloutier JM, Sabouret P, Deghrar A. Total knee arthroplasty with retention of both cruciate ligaments. A nine to eleven-year follow-up study. *J Bone Joint Surg* 1999;81-A:697-702.
- Pinskerova V, Samuelson KM, Stammers J, Maruthinar K, Sosna A, Freeman MAE. The knee in full flexion: an anatomical study. *J Bone Joint Surg* 2009;91-B:830-4.