

Docteur, mon spécialiste m'a proposé l'implantation d'une prothèse du genou. Qu'est-ce que vous en pensez ?

par Marie Haïdopoulos et Diego Mantovani

L'ESPÉRANCE DE VIE accrue que connaissent la plupart des populations du monde entraîne inévitablement l'apparition d'un plus grand nombre de maladies naturelles liées au processus de vieillissement. Parmi ces maladies, l'une des plus fréquentes est l'arthrose, qui correspond en fait à l'usure spontanée du cartilage recouvrant les extrémités osseuses d'une articulation. D'après Statistique Canada, en 2000, 18,5 % des personnes de 16 ans et plus déclarent souffrir d'arthrite, et le nombre de cas d'arthrite, sous toutes ses formes, augmente fortement avec l'âge, passant de 6,3 % dans le groupe des 16 à 74 ans, à 51,2 % chez les sujets de 75 ans et plus.

Le genou est l'une des articulations les plus complexes du corps humain, et en comprendre totalement la mécanique de fonctionnement est un objectif qui n'est toujours pas atteint à l'heure actuelle¹. Ses mouvements sont complexes et cycliques, il soutient tout le poids du corps et comporte de petites surfaces de contact : il subit, par conséquent, d'importantes pressions. Ce sont ces contraintes élevées qui entraînent l'usure prématurée de l'articulation. Lorsque la douleur est trop intense et qu'aucun médicament ne peut y pallier, la solution envisagée est en général l'implantation d'une prothèse. En termes de chiffres, le nombre de prothèses du genou implantées augmente d'année en année : il se posait aux États-Unis, 123 000 prothèses en 1979, 148 000 en 1981 et 161 000 en 1983². Aujourd'hui, ce sont 300 000 prothèses du genou que l'on implante annuellement aux États-Unis et tout autant en Europe de l'Ouest.

M^{me} Marie Haïdopoulos est physicienne et candidate au doctorat en biomatériaux, sous la direction de M. Diego Mantovani, Ph. D., qui est directeur du Laboratoire de bioingénierie et biomatériaux, Département de génie des matériaux et Unité de bioingénierie et biotechnologie, Centre de recherche de l'Hôpital St-François-d'Assise, Québec.

La durée de vie d'une prothèse varie entre 12 et 20 ans, et les patients qui les portent ont en majorité de 60 à 70 ans ; la durée de vie des prothèses du genou est donc suffisante dans ce cas de figure. Cependant, le problème de la longévité de l'implant se pose dans le cas des patients plus jeunes : le défi actuel est donc de chercher à rendre la durée de vie de cet implant la plus longue possible, en travaillant aussi bien sur la nature des matériaux que sur le design de la prothèse.

Un peu d'histoire...

Le premier genou artificiel, en ivoire, a été conçu en 1890². Son évolution technologique a été lente et capricieuse et ce n'est qu'au cours des années 1980-1990 que les prothèses du genou sont devenues fiables. De 1950 à 1957, on a mis à l'essai plusieurs types de prothèses faites d'une membrane en cellophane ou en nylon et même d'une pièce métallique, qu'on a intercalés entre le fémur et le tibia. L'échec a été cuisant! On a conçu alors une prothèse en deux parties, l'une en acrylique, accrochée au fémur, et l'autre métallique qui reposait sur le plateau tibial : ce fut également un échec. C'est en 1969 que l'on a testé les premières prothèses polycentriques hémi-compartmentales³, en remplaçant le condyle fémoral par une pièce métallique et le plateau tibial, par un polymère encore jamais utilisé comme biomatériau, mais pourtant déjà bien connu : le polyéthylène (PE). L'introduction de ce nouveau matériau a permis d'augmenter fortement la durée de vie de l'implant, et il est toujours utilisé de nos jours.

Les diverses améliorations apportées depuis les 30 dernières années ont été possibles grâce à une amélioration de la qualité du polyéthylène, mais aussi grâce à une connaissance accrue de la biomécanique du genou, permettant de donner aux prothèses des formes mieux adaptées aux mouvements naturels de l'articulation⁴. Le marché actuel

T A B L E A U

Les différents biomatériaux utilisés pour les prothèses du genou

Biomatériaux	Objectifs
Matériaux de soutien^{8,9}	
(aciers, alliages chrome-titane, alliages titane-vanadium, céramiques)	Fixation mécanique Glissement
Matériaux de frottement^{10,11}	
(polyéthylène à haute densité, céramiques)	Glissement des surfaces articulaires
Matériaux d'ancrage¹²	
(résines acryliques)	Fixation prothèse / os

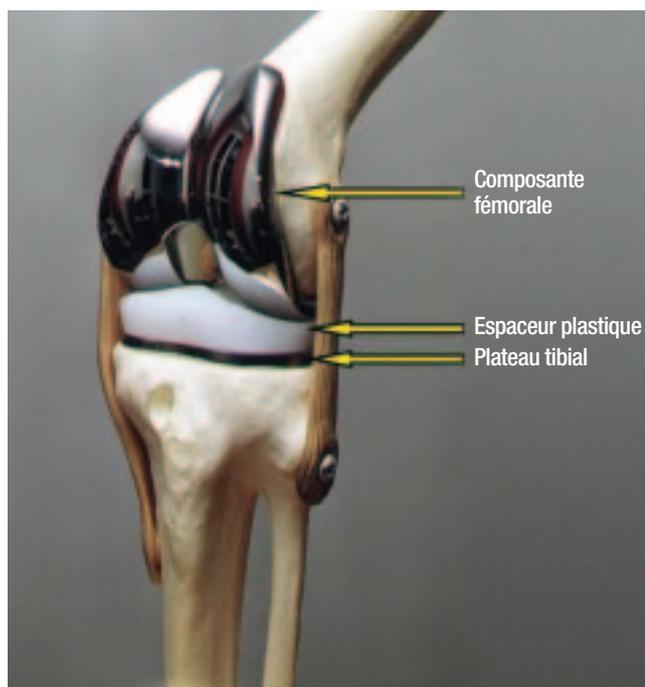


Figure. Prothèse totale. <http://www.genou.com>, Vincent Chassaing, 2003.

offre plus de 300 modèles de prothèses du genou, fabriqués notamment en fonction du type de lésion. Aujourd'hui, la prothèse du genou est un implant d'usage courant, mais certaines améliorations pourraient encore y être apportées, surtout en ce qui concerne le problème de l'usure, l'un des principaux facteurs qui limitent la durée de vie de l'implant.

La problématique actuelle

Le cartilage intercalé entre le fémur et le tibia est un tissu

conjonctif, qui joue dans l'organisme un rôle de soutien et de remplissage. Ce tissu n'étant pas vascularisé, ses capacités de régénération sont très faibles. C'est donc le cartilage qui se détériore en premier lieu (usure), puisque son rôle est d'amortir constamment les tensions imposées par le mouvement.

L'arthrose peut toucher toute l'interface fémur-tibia, ou seulement certaines de ses parties. À chaque type de lésion du cartilage (selon son emplacement ou sa gravité) correspondra donc un type différent de prothèse. Les différents types de prothèses se distinguent par quatre paramètres⁵ : leur

caractère partiel (prothèse uni-compartimentale) ou complet (prothèse tri-compartimentale, voir *figure*), le système de stabilisation (conservation ou non des ligaments croisés, avec ou sans système de charnière), le système de fixation à l'os (utilisation d'un ciment ou non) et la mobilité des pièces de la prothèse (plateau fixe ou mobile). Schématiquement, deux types d'éléments caractérisent les prothèses actuelles : un ou des éléments métalliques destinés à la fixation à l'os sur l'une des faces mais qui permettent le glissement sur l'autre, et un élément plastique, qui amortit les chocs, et qui permet le frottement et le glissement. On utilise actuellement trois familles de prothèses : les prothèses partielles ou uni-compartimentales (dans leur cas, le plateau tibial est recouvert d'une partie en polyéthylène et un condyle métallique est fixé au condyle fémoral correspondant) les prothèses charnières ou contraintes, qui ne permettent que les mouvements de flexion-extension et, enfin, les prothèses à glissement qui sont actuellement le plus souvent implantées. L'avenir semble désormais appartenir aux prothèses à plateau mobile, car leur usure est moindre.

Les biomatériaux utilisés

Les matériaux constitutifs d'une prothèse sont séparés en trois catégories (*tableau*) : les matériaux de soutien, assurant la fixation mécanique, les matériaux de frottement, assurant le glissement des surfaces articulaires et les matériaux d'ancrage, assurant la fixation de la prothèse à l'os. Les matériaux de soutien ne sont presque qu'exclusivement des métaux, comme les aciers. Leurs principaux inconvénients sont leur toxicité et leur plasticité. Les alliages

chrome-cobalt offrent une résistance extrêmement élevée à la rupture. Par ailleurs, ils ne se déforment presque pas et ont surtout une capacité remarquable de glissement sur les surfaces polies. Le titane et ses alliages à base d'aluminium et de vanadium présentent aussi de nombreux avantages : une bonne biocompatibilité, une plasticité faible, une bonne résistance à la fatigue et une faible densité. Bien qu'il existe des allergies à certains métaux pris individuellement, le chrome et le cobalt en particulier, ces manifestations allergiques n'ont été signalées que dans le cas d'une application cutanée. À l'heure actuelle, aucune allergie aux pièces prothétiques métalliques ou non n'a été notée, et il n'y a donc pas de risque de rejet par un mécanisme allergique. Dans le cas des matériaux de frottement, il ne faut pas considérer le matériau seul mais plutôt son interaction avec le matériau de soutien : il faudra donc envisager l'utilisation de couples de matériaux. Ainsi, on peut se servir de trois couples de matériaux au niveau des zones de frottement : métal sur PE, céramique sur PE et céramique sur céramique. Le polyéthylène est le matériau qui remplace le mieux le cartilage naturel, mais son usure précoce est source de débris⁶ et serait donc la cause du descellement de la prothèse⁷. L'alumine, la céramique la plus utilisée en orthopédie, présente une remarquable biocompatibilité et entraîne dix fois moins de débris de PE par frottement que ne le ferait un métal dans les mêmes circonstances. La céramique n'est pour l'instant que peu utilisée pour les prothèses du genou, car il est difficile de réaliser des formes complexes en céramique à des prix concurrentiels. Enfin, il existe deux méthodes pour ancrer la prothèse à l'os : utiliser une résine acrylique polymérisant *in situ*, ou laisser croître naturellement l'os à la surface de la prothèse.

Actuellement, tous ces matériaux font l'objet de nombreuses recherches visant à améliorer les performances mécaniques ainsi que la biocompatibilité, dans le but de se rapprocher au mieux des qualités de l'articulation naturelle. ❧

Bibliographie

1. Bähler A. Fundamental biomechanical principles in the orthotic treatment of the knee. *J Prosthetics and Orthotics* 1992 ; 4 : 157-63.
2. Bonnel F, Mansat CH, Jaeger JH. *La gonarthrose*. Masson, Paris, 1987.
3. Insall JN. Knee arthroplasty: then, now, and tomorrow. *Orthopaedics* 1995 ; 18 : 889-92.
4. Sloten JV, Labey L, Audekercke RV, Van der Perre G. Materials selection and design for orthopedic implants with improved long-term performance. *Biomaterials* 1998 ; 19 : 1455-9.
5. Chambat P, Neyret PH, Deschamps G. Chirurgie prothétique du genou. *Suramps Medical*, 1999.
6. Bosco J, Benjamin J, Wallace D. Quantitative and qualitative analysis of polyethylene wear in synovial fluid of patients with total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1994 ; 309 : 11-9.
7. Vidal J, Simon L. *Prothèses de hanche et de genou, actualités et perspectives*. Masson, Paris, 1988.
8. Hamadouche M, Sedel L. Ceramics in orthopaedics. *J Bone Joint Surg* 2000 ; 82-B : 1095-9.
9. Okazaki Y, Rao S, Ito Y, Tateishi T. Corrosion resistance, mechanical properties, corrosion fatigue strength and cytocompatibility of new Ti alloys without Al and V. *Biomaterials* 1998 ; 19 : 1197-1215.
10. Benz EB, Federman M, Godleski JJ, Bierbaum BE, Thornhill TS, Spector M. Transmission electron microscopy of intracellular particles of polyethylene from joint replacement prostheses : Size distribution and cellular response. *Biomaterials* 2001 ; 22 : 2835-42.
11. Piconi C, Burger W, Richter HG, Cittadini A, Maccauro G, Covacci V, Bruzzese N, Ricci GA, Marmo E. Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials* 1998 ; 19 : 1489-94.
12. Chow LC. Calcium Phosphate Cements. *Monogr Oral Sci* 2001 ; 18 : 148-63.