

ACTUALITÉS THÉRAPEUTIQUES EN CHIRURGIE ORTHOPÉDIQUE : évolution des arthroplasties

PH. GILLET (1)

RÉSUMÉ : D'importants progrès ont été réalisés pour favoriser la survie des arthroplasties de hanche grâce à l'introduction de matériaux particulièrement résistants à l'usure. Ces matériaux ont, également, permis de modifier les caractéristiques géométriques des implants, réduisant le risque de luxations prothétiques. Ces nouveaux matériaux et concepts sont sortis de leur phase d'étude théorique sur simulateur et ont un recul clinique significatif, permettant de les intégrer dans notre arsenal thérapeutique quotidien. Ces progrès permettent d'offrir une prothèse adaptée de manière optimale à chaque patient, en fonction de la qualité du stock osseux, de la demande fonctionnelle, de l'espérance de vie. En matière de chirurgie rachidienne, le concept de non-fusion intéresse le monde chirurgical dans l'espoir de pouvoir abandonner, si possible, les arthrodeses vertébrales qui ne constituent qu'un pis-aller. Toutefois, en matière de chirurgie du rachis, le concept d'arthroplastie doit encore affronter l'épreuve du temps et les indications devraient rester l'exception.

Mots-clés : Prothèse totale de hanche - Resurfacement - Prothèse discale

Résumer en un article tous les progrès effectués ces dernières années en orthopédie et en traumatologie de l'appareil locomoteur est impossible sans tomber dans une vulgarisation excessive. Nous nous limiterons à exposer les progrès les plus marquants réalisés dans le domaine des arthroplasties, certains étant indubitables, d'autres restant sujets à controverse.

LES PROTHÈSES DE HANCHE

L'arthroplastie de hanche est entrée dans la pratique courante dans les années soixante et a connu un important développement dans les années septante. La survie de nombreux implants était aléatoire. Les années quatre-vingt ont connu un intense foisonnement de concepts et de dessins d'implants : implants non cimentés, recherche d'une isoélasticité avec les structures osseuses pour certaines tiges fémorales, introduction du couple céramique-céramique, renforcement du polyéthylène cotyloïdien par des fibres de carbone, découverte du rôle des particules libres constituant les produits de dégradation des éléments implantés, cupules couplées métal-polyéthylène... Parallèlement, des biomatériaux utilisés précédemment étaient abandonnés, sans que les véritables causes d'échec n'aient été comprises et analysées dans le détail.

WHAT'S NEW IN ORTHOPAEDIC SURGERY : HOPES AND FACTS IN
TOTAL HIP AND SPINE ARTHROPLASTY

SUMMARY : Progress in implant design and surface properties have improved long-term survival of total hip prosthesis and lowered the incidence of dislocation. New materials, particularly ceramics and metals, decrease the risk for implant loosening because they induce less particle disease than polyethylene debris. These new materials have been submitted to simulator studies before being released for clinical use. They have been used since a sufficient amount of time in clinical practice to consider them as being part of our current armamentarium. They enable the orthopaedic surgeon to tailor the optimal hip prosthesis to each patient's need, depending on his/her bone stock, activity level and life expectancy. Disk prostheses and the general concept of non fusion surgery in spine surgery seems attractive, since intervertebral fusion carries a number of drawbacks, particularly at the level of adjacent segments. However, the documented follow-up of non-fusion spine surgery is at present insufficient to consider a widespread use of these new technologies. Their own possible complications are largely unknown and they do not replace bone fusion in the most clear-cut accepted indications for spine surgery. The use of disk prostheses should therefore be strictly limited according to present knowledge.

Keywords : Total hip arthroplasty - Hip resurfacing - Disk prosthesis

L'expérience accumulée pendant plus de deux décennies a permis de clarifier le choix d'implants adéquats. Deux aspects doivent être analysés : le couple articulaire, avec des exigences biomécaniques liées à une surface en frottement qui doit résister à plus d'un million de cycles par an, et l'interface implant-squelette.

INTERFACE OS-IMPLANT

Il existe deux moyens de fixation des implants cotyloïdiens et fémoraux. Les prothèses cimentées sont fixées à l'os par une couche variable de ciment acrylique (polyméthyl-métacrylate de méthyle); celui-ci sert à fournir à l'implant une assise solide et homogène lorsque la qualité de l'os spongieux n'est pas optimale. Cette option sera donc plus fréquemment utilisée chez les sujets plus âgés, mais reste une option excellente au niveau du fémur chez tout patient en raison de remarquables résultats publiés à long terme avec certaines tiges métalliques adéquates. Au niveau du cotyle, la fixation cimentée d'un cotyle en polyéthylène est, par contre, moins fiable; elle est franchement discutable en cas de cimentage d'un cotyle en céramique ou en métal, et est volontiers abandonnée au profit d'une fixation directe de l'implant sur l'os par une technique de «press-fit», éventuellement améliorée par

(1) Chargé de Cours, ULg, Service d'Anatomie et Chirurgie de l'Appareil locomoteur, CHU Sart Tilman, Liège.

l'utilisation de vis en compression complémentaire. Cette fixation directe s'obtient grâce au sertissage osseux d'une coquille («metal-back»), habituellement en alliage de titane ou de cobalt-chrome, dans laquelle vient à son tour se servir une deuxième pièce, le noyau («insert»), en polyéthylène, céramique ou cobalt-chrome. En cas de fixation non cimentée, l'état de surface des implants doit être légèrement irrégulier de façon à permettre une intégration osseuse microscopique. En cas de fixation dans un fourreau de ciment, il est préférable que les tiges aient une finition lisse car elles pistonnent, inévitablement, légèrement dans le fourreau de ciment et les tentatives pour améliorer l'accrochage de la tige sur le ciment par des irrégularités de surface se sont, en réalité, soldées par un effet lime et une augmentation du nombre de particules d'usure libérées à l'interface implant-os.

INTERFACE ARTICULAIRE

En ce qui concerne l'interface articulaire prothétique, qui constitue la véritable néoarticulation, la priorité est de limiter la production de produits d'usure. Un des buts du développement d'implants non cimentés était d'éviter ce qui fut appelé la « maladie du ciment »; ce dernier était accusé d'être la cause de certains descellements précoces. En réalité, tout matériel entrant dans la constitution d'une prothèse articulaire est potentiellement générateur de produits d'usure, provenant d'une agression mécanique de toute surface externe des implants. Le concept de maladie à particules, actuellement largement compris à défaut d'être maîtrisé médicalement, a donc remplacé celui de maladie du ciment. Ce concept a conduit à rechercher des matériaux susceptibles de libérer moins de particules au niveau des surfaces de frottement articulaire que le couple métal-polyéthylène qui s'était progressivement imposé. C'est dans ce domaine que la dernière décennie a connu le plus de modifications.

COUPLE CÉRAMIQUE-CÉRAMIQUE

Le couple céramique-céramique (1) a été introduit par Boutin il y a trente ans. Ce couple s'est progressivement imposé comme un choix logique chez des personnes jeunes, avec une longue espérance de vie, afin de retarder, voire d'éviter, une reprise de prothèse en raison d'un descellement. La fabrication des céramiques est particulièrement délicate, peu de firmes maîtrisent cette technique et des séries de fractures de céramiques ont occasionnellement été rapportées. La cause en était un défaut de fabrication,

un design prothétique imparfait ou un ancillaire inadapté. Les implants en céramique ne tolèrent pas les impacts, alors qu'ils sont très résistants en pression et en abrasion. Actuellement, le design des implants utilisant de la céramique évite les contacts à effet de pointe et les fabricants fiables de céramique, en particulier de céramique d'alumine, sont connus des fabricants d'implants qui doivent s'y fournir. Le couple céramique-céramique possède l'avantage d'être très inerte sur le plan biologique; a priori, la faible quantité de particules d'usure de céramique qui peut se libérer de chaque interface impliquée est sans danger reconnu pour la santé du patient. Toutefois, en raison de l'extrême dureté de la céramique, s'il existe un conflit entre, par exemple, le col d'une tige fémorale en alliage de titane et le bord d'un insert en céramique du cotyle, il apparaîtra une usure sévère du col avec risque de métalose et de fracture de fatigue du col fémoral. Les prothèses utilisant un couple articulaire céramique-céramique exigent donc une technique de pose irréprochable.

COUPLE MÉTAL-MÉTAL

Le couple métal-métal avait été utilisé dans les années soixante. Il fut abandonné au profit du couple métal-polyéthylène en raison de résultats inconstants. Toutefois, certaines prothèses de Ling, de Mc Kee Farrar, qui avaient été des pionniers de cette technologie, se sont révélées avoir des survies étonnantes avec une usure du couple articulaire *quasi* inexistante à plus de vingt ans de recul. Les ingénieurs et les cliniciens ont pu déterminer les exigences techniques dans la fabrication de ces implants : métal très dur (chrome-cobalt renforcé par des carbures), jeu articulaire ni trop important ni trop serré pour éviter le grippage, état de surface d'une parfaite régularité, diamètres articulaires favorisant une meilleure lubrification de l'interligne, réduisant ainsi les frictions entre les surfaces métalliques. Le couple métal-métal en chrome-cobalt adapté a été réintroduit il y a vingt ans avec des résultats à long terme satisfaisants, particulièrement intéressants pour des sujets jeunes et actifs : tout en ayant les mêmes performances que le couple céramique-céramique en ce qui concerne l'usure, il résiste mieux aux chocs puisque le risque de fracture de tête ou d'insert cotyloïdien est quasi inexistant. Cet avantage le rend préférable chez des sujets souhaitant conserver une activité sportive ou ne pouvant éviter dans le cadre professionnel des contraintes mécaniques importantes (2). De plus, la solidité du métal permet de fabriquer des cotyles prothétiques fins, autorisant dès lors l'usage de têtes fémorales de grand diamètre.

tre, ce qui réduit le risque de luxation de hanche, autre élément intéressant chez des patients actifs (Fig 1).

RESURFAÇAGE

Enfin, pour cette même raison, le couple métal-métal a permis de réintroduire le concept de cupules couplées, encore appelé resurfaçage. L'avantage principal de cette technique est de ne pas introduire de tige fémorale prothétique dans le fémur mais de placer une cupule sur la tête arthrosique, un peu comme une couronne sur une dent (Fig 2). Dans ces conditions, lors d'une reprise ultérieure de l'arthroplastie, le fémur est vierge et l'implantation d'une tige fémorale est comparable à une prothèse de première intention. Sur le versant cotyloïdien, cet avantage n'existe évidemment pas. La déformabilité potentielle de cupules minces, technologie indispensable pour le resurfaçage, impose le recours à des matériaux résistants tels que le chrome-cobalt renforcé; la céramique ne convient pas en raison de son caractère cassant en couche mince et le polyéthylène avait démontré sa fragilité en couche mince au niveau du cotyle à la fin des années septante lorsque le concept de resurfaçage était né en utilisant un couple métal (pour la tête fémorale) – polyéthylène (pour le cotyle); ceci avait d'ailleurs conduit à la condamnation du concept alors que le problème résidait dans le choix des matériaux. Il faut saluer ici le courage de quelques chirurgiens qui ont continué à travailler sur le concept de resurfaçage et qui ont permis la création des cupules couplées métal-métal actuellement disponibles. Les modèles actuels, dont les plus anciens ont un peu moins de dix ans de recul, trouvent progressivement leur place dans notre arsenal thérapeutique : ils sont a priori indiqués chez des personnes jeunes, actives, avec un bon stock osseux. En théorie, il existe un risque de nécrose de la tête fémorale pouvant conduire à un échec précoce de la méthode, mais la littérature ne permet pas de conclure que ce risque est significatif si la technique chirurgicale est appliquée avec soin (3, 4).

Le couple métal-métal expose à la libération de très fines particules de cobalt et de chrome, de l'ordre du nanomètre, donc de taille bien plus petite que les particules de ciment ou de polyéthylène (de l'ordre du micromètre) qui sont responsables de la réaction macrophagique contre corps étranger qui s'accompagne d'une ostéolyse conduisant au descellement des implants. Si les infimes particules de cobalt et de chrome ne nous exposent, en théorie, pas à ces réactions contre corps étranger, sauf exception, le carac-

tère cytotoxique et potentiellement cancérigène de ces éléments constitue, néanmoins, un motif légitime d'inquiétude pour la santé générale des patients. Pour cette raison, un certain nombre de chirurgiens refusent d'utiliser ces couples métal-métal. Toutefois, il faut se rappeler que ce couple articulaire est connu depuis quarante ans, que les plus anciennes prothèses utilisant ce concept avaient des qualités de fabrication bien moindres que les prothèses modernes, conduisant à une possible intoxication corporelle plus importante. A ce jour, il n'existe aucune donnée de la littérature s'intéressant à la clinique qui ait pu faire un lien entre l'existence de prothèses à couple métal-métal et l'apparition de cancers, même à long terme. Par ailleurs, si le risque existe, il est probablement largement inférieur aux risques courus dans la vie quotidienne en relation avec les risques environnementaux. L'existence de comportements cellulaires pathologiques de certaines cultures de tissus en contact avec le chrome et le cobalt impose toutefois de rester attentif à ce phénomène biologique potentiel et requiert le suivi, non seulement radiologique, mais aussi biologique, des patients porteurs d'un couple métal-métal (mesure de la cobaltémie) (3, 6-9).

POLYÉTHYLÈNE RÉTICULÉ

Enfin, le polyéthylène a également connu des progrès considérables : les techniques de stérilisation et de conservation sous vide ont diminué sa vitesse de dégradation, amélioré sa résistance à l'usure et prolongé sa durée de vie; la fabrication de polyéthylène hautement réticulé, disponible depuis moins de dix ans, offre l'espoir, au vu des tests en laboratoire sur simulateur, d'une durée de vie doublée ou plus par rapport au polyéthylène conventionnel (10). Nos propres travaux de suivi clinique semblent conforter cette hypothèse, mais l'expérience a montré que, pour juger de la qualité d'un implant concernant sa résistance à l'usure et au descellement, un suivi à cinq ans est indispensable pour avoir des premières données significatives et qu'un suivi à dix ans est nécessaire pour avoir des éléments de comparaison fiables avec ce que nous savons des prothèses classiques dont nous essayons d'améliorer les performances (11) (Fig 3).

CONCLUSION

En résumé, le choix d'une prothèse de hanche est actuellement très large, chaque patient mérite une analyse personnelle de ses besoins. On tiendra compte de son espérance de vie, de son mode de vie, de la qualité de son stock



Figure 1 : Prothèse de hanche traditionnelle, à tige fémorale non cimentée, avec comme particularité une tête fémorale de type méga-tête s'articulant avec l'élément cotyloïdien d'une cupule couplée.



Figure 3 : Prothèse totale de hanche à couple polyéthylène réticulé-tête chrome-cobalt. La résistance à l'usure du polyéthylène réticulé permet l'utilisation de têtes fémorales d'un diamètre de 36 mm, plus stables que les classiques diamètres 22, 28 ou 32 mm.

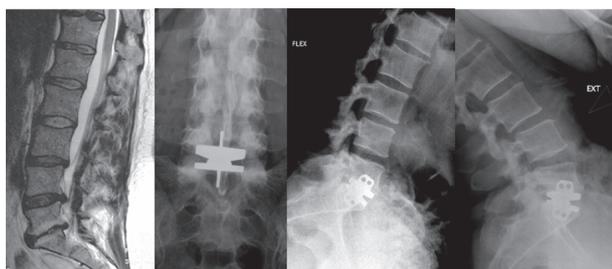


Figure 5 : Exemple de patiente de 43 ans présentant une discographie provocatrice L5-S1 positive et des discographies provocatrices indolores en L3-L4 et L4-L5 conduisant au choix d'une prothèse discale L5-S1. Excellent résultat clinique à deux ans au point de vue douleurs et activités quotidiennes (infirmière administrative), mais faible mobilité discale (1°). Dès lors, une simple arthrodèse L5-S1 aurait peut-être apporté le même résultat.

osseux. En fonction de ceci, on envisagera un resurfaçage chez un homme jeune et actif ou plus âgé et actif, chez une femme jeune et active, ne souhaitant plus avoir de grossesse en raison du passage de la barrière placentaire par les ions métalliques, ou chez une femme

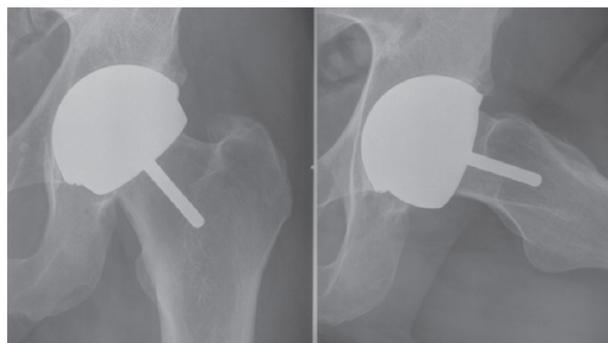


Figure 2 : Cupules couplées de hanche ou resurfaçage, le fémur proximal est vierge de toute agression. Dès lors, en cas de reprise ultérieure par une prothèse totale de hanche, la chirurgie sur le versant fémoral correspond à une chirurgie primaire.



Figure 4 : Exemple de prothèse discale L5-S1 chez une patiente de 44 ans, évaluée à un an et montrant une mobilité de $9,2^\circ$ entre la flexion et l'extension maximale.

active plus âgée mais après évaluation de son stock osseux par ostéodensitométrie. Si l'option resurfaçage ne peut être retenue, par exemple en raison d'une dysplasie coxo-fémorale excessive, d'une nécrose étendue de la tête fémorale ou d'une ostéoporose, le choix ira, en fonction de l'espérance de vie, vers une prothèse classique avec couple dur-dur céramique-céramique ou métal-métal (tenant compte des mêmes remarques concernant une possible grossesse). La préférence ira vers le métal-métal si les exigences fonctionnelles impliquent des pics de contrainte ou vers un couple métal ou céramique-polyéthylène chez des patients plus âgés. Le plus faible coût de ces couples articulaires met en exergue l'aspect médico-économique de ce type de chirurgie. Sur le plan médico-économique, il faut néanmoins être conscient de l'importance des coûts liés à une reprise d'arthroplastie; dès lors, le choix de prothèses primaires moins oné-

reuses à court terme peut ne pas représenter un intérêt économique à long terme.

LES PROTHÈSES DISCALES

La chirurgie du rachis lombaire s'est, jusqu'il y a relativement peu d'années, limitée à des interventions décompressives et stabilisatrices. Si les interventions à visée décompressive (discectomies, laminectomies) reposent sur des indications bien définies, celles-ci restent débattues en matière d'interventions stabilisatrices. Certaines scolioses, fractures, tumeurs, instabilités dégénératives sévères constituent des indications d'arthrodèse bien acceptées. Il n'en va pas de même pour ce qui représente pourtant le quotidien de la plupart des chirurgiens orthopédistes ou neurochirurgiens opérant les rachis pathologiques : les pathologies dégénératives lombaires, sans réelle instabilité, mais douloureuses et rebelles au traitement conservateur.

Alors que ces patients sont, sans doute trop fréquemment, soumis à des interventions d'arthrodèse de divers types (postérieures, antérieures, combinées, instrumentées ou non) et alors qu'il n'existe aucun consensus sur les indications indiscutables ni surtout sur les techniques optimales dans ce domaine, d'autres traitements chirurgicaux destinés aux mêmes patients sont apparus sur la scène ces dernières années : les techniques de non-fusion. Séduisantes pour un public peu informé ou ayant essentiellement accès à une documentation de nature commerciale plutôt que scientifique, séduisantes aussi pour le chirurgien puisque ces techniques semblent se profiler dans la lignée des arthroplasties de hanche ou de genou, elles souffrent néanmoins d'un manque cruel de validation scientifique. Elles sont pourtant de plus en plus fréquemment utilisées dans des pays tels que le nôtre.

Les arthrodèses rachidiennes représentent un pis-aller technique lié à l'impossibilité de remplacer, avec une fonction identique, un ou plusieurs segments mobiles. La perte de mobilité d'un segment rachidien plus ou moins long est fonctionnellement bien supportée par la plupart des patients, grâce au jeu articulaire des segments mobiles résiduels et des hanches. Il n'en reste pas moins vrai que toute arthrodèse entraîne une perte absolue de mobilité et peut induire un surmenage des segments mobiles résiduels, en particulier des segments néo-charnières. Ceci peut conduire à l'apparition de sténoses adjacentes, de discopathies devenant à leur tour symptomatiques, voire à une véritable faillite des segments surmenés avec instabilité sévère. Ces situations, relativement mal évaluées et probablement sous-

estimées, peuvent conduire à des réinterventions parfois invasives (12).

Il est donc en théorie légitime de tenter de remplacer les techniques d'arthrodèse par des techniques chirurgicales préservant au moins une partie de la fonction des segments mobiles opérés, ceci surtout dans le cadre des pathologies les moins graves, à savoir la pathologie dégénérative «banale», sans instabilité évolutive réelle.

LE CONCEPT DE NON-FUSION

Les techniques dites de non-fusion comportent diverses formes de «ligamentoplasties» postérieures utilisant des câbles et des vis pédiculaires (système de Graff, Dynesis®...) ou des câbles associés à des cales interépineuses (système de Sénégas et ses héritiers) dont le but est une restabilisation lombaire moins rigide qu'une arthrodèse, instrumentée ou non.

Elles comportent aussi des techniques de remplacement partiel ou total du disque intervertébral. Les remplacements partiels consistent essentiellement à placer une forme de noyau artificiel dans un espace discal lors d'une discectomie, dans l'espoir d'éviter ou de retarder l'apparition d'une discopathie symptomatique post-discectomie. Ces techniques restent à l'heure actuelle au stade expérimental, même si quelques dispositifs ont été commercialisés.

Les techniques d'arthroplastie totale des disques lombaires sont, quant à elles, entrées dans le domaine clinique, mais leur place exacte dans notre arsenal thérapeutique reste à définir. Quelques articles de synthèse récents permettent de constater la persistance de nombreuses incertitudes quant aux résultats fonctionnels objectifs atteints par rapport aux arthrodèses et, surtout, quant au devenir à long terme ainsi qu'aux risques de complications potentiellement sévères, en particulier en cas de reprises chirurgicales (13-16). Quelques séries cliniques récentes, plus rigoureuses que certains travaux plus anciens, initiées en particulier dans l'espoir de faire reconnaître l'usage des prothèses discales par la Food and Drug Administration (FDA) aux Etats-Unis, apportent une certaine lumière sur les prothèses actuellement utilisées, mais elles ne bénéficient d'aucun recul significatif (17-19). Quelques travaux mettent en lumière les difficultés liées aux reprises des complications (20, 21). Nos connaissances des arthroplasties discales sont donc bien maigres par rapport à l'information disponible à propos des arthroplasties de hanche ou de genou qui constituent actuellement des opérations orthopédiques de

référence en terme de qualité de résultat à court et long termes. De plus, la gestion des problèmes secondaires potentiels avec les prothèses totales de hanche et de genou est devenue bien codifiée grâce à l'expérience acquise depuis quarante ans.

BUTS DE L'ARTHROPLASTIE DISCALE

Une prothèse discale doit, en théorie, permettre d'obtenir :

- La suppression de la douleur discogénique
- Le maintien ou la restauration de la hauteur discale
- Le maintien ou la restauration de la lordose lombaire physiologique
- La restauration d'une mobilité normale du segment mobile
- Le maintien du rôle d'absorption des chocs du disque normal
- L'absence de mise en contrainte anormale des segments adjacents.

Si les trois premières contraintes sont raisonnablement respectées, le respect d'une mobilité physiologique est largement incomplet et dépend du type de prothèse choisi (Fig 4). En ce qui concerne l'absorption des chocs, aucune prothèse n'offre actuellement cette caractéristique. L'absence de dégradation du segment mobile adjacent, ou son apparition plus tardive par rapport à une arthrodèse, n'est pas démontrée par des études scientifiques indiscutables.

CONTRAINTES DE CONCEPTION DES IMPLANTS

Biocompatibilité

En plus de devoir atteindre les buts fixés, les implants doivent être constitués de matériaux biocompatibles et devraient résister aux contraintes pendant environ trente, voire quarante ans, compte tenu de l'âge des patients potentiellement candidats à cette technologie.

Parmi les trois prothèses ayant un certain passé clinique, deux prothèses discales font appel à une pièce intermédiaire articulaire en polyéthylène. L'expérience avec les prothèses de hanche a démontré le rôle potentiellement délétère des particules d'usure du polyéthylène qui peuvent engendrer des réactions contre corps étranger, conduisant à des ostéolyses et à des descellements d'implants. Un tel risque peut donc également exister au niveau du rachis, il est actuellement mal documenté en clinique. Les risques de déformation et de « fluage » ainsi que la génération de particules d'usure peuvent être étudiés sur simulateur. Sur base des don-

nées existantes, une déformation permanente du polyéthylène ne devrait pas apparaître dans des conditions normales d'utilisation; par ailleurs, l'usure du polyéthylène est faible et la quantité de particules d'usure est estimée négligeable après 10 millions de cycles (simulation de ~30 années de vie). Il est exact que la course de mobilité en glissement est beaucoup moins grande au niveau d'une prothèse discale qu'au niveau d'une prothèse de hanche, ce qui peut expliquer une usure nettement moindre.

Une troisième prothèse a recours à un couple de frottement métal-métal en alliage de chrome-cobalt; ce couple est, nous l'avons vu, considéré comme particulièrement performant au niveau des hanches, comparable au couple céramique-céramique. Les tests biomécaniques *in vitro* ont démontré, après 10 millions de cycles, une usure de l'ordre de 8% par rapport à ce qui est observé au niveau des hanches, la quantité de débris métalliques générés a été mesurée à 10% du taux toxique pour les cellules vivantes. De plus, cette prothèse possède un centre de rotation déplacé vers l'arrière, ce qui se rapproche du centre de rotation physiologique intervertébral (18).

Mise en place, abord chirurgical

La mise en place des prothèses discales devrait être possible au prix d'une voie d'abord peu délabrante et exempte de risque significatif de complications, en particulier neuro-vasculaires, puisque le symptôme essentiel justifiant ce type de traitement n'est « que » une lombalgie.

L'abord chirurgical du disque L5-S1 par voie antérieure trans- ou rétro-péritonéale est relativement aisé et peu dangereux s'il n'existe pas d'anomalie anatomique au niveau du carrefour aorto-iliaque et ilio-cave. Par contre, l'abord des segments sus-jacents, en particulier L4-L5, expose à un plus grand risque de complications, surtout au niveau de la veine iliaque primitive gauche. C'est particulièrement le cas si le modèle de prothèse choisi impose une voie d'abord strictement médiane en raison de l'impossibilité qui peut exister à mobiliser de façon suffisante les gros vaisseaux. Ces risques sont majorés en cas de reprise chirurgicale sur les mêmes niveaux en raison des inévitables adhérences. L'aide d'un chirurgien vasculaire peut être précieuse et celui-ci doit être disponible avant de commencer une arthroplastie discale.

Imagerie

La présence de prothèses discales ne devrait pas hypothéquer le recours aux techniques modernes d'imagerie. Une surface de frottement

ne peut faire appel à des composants en titane en raison du caractère adhérent de ce matériau dans ces formes habituelles en matière d'implants chirurgicaux ainsi que du risque d'abrasion de surface en cas de contraintes en frottement. Dès lors, les composants métalliques des prothèses discales sont en alliage de chrome-cobalt. Néanmoins, l'IRM devient ininterprétable pour étudier les structures toutes proches du segment mobile opéré en raison des artéfacts générés. Ceci peut poser problème pour étudier le contenu intra-rachidien en regard d'une prothèse. Les segments adjacents sont toutefois accessibles à l'IRM. Le CT scan reste performant à l'étage opéré car il est moins sensible aux artéfacts.

Ablation et reprises chirurgicales

L'ablation des implants doit pouvoir se faire sans risque excessif de lésion iatrogène et, en particulier, sans risque vital. Il existe peu de cas de complications documentés. Ceci est néanmoins la conséquence du suivi scientifique insuffisant des milliers de prothèses discales implantées depuis bientôt vingt ans. Il est à ce jour impossible d'avoir une appréciation globale du risque de complications mineures ou graves lié à l'implantation de prothèses discales lombaires, surtout à long terme. Un auteur (20) rapporte une série d'échecs correspondant tous à des patients opérés initialement dans une seule et même autre structure hospitalière que celle de l'auteur. Si ce travail est intéressant pour documenter les difficultés auxquelles le chirurgien peut être confronté, il donne sans doute une vision pessimiste du risque réel de complications puisqu'il ignore l'ensemble des cas opérés par le premier chirurgien ou par d'autres équipes utilisant la même technique. L'existence d'un vice d'indication ou de technique a été fréquemment mise en évidence dans cette série de cas particulière.

INDICATIONS ACTUELLES ACCEPTABLES D'ARTHROPLASTIE TOTALE D'UN DISQUE

Contre-indications reconnues

L'arthrose facettaire postérieure est, en principe, une contre-indication à l'arthroplastie; si elle est modérée, elle peut être prise en charge par des infiltrations. Les scolioses, les spondylolisthesis isthmiques ou dégénératifs importants, les sub-luxations rotatoires risquent d'entraîner des contraintes excessives sur les implants et ne constituent donc pas des indications. Toute fragilité osseuse pouvant favoriser une migration des implants constitue également une contre-indication, de même que les fractures, tumeurs

et infections pour des raisons évidentes. L'allergie aux métaux peut être considérée comme une contre-indication, mais il faut rappeler que toute personne présentant une allergie cutanée aux métaux ne développe pas nécessairement une intolérance à un implant orthopédique profond. Une hernie discale exclue reste essentiellement une indication opératoire de décompression. Si une prothèse discale est envisagée pour traiter une discopathie symptomatique, sur le plan mécanique concomitamment, il ne faut pas que la chirurgie postérieure ait été déstabilisante.

Indications

L'indication optimale est, sans doute, la lombalgie discogénique sur discopathie isolée n'étant probablement pas le reflet d'une maladie du collagène, à savoir une discopathie survenue, par exemple, à la suite d'un événement «accidentel», par exemple une blessure discale chez un patient qui a peu de chances de développer des pathologies discales dégénératives pluriétagées. Dans ces conditions, les arthrodèses sur un seul étage donnent régulièrement des bons résultats à long terme, mais il serait, en théorie, encore plus séduisant de remplacer le disque par un dispositif mobile. Toutefois, est-il logique, voire raisonnable, de proposer une technique encore débattue alors qu'il s'agit précisément d'une population répondant bien à l'arthrodèse et qui a peu de risque de développer une pathologie néo-charnière ?

Sur base de l'expérience de l'auteur, c'est précisément chez les patients présentant des pathologies pluriétagées (2, 3, 4 niveaux) que le risque de décompensation du segment néocharnière est le plus élevé et qu'une technologie préservant, au moins en partie, la mobilité des segments opérés pourrait s'avérer la plus utile. Toutefois, les arthroplasties multiples font encore clairement partie de la chirurgie expérimentale.

Les indications opératoires prises en compte par l'auteur sont, dès lors, basées sur des considérations théoriques dont l'avenir dira si elles étaient correctes :

- Les patients présentant une discopathie isolée restent *a priori* des candidats à l'arthrodèse et une prothèse discale ne peut leur être proposée que comme une alternative séduisante en théorie, mais qui doit encore affronter l'épreuve du temps.
- Les patients présentant des pathologies dégénératives diffuses déstabilisées restent, de toute évidence, des candidats à l'arthrodèse, lorsqu'une chirurgie est indiquée (scolioses

dégénératives avec importante perturbation de l'équilibre du tronc).

- Les patients présentant une pathologie dégénérative «banale» pluriétagée, non déstabilisante ne sont *a priori* pas candidats à l'arthrodèse, même si les techniques actuelles rendent les suites post-opératoires plus faciles; le taux d'échec clinique reste élevé et le caractère invasif de la chirurgie est souvent injustifié. Ces patients deviendront, peut-être un jour, de bons candidats à une technique de non-fusion «enraidissante» de type ligamentoplastie, mais les preuves de l'efficacité clinique de ces techniques restent à apporter.

- Parmi ces patients présentant une pathologie dégénérative pluriétagée, certains présentent un ou deux étages très symptomatiques (que l'on peut identifier, avec un certain succès, par des critères que sont les signes de Modic, un signal discal postérieur hyperintense, une discographie provocatrice positive) alors que d'autres segments dégénérés sont asymptomatiques ou n'auraient en tout cas pas motivé une prise en charge médicale. La réalisation d'une arthroplastie discale sur le(s) segment(s) symptomatiques pourrait constituer une alternative à l'abstention chirurgicale ou à une arthrodèse ciblée, mais potentiellement délétère pour des segments néo-charnières déjà altérés. L'auteur a fait ce choix chez une quinzaine de patients sélectionnés et bien informés pendant un intervalle de trois ans; les résultats ont été satisfaisants et aucune complication grave n'a été à déplorer. Néanmoins, le recul le plus long n'est que de quatre ans. De plus, la mobilité mesurée sur les clichés dynamiques est parfois très réduite et on peut s'interroger sur le rôle potentiellement protecteur sur le segment mobile adjacent (5.9° de mobilité moyenne avec un écart type de 4.4°) par rapport à ce qui aurait été le cas avec une arthrodèse ciblée (Fig. 5).

CONCLUSION

Si l'arthroplastie discale est, *a priori*, séduisante par rapport à l'opération de sacrifice qu'est l'arthrodèse pour le patient et pour le chirurgien, elle l'est pour des raisons mécaniques simplistes par rapport à la complexité de la biomécanique rachidienne. Elle se situe encore aux frontières de la chirurgie expérimentale et de la clinique. Les indications restent imprécises et matière à débat. La survie à long terme des implants et les complications potentielles restent mal connues. Certaines reprises chirurgicales pourraient être lourdes et même comporter un risque vital. A l'heure actuelle, la pose de prothèses discales

devrait rester l'apanage de certaines équipes, avec obligation d'un suivi clinique rigoureux à long terme. Malheureusement, l'industrie favorise une utilisation à large échelle et on peut comprendre qu'elle essaie d'obtenir rapidement des retombées financières positives par rapport à leur investissement en recherche et développement. Il est à noter que l'existence d'un marquage «CE» n'implique qu'une garantie de qualité de fabrication, mais qu'elle ne reflète en rien l'existence d'études cliniques validées avant une mise sur le marché, contrairement à ce que signifie une approbation par la FDA aux Etats-Unis. Les chirurgiens du rachis ont donc le devoir de ne pas être complices d'un effet de mode et d'appliquer avec rigueur et prudence toute technologie innovante.

BIBLIOGRAPHIE

1. Sedel L, Raouf A.— Engineering aspect of alumina on alumina hip prosthesis. *Proc Inst Mech Eng*, 2007, **221**, 21-27.
2. Cuckler JM.— The rationale for metal-on-metal total hip arthroplasty. *Clin Orthop*, 2005, **441**, 132-136.
3. Amstutz HC, Beaulé PE, Dorey FJ.— Metal-on-metal hybrid surface arthroplasty: Two to six-year follow-up study. *J Bone Joint Surg*, 2004, **86**, 28-39.
4. Daniel J, Pynsent PB, McMinn DJW.— Metal-on-metal resurfacing of the hip in patients under the age of 55 years with osteoarthritis. *J Bone Joint Surg*, 2004, **86**, 177-184.
5. Clarke MT, Lee PTH, Arora A, Villar RN.— Levels of metal ions after small- and large-diameter metal-on-metal hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg*, 2003, **85**, 913-917.
6. Daniel J, Ziaee H, Salama A, et al.— The effect of the diameter of metal-on-metal bearing on systemic exposure to cobalt and chromium. *J Bone Joint Surg*, 2005, **88**, 443-448.
7. Daniel J, Ziaee H, Pradhan C, et al.— Blood and urine metal ion levels in young and active patients after Birmingham hip resurfacing arthroplasty: Four-year results of a prospective longitudinal study. *J Bone Joint Surg*, 2007, **89**, 169-173.
8. Hart AJ, Hester T, Sinclair K, et al.— The association between metal ions from hip resurfacing and reduced T-cell counts. *J Bone Joint Surg*, 2006, **88**, 449-454.
9. Visuri T, Pulkkinen P, Paavolainen P.— Malignant tumours at the site of total hip prosthesis: Analytic review of 46 cases. *J Arthroplasty*, 2006, **21**, 311-323.
10. Muratoglu OK, Bragdon CR, O'Connor D, et al.— Larger diameter femoral heads used in conjunction with a highly cross-linked ultra-high molecular weight polyethylene: a new concept. *J Arthroplasty*, 2001, **16**, 24-30.
11. Georis P, Gillet Ph.— Usure du polyéthylène réticulé Durasul® combiné à une tête Protasul® de 36 mm de diamètre : comparaison avec la combinaison d'une tête 28 et d'un polyéthylène conventionnel. Association des Orthopédistes de Langue Française, 10^{ème} Congrès, Montréal, 12-17 Septembre 2006.

12. Gillet Ph.— The fate of the adjacent motion segments after lumbar fusion. *J Spinal Disord Tech*, 2003, **16**, 338-345.
13. Mayer HM.— Total lumbar disc replacement. *J Bone Joint Surg*, 2005, **87**, 1029-1037.
14. Boden, S, Balderson R, Heller J, et al.— Disk replacements: this time will we really cure low-back and neck pain? *J Bone Joint Surg*, 2004, **86**, 411-421.
15. Huang R, Girardi F, Lim M, Cammisa F.— Advantages and disadvantages of non fusion technology in spine surgery. *Orthop Clin North Am*, 2005, **36**, 263-269.
16. Frelinghuysen P, Huang R, Girardi F, Cammisa F.— Lumbar total disc replacement, Part I : rationale, biomechanics and implant types. *Orthop Clin North Am*, 2005, **36**, 293-299.
17. Delamater R, Bae H, Pradhan B.— Clinical results of ProDisc-II[®] lumbar total disc replacement: report from the United States clinical trial. *Orthop Clin North Am*, 2005, **36**, 301-313.
18. Le Huec JC, Mathews H, Basso Y, et al.— Clinical results of Maverick[®] lumbar total disc replacement: two year prospective follow-up. *Orthop Clin North Am*, 2005, **36**, 315-322.
19. Regan J.— Clinical results of Charité[®] lumbar total disc replacement. *Orthop Clin North Am*, 2005, **36**, 323-340.
20. Van Ooij A, Cumhuri Onner F, Verhout A.— Complications of artificial disc replacement, a report of 27 patients with the SB Charité Disc. *J Spinal Disord Tech*, 2003, **16**, 369-383.
21. Bertagnoli R, Zigler J, Karg A, Voigt S.— Complications and strategies for revision surgery in total disc replacement. *Orthop Clin North Am*, 2005, **36**, 389-395.

Les demandes de tirés à part sont à adresser au Prof. P. Gillet, Chirurgie de l'Appareil locomoteur, CHU Sart Tilman, 4000 Liège, Belgique.
Email : philippe.gillet@chu.ulg.ac.be