
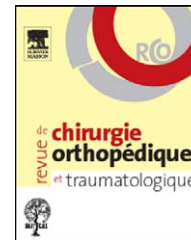




Disponible en ligne sur
 ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France
 EM|consulte
www.em-consulte.com



TRAVAUX DE LA SOCIÉTÉ D'ORTHOPÉDIE ET DE TRAUMATOLOGIE DE L'OUEST. RÉUNION DE LA ROCHELLE, JUIN 2010. SYMPOSIUM : PTH « LES GROSSES TÊTES »

Mise au point-« La grosse tête » : est-ce la solution au problème de la luxation de la prothèse de hanche ?[☆]

Update - 'BIG-HEAD': The solution to the problem of hip implant dislocation?

P. Triclot^{a,*}, F. Gouin^b, avec la participation de : D. Richter (Caen), T. Musset (Lorient), J. Bonnan (Granville), H. Ollivier (La Rochelle), P. Viale (Bourges), F. Feron (Rennes), M. Colmar (Saint Briec)

^a Centre hospitalier Privé Saint-Grégoire, CS56816, 35768 Saint-Grégoire, France

^b Service de chirurgie orthopédique, clinique chirurgicale orthopédique et traumatologique, centre hospitalier universitaire de Nantes, Hôtel-Dieu, 44093 Nantes cedex, France

MOTS CLÉS

Arthroplastie totale de hanche ;
Luxation arthroplastie totale de hanche ;
Couple de frottement ;
Diamètre tête fémorale

Résumé Les nouveaux couples de frottement, dont l'objectif initial était de limiter le potentiel ostéolytique des débris, ont autorisé l'évolution vers de plus grands diamètres de têtes prothétiques dont l'ambition est de résoudre le problème de la luxation de la prothèse de hanche. Le symposium va montrer que si, dans toutes les configurations, le plus grand diamètre permet de réduire de façon très significative le pourcentage de luxations aucun des couples ne remplit le cahier des charges mécaniques et/ou biologiques qui autoriserait une utilisation régulièrement fiable de ces plus grands diamètres. Leur utilisation doit donc se faire avec la plus extrême prudence.

© 2011 Publié par Elsevier Masson SAS.

Introduction

La prothèse totale de hanche a 50ans: elle a deux complications: la luxation et le sepsis et une évolution naturelle: le descellement [1]. L'évolution vers de plus grands diamètres de tête prothétique s'est faite pour prévenir le risque de luxation. En effet, si on connaît les causes multifactorielles de la luxation, on sait aussi que plus le diamètre de la tête est « grand », plus la « tolérance » aux autres facteurs de luxation est effective du fait de

DOI de l'article original : [10.1016/j.otsr.2011.03.011](https://doi.org/10.1016/j.otsr.2011.03.011).

[☆] Ne pas utiliser, pour citation, la référence française de cet article, mais celle de l'article original paru dans *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, en utilisant le DOI ci-dessus.

* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : triclot@wanadoo.fr (P. Triclot).

l'augmentation de la flèche de luxation et du moindre risque d'effet came.

Le problème de la luxation mérite assurément toute notre attention. Même si les taux de luxation sont inférieurs chez le praticien confirmé et maîtrisant parfaitement son implant, les publications montrent un pourcentage stable de luxation qui varie de 1 à 10% (avec une moyenne de 4%) et nous apprennent que 50% des patients qui se luxent en postopératoire feront l'objet de luxations itératives qui imposeront la reprise [2] : si ces éléments se confirment avec les travaux actuellement conduits sous l'égide de la SFHG concernant la révision, cela voudrait dire que près de 2% de nos arthroplasties de hanche de première intention sont reprises pour luxation !

Le diamètre de 28 mm s'est imposé comme un compromis entre les diamètres 22 et 32 mm. La « grande histoire » nous dit que J. Charnley a retenu le diamètre 22 mm pour optimisation de la *low friction* ; la « petite histoire » est qu'il a choisi ce diamètre avant de retenir le ciment comme mode de fixation alors même qu'il cherchait à faire tenir sa cupule sans ciment. La petite taille de tête permettait de diminuer les contraintes à l'interface os-cupule. Cette même « petite histoire » place la trochantérotomie qui permet de retendre l'auvent fessier, comme élément capable de stabiliser la hanche avec cette petite tête alors que la « grande histoire » en faisait un argument en faveur d'une meilleure exposition. M. Muller qui refusait la trochantérotomie a imposé la tête de 32 mm, mais celle-ci a rapidement démontré qu'elle usait plus que la tête de 22 mm, d'où le choix du 28 mm, devenu diamètre de référence.

Ce sont les travaux générés par l'identification de la « maladie du polyéthylène » qui ont fait émerger les nouveaux couples de frottement. Il est rapidement apparu que les couples dur/dur permettaient une diminution de l'épaisseur des inserts d'alumine ou métallique, le principe étant rapidement étendu aux polyéthylènes hautement réticulés. Dans le même temps, la cupule à double mobilité semblait acquérir une fiabilité permettant d'étendre ces indications et apparaissait la double mobilité alumine/alumine. Ainsi, les grands diamètres, mis à la disposition du chirurgien sont-ils devenus incontournables et cette « table ronde » écrite sous forme de « mise au point » cherche à répondre à trois questions :

- Les grosses têtes sont-elles une effective solution pour résoudre le problème de la luxation ?
- Jusqu'où la tribologie propre à chaque couple moderne autorise-t-elle l'utilisation de ces grosses têtes ?
- Les grosses têtes sont-elles une solution pour résoudre le problème de la luxation ?

L'augmentation du diamètre de la tête augmente le rapport tête/col, et retarde ainsi le contact col-cupule élargissant l'amplitude des mouvements de la hanche prothésée. De plus, la *jumping distance* est augmentée autorisant une plus grande amplitude des mouvements en « subluxation » avant qu'une vraie luxation ne survienne [3]. Sur la base d'une étude expérimentale, Burroughs [4] montre que des diamètres supérieurs à 32 mm augmentent les amplitudes de mobilité et diminuent les risques de luxation. Beulé et al. [5] rapportent moins de 10% de récurrences

des luxations après traitement de luxations récidivantes en utilisant des têtes de 36 mm et plus. Mertl [6] rapporte un taux de 1,8% de luxations avec des grands diamètres métal-métal par voie postérolatérale.

Ces résultats encourageants doivent cependant être pondérés. Skeels [7] rapporte 17% de luxations récidivantes chez des patients ayant bénéficié d'une révision de leur prothèse avec des têtes de 36 mm. Les résultats cliniques d'implantations de têtes de 36 et 40 mm (cupule en polyéthylène) chez 61 patients à risque de luxation, ne montrent pas une réduction notable de cette complication (4,6%), en référence aux séries historiques [8]. Enfin, le bénéfice en stabilité, apporté par l'augmentation du diamètre de la tête, est dépendant de l'orientation de la cupule : le mauvais positionnement en abduction de la cupule annule le bénéfice en stabilité [9]. Dans tous les cas, les grosses têtes, en augmentant la *jumping distance* retardent certes la luxation, mais peuvent masquer un dysfonctionnement de la hanche prothésée dans des conditions mécaniques défavorables : *edge loading* et effets came aggravés par une mauvaise position de la cupule. Les conséquences néfastes sont variables et fonctions de l'interface, spécifiques au couple de frottement utilisé.

Jusqu'où la tribologie propre à chaque couple moderne autorise-t-elle l'utilisation de grosses têtes ?

Couple de frottement mettant en jeu du polyéthylène

En 2009, 63% des arthroplasties totales de hanche posées en France faisaient intervenir un couple de frottement mettant en jeu du polyéthylène (12% de cupules scellées ; 35% d'inserts fixes dans une cupule métal-back et 16% d'inserts mobiles dans une cupule métal-back). Le polyéthylène est le principal responsable, dans l'histoire naturelle d'une arthroplastie, de son évolution vers le descellement. Le processus biologique responsable – macrophage dépendant – en est bien connu, depuis la production de débris jusqu'à l'ostéolyse ; mais on ne devra jamais perdre de vue qu'il est également « patient dépendant » [10]. On connaît parfaitement les facteurs qui aggravent ce processus. Si certains n'interviennent pas dans notre propos « grosses têtes », comme l'activité et l'offset, en revanche l'épaisseur du polyéthylène, donc la taille de la tête et sa possible fixation dans une cupule métal back sont des facteurs qui interviennent directement [11,12]. Si on se voulait quelque peu provoquant, on pourrait dire que les trois mots clés concernant le polyéthylène sont : l'épaisseur ; l'épaisseur ; l'épaisseur.

En effet dans le compromis usure/solidité, le dénominateur commun reste l'épaisseur du polyéthylène.

L'usure du polyéthylène est directement liée au rayon de la tête : pour le polyéthylène-métal ; Le compromis optimal entre les contraintes exercées par la tête sur la cupule et la surface sur laquelle s'exercent ces contraintes (principe même de la *low friction*), les usures volumétriques sont faibles avec des têtes de petit diamètre [13,14], les mêmes résultats ont été rapportés avec des têtes en céramique et

du polyéthylène *in vivo* [15]. Cette usure est également liée à la nature de la tête et donc des caractéristiques tribologiques de l'interface : si une tête en chrome-cobalt de 22,2 mm semble produire moins d'usure qu'une tête en acier, elle en produit autant qu'une tête de 32 mm en alumine ; la tête en alumine, au-delà de l'usure immédiate, conduit à une diminution de l'ordre de 50 % par rapport à un couple métal-polyéthylène [16].

Les causes liées à l'augmentation de l'usure volumétrique avec le diamètre de la tête sont en rapport avec l'augmentation de distance et vitesse du contact lors d'un mouvement avec un grand diamètre et à la diminution d'épaisseur du polyéthylène. Cela expose, au-delà de l'augmentation de l'usure, à une augmentation des contraintes dans la matière qui favorise la dégradation mécanique du polyéthylène (fracture, fatigue, délaminage). Ainsi, une épaisseur de 8 mm est recommandée pour limiter ces effets.

Ainsi, dans le cas d'une cupule traditionnellement scellée et pour respecter cette épaisseur de 8 mm, il n'est pas raisonnable, si on souhaite une espérance de vie de 20 ans, d'utiliser une tête de plus de 28 mm pour une cupule de 48 mm et une tête de 32 pour une cupule de 50 mm.

La fixation sans ciment, qui, à diamètre de cotyle identique, impose une épaisseur moindre de polyéthylène, si elle aggrave effectivement l'usure et donc l'ostéolyse, protège néanmoins la cupule d'un descellement comme celui que l'on observe dans le cadre de la fixation cimentée [17] : cela autorise le changement d'insert avec greffe qui est impossible sur une cupule scellée [18].

Le problème polyéthylène scellé versus polyéthylène non scellé n'est pas résolu, le débat se poursuivant entre la théorie du « ça use plus » et celle du « ça descelle moins ».

Mais, dans un insert métal-back dont l'épaisseur moyenne est de 3 mm, il faut, pour respecter ces 8 mm, en rester à une tête de 28 mm pour des cupules de 50 à 52 mm et à une tête de 32 mm pour des cupules de 54 à 56 mm.

Ainsi, même si certaines équipes sont restées fidèles au 22,2 mm, la tête de 28 mm en chrome-cobalt ou en céramique s'est imposée en face du polyéthylène. Légitimement, le débat devrait se situer entre tête 22,2 mm métal et tête 28 mm alumine puisqu'on sait les deux solutions identiques en face du même polyéthylène, le diamètre 32 mm ne se discutant que dans des cotyles de grande taille, instrumentés avec une cupule scellée.

Si on considère que l'épaisseur du polyéthylène constitue le facteur essentiel de la longévité d'une arthroplastie, on voit que toute augmentation du diamètre de la tête pour améliorer la stabilité se ferait aux dépens de la longévité.

Les polyéthylènes hautement réticulés ont pour objectif de répondre à ces limites des polyéthylènes conventionnels, permettant d'augmenter le diamètre de la tête ; la clinique a montré le rôle préventif sur les luxations de cette augmentation de diamètre de têtes [19]. Les travaux *in-vitro* [20,21] et *in vivo* [22–24] semblent confirmer que l'usure volumétrique est significativement moins importante, de même que les ostéolyses périprothétiques, mais les reculs cliniques restent inférieurs à dix ans. Des incertitudes persistent, d'une part sur les risques mécaniques de ces implants moins épais ayant subi des traitements physiques (irradiation et traitement thermique), particulièrement en cas de position-

nement vertical de la cupule et d'autre part sur la tolérance des particules d'usure de ces polyéthylènes qui sont de plus petite taille que celles des polyéthylènes conventionnels et dont le potentiel ostéolytique serait plus important.

D'autres voies sont en cours d'exploration comme les polyéthylènes « vitamino-dopés ».

Nos connaissances actuelles sur les polyéthylènes doivent nous faire observer toute augmentation du diamètre de la tête avec beaucoup de prudence, voire beaucoup de réserves.

C'est sans doute cette quasi impasse qui conduit, si on veut conserver le polyéthylène comme élément du couple de frottement, à mettre « en selle » la cupule à double mobilité qui est une authentique « grosse tête ».

L'intérêt de la double mobilité sur la stabilité est indiscutable [25]. L'indication en a d'ailleurs longtemps été réservée à la reprise pour luxation, puis à la reprise quelle que soit sa cause [26] connaissant le risque accru de luxation dans les reprises. Aujourd'hui, les travaux les plus récents semblent vouloir en faire une solution fiable également pour la longévité de l'implant chez les patients après 70 ans dans le cadre d'arthroplastie primaire.

La série régionale présentée par J. Bonnan comporte 1038 implantations et trois luxations confirmant ainsi la fiabilité de cette « grosse tête » vis-à-vis du risque de luxation ; ce résultat satisfaisant conduit l'auteur à proposer cette configuration à des patients « hors cadre » habituels (femme âgée, neurologique...) mais à risque luxant dans leur activité ludique ou professionnelle (marin pêcheur, sportifs...). Peut-on suivre ce type d'indication ?

Assurément aujourd'hui le dessin et la fixation acétabulaire de la cupule elle-même sont fiables et si on souhaite étendre les indications de cette « grosse tête », il faut travailler sur le polyéthylène.

Peu de travaux ont chiffré l'usure volumétrique du polyéthylène dans la configuration « double mobilité » [27,28]. La distribution de cette usure dans ses trois origines semble démontrer une très faible usure de la convexité, une usure moindre de la concavité, mais sans étude de la came responsable (en dehors de défaut majeur de positionnement de la cupule) de la luxation intraprothétique. La série régionale fait état de 16 reprises pour luxation intraprothétiques avec un recul de sept à 22 ans, mais sans aucune complication de ce type pour les implants posés depuis dix ans. La solution réside en partie dans le choix de l'association pertinente avec un col *friendly* et en partie dans le choix d'un polyéthylène. Or, aucun travail ne permet d'affirmer que l'on a intérêt à utiliser un polyéthylène hautement réticulé dans ce type d'implant.

Avant de vouloir étendre les indications de cette vraie « grosse tête », il faudra assurément répondre à cette question concernant le choix d'un type de polyéthylène.

Couple de frottement céramique-céramique

Le couple alumine-alumine en diamètre conventionnel (28–32 mm) a longtemps supporté la marque de deux problèmes : l'échec de la fixation acétabulaire de l'alumine et le risque de fracture de tête ou d'insert. Ces deux problèmes semblent aujourd'hui résolus : la fixation d'une cupule titane pouvant recevoir un insert en alumine semble

fiable grâce à l'évolution des revêtements : (l'alumine pure a évolué, avec une finesse des grains et une densité des céramiques de troisième génération, ce qui a fait chuter le risque de rupture de 1/2000 à 1/10 000) [29]. Les résultats [30] confirment les remarquables performances de ce couple vis-à-vis de l'usure et de la biocompatibilité des débris d'usure [31]. Cela fait, de cette configuration 28–32 mm, une solution confirmée quant à l'usure pour les patients jeunes et/ou actifs chez lesquels l'indication d'un couple dur-dur est retenue [32]. Les études montrent que, pour améliorer de façon significative la stabilité en augmentant le diamètre de la tête, il faut aller au-delà de 36 mm [33], donc diminuer de façon très significative l'épaisseur de l'insert. On voit qu'il est interdit de s'affranchir de ces diamètres conventionnels si l'on ne veut pas faire prendre de risque à ces mêmes patients. On sait, par ailleurs, que la reprise d'une prothèse pour fracture de tête ou d'un insert céramique présente un taux d'échecs non négligeable [34].

Outre le risque d'instabilité propre à ces diamètres 28–32 mm, les limites sont représentées par les risques d'effet came, (70 sur 176 explants pour Shon) [35], propres aux configurations « dur-dur » et par la mauvaise tolérance de ce couple à la décoaptation ou sublaxation qui se traduit par le phénomène d'*edge loading* générateur d'usure et de risque fracturaire. On notera que, dans le cas du couple alumine-alumine, l'effet came, qui libère des particules métalliques, peut être responsable des phénomènes de *squeaking* [36].

C'est pourquoi et ce, d'autant plus que la théorie nous y invite (équation d'Achard), il apparaît intéressant de faire évoluer ce matériau à faible coefficient de friction et à grande dureté vers des diamètres supérieurs.

L'évolution des céramiques vers les céramiques dites « matrice composite », renforcées par la présence de grains d'oxyde de zirconium et de strontium qui limitent et dirigent la propagation des fissures, va permettre l'utilisation de plus grands diamètres, puisqu'il est possible de réduire l'épaisseur de l'insert dont la résistance et la solidité ont été renforcées [37]. On sait que les microséparations et l'effet came sont d'autant plus effectifs que la tête est petite : or l'utilisation d'une tête de 36 mm en céramique composite ne génère pas plus d'usure qu'une tête de 28 mm en alumine pure [38]. Par ailleurs, l'utilisation d'une tête de plus grand diamètre permet d'augmenter l'off-set de la tête dans la cupule qui est nul pour un diamètre de 36 mm : il y a ainsi diminution de la hauteur de la zone de fixation conique de l'insert, ce qui, avec un angle de fixation conique de 18°, permet d'adapter un insert plus grand dans une cupule dont l'épaisseur lui, conserve une indéformabilité à l'impaction, compatible avec un positionnement fiable de l'insert. [39].

Cette augmentation de diamètre, avec un positionnement correct de la cupule, diminue le risque d'effet came et diminue significativement le risque de luxation : 4,5 % en 28 mm versus 1,8 % en 36 mm [40]. Mais cette course vers le plus grand diamètre ne résout pas tous les problèmes et génère quelques réserves :

- le travail en sublaxation, générateur de microséparations et d'*edge loading* à l'origine de fractures persiste ;
- l'augmentation des contraintes à l'interface os-cupule liées au moment de friction, peut poser à nouveau le pro-

blème de la tenue acétabulaire de la cupule recevant un insert céramique ;

- la rupture d'insert par diminution de son épaisseur [41] est une, complication à bien individualiser de la fracture d'insert par mal-positionnement [42], favorisé par la pente du cône. Cette complication est suffisamment identifiée pour que les industriels proposent des solutions (préassemblage ou pièce métallique intermédiaire (laquelle diminue encore l'épaisseur de céramique). Ces solutions doivent faire la preuve de leur intérêt.

Ainsi l'ensemble de ces doutes sur la fiabilité à long terme de ces plus grands diamètres pourrait faire perdre le bénéfice attendu des céramiques composites et nous obliger d'en rester à des diamètres conventionnels.

Ces réserves sont sans doute à l'origine de l'apparition de la double mobilité céramique-céramique : concept encore récent qui ambitionne de résoudre les différents problèmes soulevés par l'augmentation de diamètre de tête.

Le système propose, dans une céramique composite delta, des cupules de 32 mm, puis 36 mm avec des têtes de 22 puis 26 mm et une rétentivité assurée par une bague de polyéthylène. La médialisation de la tête assure l'autocentrage de la cupule, une meilleure mobilité et un moindre risque de luxation [19,43,44,45]. La double mobilité diminue l'usure en frottement et microséparation [46] ; le dessin de l'insert interdit tout contact avec le col prothétique et la double mobilité diminue les contraintes à l'interface os-cupule.

Les résultats cliniques sont encore rares : la série régionale, présentée par P. Viale, comporte 166 implantations chez 160 patients, avec un âge moyen de 60 ans, et un recul moyen de 2,3 ans.

Ces résultats cliniques sont identiques, pour un tel recul à ceux de toute arthroplastie conventionnelle (Merle d'Aubigné : 17,8 ; Harris : 98,4 ; Oxford : 12,52). Il y radiographiquement une bonne ostéo-intégration de la cupule, un off-set fémoral très irrégulièrement reconstruit et pas de signes d'ostéolyse. Il n'y a aucune luxation. L'auteur pense que cette configuration céramique-céramique double mobilité résout le problème des microséparations et que la disponibilité du 26/36 mm, éventuellement associé à un col modulaire, doit résoudre le problème de la reconstruction de l'off-set fémoral.

On le voit, les résultats sont encore trop récents pour que l'on puisse faire de ce principe, une solution fiable « grand diamètre » au problème de la luxation.

Couple de frottement métal-métal

J. Charnley fut le fossoyeur du couple métal-métal promu par K. McKee. Avant même que l'on ait expliqué les échecs du métal-métal de première génération du fait des insuffisances industrielles vis-à-vis des tolérances de sphéricité [47], le couple métal-polyéthylène s'était imposé. C'est B. Weber qui relancera le couple métal-métal de seconde génération avec un alliage forgé à haute teneur en carbone et un jeu articulaire optimisé [48]. Cette tribologie effacera rapidement toutes les autres configurations métal-métal, en particulier, les alliages bas-carbone [49]. Si l'insert métallique scellé a rapidement montré ses limites

[50] en dehors d'un renfort métallique [51], la configuration sans ciment avec un polyéthylène sandwich a fait preuve d'une fiabilité mécanique, biologique et clinique effective avec un recul de 15 ans. Les résultats cliniques, publiés avec des diamètres 28 et 32 mm, sont très intéressants chez les patients jeunes et/ou actifs et la surveillance de l'imagerie de ces patients semble très rassurante vis-à-vis de l'ostéolyse [52,53,54]. Les images d'ostéolyse surveillées ne peuvent d'ailleurs pas être attribuées de façon formelle au couple métal-métal ; de nombreux arguments militent pour en faire des ostéolyses à polyéthylène [55].

Le couple métal-métal a toujours suscité des réserves vis-à-vis des risques potentiels liés à un taux élevé permanent d'ions métalliques circulants, même en fonctionnement harmonieux du couple. Cependant, à ce jour aucune complication n'a pu être attribuée à cette cause et il apparaît clairement que cette réserve intéresse la pose de tout implant métallique [56] et pas uniquement les arthroplasties à couple métal-métal.

Les limites de ce couple métal-métal « petit diamètre » sont donc doubles : biologiques et mécaniques.

Sur le plan biologique, c'est une allergie de type IV, donc différée et imprévisible, parfaitement identifiée par Willert (ALVAL) [57]. Les manifestations cliniques sont très polymorphes, depuis la simple gêne articulaire jusqu'au tableau pseudoseptique [58] ; elles ont en commun, une hanche liquidienne (ponction stérile) et une capsule très épaisse à l'échographie et au scanner. Seul le diagnostic histologique est formel, mais les tableaux radiocliniques sont actuellement suffisamment évocateurs pour un praticien averti et conduisent à la reprise précoce. Le résultat est alors rapidement satisfaisant, sans complication spécifique à ce type de reprise qui, réalisée rapidement, n'intéresse que le couple. La fréquence avancée pour l'Alval est de 0,3 %.

Sur le plan mécanique, la limite est représentée par l'effet came. Le risque est assurément d'autant plus important que le diamètre du col sera élevé, mais également que la mobilité sera meilleure. Il apparaît que ces effets came, radiographiquement accessibles par une encoche sur le col et par des taux anormalement élevés d'ions métalliques (Cr, Co, Ti) sont surtout liés à une malposition de la cupule, toujours trop verticale, avec souvent un défaut de positionnement dans le secteur de l'antéversion [59].

Les arguments, qui s'opposent à une évolution de ce couple vers de plus grands diamètres, sont donc solides ; mais on retrouve également un faisceau d'arguments pour faire évoluer le couple dans cette direction et diminuer le risque de luxation.

Sur un plan théorique, in vitro, le relargage ionique, au-delà de la période de rodage, est moindre [60]. Il est clair que, pour un positionnement correct de la cupule, il y a une meilleure mobilité et un risque moindre d'effet came [61].

Ce sont ces arguments qui ont conduit à la mise à disposition des têtes anatomiques (LHD).

Rappelons qu'initialement, elles avaient pour objectif le traitement de la fracture cervicale compliquant un re-surfage ! Le fait de ne pas changer la cupule est très discuté sur le plan tribologique.

Une série régionale, présentée par M Colmar, avec 200 implantations et 162 patients revus à cinq ans de recul, confirme l'intérêt quant à la stabilité : 0 luxation ! Les résultats de cette série sont très encourageants.

L'implantation est réalisée uniquement sur des coxarthroses centrées ; les scores de Merle d'Aubigné et Harris sont de 16,3 et 85 ; le score de l'Ucla de 6,5 et le Womac corrigé de 77,2 %. L'étude radiographique par des radiologues indépendants (Medical Metrics Inc ; Houston, TX77065, États-Unis) retient l'absence de migration, des cupules entièrement intra-osseuses dans 91,5 % des cas, ce qui explique leur relative verticalité (45,4–52,3 selon la série). Les dosages sont très éloignés des doses dites toxiques (Cr : 1,95 µg/L, Co : 2,2 µg/L), mais supérieurs aux dosages retrouvés en 28 mm [62] ; cela s'explique par le dispositif de réglage de la longueur du col par entretoise, introduisant une interface supplémentaire.

Depuis la présentation de ces résultats, le suivi de cette série de patients a révélé un cas de pseudotumeur dont la manifestation inaugurale a été une luxation par distension articulaire due à l'épanchement. Les pseudotumeurs étaient rarement attribuées aux têtes anatomiques [63,64]. Ce que Langton regroupe sous le vocable d'ARMD [65] ne s'applique pas qu'au re-surfage.

Les résultats publiés, concernant des séries de LHD, ne sont pas tous aussi encourageants [66–68]. Avant de faire de ce type d'implant, une solution définitive au problème de la luxation, il faut :

- optimiser leur revêtement du fait des contraintes en cisaillement à l'interface os-implant, et améliorer leur dessin pour disposer d'un angle structurel et d'un angle fonctionnel recouvrant [69].
- démembrer l'ADMR et comprendre la ou les causes de pseudotumeur.

Quant à ce qu'on appellera les diamètres intermédiaires, entre le 28–32 dans un polyéthylène sandwich et les têtes anatomiques, c'est-à-dire des diamètres 36 et 40 à partir des cupules de 50, il est encore trop tôt pour savoir s'ils n'entraîneront pas une complication spécifique. Ces configurations sont habituelles chez tous les industriels qui disposent du « 3 en 1 », les trois couples de frottement dans la même cupule ; l'intérêt discuté « du 3 en 1 » sur le plan mécanique s'est effacé devant l'intérêt commercial, mais en matière de métal-métal, cela a permis de faire disparaître le polyéthylène et son potentiel ostéolytique et d'aller à de plus grands diamètres de têtes puisqu'on peut, sans risque, travailler sur de faibles épaisseurs métalliques. On ne peut pas encore savoir si ces diamètres intermédiaires réaliseront « la petite tête de grand diamètre » qui résoudra le problème de la luxation.

Conclusion

Dans le cadre des arthroplasties de hanche, les grands diamètres de tête sont une réponse efficiente et attractive à une des deux causes les plus fréquentes de reprises de PTH : la luxation. Cependant, les solutions, proposées à ce jour, ont généré des problèmes nouveaux ou aggravé des problèmes connus, mais marginaux. On constate :

- des situations mécaniques dont les grands diamètres ont diminué la tolérance :
 - augmentation des contraintes à l'interface os-cupule à laquelle les implants à double mobilité peuvent amener une réponse,
 - diminution sans suppression des effets came, dont la tolérance des nouveaux matériaux exigés par les grands diamètres est une limite,
 - un travail en sublaxation, ou à moindre degré des phénomènes de microséparation responsables d'*edge loading* mettant en péril la longévité des matériaux,
 - des conséquences mécaniques précoces au mauvais positionnement des cupules ;
- des exigences techniques nouvelles pour diminuer l'épaisseur des inserts :
 - les nouveaux polyéthylènes, les céramiques composites dont le recul clinique est court,
 - l'assemblage des inserts céramiques dans les cupules métalliques ;
- des réactions biologiques mal connues aux « nouveaux » débris d'usure générés par les matériaux spécifiques des grands diamètres (polyéthylènes hautement réticulés, ions métalliques...).

Aucune combinaison n'a, à ce jour, répondu à tous ces problèmes. Choisir un grand diamètre, aux dépens d'une interface conventionnelle dont les limites sont parfaitement documentées, c'est accepter une part d'inconnue pour nos patients opérés. Une des données inconnues, commune à toutes les options rapportées plus haut, est la longévité clinique à long terme des grands diamètres. Pour limiter les conséquences négatives de ces inconnues, nous nous devons, à titre individuel, d'assurer le suivi prospectif de nos patients implantés, de les inscrire sur le registre des prothèses, de documenter les dossiers de matériau vigilance en cas d'échec, et dans tous les cas, de faciliter les interactions entre cliniciens, laboratoires de recherche, industries et tutelles.

Déclaration d'intérêts

Plusieurs des participants à ce symposium sont consultants pour des sociétés de fabrication et/ou distribution de matériel orthopédique, mais aucun n'a reçu ou ne recevra de bénéfice personnel ou professionnel dans le cadre de ce travail.

Références

- [1] Bozic KJ, Kurtz SM, Lau E, Ong K, Vail TP, Berry DJ. The epidemiology of revision in total hip arthroplasty in the United States. *J Bone Joint Surg Am* 2009;91:128–33.
- [2] Stulberg SD. Dual poly liner mobility optimizes wear and stability in total hip arthroplasty. Current concepts in joint replacement. 2010; Winter Session; paper 6: 27.
- [3] Sariali E, Lazennec JY, Khiami F, Catonné Y. Mathematical evaluation of jumping distance in total hip arthroplasty. *Acta Orthop* 2009;80:277–82.
- [4] Burroughs BR, Hallstrom B, Golladay GJ, Hoeffel D, Harris WH. Range of motion and stability in total hip arthroplasty with 28-32-38 and 44 mm femoral head size. *J Arthroplasty* 2005;20:11–20.
- [5] Amstutz HC, Le Duff MJ, Beaulé PE. Prevention and treatment of dislocation after total hip replacement using large diameter balls. *Clin Orthop Relat Res* 2004;429:108–16.
- [6] Mertl P, Boughebi O, Havet E, Triclot P, Larchandet JF, Gabrion A. Large diameter head metal-metal bearing in total hip arthroplasty: preliminary results. *Orthop Traumatol Surg Res* 2010;96(1):14–20.
- [7] Skeels MD, Berent KR, Lombardi AV Jr. The dislocator, early and late: the role of large heads. *Orthopaedics* 2009;32(9):667.
- [8] Lachiewicz PF, Soileau ES. Dislocation of primary total hip arthroplasty with 36 and 40 mm femoral heads. *Clin Orthop Relat Res* 2006;453:153–8.
- [9] Crowninshield RD, Maloney WJ, Humphrey SM, Blanchard CR. Biomechanics of large femoral heads. What they do and don't do. *Clin Orthop Relat Res* 2004;429:102–7.
- [10] Hamadouche M. Ostéolyse péri-prothétique. In: Duparc J, editor. *Cahier d'Enseignement de la SOFCOT* 2004. Paris, p. 293–310.
- [11] Nayak N, Mulliken B, Rorabeck C, Bourne R, Robinson E. Osteolysis in cemented versus cementless acetabular components. *J Arthroplasty* 1996;11:135–40.
- [12] McCombes P, Williams S. A comparison of polyethylene wear rates between cemented and cementless cups. *J Bone Joint Surg Br* 2004;86(3):344–9.
- [13] Shaju KA, Hassan ST, D'Souza LG, McMahon B, Masterson EL. The 22 mm vs 32 mm femoral head in cemented primary hip arthroplasty long-term clinical and radiological follow-up study. *J Arthroplasty* 2005;20(7):903–8.
- [14] Livermore J, Ilstrup D, Morrey B. Effect of femoral head size on wear of the polyethylene acetabular component. *J Bone Joint Surg Am* 1990;72(4):518–28.
- [15] Clarke IC, Gustavson A, Jung H, Fujisawa A. Hip-simulator ranking of polyethylene wear: comparison between ceramic heads of different sizes. *Acta Orthop Scand* 1996;67(2): 128–32.
- [16] Wroblewski BM, Siney PD, Fleming PA. Wear of ultra high molecular weight polyethylene cup in the Charnley LFA, using metal and ceramic 22.2 diameter head. *Total Hip Arthroplasty: what will the 21st century prosthesis be like?* Acra Group ed 2000;4(4):111–3.
- [17] Morshed S, Bozick R, Ries M, Malchau H, Colford J. Comparison of cemented and uncemented fixation in total hip replacement; a meta-analysis. *Acta Orthop* 2007;78(3):315–26.
- [18] Bidar R, Girard J, May O, Pinoit Y, Laffarge P, Migaud H. Conservation du metal-back lors de la reprise d'une prothèse de hanche avec changement d'insert. *Rev Chir Orthop* 2007;93(5):461–8.
- [19] Berry DJ, Von Knoch M, Schleck CD, Harmsen WS. Effect of femoral head diameter and operative approach on risk of dislocation after primary total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2005;87:2456–63.
- [20] Shen FW, Lu Z, McKellop HA. Wear versus thickness and other features of 5-Mrad cross-linked UHMWPE acetabular liners. *Clin Orthop Relat Res* 2011;469:395–404.
- [21] Muratoglu OK, Orhun K, Wannomae K, Christensen S, Rubash H, Harris WH. Ex vivo wear of conventional and cross-linked polyethylene acetabular liners. *Clin Orthop Relat Res* 2005;438:158–64.
- [22] Triclot P, Grosjean G, El Masri F, Courpied J, Hamadouche M. A comparison of the penetration of two polyethylene acetabular liners of different levels of cross-linking. *J Bone Joint Surg Br* 2007;89(11):1439–45.
- [23] Leung SB, Egawa H, Stepniewski A, Beykirch S, Engh Jr CA, Engh Sr CA. Incidence and volume of pelvic osteolysis at early follow-up with highly cross-linked and non-cross-linked polyethylene. *J Arthroplasty* 2007;22(suppl. 2):134–9.
- [24] Geerding CH, Grimm B, Vencken W, Heyligers IC, Tomino AJ. Cross-linked compared with histological polyethylene

- in THA: an 8-year clinical study. *Clin Orthop Relat Res* 2009;467:979–84.
- [25] Fessy MH. La double mobilité. *Rev Chir Orthop* 2010;96(7): 899–906.
- [26] Philippot R, Camilleri JP, Boyer B, Adam P, Farizon F. The use of a dual articulation acetabular cup system to prevent dislocation after primary total hip arthroplasty. *Int Orthopaedics* 2009;33(4):927–32.
- [27] Adam P, Farizon F, Beguin L, Fessy MH. Surface analysis of 50 explanted constrained dual-mobility polyethylene cups. *J Bone Joint Surg Br* 2001;83:654–89.
- [28] Pineau V, Lebel B, Gouzy S, Dutheil JJ, Vielpeau C. Mesure de l'usure des prothèses totales de hanche à double mobilité. *Rev Chir Orthop* 2010;96(6):679–86.
- [29] Sedel L, Jin ZM, Riecker C, Grigoris P, Roberts P. Long term data concerning the use of alumina in total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br* 2006;86:41.
- [30] Aldrian S, Nau T, Gillesberger F, Petras N, Ehall R. Medium-term analysis of modern ceramic-on-ceramic bearing in THA. *Hip Int* 2009;19(1):36–40.
- [31] Nam KW, Yoo JJ, Kim YM, Kim HJ, Kim YL, Lee MH. Alumina-debris-induced osteolysis in contemporary alumina-on-alumina total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2007;89:2499–503.
- [32] Bizot P, Hannouche D, Nizard R, Witvoet J, Sedel L. Hybrid alumina total hip replacement using a press-fit metal-backed socket in patients younger than 55 years. *J Bone Joint Surg Br* 2004;86(2):190–4.
- [33] Rosenberg AG. AAOS 2010, SympoVI; podium presentation.
- [34] Allain J, Roudot-Thoraval F, Delecricin J, Anract P, Migaud H, Goutalier D. Revision total hip arthroplasty after fracture of a ceramic femoral head. *J Bone Joint Surg Am* 2003;85(5):825–30.
- [35] Shon WY, Baldini T, Peterson MG, Wright TM, Salvati EA. Impingement in total hip arthroplasty: a study of retrieved acetabular components. *J Arthroplasty* 2005;20:427–35.
- [36] Respreto C, et al. Natural history of squeaking after THA. *Clin Orthop Relat Res* 2010;468:340–5.
- [37] Garino JP. Ceramic component fracture: trends and recommendation with modern components based on improved reporting methods. 10th Biolox Symposium 2005:www.biolox.com.
- [38] Clark C, Green D, Williams P, Donaldson T, Pezzotti G. US perspective on hip simulator wear testing of BIOLOX Delta in severe test modes. 11th Biolox Symposium 2006:www.biolox.com.
- [39] Sariali E, Lazennec JY, Khiami F, Catonné Y. Mathematical evaluation of jumping distance in total hip arthroplasty. Influence of abduction angle, femoral head offset and head diameter. *Acta Orthopaedica* 2009;80(3):277–82.
- [40] Zagra L, Ceroni GR, Corbella M. THA ceramic-ceramic coupling with bigger heads. 9th Biolox Symposium 2004:www.biolow.com.
- [41] Manley MT, Sutton K. Bearings of the future for total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2008;23:47–50.
- [42] Beaver RJ, McCormick C, Kop A. Fractures in misaligned ceramic acetabular liners. In: *Bioceramics and alternative bearing in joint arthroplasty*. New York: Thieme Verlag Stuttgart; 2002. p. 65–71.
- [43] Bader R, Steinhausen E, Gradinger R, Willmann G, Mittelmeier W. Computergestützte bewegungssimulation an hüftendoprothesen mit keramik-keramik gleitpaarung. *Z Orthop* 2002;140:310–6.
- [44] Olk A, Bartscher T, Gusinde J, Henning FF. Ceramic bearings enlarging the range of indication for bipolar prosthesis. In: Benazzo F, editor. *Bioceramics and alternative bearing in joint arthroplasty*. Berlin; Steinhopft Verlag 2006:77.
- [45] Chen Q, Lazennec JY, Guyen O, Kinbrum A, Berry JD, An KN. Validation of a motion analysis system for measuring the relative motion of the intermediate component of a tripolar total hip arthroplasty prosthesis. *Med Eng Phys* 2005;27(6): 505–12.
- [46] Lazennec JY, Jennings LM, Fischer J, Masson B. Two ceramic bearing surfaces with a self adjusting cup: a new application of delta ceramics to reduce the risk of dislocation and subluxation bioceramics and alternative bearings. *Bioceramics and alternative bearings in joint arthroplasty*. 10th Biolox Symposium 2005:www.biolox.com.
- [47] Zahiri C, Schmalzried T, Ebramzadeh E. Lessons learned from loosening of the McKee-Farrar metal-on-metal total hip replacement. *J Arthroplasty* 1999;14:326–32.
- [48] Weber B. Metal-metal total prothese des hüftgelenkes: zurück in die zukunft. *Z Orthop* 1992;130:306–14.
- [49] Korovessis P, Petsinis G, Repanti M, et al. Metallosis after contemporary metal-on-metal hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 2006;88:1183–91.
- [50] Levai J, Descamps S, Roch G, et al. Échec par descellement aseptique précoce de la cupule acétabulaire cimentée des athroplasties totales de hanche à couple métal-métal. *Rev Chir Orthop* 2006;92:575–80.
- [51] Girard J, Combes A, Herent S, et al. Metal-on-metal cups cemented into reinforcement rings: a possible new acetabular reconstruction procedure. *J Arthroplasty* 2009;17:346–53.
- [52] Dorr L, Long W, Sirianni L, et al. The argument for the use of metasil as an articulation surface in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res* 2004;429:80–5.
- [53] Delaunay C, Bonnomet F, Clavert P, et al. THA using metal-on-metal articulation in active patients younger than 50 years. *Clin Orthop Relat Res* 2008;466:340–6.
- [54] Grübl A, Marker M, Brodner W, et al. Long term follow-up of metal-on metal total hip replacement. *J Orthop Res* 2007;25:841–48.
- [55] Triclot P. Prothèse totale de hanche avec couple de frottement métal-métal à haute teneur en carbone. Résultats à 12 ans minimum d'une série continue. *Rev Chir Orthop* 2009;95(4):86–96.
- [56] Luetzner J, Krummenauer F, Lengel A, et al. Serum metal ion exposure after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2007;461:136–42.
- [57] Willert H, Buchhorn G, Fayyazi A, et al. Histological changes around metal-on-metal joints indicate delayed type hypersensitivity. *Osteologie* 2000;9:2–10.
- [58] Mikhael M. Failure of metal-on-metal total hip arthroplasty mimicking hip infection. *J Bone Joint Surg* 2009;91:443–9.
- [59] Simon J-P, Bellemans J. Femoral neck notching in 28 mm metal on metal articulation. *Hip Int* 2008;18:113–28.
- [60] Riecker C, Schön R, Konrad R, et al. Influence of the clearance of in-vitro tribology of large diameter metal-on-metal articulations pertaining to resurfacing implant. *Orthop Clin North Am* 2005;36:135–42.
- [61] Mertl P, Olory B, Triclot P. Avantages théoriques et pratiques du couple métal-métal de grand diamètre en arthroplastie primaire de hanche. *Maitr Orthop* 2006;157:32–6.
- [62] Triclot P. Leçons à tirer de l'étude toxicologique d'une série continue de prothèses totales de hanche à couple metal-metal. In press: *Rev Chir Orthop* 2011;97, doi:10.1016/j.rcot.2011.03.037.
- [63] Clayton R, Beggs I, Salter D, et al. Inflammatory pseudotumor associated with femoral nerve palsy following metal-on-metal resurfacing of the hip. *J Bone Joint Surg* 2008;90:1988–93.
- [64] Glyn-Jones S, Pandit H, Kwon Y, et al. Risk factors for inflammatory pseudotumour formation following hip resurfacing. *J Bone Joint Surg* 2009;91B:1566–74.
- [65] Langton D, Jameson S, Joyce T, et al. Early failure of metal-on-metal bearings in hip resurfacing and large diameter total hip replacement. *J Bone Joint Surg* 2010;92B: 38–46.
- [66] Berton C, Girard J, Krantz N, Migaud H. The Durom large diameter head acetabular component. *J Bone Joint Surg Br* 2010;92(2):202–8.

- [67] Long W, Dastane M, Harris M, Wan Z, Dorr L. Failure of the Durom acetabular component. *Clin Orthop Relat Res* 2010;468(2):400–5.
- [68] Deprez P, Vanden Berghe L, Demuynck M. High early revision rate due to pseudotumor formation in metal-on-metal large head diameter THA. AAOS 2010; Podium presentation 011.
- [69] Griffin W, Nanson C, Springer B. Reduced articular surface of one-piece cups. *Clin Orthop Relat Res* 2010;10: 1383–8.