

La cupule à double mobilité : une nouvelle révolution technique dans la prothèse totale de hanche

Dual Mobility Cup: A New THA Revolution

J Caton, T Aslanian, JL Prudhon, A Ferreira, L Descamps, G Dehri, JM Puch

Lyon - France.

Mots clés

- ◆ Prothèse totale de hanche
- ◆ Luxation de prothèse
- ◆ Reprise de prothèse
- ◆ Cupule à double mobilité

Résumé

Depuis 1962, date de la première prothèse de hanche, après les premiers essais des frères JUDET en 1946-1948, la luxation est devenue un risque majeur dans cette chirurgie. En effet, outre les luxations post opératoires, J. CATON et D. BERRY ont montré en 2004 que ce risque était cumulatif tout au long de la vie de l'implant sur plus de 25 ans. Par ailleurs, les registres nationaux de suivi des PTH ont confirmé ces données et démontré qu'il s'agit actuellement de la cause la plus fréquente de reprises.

Sur le plan biomécanique, l'augmentation du diamètre de la tête prothétique permet de diminuer ce risque en augmentant la distance de luxation appelé « Jump distance » par G. MASSE et H. WAGNER. Néanmoins, cette augmentation du diamètre a une limite à 36 mm. Au-delà de celle-ci, un certain nombre de problèmes apparaissent sur le col prothétique (« fretting-corrosion »), débris métalliques dans les couples métal/métal, excentration du centre de rotation, bruits et grincements dans le couple céramique/céramique.

De 1974 à 1977, Gilles BOUSQUET de SAINT ETIENNE et son ingénieur André RAMBERT ont mis au point un nouveau concept appelé cupule à double mobilité (DM) présentant les avantages d'une grosse tête supérieure à 36 mm de diamètre, sans en avoir les inconvénients. Le principe en est simple en apparence : il s'agit de deux cupules se mobilisant l'une dans l'autre, d'abord la tête métallique prothétique rétentive dans une cupule polyéthylène (PE) (petite articulation), puis par un phénomène de recrutement, la cupule PE se mobilise dans une cupule métallique fixée dans l'acétabulum (grande articulation) : ceci permet d'augmenter la mobilité de la hanche en diminuant, voire supprimant les possibilités de luxation. Par ailleurs, en 2003, D. NOYER a mis en évidence, dans ce système, une pseudo articulation entre le col prothétique métallique et les bords de la cupule PE qu'il a appelé à juste titre « troisième articulation ».

De nombreuses modifications ont été apportées par différents concepteurs à partir de cette prothèse initiale baptisée par G. BOUSQUET en 1977, cupule NOVAE™. Ces modifications ont porté sur la fixation de la cupule métallique, son matériau, la géométrie de la cupule PE et son anneau de rétention, et enfin sur la troisième articulation afin d'optimiser les contacts et d'éviter le maximum de conflits, générateurs d'usure et donc de débris. Ceci a abouti à classer en fonction du temps ces cupules DM en première, deuxième et troisième génération.

La cupule métallique actuelle que nous utilisons (QUATTRO™ groupe LEPINE) bénéficie d'un dessin mixte à la fois hémisphérique et géométrique. Elle est en chrome-cobalt avec une surface externe sans ciment réhabitable avec des éléments de fixation, une surface interne lisse ultrapolie, une cupule PE de volume plus large avec un anneau de rétention inférieur de 2 mm au diamètre de la tête prothétique et un bord largement chanfreiné pour optimiser le contact avec le col prothétique ultra brillant, rond, et de petit diamètre si possible.

Les résultats sur la luxation sont excellents de 0 à 1 % sur les PTH pour lésions dégénératives et inférieurs à 1.5 % dans les fractures du col fémoral. Leur taux de reprise est de moins de 2 % à 10 ans de recul.

Cette cupule à DM, spécificité française, peut être considérée comme une deuxième révolution dans le domaine des PTH faisant quasiment disparaître une complication invalidante qui était la luxation.

Keywords

- ◆ Total hip arthroplasty
- ◆ Dislocation of total hip arthroplasty
- ◆ Revision in total hip arthroplasty
- ◆ Dual mobility cup

Abstract

Introduction: In 1946-1948, JUDET brothers performed the first series of THA. Only 16 years later in 1962, date of the first moderne THA by Sir John CHARNLEY long-term FU demonstrates very good functional results, with an 85% survivorship at 25y and 65% at 40y FU. But dislocation still remains an unsolved and major risk.

Dislocation may occur throughout patients' and implants' lives and was termed «cumulative risk» by J CATON and D BERRY in 2004. The risk of CHARNLEY's THA increases by 1% every 5y according to D BERRY and by 1.39% every 5y according to J CATON. According to national implant registries in SWEDEN, AUSTRALIA, ENGLAND and WALES, dislocations also become the prime reason for revisions in the first 2y after THA.

Biomechanics show that a wider diameter of the head prosthesis increases the «jump distance» (the head displacement required to escape the socket) and hence reduces the dislocation risk. Large femoral heads are being increasingly used in routine THA; however there are limitations associated with a larger femoral head compo-

Correspondance :

Pr Jacques Caton

Chirurgie orthopédique et traumatologique

E-mail : administration@academie-chirurgie.fr

Disponible en ligne sur www.academie-chirurgie.fr

1634-0647 - © 2016 Académie nationale de chirurgie. Tous droits réservés.

DOI : 10.14607/emem.2016.1.004

nent, such as the risk of increased wear, and with a head diameter superior to 36mm, an increased risk of head/neck taper fretting and corrosion (with the risk of an adverse reaction to metal debris) and also for ceramic on ceramic bearings, an increased risk of noises and squeaking.

Dual mobility liners represent an alternative to large femoral heads and were developed in FRANCE in the early seventies (1974-1977) by Gilles BOUSQUET from SAINT ETIENNE and his engineer Andre RAMBERT.

Biomechanical principles: The concept is a large head free of the adverse effects of the over-36mm diameter head.

The biomechanical principles are very simple: a small (22.2 or 28mm) metallic or ceramic head, which is snap-fit within a large PE cup or «head» (smaller joint), and which nowadays hinges on a metal chrome-cobalt cup with a highly polished inner surface (larger joint).

This DMC improves the movement capacity range of motion by a two-step recruitment mobility phenomenon: first with the inner (smaller) articulation and then the outer (larger) one, thus increasing the jump distance and enhancing the stability of the hip.

In 2003 Daniel NOYER (France) described a «third articulation» in this system, between the stem neck and the chamfer of the PE cup, true metal/ PE bearing. In 1977 the first DM cup, named NOVAE™, was manufactured by SERF.

Since 1977 many modifications have taken place, though based on the same principle: a metallic shell (stainless steel, or in our case, chrome cobalt in QUATTRO™ from the LEPINE group), either cemented or cementless (with a double-layer titanium plasma spray and HA), on the PE insert (standard or HXLPE, lower or high inducing more resistance to plastic deformation), a true chamfer to optimize the neck contact (by making it thinner, and a real retentive rim to avoid the dislocation of the metallic head).

Today the DMC are used routinely in FRANCE, in some European countries, but also in the USA, particularly for high-risk patients.

The technique for performing a THA using a DMC is similar to a standard THA (approach, cup positioning...)

Results: The results are excellent for primary THA (a 0.95% dislocation rate), in revision THA (1.3% dislocations), in the treatment of recurrent dislocation THA (1.3% and 0 to 4.8% iterative dislocations according to literature).

The same goes for a very high amount of patients with proximal femoral fractures (0 to 1.4% dislocations).

Conclusion: Based on our clinical results, patient assessments and literature, we conclude that DMC is reliable. For A LOMBARDI (US), it is a «worthwhile articulation choice» to decrease dislocation risk without increasing PE wear, particularly for high-risk patients.

In FRANCE the dislocation rate has globally decreased in the last ten years, from 9.06% in 2005 to 6.10% in 2014.

In the field of THA, the DMC may be considered as the second «French revolution».

Après les essais des frères JUDET Jean et Robert (Fig 1) qui réaliseront la première série de prothèse totale de hanche mise en place chez l'homme en 1946-1948 (1), c'est surtout en 1962 que Sir John CHARNLEY mis au point la première prothèse totale de hanche moderne dont les résultats après plus de 40 ans de suivi sont toujours excellents (2-4) (Fig 2).

Néanmoins, hormis les problèmes d'usure, le problème de la luxation prothétique persiste et reste encore un risque majeur qu'il s'agisse de luxation immédiatement post-opératoire survenant dans la première année ou de façon plus invalidante, de luxations récidivantes survenant tout au long de la vie de la prothèse et de celle du patient, réalisant un «risque cumulatif» dont le pourcentage n'est pas nul. Risque que nous avons décrit en 2004 (5) (Fig 3) la même année que la publication de Daniel BERRY (6) à la Mayo Clinic.

Ce risque est aujourd'hui la complication la plus fréquente et augmente de 1% tous les 5 ans pour D BERRY et de 1,39% toujours tous les 5 ans pour J CATON.

Ce risque est encore plus important dans les reprises de prothèses devenant la première cause de reprise dans la majorité des pays selon les données des registres d'implantation (22% aux USA, 25,9% en Australie, 35% en Nouvelle-Zélande, 40,3% au Royaume-Uni mais seulement 10,4% des reprises en France en 2010).

Le traitement des luxations prothétiques doit être préventif et curatif lorsque celles-ci sont récidivantes qu'il s'agisse de la correction de la position des implants lorsqu'une malposition existe après le bilan radio-clinique, de l'utilisation de têtes fémorales prothétiques de plus grand diamètre ou de modifications du dessin ou de la conception de la cupule.

Différentes solutions techniques ont été envisagées, tant à titre préventif que curatif : cupule à chambre antérieure, cupule à débord, croissant anti-luxation vissé sur le rebord de la cupule, cotyle rétentif ou cotyle à double mobilité (Fig 4).

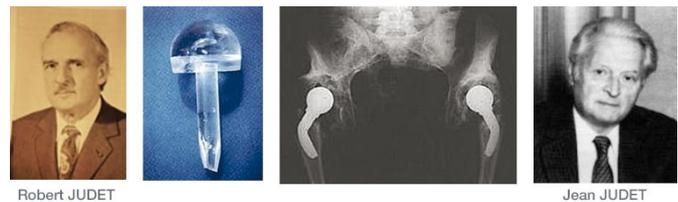


Figure 1. Les frères JUDET et leur prothèse acrylique en série (1946-1948)



Figure 2. Sir John CHARNLEY, première prothèse moderne en 1962

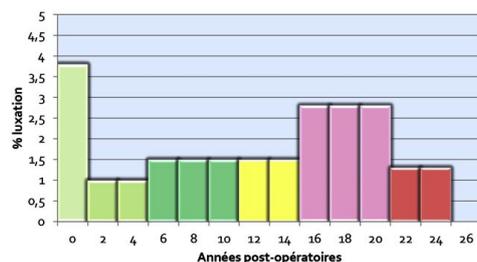


Figure 3. Risque cumulatif de luxation sur 25 ans dans les prothèses de CHARNLEY (Jacques CATON 2004 - Lyon)





Figure 4. Solutions techniques préférées

1. Cupule à débord
2. Croissant anti-luxation armé (Jacques CATON 1994)
3. Cotyle rétentif
4. Cotyle rétentif de LEFEVRE (groupe LEPINE, France)
5. Cupule à DM 1ère génération de Bousquet, NOVAE™ (SERF, Fr)
6. Cupule à DM QUATTRO™ 3ème génération (groupe LEPINE, France)

La double mobilité, une innovation française

La notion de grosse tête est basée sur le fait que pour un même diamètre extérieur de cupule le chemin à parcourir pour luxer la tête encore appelée « jump distance » est proportionnel au diamètre de cette tête.

La stabilité augmente donc avec la jump distance, c'est-à-dire le diamètre de la tête prothétique (Fig 5).

Cette notion de jump distance a été décrite en 1999 par G. MASSE de TURIN et H. WAGNER définissant une force luxante qui est également dépendante de l'angle d'inclinaison de la cupule. Plus l'angle d'inclinaison est fort, c'est-à-dire la cupule verticale, et plus la jump distance est petite : plus grande sera alors la force luxante. Mais augmenter le diamètre de la tête a des limites. Celle-ci semble être un diamètre égal à 36 mm.

En effet, un trop grand diamètre aura trois conséquences majeures : excentrer la tête, diminuer la Jump distance et surtout augmenter la corrosion au niveau du cône morse du

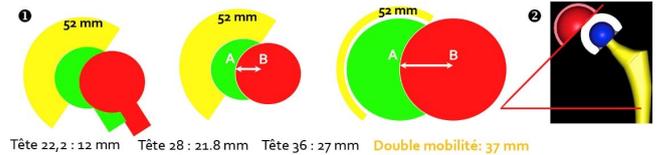


Figure 5. Schématisation de la « Jump distance ». Le risque de luxation est fonction du diamètre de la tête et de l'abduction de la cupule. (G MASSE - H WAGNER)

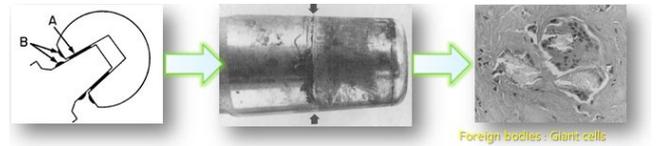


Figure 6. « Fretting-corrosion » du cône morse avec réaction cellulaire

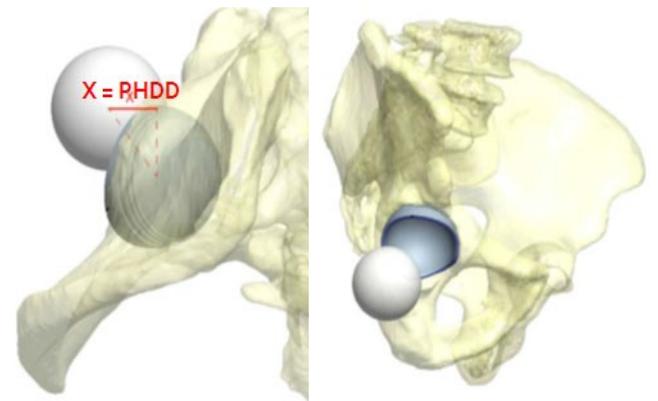


Figure 7. PHDD : posterior horizontal dislocation distance. Schéma avec reconstruction pelvienne par scanner tridimensionnel (from J NEVELOS)

fait de forces plus importantes qui s'exercent à ce niveau et sont responsables de ce que les auteurs anglo-saxons appellent « fretting-corrosion » pouvant entraîner une métallose avec ALVAL (*aseptic lymphocytic vasculitis associated lesion*), augmentation de la cobaltémie et même la formation de pseudo-tumeurs (7-9) (Fig 6).

Enfin, l'utilisation de grosses têtes céramique pourra également être responsable de bruits et grincements (10).

Récemment, J NEVELOS (11,12) a défini une nouvelle notion, la PHDD (posterior horizontal dislocation distance) représentation tridimensionnelle de la Jump distance déterminée en modélisant un bassin à l'aide d'une étude scannographique, analysant ainsi la notion de stabilité de certaines prothèses de hanches (Fig 7).

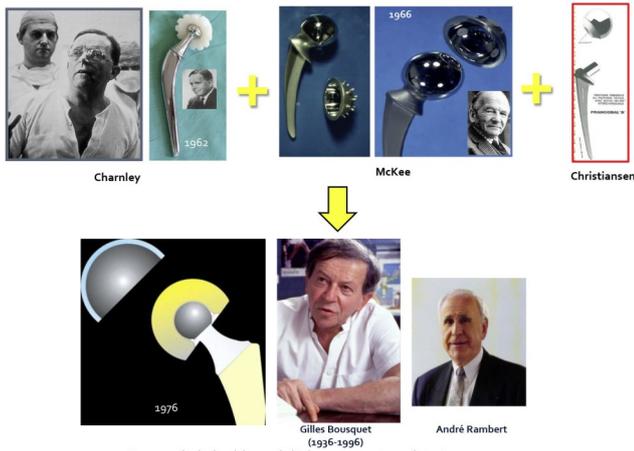
Histoire de la cupule à double mobilité

C'est en 1974, que Gilles BOUSQUET (13-15) ; souhaite faire la synthèse entre la prothèse de CHARNLEY avec peu d'usure et de descellement (*low friction arthroplasty*) grâce au petit diamètre de sa tête (22,2 mm) entraînant plus de luxation et la prothèse de MacKEE (16). Cette dernière beaucoup plus stable du fait du diamètre plus important (32 mm) entraînant plus de contraintes et de descellements. Il souhaitait aussi prendre en compte le concept bipolaire de la prothèse de CHRISTIANSEN réalisant un « mariage à trois » (Fig 8).

Néanmoins, les premiers essais réalisés avec son ingénieur André RAMBERT furent peu concluants, la tête métallique de 22,2 mm étant captive dans une cupule PE, elle-même mobile dans un cotyle ostéocartilagineux.

Ce frottement d'un PE convexe sur le cartilage entraîna rapidement une déformation de celui-ci (Fig 9).

En 1976, une deuxième série d'essais fut réalisée toujours selon le même principe mais le PE convexe étant mobile dans



La cupule à double mobilité : un « mariage à trois »...

Figure 8. Conception historique de la cupule à double mobilité par Gilles BOUSQUET et André RAMBERT



Figure 9 1974, 1er essai cupule DM en PE



Figure 10. 1976, 2e essai cupule avec triple mobilité (protrusion acétabulaire)

une cupule métallique elle-même mobile dans l'acétabulum (14).

Ceci entraîna rapidement des lésions d'ostéolyse et de protrusion acétabulaire (Fig 10). Ce n'est qu'en 1977, que le principe de la DM fut clairement défini en scellant la cupule métallique dans le cotyle osseux avec une mobilité de la tête prothétique dans la cupule PE et de la cupule PE dans la cupule métallique, cette fois-ci solidaire de l'os (Fig 11).

Le principe de la double mobilité était ainsi défini, il ne restait plus qu'à mettre au point la prothèse définitive en affinant les moyens de fixations de la cupule métallique dans le bassin.

Ainsi, en 1979, la société SERF pu mettre à disposition des chirurgiens orthopédistes deux modèles de DM : en janvier la LITHIA™, développée par D. NOYER (17), fixée par deux pattes au rebord cotyloïdien avec une macrostructure externe et un revêtement d'alumine (Fig 12); et en février de la même année, la NOVAE™ appelée cupule de BOUSQUET avec une seule patte de fixation externe, mais deux plots modulaires au travers de la cupule fixés à l'ilion en avant et à l'ischion en arrière et recouverte également d'une surface rugueuse d'alumine (Fig 13).

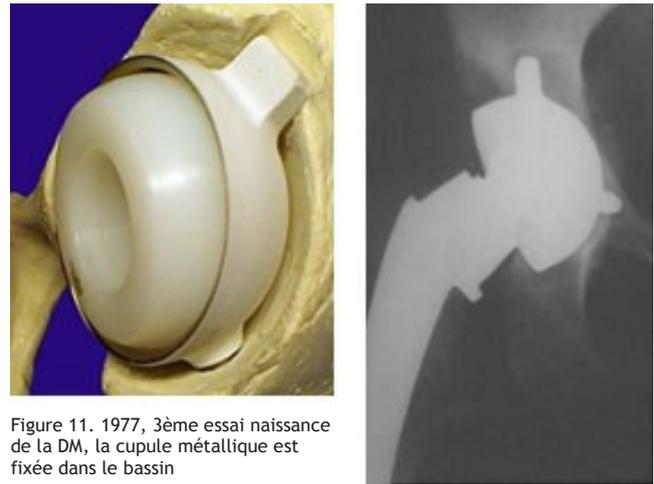


Figure 11. 1977, 3ème essai naissance de la DM, la cupule métallique est fixée dans le bassin



Figure 12. Janvier 1979, la cupule LITHIA™ (SERF, Fr) développée par Daniel NOYER avec 2 pattes de fixation



Figure 13. Février 1979, la cupule NOVAE™ (SERF, Fr) développée par Gilles BOUSQUET avec 1 seule patte et 2 plots amovibles

La cupule à double mobilité stéphanoise était née.

Après les premières implantations, D NOYER analysa la longévité de cet implant par une revue clinique des patients en 2003. Il constata que la longévité de cet implant était différente en fonction de la pièce fémorale implantée et surtout de l'aspect macroscopique du col fémoral prothétique, définissant deux profils entraînant des courbes de survie et des taux de révisions différents (17,18).

Un premier profil dit « agressif » avec une pente de la courbe commençant à s'effondrer à partir de la quatrième année et un profil dit « non agressif » dont la pente de la courbe se modifiait surtout à partir de la dixième année (Fig 14).

Ces constatations cliniques et radiologiques ont permis à Daniel NOYER de définir en 2003 le concept dit de la « 3ème articulation » dans la double mobilité (17).

En effet, les mauvais résultats du col dit agressif étaient dus essentiellement aux conflits entre le col et la périphérie de la cupule PE.

Cette « 3ème articulation » est aujourd'hui l'objet de toutes les attentions dans les cupules à DM de dernière génération.

Elle est constituée du côté de la cupule PE chanfreinée pour limiter les contacts et augmenter la mobilité, de l'anneau ou listel de rétention et maintenir la tête fémorale. Son diamètre doit être inférieur à celui de la tête d'au moins 1 à 2 mm de façon à augmenter la force d'extraction de celle-ci, et

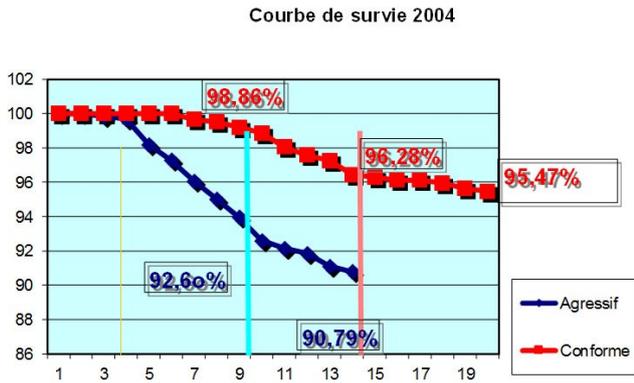


Figure 14. Evaluation des survies comparées des cupules à DM de 1ère génération en fonction de la jonction col/insert

le col fémoral doit être si possible arrondi et poli-brillant afin d'optimiser le contact entre ces deux éléments (Fig 15). Enfin, pour les têtes modulaires, il faudra éviter un contact entre un cône morse trop long, notamment dans les cols longs, et le chanfrein du PE.

Ces trois éléments : la grande articulation entre la cupule métallique et la cupule PE, la petite articulation entre la tête fémorale métallique ou céramique et la cupule PE et la 3ème articulation entre le col prothétique et la périphérie interne de la cupule PE vont par leurs variations définir essentiellement les différentes cupules à DM. En effet, celles-ci ne sont pas toutes les mêmes de par leur dessin, leur composition et également leurs modes de fixation.

On aura pu ainsi définir dans le temps les cupules de première génération en 1979 dont le modèle est la NOVAE™ ou la LITHIA™ (SERF).

Les cupules de deuxième génération à partir de 1998 (cupule GYROS™) et celles de troisième génération actuelles à partir de 2010 (cupule QUATTRO™ - groupe Lépine) (19-23) (Fig 16). Les caractéristiques de ces cupules de troisième génération sont aujourd'hui bien définies :

La cupule métallique doit être mixte à la fois hémisphérique et anatomique pour éviter les conflits avec le muscle psoas, en alliage de chrome cobalt plus résistant et moins déformable, polie brillante et sans perforation interne. La fixation de la cupule métallique doit être parfaitement stable d'emblée (fixation primaire pour les cupules sans ciment) et devant permettre par la suite une réhabilitation osseuse grâce à une double couche externe de « plasma spray » de titane et d'hydroxyapatite (24-28) (Fig 17). A noter qu'il existe aussi un mode de fixation cimenté.

La cupule PE doit être optimisée dans sa forme, une discussion persistant entre PE standard ou PE hautement réticulé (HXLPE) plus résistant à l'usure mais semble-t-il moins élastique, qualité nécessaire à la tenue du listel de rétention. Enfin, la troisième articulation doit être le plus optimisée possible.

Résultats

Ceux-ci doivent être évalués dans les différentes indications des arthroplasties totales de hanche, en première intention (dans les prothèses totales de hanches dites primaires), en reprises (PTH de révisions) ou dans leur utilisation chez les patients présentant une fracture du col fémoral nécessitant une chirurgie prothétique.

Les principaux indicateurs de résultats seront le taux de luxations post-opératoires et à long terme, le taux de reprises et les courbes de survie.



Figure 15. Les éléments de la 3ème articulation
1. chanfrein
2. listel de rétention
3. aspect du col fémoral prothétique



Figure 16. Cupule NOVAE®, 1ère génération
Cupule GYROS®, 2ème génération
Cupule QUATTRO™, 3ème génération



Figure 17. Cupule à DM QUATTRO™ (groupe LEPINE, Fr), 3ème génération en chrome cobalt
1 et 2 : sans ciment avec ou sans picot
3 : cimentée

Résultats dans les prothèses primaires

Nous avons avec Jean Louis PRUDHON et André FERREIRA en 2013 et 2014 évalué les résultats selon ces trois critères dans le suivi et la comparaison à 10 ans de recul minimum d'une prothèse de type CHARNLEY avec ou sans cupule à double mobilité (19,22).

Cet essai comparatif avec une cupule dite QUATTRO™ a comporté deux séries de patients opérés de 2000 à 2002 par le même chirurgien, dans le même établissement, avec la même tige fémorale cimentée, la même voie d'abord et la même technique (20).

Seules différaient les cupules sans ciment standard dans le groupe 1 (215 patients) et sans ciment à double mobilité dans le groupe 2 (105 patients) à 10 ans de recul minimum.

En termes de luxations, le taux était de 12,7 % pour le groupe 1 (cupule standard) et de 0,95 % pour le groupe 2 (cupule à DM) la différence étant significative ($p=0,002$). En termes de reprises, le taux de révision était de 12,7 % pour les cupules standards et de 1,9 % pour les cupules à DM, la différence étant également significative ($p=0,0054$).

La survie avec comme évènement, la reprise pour descellement de la cupule est à 10 ans de 95 %.

Nous n'avons observé dans notre série aucune usure significative ni aucune luxation dite « intra prothétique » rencontrées essentiellement dans les modèles anciens de première génération.

Deux séries comparables à la nôtre utilisant également une prothèse type CHARNLEY et/ou à tête 22.2mm ont respectivement les mêmes résultats concernant le taux de luxation [CL VIELPEAU et al 2011] de 1,15 % à 16 ans ½ de recul (29) et [S LECLERC et al 2013] 0 % de luxation à 10 ans de recul (15,30).

Résultats dans les reprises de prothèse totale de hanche (PTH)

Une étude également conduite par nos soins a montré une réduction significative du taux de luxations à deux ans post-opératoire sur une série de 68 patients, avec seulement 1,3 % d'instabilité sans aucune luxation récidivante (20).

Une étude multicentrique conduite par la SOFCOT a confirmé ces résultats (31).

Résultats dans les reprises de PTH pour luxations récidivantes

Il s'agit d'une chirurgie difficile qui jusqu'à présent donnait des résultats très aléatoires.

La cupule à DM trouve encore ici son indication idéale avec dans notre expérience, un taux de guérison à 2 ans de 98,7 % et seulement 1,3 % de récidives, étude menée en 2014 sur 21 patients (23).

Ces résultats sont assez concordants également avec ceux de la littérature, les taux de récidive allant de 0 à 4,8 % sur des suivis pouvant aller jusqu'à 8 ans.

Résultats dans les fractures du col fémoral

Il s'agit là de l'indication idéale et princeps, la luxation étant très fréquente lors de la réalisation de PTH standards.

Entre 2009 et 2013, nous avons opéré 184 patients (143 fractures cervico trochantériennes et 40 cervicales vraies) opérées avec un âge moyen respectivement de 81,3 et 82,8 ans.

A deux ans de suivi, le taux de luxation n'est que de 1,4 % avec une cupule QUATTRO™ de troisième génération (Communication SICOT 2015 - J CATON, F STEFFANN).

Ces résultats plus qu'encourageants, nous confortent dans l'idée partagée par une grande majorité de chirurgiens orthopédistes français mais aussi étrangère, que la DM est devenue aujourd'hui un concept incontournable lors de la réalisation d'une PTH qu'elle soit primaire mais aussi et surtout de reprise ou pour une fracture du col du fémur chez le sujet âgé notamment à haut risques.

Discussion

En grande partie grâce à cet implant révolutionnaire, le pourcentage de luxation de PTH est en France en constante diminution depuis 10 ans passant de 9,06 % en 2005 à 6,10 % en 2014.

En France, la DM est de plus en plus utilisée en première intention, 23 % en 2010, 40 % actuellement et deux fois sur trois (62 %) dans les reprises de prothèses.

La littérature internationale se fait l'écho de cette utilisation croissante avec plus d'une centaine de publications recensées depuis la première étude réalisée par JH AUBRIOT et al (13) en 1993 sur la cupule NOVAE™ (SERF) avec une tige fémorale de type CHARNLEY.

Actuellement, les travaux sont essentiellement français (18 études concernées) mais néanmoins à ce jour, nous avons retrouvé 30 publications venant des Etats-Unis qui commencent à considérer cet implant comme nécessaire (33).

Conclusion

Cet implant mis au point par Gilles BOUSQUET il y a maintenant plus de 40 ans, est devenu une option sécurisante pour les patients, notamment à risques, et les chirurgiens, révolutionnant les suites post-opératoires et permettant une reprise plus rapide des activités.

Notre expérience nous conforte dans une utilisation plus large et plus étendue aux sujets plus jeunes devant bénéficier d'une PTH.

Une étude récente réalisée par une équipe niçoise (JM PUCH et al) (32) a montré des résultats identiques à plus de 10 ans de recul chez des patients de moins de 55 ans.

Des études complémentaires doivent être conduites avec un recul encore plus important et une évaluation de l'usure des implants, essentiellement de la cupule PE.

Celle-ci nous permettrons peut-être de trancher entre PE standard ou PE hautement réticulé, entre tête de diamètre 22,2 ou 28 mm, métallique ou céramique.

Enfin, cette cupule devrait nous permettre d'élargir les indications de PTH dans les fractures du col, notamment cervico-trochantériennes.

Références

- Judet J, Judet R. The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint. *J Bone Joint Surg Br.* 1950;32-B:166-73.
- Charnley J. The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention. 1970. *Clin. Orthop. Relat Res.* 2005:3-11.
- Charnley J. The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention 1972. *Clin. Orthop. Relat Res.* 1995:4-15.
- Charnley J. Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet.* 1961;1:1129-32.
- Caton J, Merabet Z. Hip Dislocation and Outcome, in La prothèse totale de hanche, M. France, Editor Lyon. 2004:223-7.
- Berry DJ, Von Knoch M, Schleck CD, Harnesen VS. The cumulative long-term risk of dislocation after primary Charnley total hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surg. Am.* 2004;86-A: 9-14.
- Briggs TW, Hanna SA, Kayani B, Tai S, Pollock RC, Cannon SR et al. Metal-on-polyethylene versus metal-on-metal bearing surfaces in total hip arthroplasty: a prospective randomised study investigating metal ion levels and chromosomal aberrations in peripheral lymphocytes. *Bone Joint J.* 2015;97-B:1183-91.
- Kop AM, Swarts E. Corrosion of a hip stem with a modular neck taper junction: a retrieval study of 16 cases. *J Arthroplasty.* 2009;24:1019-23.
- Molloy DO et al. Fretting and corrosion in modular-neck total hip arthroplasty femoral stems. *J Bone Joint Surg Am.* 2014;96:488-93.
- Cogan A, Nizard R, Sedel L. Occurrence of noise in alumina-on-alumina total hip arthroplasty. A survey on 284 consecutive hips. *Orthop Traumatol. Surg Res.* 2011;97:206-10.
- Nevelos J, Jhonson A, Hefferman JM, Markel DC, Mont MA. What factors affect Posterior Dislocation Distance in THA ? *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2013;471:519-26.
- Nevelos J, Hefferman JM, Banerjee S, Macintyre J, Issa K, Markel DC, Mont MA. Does dual mobility geometry affect PHDD ? *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2015;472:1535-44.
- Aubriot JH, Lesimple P, Leclercq S. Study of Bousquet's non-cemented acetabular implant in 100 hybrid total hip prostheses (Charnley type cemented femoral component). Average 5-year follow-up. *Acta Orthop Belg.* 1993;59 Suppl 1:267-71.
- Farizon F, De Lavison R, Azoulay JJ, Bousquet G. Results with a cementless alumina-coated cup with dual mobility. A twelve-year follow-up study. *Int Orthop.* 1998;22:219-24.
- Leclercq S, El Blidi S, Aubriot JH. Traitement de la luxation récidivante de prothèse totale de hanche par le cotyle de Bousquet. A propos de 13 cas. *Rev. Chir Orthop. Reparatrice Appar. Mot.* 1995;81:389.
- McKee GK, Watson-Farrar J. Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis. *J Bone Joint Surg Br.* 1966;48:245-59.
- Noyer D, Groupe Gilles. La troisième articulation des prothèses de hanche à double mobilité. *Maîtrise Orthopédique.* 2003;121:20-2.
- Bauchu P, Bonnard P, Cypres A, Fiquet A, Girardin P, Noyer D. The dual-mobility POLARCUP: first results from a multicenter study. *Orthopedics.* 2008;31(12 Suppl 2).
- Caton J, Prudhon JL, Ferreira A, Aslanian T, Verdier R. Dual mobility cup (DMC). A safe solution for High Risk Patients (HRP) with Proximal Femoral Fractures (PFF). 2014 Marseille : VI meeting of the international mediterranean society of orthopedic surgery (abstract).
- Caton J, Prudhon JL, Ferreira A, Aslanian T, Verdier R. A compa-

- rative and retrospective study of three hundred and twenty primary Charnley type hip replacements with a minimum follow up of ten years to assess whether a dual mobility cup has a decreased dislocation risk. *Int Orthop.* 2014;38:1125-9.
21. Prudhon JL. Dual-mobility cup and cemented femoral component: 6 year follow-up results. *Hip.Int.* 2011;21:713-7.
 22. Prudhon JL, Ferreira A, Verdier R. Dual mobility cup: dislocation rate and survivorship at ten years of follow-up. *Int.Orthop.* 2013;37:2345-50.
 23. Prudhon JL, Steffann F, Ferreira A, Verdier R, Aslanian T, Caton J. Cementless dual-mobility cup in total hip arthroplasty revision. *Int Orthop.* 2014;38:2463-8.
 24. Cook SD, et al. Hydroxylapatite coating of porous implants improves bone ingrowth and interface attachment strength. *J Biomed Mater Res.* 1992;26:989-1001.
 25. Doyle C. Hydroxyapatite. Traitement et propriétés. Les facteurs "P". Expansion Scientifique Française ed. Vol. 50. 1994, Paris: Expansion Scientifique Française.
 26. Frayssinet P, et al. Comparative biological properties of HA plasma-sprayed coating having different crystallinities. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine.* 1994;5:11-7.
 27. Geesink RG, de Groot K, Klein CP. Bonding of bone to apatite-coated implants. *J Bone Joint Surg.* 1988;70:17-22.
 28. Luedemann RE. Plasma sprayed porous Ti-6Al-4V coating : porous coating technology. Warsaw IN. Biomet. 1994.
 29. Vielpeau C, Lebel B, Ardouin L, Burdin G, Lautridou C. The dual mobility socket concept: experience with 668 cases. *Int. Orthop.* 2011;35:225-30.
 30. Leclercq S, Benoit JY, De Rosa JP, Tallier E, Leteurtre C, Girardin PH. Evora chromium-cobalt dual mobility socket: Results at a minimum 10 years' follow-up. *Orthop Traumatol. Surg. Res.* 2013;99:758-64.
 31. Fessy MH. La double mobilité. *Rev Chir Orthop.* 2010;96:891-8.
 32. Dehri G, Descamps L, Maestro M, Poirée G, Puch JM et al. Les cupules à double mobilité dans les reprises acétabulaire de PTH, in *La reprise de prothèse totale de hanche.* 2006: Montpellier. p. 295-315. Edition RECO Lyon, Groupe Lépine.
 33. Lombardi AV, Berend KR, Adams JB. The dual mobility poly liner: A worthwhile articulation choice? *Seminar in Arthroplasty, Elsevier Inc.* 2015;26:20-7.