

La cupule à double mobilité de Gilles Bousquet

Un concept révolutionnaire dans la prothèse totale de hanche

Frédéric Farizon¹, Daniel Noyer², et Jacques Caton²

¹ Saint-Étienne

² Lyon

Résumé – Depuis 1962, date de la première prothèse de hanche, après les premiers essais en série des frères Judet en 1946-1948, la luxation est devenue un risque majeur dans cette chirurgie. En effet, outre les luxations postopératoires, 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 appelée « *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-Étienne 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 appelée 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 (NOVAE[®] et LITHIA[®]), deuxième (toutes les cupules fabriquées entre 1997 et 2007) et troisième génération ou plutôt cupules contemporaines depuis 2007. Celles-ci bénéficient d'un dessin mixte à la fois hémisphérique et géométrique. Elles sont le plus souvent en chrome-cobalt avec une surface externe sans ciment réhabitable avec des éléments de fixation, une surface interne lisse ultra-polie, 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 qu'était la luxation.

Mots clés: prothèse totale de hanche, luxation de prothèse, reprise de prothèse, cupule à double mobilité.

Abstract – In 1946-1948, Judet brothers performed the first series of hip arthroplasties. Only 16 years later in 1962, date of the first new 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 year according to D. Berry and by 1.39 % every year 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 component, such as the risk of increased wear, and with a head diameter superior to 36 mm, 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-Étienne and his engineer André Rambert. Biomechanical principles: The concept is a large

head free of the adverse effects of the over-36 mm diameter head. The biomechanical principles are very simple: a small (22.2 or 28 mm) 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, chrome cobalt in, 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).

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 9.1 % in 2004 to 6 % in 2015. In the field of THA, the DMC may be considered as the second « French revolution ».

Keywords: total hip arthroplasty, dislocation of total hip arthroplasty, revision in total hip arthroplasty, dual mobility cup.

Introduction

Après les essais de Jean et Robert Judet qui réaliseront la première série de prothèse totale de hanche mise en place chez l'homme en 1946-1948 [1], c'est en 1962 que Sir John Charnley mit au point la première prothèse totale de hanche moderne dont les résultats après plus de 40 ans de suivi sont toujours excellents [2-4].

Néanmoins, hormis les phénomènes d'usure, le problème de la luxation prothétique n'était pas résolu et restait encore un risque majeur, qu'il s'agisse de luxations immédiatement postopératoires 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 décrit par J. Caton en 2004 [5], la même année que la publication de Daniel Berry [6] à la Mayo Clinic.

Ce risque est aujourd'hui la complication la plus fréquente des prothèses totales de hanche (PTH) et augmente de 1 % tous les ans pour D. Berry et de 1,39 % toujours tous les ans pour J. Caton dans les PTH de type Charnley.

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

Outre le problème des luxations et de l'usure, une autre préoccupation, à cette époque, était liée à la détérioration du cotyle, cotyloïdite secondaire au conflit tête métallique/cartilage dans les prothèses unipolaires de type Moore.

Le contexte historique et les modalités de développement

C'est en 1974 que Gilles Bousquet [7-9] (fig. 1) 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), mais entraînant plus de luxations, et la prothèse de MacKee-Farrar [10], beaucoup plus stable du fait du diamètre de la tête supérieur à 32 mm, mais entraînant plus de contraintes et de descellements. Il s'oriente dans un premier temps vers une prothèse intermédiaire dérivée du concept bipolaire de la prothèse de Christensen en réalisant un « mariage à trois ».

Néanmoins, les premiers essais réalisés avec son ingénieur André Rambert (fig. 2) furent peu concluants, la tête métallique de 22,2 mm étant captive dans une cupule en polyéthylène (PE), elle-même mobile dans le cotyle ostéo-cartilagineux.

Ce frottement du polyéthylène sur le cartilage entraîna rapidement une usure et une déformation de l'insert (fig. 3) avec une protrusion acétabulaire.

En 1976, une deuxième série d'essais fut réalisée toujours selon le même principe, mais le PE convexe restant mobile dans une cupule métallique lisse. Il tentait seulement de bloquer la cupule dans l'acétabulum par ajustage avec un fraisage de taille inférieure à la cupule.

La cupule non adhérente à l'os ne se fixait pas, entraînant rapidement des lésions d'ostéolyse et également de protrusion acétabulaire (fig. 4). Ce n'est qu'en 1977 que le principe de la Double Mobilité (DM) fut clairement défini en impactant la cupule métallique (revêtue d'alumine projetée) dans le cotyle osseux avec une mobilité de la tête prothétique dans la cupule



Figure 1. Gilles Bousquet et Jacques Caton, 1979.

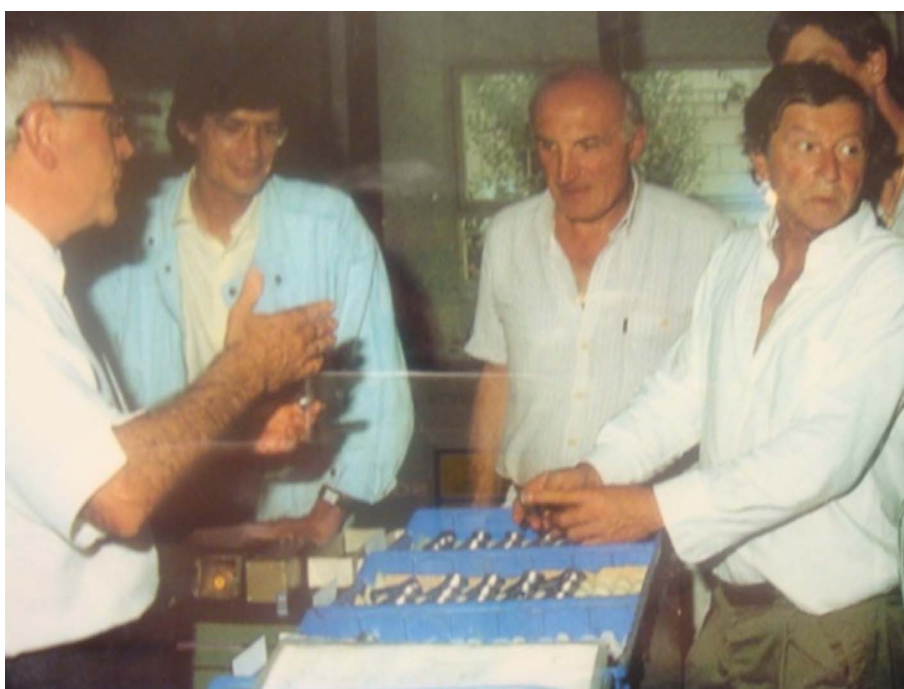


Figure 2. Équipe stéphanoise (de gauche à droite, André Rambert, Daniel Noyer, René Bertocchi, Gilles Bousquet).

de PE et de la même cupule en PE dans la cupule métallique, cette fois-ci solidaire de l'os (fig. 5).

Le principe de la double mobilité était ainsi défini, et il ne restait plus qu'à mettre au point la prothèse définitive en

affinant les moyens de fixation de la cupule métallique dans le bassin.

Le principe du sans ciment fera évoluer la cupule vers le modèle définitif NOVAE TRIPODE[®], en février 1979, avec



Figure 3. Prothèse intermédiaire Double Mobilité, présentant une usure prématurée de l'insert.

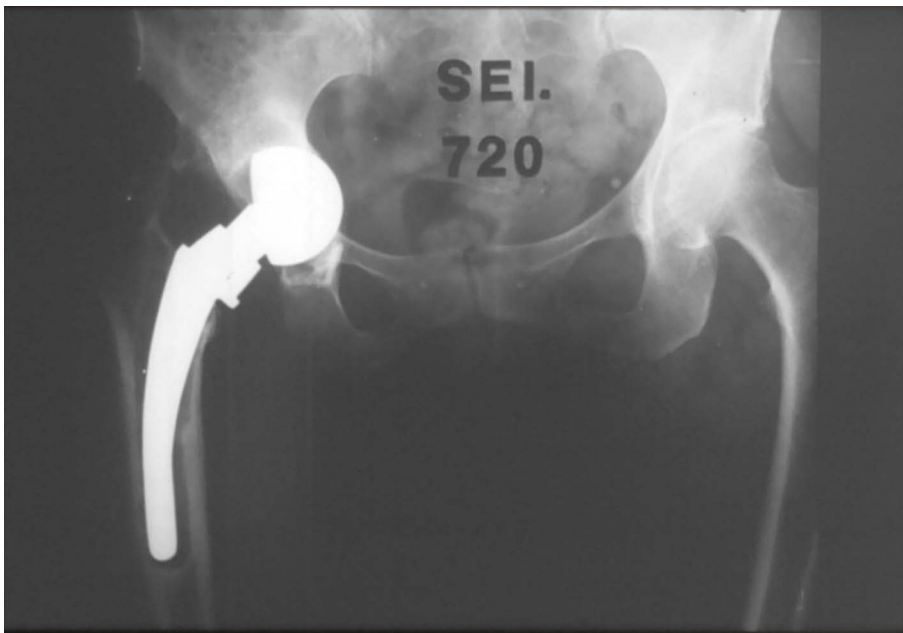


Figure 4. Radiographie de bassin de face. Ostéolyse et protrusion acétabulaire (« cotyloïdite ») associée à la prothèse bipolaire Double Mobilité.

une patte de fixation externe et deux plots modulaires fixés dans l'ischion et dans l'ilion (fig. 6).

La cupule à double mobilité stéphanoise était née.

Dans le même temps Gilles Bousquet autorisait le développement d'une cupule sans plot fixée par deux pattes

au rebord cotyloïdien avec une macrostructure externe développée par Daniel Noyer [11].

Après les premières implantations, D. Noyer analysa la longévité de ces implants par une revue clinique des patients en 2003. Il constata que leur longévité était différente en

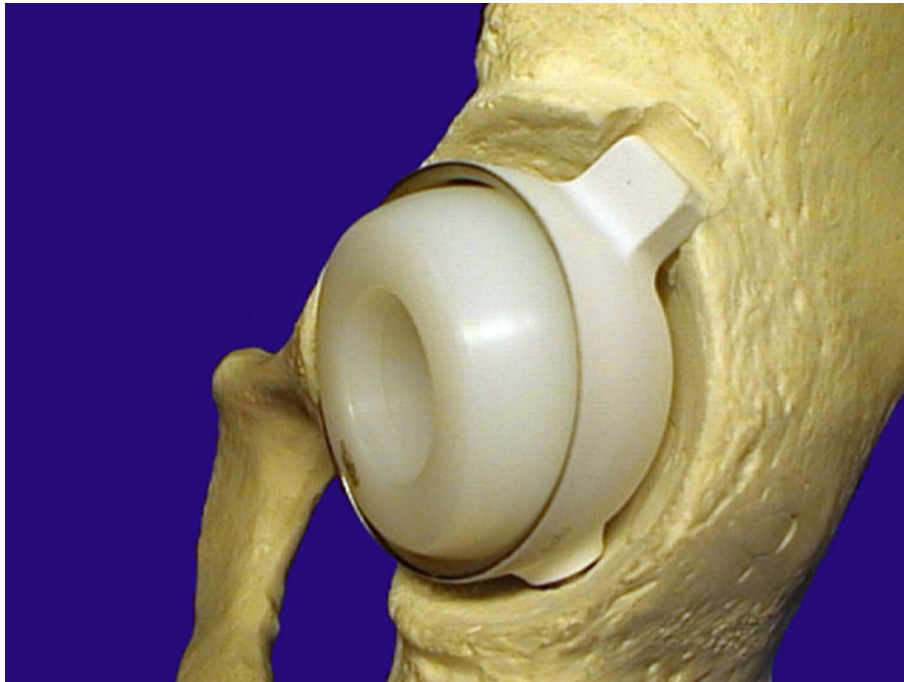


Figure 5. Présentation sur os sec de la cupule cimentée originale Double Mobilité, dite « Trois Points ».



Figure 6. Cupule Novae®-1 (SERF, Décines).

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 [11] : un premier profil dit « agressif » avec une pente de la courbe commençant à s'effondrer à partir de la



Figure 7. Usure de la collerette de rétention.

quatrième année et un profil dit « non agressif » dont la pente de la courbe se modifiait surtout à partir de la dixième année (fig. 7).

Ces constatations cliniques et radiologiques ont permis à Daniel Noyer de définir en 2003 le concept dit de la « 3^e articulation » dans la double mobilité [11].

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

Cette « 3^e articulation » est aujourd'hui l'objet de toutes les attentions dans les cupules à DM contemporaines.



Figure 8. Cupule Double Mobilité Novae® SUNFIT TH (SERF, Décines).

Principes biomécaniques

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

On aura pu ainsi décrire dans le temps les cupules sans ciment, de première génération en 1979 dont les modèles sont la NOVAE® ou la LITHIA® (SERF, Décines, France).

Les cupules de deuxième génération apparaissent à partir de 1997 et celles dites de troisième génération, que nous appellerons contemporaines, à partir de 2007 [12-17] (fig. 8). En plus des DM sans ciment, des DM cimentées ont été développées rapidement.

Les caractéristiques des cupules actuelles sont aujourd'hui bien définies.

La cupule métallique, en acier 316 L ou en alliage de chrome cobalt, poli-brillant, doit éviter dans son dessin les conflits avec le muscle psoas ou le col prothétique. 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 titane projeté et d'hydroxyapatite [18-22]. À noter que le mode de fixation cimenté présente une surface externe lisse de la cupule métallique mais avec des zones de rainurage permettant l'adhérence du ciment.

L'insert en PE doit être optimisé dans sa forme, une discussion persistant, entre PE standard et PE hautement réticulé (XLPE) plus résistant à l'usure mais semble-t-il moins élastique, qualité nécessaire à la résistance du listel de rétention.

Enfin, la troisième articulation doit être la plus optimisée possible. Elle est constituée du côté de l'insert en PE d'un chanfrein pour limiter les contacts et augmenter la mobilité de l'anneau ou listel de rétention de 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 le col fémoral doit être si possible arrondi et poli-brillant afin

de rendre le moins agressif possible le contact entre ces deux éléments.

Enfin, pour les têtes modulaires, il faudra toujours pour les mêmes raisons, éviter un contact entre un cône morse rainuré trop long (notamment dans les cols longs) et le chanfrein du PE.

La stabilité d'une prothèse est en lien direct avec le diamètre de la tête prothétique.

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 appelé « *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. 9).

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 plus la cupule est verticale, plus la *jump distance* est petite et plus grande sera alors la force luxante. Mais augmenter le diamètre de la tête a des limites et cette dernière semble être de 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 fait de forces plus importantes qui s'exercent à ce niveau et qui sont responsables de ce que les auteurs anglo-saxons appellent « *fretting-corrosion disease* ». Cette corrosion peut entraîner une métallose avec ALVAL (*Aseptic Lymphocytic Vasculitis Associated Lesion*), une augmentation de la cobaltémie et même la formation de pseudo-tumeurs [23-25].

La cupule à double mobilité présente donc tous les avantages d'une grosse tête pour la stabilité et aucun des effets négatifs de celle-ci tels que nous les avons décrits car le diamètre de l'insert correspond au diamètre de la tête fémorale anatomique.

Technique chirurgicale : précautions peropératoires importantes

Quelle que soit la voie d'abord, la cupule métallique sans ciment est fixée dans l'acétabulum après fraisage selon le principe du « *press-fit* ».

Avant la réduction de l'insert en polyéthylène, la tête métallique ou céramique est encliquetée par impaction dans ce dernier. Actuellement des têtes pré-impactées dans l'insert PE ont été développées.

Il faut s'assurer avant réduction de la bonne mobilité de la tête (petite articulation) et de l'absence de contact nocif entre le col prothétique et son cône Morse et le PE.

Il faut s'assurer avant réduction de l'insert en polyéthylène, de l'absence d'interposition (corps étrangers ou parties molles) susceptible de limiter la mobilité de la grande articulation.

Enfin, dans le choix opératoire des implants, il faut respecter une épaisseur importante de l'insert en polyéthylène en rapport avec le diamètre de 22,2 ou de 28 mm de la tête avec si possible un diamètre de PE supérieur de 10 millimètres (Gilles Bousquet).

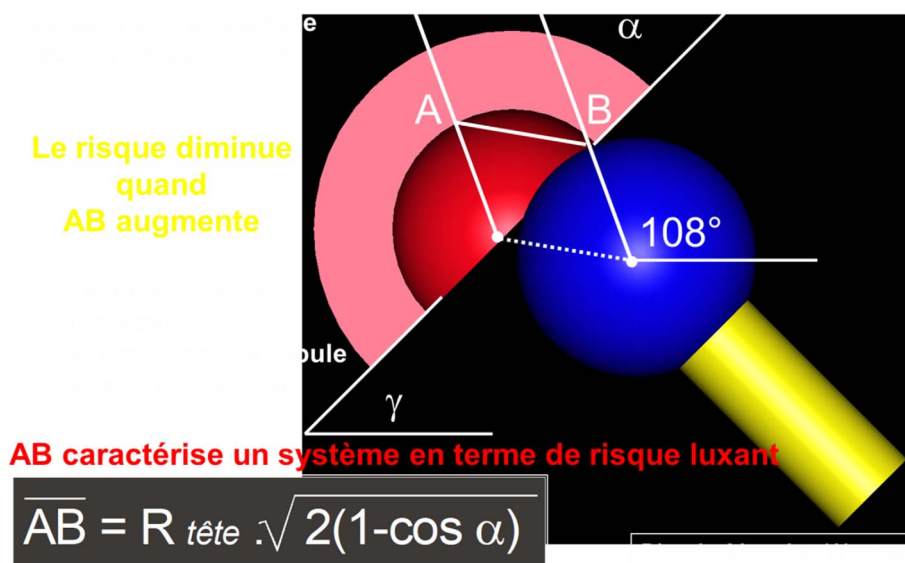


Figure 9. Distance AB (*jump-distance*) et risque luxant. D'après Massé et Wagner.

G. Bousquet et son école ont toujours préconisé l'utilisation de têtes de 22,2 mm de diamètre respectant ainsi les principes de Sir John Charnley [26].

Avant la fermeture de l'articulation, il faudra également vérifier le bon fonctionnement et la bonne mobilité des implants.

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 sont le taux de luxations postopératoires et à long terme, le taux de reprises et les courbes de survie.

1) Résultats dans les prothèses primaires

De très nombreuses publications avec des reculs supérieurs à 10 ans (10 à 25 ans) ont montré l'efficacité sur le taux de luxation postopératoire inférieur à 1 % dans la très grande majorité des séries publiées [15, 16, 27-30, 37, 40, 41].

2) Résultats sur les reprises de prothèses

Une étude multicentrique a été conduite par la SOFCOT [30].

Dans la première publication clinique de Gilles Bousquet en 1986 [31] sur 112 cotyles double mobilité pour reprise de PTH, le taux de luxation à 35 mois (2 à 5 ans de recul sans un seul perdu de vue) était de 2,2 % comparativement avec le résultat des révisions avec une simple mobilité, habituellement compris entre 5 et 30 % [32, 33].

Le registre suédois des implants a confirmé ces bons résultats : taux de luxation de 1,6 % à 4 ans de recul *versus* 6,8 % pour les cupules standards [34].

3) Résultats dans les fractures du col fémoral

Une étude également multicentrique de la SOFCOT [35] en 2012 a confirmé les bons résultats sur la prévention des luxations (taux de luxation DM 1,4 %, versus 4,4 % pour les implants standards). Le registre lituanien des prothèses (36) va dans le même sens.

4) Descellement et mobilisation de la cupule

Le résultat à très long terme de la cupule originale de Bousquet malgré ses défauts initiaux n'a entraîné qu'un taux minime de reprise à plus de 25 ans de recul [8, 28].

Dans les séries de cupules double mobilité contemporaines, ce taux à moyen terme est de l'ordre de 1 à 2 % à 10 ans de recul [14, 37].

Luxations intraprothétiques

Décrite initialement par F Lecuire *et al* en 2004 [38], cette complication était essentiellement l'apanage de la cupule originale de Bousquet. Elle était secondaire à une dissociation entre la tête métallique et l'insert PE (petite articulation) due elle-même à une usure de la 3^e articulation et du listel de rétention.

Cette complication a aujourd'hui quasiment disparu (0 % dans la plupart des séries [12, 14, 16, 36, 38-40] avec les doubles mobilités contemporaines du fait de l'attention portée au dessin du col fémoral prothétique arrondi, mince et ultrapoli, protégeant le devenir de cette articulation.

Discussion et conclusion : retentissement international de la double mobilité

D'abord utilisé en France, depuis plus de 40 ans, cet implant est devenu indispensable dans la panoplie du chirurgien orthopédiste de la hanche.

Actuellement, son utilisation est devenue plus large dans les indications (majoritaire dans les reprises de prothèses et

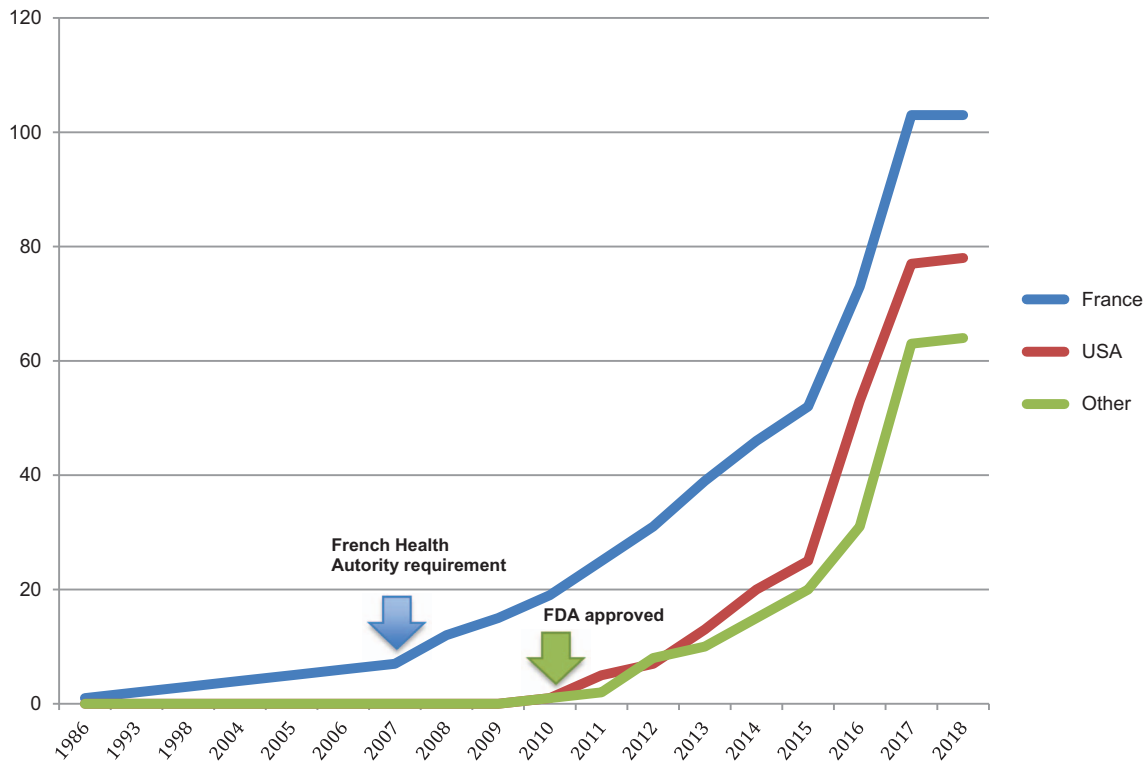


Figure 10. Incidence cumulée des publications sur la Double Mobilité de la littérature, selon la date de publication et l'origine géographique. D'après C. Batailler.

dans le traitement des fractures du col et des patients à risques (sujet âgé, obèse, ostéonécrose, et certaines pathologies neurologiques et cognitives).

Il est de plus en plus utilisé chez les patients plus jeunes et pour les prothèses de première intention [42].

Sa diffusion est de plus en plus importante en Europe et dans le reste du monde y compris en Chine, en Inde et aux États-Unis.

En témoigne le nombre de publications françaises et internationales qui a doublé dans l'année 2017 : 114 publications de 1986 à 2016 et 114 publications sur la seule année 2017.

Sur ces 228 articles, 103 sont français, 77 proviennent des États-Unis et les 58 autres du reste du monde (Europe 44, Asie 8, Canada 2, Australie 1) (fig. 10) [42].

Ceci prouve le retentissement international de cette innovation française que le monde orthopédique s'est approprié, pour le plus grand bénéfice des millions de patients opérés d'une PTH.

Le retentissement économique de cette cupule n'est pas négligeable puisqu'en 10 ans, malgré l'augmentation de 25 % du nombre de PTH en France, le nombre de malades hospitalisés pour luxation prothétique a diminué de 3,1 % [43] (9,1 % en 2004 contre 6 % en 2015), ce qui a permis d'économiser plusieurs dizaines de millions d'euros chaque année.

Ceci a été également confirmé par une étude nord-américaine récente confirmant l'intérêt de nos collègues d'outre-Atlantique pour cet implant révolutionnaire [44].

Références

- [1] 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(2): 166-73.
- [2] Charnley J. Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet Lond Engl*, 1961; 1(7187): 1129-32.
- [3] Charnley J. The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention. 1970. *Clin Orthop Relat Res*, 2005; (430):3-11; discussion 2.
- [4] Charnley J. The Classic. The Bonding of Prostheses to Bone by Cement. *Clin Orthop Relat Res* (2010) 468:3149-3159, DOI 10.1007/s11999-010-1545-8.
- [5] Caton J., Merabet Z. Hip Dislocation and Outcome. In: *La prothèse totale de hanche*, Edition MCI Lyon, 2004.
- [6] Berry D.J., von Knoch M., Schleck C.D., Harmsen W.S. The cumulative long-term risk of dislocation after primary Charnley total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 2004; 86A(1): 9-14.
- [7] Aubriot J.H., 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-years follow-up. *Acta Orthop Belg*, 1993; 59 Suppl 1: 267-71.
- [8] Farizon F., de Lavison R., Azoulai J.J., Bousquet G. Results with a cementless aluminacoated cup with dual mobility. A twelve-year follow-up study. *Int Orthop*, 1998; 22(4): 219-24.

- [9] Leclercq S., el Blidi S., Aubriot J.H. Bousquet's device in the treatment of recurrent dislocation of a total hip prosthesis. À propos of 13 cases. *Rev Chir Orthopédique Réparatrice Appar Mot*, 1995; 81(5): 389-94.
- [10] McKee G.K., Watson-Farrar J. Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis. *J Bone Joint Surg Br*, 1966; 48(2): 245-59.
- [11] Noyer D. La Troisième articulation des Prothèses de Hanche à double mobilité. *Maîtrise Orthopédique*, 2005.
- [12] Bauchu P., Bonnard O., Cyprès A., Fiquet A., Girardin P., Noyer D. The dual-mobility POLARCUP: first results from a multicenter study. *Orthopedics*, 2008; 31(12 Suppl 2).
- [13] Caton J., Prudhon J.L., Ferreira A., Aslanian T. Dual mobility cup (DMC). A safe solution for High Risk Patients (HRP) with Proximal Femoral Fractures (PFF). VI meeting of the international mediterranean society of orthopedic surgery, 2014.
- [14] Caton J.H., Prudhon J.L., Ferreira A., Aslanian T., Verdier R. A comparative 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.
- [15] Prudhon J.L. Dual-mobility cup and cemented femoral component: 6 year follow-up results. *Hip Int*, 2011; 21(6): 713-7.
- [16] Prudhon J.L., Ferreira A., Verdier R. Dual mobility cup: dislocation rate and survivorship at ten years of follow-up. *Int Orthop*, 2013; 37(12): 2345-50.
- [17] Prudhon J.L., Steffann F., Ferreira A., Verdier R., Aslanian T., Caton J. Cementless dualmobility cup in total hip arthroplasty revision. *Int Orthop*, 2014; 38(12): 2463-8.
- [18] Cook SD, Thomas KA, Dalton JE, Volkman TK, Whitecloud TS, Kay JF. Hydroxylapatite coating of porous implants improves bone ingrowth and interface attachment strength. *J Biomed Mater Res*, 1992; 26(8): 989-1001.
- [19] Doyle C. Hydroxyapatite. Traitement et propriétés. Les facteurs « P ». Expansion scientifique française, 1994.
- [20] Frayssinet P. Comparative biological properties of HA plasma-sprayed coating having different crystallinities. *J Mater Sci Mater Med*, 1994; 5: 11-7.
- [21] Geesink R.G., de Groot K., Klein CP. Bonding of bone to apatite-coated implants. *J Bone Joint Surg Br*, 1988; 70(1): 17-22.
- [22] Luedemann RE, Plasma Sprayed porous Ti-6Al-4V Coating. Warsaw IN. *Biomet*, 1994.
- [23] Briggs TWR., Hanna S.A., Kayani B., Tai S., Pollock R.C., Cannon S.R., 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(9): 1183-91.
- [24] Kop A.M., Swarts E. Corrosion of a hip stem with a modular neck taper junction: a retrieval study of 16 cases. *J Arthroplasty*, 2009; 24(7): 1019-23.
- [25] Molloy D.O., Munir S., Jack C.M., Cross M.B., Walter W.L., Walter W.K. Fretting and corrosion in modular-neck total hip arthroplasty femoral stems. *J Bone Joint Surg Am*, 2014; 96(6): 488-93.
- [26] Bousquet G., Grammont P. Experimental study of the longevity of hip prostheses from the mechanical viewpoint. *Acta Orthop Belg*, 1972; 38 (Suppl 1): 123-43.
- [27] Neri T., Philippot R., Farizon F., Boyer B. Results of primary total hip replacement with first generation Bousquet dual mobility socket with more than twenty five years follow up. About a series of two hundred and twelve hips. *Int Orthop*, 2017; Mar; 41(3): 557-61.
- [28] Boyer B., Philippot R., Geringer J., Farizon F. Primary total hip arthroplasty with dual mobility socket to prevent dislocation: a 22-year follow-up of 240 hips. *Int Orthop*, 2012; 36(3): 511-8.
- [29] Philippot R., Camilleri J.P., Boyer B., Adam P., Farizon F. The use of a dual-articulation acetabular cup system to prevent dislocation after primary total hip arthroplasty: analysis of 384 cases at a mean follow-up of 15 years. *Int Orthop*, 2009; 33(4): 927-32.
- [30] Combes A., Migaud H., Girard J., Duhamel A., Fessy MH. Low rate of dislocation of dualmobility cups in primary total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 2013; 471(12): 3891-900.
- [31] Bousquet G., Argenson C., Godeneche J.L., Cisterne J.P., Gazielly D.F., Girardin P., et al. Recovery after aseptic loosening of cemented total hip arthroplasties with Bousquet's cementless prosthesis. A propos of 136 cases. *Rev Chir Orthop Réparatrice Appar Mot*, 1986; 72 (Suppl 2): 70-4.
- [32] Girard J., Kern G., Migaud H., Delaunay C., Ramdane N., Hamadouche M., et al. Primary total hip arthroplasty revision due to dislocation: prospective French multicenter study. *Orthop Traumatol Surg Res*, 2013; 99(5): 549-53.
- [33] Hailer N.P., Weiss R.J., Stark A., Kärrholm J. The risk of revision due to dislocation after total hip arthroplasty depends on surgical approach, femoral head size, sex, and primary diagnosis. *Acta Orthop*, 2012; 83(5): 442-448.
- [34] Mohaddes M., Cnudde P., Rolfson O., Wall A., Kärrholm J. Use of dual-mobility cup in revision hip arthroplasty reduces the risk for further dislocation: analysis of seven hundred and ninety one first-time revisions performed due to dislocation, reported to the Swedish Hip Arthroplasty Register. *Int Orthop*, 2017; 41(3): 583-588.
- [35] Adam P., Philippe R., Ehlinger M., Roche O., Bonnomet F., Molé D., et al. Dual mobility cups hip arthroplasty as a treatment for displaced fracture of the femoral neck in the elderly. A prospective, systematic, multicenter study with specific focus on postoperative dislocation. *Orthop Traumatol Surg Res*, 2012; 98(3): 296-300.
- [36] Tarasevicius S., Busevicius M., Robertsson O., Wingstrand H. Dual mobility cup reduces dislocation rate after arthroplasty for femoral neck fracture. *BMC Musculoskelet Disord*, 2010; 11:175.
- [37] Prudhon J.-L., Ferreira A., Verdier R. Dual mobility cup: dislocation rate and survivorship at ten years of follow-up. *Int Orthop*, 2013; 37(12): 2345-50.
- [38] Lecuire F., Benareau I., Rubini J., Basso M. Intra-prosthetic dislocation of the Bousquet dual mobility socket. *Rev Chir Orthop Réparatrice Appar Mot*, 2004; 90(3): 249-55.
- [39] Philippot R., Meucci J.F., Boyer B., Farizon F. Modern dual-mobility cup implanted with an uncemented stem: about 100 cases with 12-year follow-up. *Surg Technol Int*, 2013; 23: 208-12.
- [40] Leclercq S., Benoit J.Y., de Rosa J.P., Tallier E., Leteurtre C., Girardin P.H. Evora® chromium-cobalt dual mobility socket: results at a minimum 10 years' follow-up. *Orthop Traumatol Surg Res*, 2013; 99(8): 923-8.

- [41] Vermersch T., Viste A., Desmarchelier R., Fessy M.H. Prospective longitudinal study of one hundred patients with total hip arthroplasty using a second-generation cementless dual-mobility cup. *Int Orthop*, 2015; 39(11): 2097-101.
- [42] Batailler C., Fary C., Verdier R., Aslanian T., Caton J., Lustig S. The evolution of outcomes and indications for the dual-mobility cup: a systematic review. *Int Orthop*, 2017; 41(3): 645-59.
- [43] Caton J., Ferreira A., Papin D. Coût économique des luxations de PTH en France. Congrès annuel de la SOFCOT; *Rev Chir Orthop*, 2017 CO-227,S127: doi.org/10.1016/ j.rcot.2017.09.242.
- [44] Barlow B.T., McLawhorn A.S., Westrich G.H. The Cost-Effectiveness of Dual Mobility Implants for Primary Total Hip Arthroplasty: A Computer-Based Cost-Utility Model. *J Bone Joint Surg Am*, 2017; 99(9): 768-77.