

Typologie et épidémiologie des prothèses totales de hanche en France

Total hip arthroplasty in France

J Caton, P Papin

Clinique Emilie de Vialar, 116, rue Antoine Charial, 69003 Lyon

Mots clés

- ◆ Prothèse totale de hanche

Résumé

Les prothèses totales de hanche (PTH) sont un des actes chirurgicaux les plus fréquents et en progression constante.

La première PTH a été conçue par Mac Kee en 1941. Robert et Jean Judet ont, en France, en 1946 réalisé la première série de PTH en acrylique sur des patients.

La PTH moderne a été mise au point par Sir John Charnley en 1962, il y a 50 ans.

En 2010, le nombre de PTH en France était évalué à 147 513 par l'Agence technique de l'Information sur l'hospitalisation (ATIH) avec un taux de reprise de 11,17 % (16 446 révisions).

Le ratio PTH par habitant de 226,4/100 000 en France est à peu près le même dans tous les pays d'Europe de l'Ouest (Allemagne, Angleterre...). Les résultats à très long terme sont de plus en plus concordants, notamment pour la PTH de type Charnley qui permet une survie de 85 % à 25 ans (J Caton, Lyon ; J Older, Royaume Uni ; D Berry, Mayo Clinic), de 78 % à 35 ans de recul (JJ Callaghan, Iowa City), de 72 % pour l'implant fémoral et 53,7 % pour la cupule en PE pour M Wroblewski après 38 ans de recul.

Ces résultats à long terme sont à pondérer en fonction de l'âge des sujets et du sexe.

Il faut s'attendre, du fait du vieillissement de la population, à une augmentation des fractures du col fémoral et donc des prothèses totales, car en 2060 il existera en France + de 200 000 centenaires.

Le risque médical de cette intervention est faible (0,33 % de décès) et 5 % de complications médicales sérieuses, la plupart (40 %) étant d'origine thromboembolique dont la prévention est bien organisée actuellement.

L'étude descriptive des PTH doit tenir compte des couples de friction (métal/polyéthylène M/PE, céramique/céramique C/C, métal/métal M/M ou C/PE), les complications à long terme étant dues à l'usure ou à la fragilité des matériaux. L'étude descriptive doit également tenir compte des formes d'implants, de leur caractère cimenté ou fixé sans ciment avec ou sans hydroxyapatite, et des conflits possibles du fait du diamètre de la tête ou du col fémoral (IMPINGEMENT). Les nouveaux matériaux, par exemple PE hautement réticulé chauffé (XLPE) ou avec vitamine E, doivent être évalués et leurs résultats comparés à long terme au Gold standard représenté par la PTH type Charnley dont le recul aujourd'hui est supérieur à trente ans.

Keywords

- ◆ Total Hip Arthroplasty

Abstract

The Total Hip Arthroplasty (THA) is one of the most common surgical procedures and steadily growing.

The first THA was designed by Mac Kee in 1941. Robert and Jean Judet have, in France, in 1946, performed the first series of total hip replacement in acrylic on patients.

The modern THA has been developed by Sir John Charnley in 1962, 50 years ago.

In 2010, the number of THA, in France, was estimated at 147513 by a national agency, *Agence technique de l'Information sur l'hospitalisation* (ATIH), with a revision rate of 11.17 % (16446 revisions).

In France, the number of THA per inhabitant of 226.4/100000 is roughly the same that in all countries of Western Europe (Germany, England...). The very long-term results are more consistent, especially for the Charnley THA: 85% survival at 25 years (J Caton, Lyon ; J Older England ; D Berry, Mayo Clinic), 78 % at 35 years (JJ Callaghan, Iowa City), 72 % for the femoral implant and 53.7 % for Polyethylene cup (PE) for M Wroblewski after 38 years.

These long-term results are weighted according to subject age and sex.

Because of the aging population (in 2060 there will be more than 200000 people aged over 100 years), we can expect an increase in femoral neck fractures and therefore THA.

The medical risks of this intervention is low (0.33% mortality) and 5% of serious medical complications, most (40%) having a thromboembolic origin for which prevention is now well organized.

The descriptive study of THA must consider bearing (metal PE - C/C-M/M or C/PE). The long-term complications are due to wear or fragile materials. The descriptive study should also consider the types of implants, their character (cemented or fixed without cement with or without HA coating), and possible conflicts due to the diameter of the femoral head or neck (IMPINGEMENT). New materials such as highly crosslinked PE (XLPE) or with vitamin E should be evaluated and their results compared to long-term gold standard represented by Charnley total hip replacement whose decline is now over thirty years.

Correspondance :

J Caton, Clinique Emilie de Vialar
116 rue Antoine Charial, 69003 Lyon
E-mail : caton.jacques@wanadoo.fr



Figure 1. Mac Kee.



Figure 2. Jean et Robert Judet et leur prothèse acrylique.



Les prothèses totales de hanche sont un des actes chirurgicaux les plus fréquents et en progression constante selon les statistiques de l'Agence technique d'information hospitalière (ATIH) ; les prothèses totales de hanches font partie du « top 5 » des interventions chirurgicales en orthopédie avec la chirurgie du canal carpien, la chirurgie du ménisque sous arthroscopie, les prothèses totales du genou et les ablations de matériels. Cette fréquence et cette progression sont plus souvent secondaires à l'arthrose de hanche qu'aux fractures du col fémoral.

Historique (1)

La première prothèse totale de hanche a été conçue par Mac Kee (fig. 1) en 1941 (première pose en 1951). En France, se sont Robert et Jean Judet (fig. 2) qui ont réalisé en 1946 une prothèse fémorale simple en acrylique (plexiglass), posée pour la première fois en France en série avec succès. Après plusieurs essais, la première prothèse totale de hanche moderne a été mise au point par Sir John Charnley (fig. 3) en Angleterre en 1962 (2). Elle était constituée d'une cupule en polyéthylène haute densité, d'une pièce fémorale en acier inoxydable monobloc avec une tête de 22,2 mm (fig. 4), ces éléments étant fixés par un ciment acrylique, le méthyle méthacrylate de méthyle.

Épidémiologie : matériel et méthode

Nous avons utilisé quatre sources de renseignements : les chiffres de l'OCDE (tableau 1), les statistiques de l'INSEE, les statistiques de l'Agence technique d'information hospitalière

(ATIH), provenant de la Caisse nationale d'Assurance Maladie des travailleurs salariés (CNAM TS), et enfin une enquête de la Société française d'orthopédie (SOFOT) réalisée en 2010 par l'Agence d'évaluation CEMKA-EVAL.

Résultats

En 2010, le nombre de prothèses pouvait être évalué selon l'ATIH à 147 513 prothèses dont 130 119 prothèses de première intention, 25 455 prothèses simples pour fracture du col sans composante cotyloïdienne - à noter que ce nombre est à peu près stable sur plusieurs années - et enfin 16 446 prothèses totales de reprise qui représentent globalement un taux de 11,17 %. Il est également à noter que depuis 20 ans ce taux de reprise est stable, la SOFCOT ayant déjà fait réaliser il y a une vingtaine d'années une enquête qui montrait un taux de reprise égal à 12 %. Pour mémoire, le nombre de prothèses réalisées en 2006 était de 137 950, en 2008 de 142 447, la répartition entre les établissements publics et privés était, en 2009, respectivement de 44,9 % et de 55,1 %.



Figure 3. Sir John Charnley.

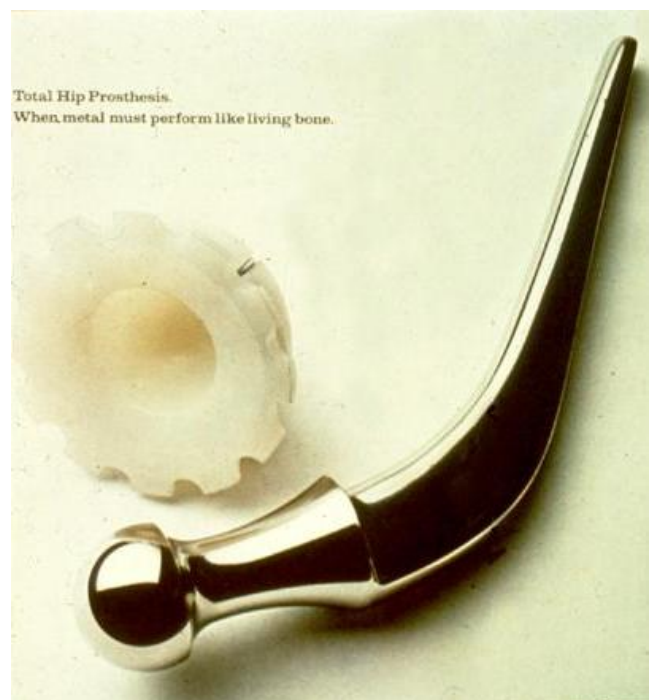


Figure 4. La prothèse de Charnley (1962) métal et polyéthylène.

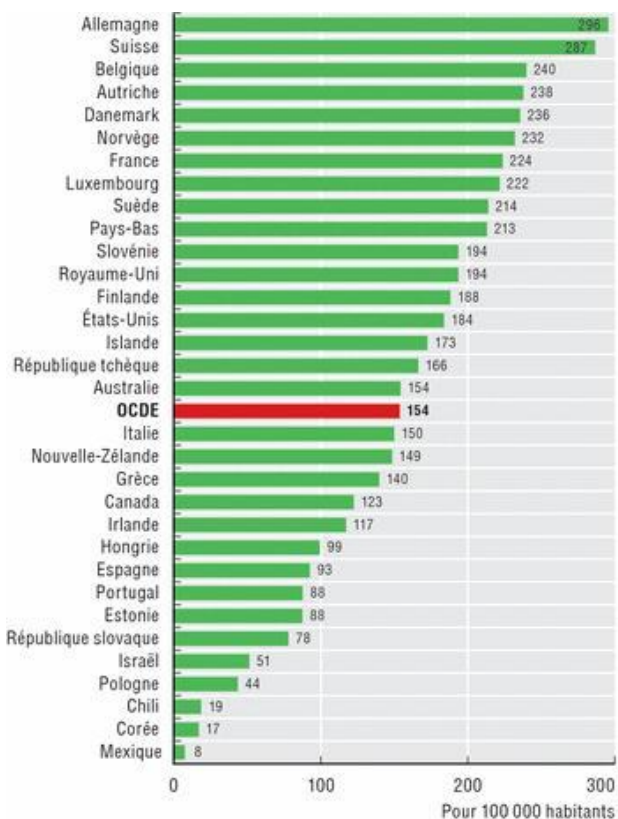


Tableau 1. Chirurgie de remplacement de la hanche pour 100 000 habitants, indicateur de l'OCDE, panorama de la santé 2011.

Résultats comparatifs

Selon les pays, il est intéressant de remarquer que la prévalence des prothèses totales de hanche en France est très différente, la France avec l'Allemagne représentent les deux pays où l'on pose le plus de prothèses pour 100 000 habitants, mais aussi beaucoup de pays de l'Europe de l'Ouest, avec des taux respectifs de 223,8/100 000 habitants pour la France et 229,0/100 000 habitants pour l'Allemagne (tableau 1 OCDE). Ce chiffre est moins important pour la Grande Bretagne 193,6/100 000 habitants et également pour les États-Unis 183/100 000 habitants. Cette fréquence est probablement en relation, d'une part, avec une prise en charge totale des soins en France qu'il s'agisse du public ou du privé et, d'autre part, une fragilité cartilagineuse associée à des phénomènes de dysplasie régionale comme la Bretagne et l'Ardèche (fig. 5). Nous devons également noter que sur le plan étiologique si en France les coxarthroses conduisent à une arthroplastie totale,



Figure 5. Dysplasie de hanche.

en Asie, qu'il s'agisse du Japon ou de la Chine, on retrouve peu de coxarthrose mais beaucoup d'ostéonécroses aseptiques dont la plupart sont d'origine éthylique ou médicamenteuse (fig. 6).

Résultats à long terme : existe-t-il un *gold standard* ?

Quels sont les résultats à long terme de la prothèse totale de hanche de type Charnley métal polyéthylène mise au point il y a plus de 50 ans et peut-on définir un *gold standard* à partir des résultats de cette arthroplastie ? Ces résultats à long terme sont concordants quelles que soient les écoles ou les pays où les implantations ont eu lieu, puisque nous avions, en 1995, réalisé à Lyon une étude sur la survie de nos prothèses à 25 ans de recul (3). Celle-ci était de 85 %, il s'agissait de résultats que nous avons rapportés lors du deuxième Congrès Charnley, les patients ayant été opérés par une équipe de chirurgiens seniors, CR Michel à Lyon, C Picault à Saint-Étienne et R Vidil à Grenoble. La survie à 25 ans était identique pour J Older (3) qui avait analysé la série originale de Charnley, il en a été de même pour les résultats de D Berry (4) de la Mayo Clinic avec une survie à 25 ans de 86,5 %, de même pour JJ Callaghan (5), Iowa city, (série de R Johnston) avec un taux de survie de 78 % ± 8 % à 35 ans de recul. Enfin, pour BM Wroblewski (6), élève de Sir John Charnley, la survie de l'implant fémoral était de 72 % et pour la cupule en polyéthylène de 53,7 % à 38 ans de recul. On peut donc affirmer que, aujourd'hui, à 15 ans de recul, la survie d'une prothèse est aux alentours de 90 % et qu'à plus de 25 ans, voire 30 ans, de recul 7 à 8 patients sur 10 conservent leur prothèse avec un résultat clinique satisfaisant comme le confirme J Caton et JL Prudhon (7). Néanmoins, comme l'a souligné l'étude de Wroblewski à long terme, l'usure des matériaux et notamment du polyéthylène (fig. 7), avec production de micros débris est plus ou moins tolérée ce qui est à l'origine de la dé-



Figure 6. Ostéonécrose de hanche.



Figure 7. Usure d'une cupule en polyéthylène



Figure 8. Prothèse de Mac Kee Métal/Métal.



Figure 9. P. Boutin et la première prothèse Céramique/Céramique.



gradation de l'implant, ces débris étant phagocytés par les macrophages avec activation ostéoclastique entraînant une libération de cytokine avec ostéolyse et *in fine* un descellement des implants (8-9).

Il faut noter également que la qualité des résultats à long terme est inversement proportionnelle, outre l'usure des matériaux générant ces descellements, à l'activité, notamment l'activité sportive pour laquelle nous recommandons de ne pas pratiquer de sports avec contact, le sujet pouvant mener une vie tout à fait normale avec des activités modérées que sont la marche, le vélo, la natation ou le ski. Enfin, les résultats sont également inversement proportionnels à l'âge des sujets et au sexe, la survie étant moins bonne pour les hommes que pour les femmes et évidemment moins bonne pour des sujets opérés avant 50 ans (10).

Néanmoins, la prothèse totale de hanche est une opération qui a connu un développement et un véritable succès en France puisque, comme l'a montré l'enquête CEMKA-EVAL commanditée par la SOFCOT en 2010, plus de un million de personnes sont au minimum porteuses d'une prothèse totale de hanche, 82 % des patients se déclarant satisfaits. Il s'agissait d'une enquête téléphonique réalisée auprès de 3 000 patients et dont les résultats ont été extrapolés à la population française. Il faut noter également qu'en France peu de personnes sont invalides : 93,5 % des français marchent sans aucune aide, seuls 5 % utilisent une canne.

Cette intervention a également une implication économique puisqu'elle permet un retour rapide à l'activité des patients qui peuvent ainsi poursuivre leur travail. Peu de personnes sont invalides et un grand nombre de retraités aujourd'hui sont actifs grâce à la mise en place de cette arthroplastie qui permet un retour à la vie normale (consommation, sport, voyage).

Prothèse totale de hanche et fracture du col du fémur

Les prothèses simples sont en nombre constant (peu différent de 25 000/an) malgré l'existence de 70 000 fractures de hanches par an, un grand nombre étant traité par ostéosynthèse par vis plaque DHS ou clou gamma. Néanmoins, la fracture du col du fémur pose le problème d'une filière naissante qui devient de plus en plus nécessaire dans la prise en charge de ces patients, la filière orthogériatrique, les interventions chirurgicales étant réalisées dans le cadre d'une équipe incluant un gériatre interniste, un médecin rééducateur, un ergothérapeute avec une prise en charge rapide et une intervention si possible dans les 72 heures. Notons que la mortalité des prothèses totales de hanche pour fracture du col est bien évidemment beaucoup plus importante que pour la coxarthrose : 4,7 % dans les fractures du col *versus* 0,21 % dans le cadre de l'arthrose de hanche.

Avec le vieillissement de la population, les projections de la population française en 2060 montrent qu'à cette date une personne sur trois aura plus de 60 ans et qu'il existera en France 200 000 centenaires sur une population de 73,6 millions d'habitants. Les prévisions des fractures de hanche sont néanmoins inquiétantes puisqu'à l'horizon 2050, 400 000 fractures de hanches sont prévues en Europe chaque année. Il est à noter que le nombre de fractures en Asie sera aussi important avec un chiffre record de trois millions deux cent cinquante mille fractures.

Risque médical de la PTH

Cette intervention qui s'adresse à une population de deuxième, troisième, voire quatrième, âge comporte bien évidemment un risque médical. Nous avons fait une évaluation de celui-ci entre 1980 et 1999 sur nos 3 000 premières prothèses (2 960) dont 2 736 étaient des prothèses de première intention et 224 de révisions - à noter que nous n'avions que 0,2 % de PTH pour fracture du col. Cette série était homogène puisque réalisée par la même équipe, dans le même établissement avec le même médecin anesthésiste. Les complications médicales étaient de 9 % dont 5 % étiquetées comme complications sérieuses. Le taux des décès, dans cette série, était de 0,33 %, 40 % de ceux-ci étaient secondaires à une embolie pulmonaire. Aujourd'hui cette complication est moins fréquente du fait d'une meilleure prévention des complications thromboemboliques. Notons par ailleurs que l'utilisation des héparines à bas poids moléculaire et des nouveaux anticoagulants oraux ont fait disparaître une autre complication qui était redoutable, la thrombopénie induite par l'héparine qui conduisait à une réintervention chirurgicale sur le plan vasculaire.

Étude descriptive des prothèses totales de hanche

L'étude descriptive des prothèses totales de hanche doit comporter l'étude du couple de friction, des formes de cet implant et des ancrages de façon à évaluer la qualité de la fixation. Pendant longtemps on a attribué au vieillissement du ciment ce qui n'était que l'évolution due à l'usure des matériaux avec ostéolyse et descellement. Cette usure des matériaux et ses conséquences ont été mises en évidence pour la première fois en 1977 par HG Willert (8), mais c'est Edouardo Salvati (11) qui a vraiment décrit en 1993 une véritable maladie des débris qu'il s'agisse de débris de polyéthylène ou de débris métalliques. L'idée d'une « maladie du ciment » a poussé les chirurgiens à faire des recherches vers des prothèses fixées sans ciment. Leur mise au point a été laborieuse

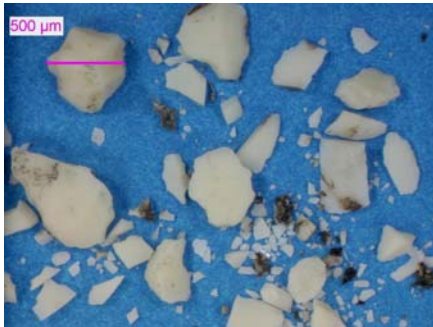


Figure 10. Fracture de tête céramique.

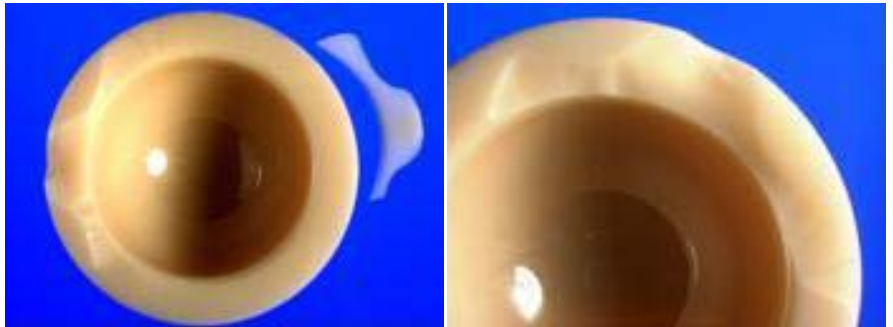


Figure 11. Ecaillage (shipping) de la céramique.

tant sur le plan des formes que sur le plan des revêtements de surface, permettant d'obtenir une repousse osseuse et une bonne stabilité de l'implant.

Couples de friction

Le premier couple de friction décrit a été le couple métal/métal décrit par Mac Kee en 1940 (fig. 8) néanmoins, compte-tenu des importants descellements, ce couple est tombé en désuétude dans les années 1970 au profit du couple métal/polyéthylène développé par Sir John Charnley en 1962 (10). En 1970, un chirurgien français, Pierre Boutin (12) mit en place, pour la première fois à Pau, une prothèse avec un couple céramique/céramique (fig. 9).

Quels sont les problèmes rencontrés par les différents couples de friction ?

Outre l'usure des matériaux avec microparticules (11), la mobilité de la prothèse peut entraîner un conflit entre le col, la pièce fémorale et la périphérie de l'implant cotyloïdien. Ces conflits sont encore appelés « *impingement* » par les anglo-saxons. Le risque d'usure du couple métal/polyéthylène est, pour la prothèse de type Charnley, de 0,1 mm/an soit de 1 mm tous les dix ans. En ce qui concerne le couple céramique/céramique, les débris d'usure sont moins importants mais il existe un risque de fracture (fig. 10) et de bruits anormaux « *squeaking* ». La fracture de la tête fémorale est souvent secondaire à un défaut de fabrication de la céramique - on l'évalue actuellement à 0,01 % (13-14) - mais aussi les risques d'écaillage du cotyle appelé « *shipping* » par les Anglo-saxons (fig. 11).

Enfin, en ce qui concerne le couple métal/métal, il existe un risque de métallose avec libération d'ions métalliques dans

les tissus et dans la circulation pouvant aller jusqu'à la réalisation de pseudotumeurs (fig. 12), parfois malignes localement. On a même accusé ce couple de générer des pathologies hématologiques. Ce couple métal/métal est surtout à éviter chez les femmes jeunes.

La dégradation du couple métal/polyéthylène est secondaire, outre la qualité du polyéthylène, aux problèmes de stérilisation. En effet, lors de la mise au point de cet implant la stérilisation était réalisée à l'oxyde d'éthylène, et progressivement des techniques plus modernes de stérilisation ont été souhaitées avec une stérilisation par les rayons gamma, celle-ci étant pratiquée dans les années 1980 sous air, ce qui entraînait une oxydation responsable de délamination encore appelée « *white band* », avec libération de radicaux libres (fig. 13).

On essaye, actuellement, de faire évoluer les polyéthylènes de façon à diminuer le taux de radicaux libres et l'oxydation avec de nouveaux polyéthylènes hautement réticulés chauffés (travaux de William Harris (15) à Boston mais aussi M Hamadouche et JP Courpied en France) ou également avec adjonction de vitamine E comme anti-oxydant (Muratoglu à Boston) (16, 17).

En ce qui concerne le couple céramique/céramique, de façon à éviter les fractures, ce couple ayant connu un développement important chez les gens plus jeunes, de nouvelles céramiques, outre celles d'alumine, ont été imaginées comme la céramique de Zircon (yttrium oxyde). Si cette céramique est beaucoup plus résistante, elle peut être génératrice d'une instabilité de surface avec un arrachement de grains, cette transformation de phase pouvant être à l'origine d'usure prématurée. De façon à améliorer la résistance de la céramique d'alumine, a été fabriquée une alumine composite associant 75 % d'alumine et 25 % de zircon dénommée BioloX Delta (fig. 14).

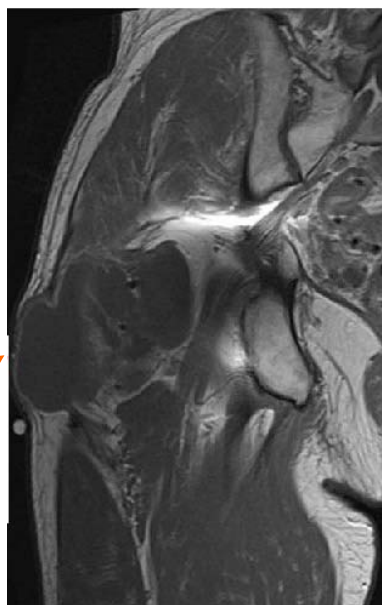


Figure 12. Pseudotumeur après problème Métal/Métal (courtesy Julien Girard Lille M.D).

Figure 13. Délamination (*White band*) d'une cupule en PE oxydée.



Figure 14. Céramique Alumine/Zircon dite alumine Delta®.





Figure 15. William H. Harris.



Figure 16. Pièce fémorale recouverte d'Hydroxy-apatite type Targos® (courtesy Groupe Lepine).



Figure 17. Cupule en PE avec plot de pré-cimentage en PMMA (J Caton).

En ce qui concerne les couples métal/métal le développement de grand diamètre métallique destiné soit à des prothèses de type resurfaçage soit à des prothèses avec de grosses têtes afin d'éviter les luxations sont à l'origine de risques de métallose importants avec des tissus noirâtres, des réactions ostéolytiques, voire des pseudotumeurs.

Fixations des prothèses

La fixation initiale de Charnley était une fixation cimentée des deux implants. En 1989, William Harris (18) (fig. 15), Boston, a mis au point pour la première fois une prothèse hybride avec une cupule métallique hémisphérique et un revêtement de surface en titane, cupule impactée en force « *pressfit* » avec adjonction de vis facultatives, les tiges étant cimentées. L'orientation des chirurgiens vers une prothèse sans ciment a commencé en France avec Gérard Lord et Robert Judet ; les chirurgiens et fabricants ont mis des années pour mettre au point des prothèses sans ciment dont la forme et le revêtement de surface étaient bien tolérés par les patients, le revê-

tement étant réalisé par un microbillage ou par adjonction de titane avec des torches à plasmas, différentes formes de revêtement de surface étant proposés aux chirurgiens. Depuis quelques années, un certain nombre d'implants sont revêtus d'hydroxy-apatite (HAP) (fig. 16). Il s'agit également d'une avancée de la chirurgie orthopédique française de façon à accélérer l'ostéo-induction et obtenir une ostéo-intégration plus rapide des implants. La fixation du cotyle peut être cimentée avec un ciment acrylique plus ou moins plots de type PMMA (fig. 17). Depuis 2007, il est recommandé en France d'utiliser un ciment aux antibiotiques, le plus souvent à la Gentamycine (recommandation de la SOFCOT 2007). Néanmoins, les cupules cotyloïdiennes avec inserts soit céramique soit polyéthylène peuvent également être impactées en principe avec ou sans vis (fig. 18) ou vissées à l'intérieur du cotyle (fig. 19). Aujourd'hui, la préférence des chirurgiens va aux cupules hémisphériques impactées en principe avec un revêtement de surface plus ou moins recouvert hydroxy-apatite (19). Il en est de même en ce qui concerne la fixation de la tige. Les tiges cimentées doivent être lisses ou polibrillantes et, de toute façon, avoir un indice de rugosité inférieur à 0,6 microns. Il est recommandé de ne pas utiliser des pièces fémorales en titane cimentées avec un traitement de surface qui sont génératrices d'ostéolyse majeure, les tiges en titane non cimentées doivent être recouvertes d'hydroxy-apatite proximale ou sur la totalité de la tige, ces pièces fémorales pouvant être monobloc ou avec une tête modulaire soit en métal soit en céramique. Les tiges peuvent être, selon Philippe Chiron de Toulouse, classées suivant leur forme en prothèse modulaire ou monobloc (fig. 20). Elles peuvent être



Figure 18. Prothèse hybride avec cupule press fit.



Figure 19. Cupule vissée.



Figure 20. Prothèse monobloc ou modulaire (type Charnley) ou modulaire type autobloquante.

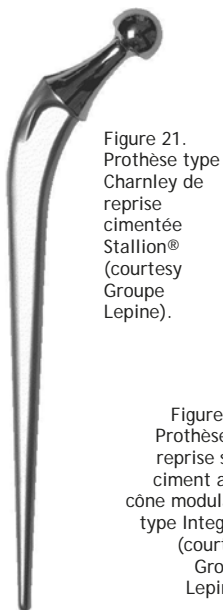


Figure 21.
Prothèse type
Charnley de
reprise
cimentée
Stallion®
(cortesy
Groupe
Lepine).



Figure 22.
Prothèse de
reprise sans
ciment avec
cône modulaire
type Integra®
(cortesy
Groupe
Lepine).

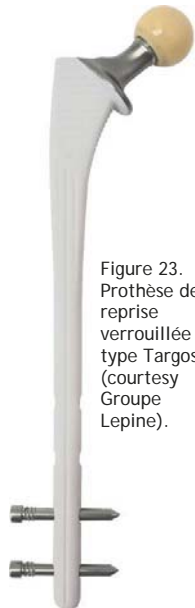


Figure 23.
Prothèse de
reprise
verrouillée
type Targos®
(cortesy
Groupe
Lepine).

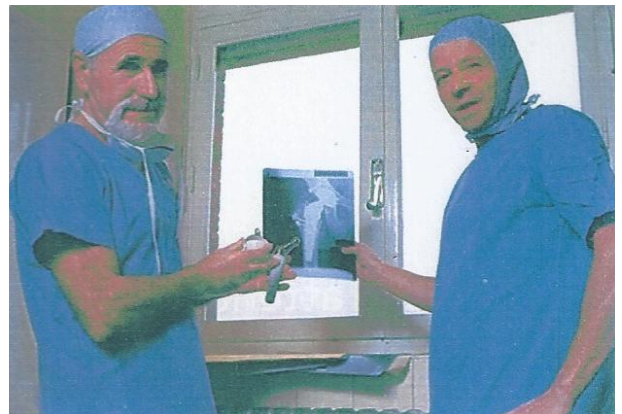


Figure 24. Gilles Bousquet (à droite) et son ingénieur André Rambert (à gauche) inventeurs de la cupule à double mobilité.

également classées selon la courbure, tige droite ou tige incurvée, selon le remplissage et la forme destinée à obtenir une stabilité primaire de l'implant et, enfin, l'existence ou non d'une collerette d'appui (fig. 20). Il existe également des prothèses de reprise qui peuvent être soit monobloc cimentées (fig. 21) soit des prothèses sans ciment avec une tête modulaire, voire un cône modulaire, (fig. 22) et enfin des prothèses de type verrouillées avec un verrouillage distal de la tige par une ou deux vis (fig. 23), toutes les combinaisons étant possibles.

Conclusion

L'imagination des chirurgiens, des concepteurs et des industriels est assez fertile en matière d'arthroplastie, néanmoins les nouveaux matériaux, les nouvelles formes et les nouveaux revêtements doivent être évalués à long terme par rapport au *gold standard* que reste la prothèse de type Charnley mise au point en 1962 et toujours utilisée dans un grand nombre d'établissement. Nous rappelons que la survie à 35 ans de cet implant (JJ Callaghan) est de 78 % plus ou moins 8 %. L'amélioration de la longévité de ces implants doit se faire dans le respect des bonnes pratiques en sachant que les défis qui restent à relever sont la diminution du taux de luxations qui est de 1,2 % en moyenne en France et qui a été diminué de 50 % par l'utilisation de cupule à double mobilité (Gilles Bousquet (fig. 24) (20) Saint-Etienne), de même en ce qui concerne le taux d'infections avec l'antibioprophylaxie et l'utilisation des ciments aux antibiotiques, le taux admis étant inférieur ou égal à 0,5 % dans une prothèse totale de hanche primaire. Ce taux est quatre fois plus important en cas de reprise. Enfin, la diminution des complications thromboemboliques et hémorragiques est devenu possible grâce à la mise au point de nouveaux anticoagulants. La prothèse totale de hanche reste une opération de choix avec des risques finalement peu importants, une amélioration de la qualité de vie et un rapport coût/utilité tout à fait considérable.

Références

1. Prigent F. L'histoire des prothèses de hanche (1920-1980).1985.
2. Charnley J. Arthroplasty of the hip. A new operation. Lancet 1961 ; 1 : 1129-32.
3. Caton J, Michel F, Picault C Charnley. Total hip arthroplasty 33 years of world wide experience. 2nd symposium Charnley International Lyon 1995. Edition Groupe ACORA, Lyon 1995. pp 25-30, 33-36, 71-78, 83-90.
4. Berry DJ, Harmisen WS, Cabanela ME, Money BE. Twenty five years survivorship of two thousand consecutive primary Charnley total hip replacements. J Bone Joint Surg Am 2002 ; 84 : 171-7.
5. Callaghan JJ, Bracha P, Liu SS, Piyaworakkum S, Goetz DD Johnston RC. Survivorship of a Charnley total hip arthroplasty, a concise follow-up at a minimum of 35 years. Previous reports. J Bone Joint Surg BR 2009 ; 91 : 2617-21.
6. Wroblewski BM, Siney PD, Fleming PA. Charnley low friction arthroplasty-Survival patterns to 38 years. J Bone Joint Surg Br 2007 ; 39 : 1015-18.
7. Caton J, Prudhon JL. Over 25 years survival after Charnley's total hip arthroplasty. Int Orthop (SICOT) 2011 ; 35 : 185-8.
8. Willert HG, Semlitsch M. Reactions of the articular capsule to wear products of artificial joint prostheses. J Biomed Mater Res 1977 ; 11 : 157-64.
9. Sundfeldt M, Carlsson L, Johansson C, Thomsen P, Gretzer C. Aseptic loosening, not only a question of wear: a review of different theories. Acta Orthop 2006 ; 77 : 177-97.
10. Kerboull L, Kerboull M, Hamadouche M, Courpied JP. Long term result of charnley Kerboull hip arthroplasty in patient younger than 50 years. Clin Orthop Relat Res 418 : 112-8.
11. Salvati EA, Betts F, Dotty SB. Particulate metallic debris in cemented total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 1993 : 160-73.
12. Boutin P. Alumina and its use in surgery of the hip. (Experimental study). Presse Med 1971 ; 79 : 639-40.
13. Hannouche D, Nich C, Bizot P, Menier A, Nizard R, Sedel L. Fractures of ceramic bearings: history and present status. Clin Orthop Relat Res 2003 : 19-26.
14. Hannanouche D, Zaoui A, Zadegan F, Laurent S, Nizard R. Thirty years of experience with alumina-on-alumina bearings in total hip arthroplasty. Int Orthop 2011 ; 35 : 207-13.
15. Harris WH. Highley Cross linked, electron-beam-irradiated, melted polyethylene: some pros. Clin Orthop Relat Res 2004 : 63-7.
16. Muratoglu OK, Bragdon CR, O'Connor DO, Jasty M, Harris WH. A novel method of cross-linking ultra-high-molecular-weight polyethylene to improve wear, reduces oxidation, and retains mechanical properties. Recipient of the 1999 HAP Paul Award. J Arthroplasty 2001 ; 16 : 149-60.
17. Oral E, Muratoglu OK. Vitamin E diffused, highly crosslinked UHMWPE: a review. Int Orthop 2011 ; 35 : 215-23.
18. Harris WH, Malone WJ. Hybrid total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 1989 ; 249 : 21-9.
19. Epinette JA, Manley MT. A 10-year minimum follow-up of hydroxyapatite-coated threaded cups: clinical, radiographic and survivorship analyses with comparison to the literature. J Arthroplasty 2004 ; 18 : 140-8.
20. Vielpeau C, Lebel B, Ardouin L, Burdin G, Lautreidou C. The dual mobility socket concep: experience with 668 cases. Int Orthop 2011 ; 35 : 225-30.