

*L'orthopédie a
ses monuments...*



www.atlasortho.com - Ortho Public City Magazine

ATLAS®



22 OCTOBRE 2005 - PARIS

ABSTRACTS



FH ORTHOPEDICS

Les 20 ans de l'ATLAS

Alain Dambreville

Commémorer les 20 ans (ou presque : le brevet a été déposé le 21 mai 1986...) de l'ATLAS, c'est un plaisir et un honneur. Cela est aussi le signe que beaucoup de temps a passé et que "mon avenir est derrière moi". Pourtant il ne s'agit pas d'un enterrement car l'ATLAS est très bien portante.

20 ans de chances :

1985: une usine

Rien n'aurait existé si, première chance, un industriel n'avait décidé de créer une usine de matériel chirurgical à Quimper à proximité de la Clinique Saint Michel.

1986 : Deuxième chance : L'ingénieur chargé de réaliser l'ATLAS fait un sans faute; en particulier, le système de fixation de l'insert dans la cupule se révèle très performant.

1987 : Troisième chance : les chirurgiens

D'emblée trois services universitaires sont intéressés:

Pr Yves Gérard et Marc Ameil à Reims, Pr Mestdagh à Lille, Pr Fisher à Lyon.

18 ans plus tard Ameil et Mestdagh sont toujours fidèles

1988 : Jean Louis Doré de Tours comprend l'intérêt principal de l'élasticité : la stabilité primaire à l'impaction sans vis.

1989 : La SOR: un groupe d'amis autour de Pierre Lecestre et Philippe Poilbout choisit l'ATLAS. Cette histoire d'amour et d'amitié est toujours vivace

1989 : L'hydroxyapatite. Pour nous il y a eu la vie avant l'hydroxyapatite et la vie après l'hydroxyapatite. Ce fut un virage décisif.

1992 : FH rachète OMCI

La confiance des dirigeants, la satisfaction des chirurgiens et des malades tracent à l'ATLAS un chemin inespéré.

Le GECO accueille l'ATLAS en son sein et lui reste fidèle: Pierre Kehr, Jacques Hummer...

De même, la Clinique du Parc à Lyon et à sa tête Gérard Gacon, le fidèle d'entre les fidèles.

1994: Le mariage d'amour

ATLAS se marie avec la prothèse fémorale ESOP d'André Ray

Mariage heureux car ATLAS n'a jamais été déçue par ESOP et réciproquement...

1999 : L'alumine-alumine sandwich. Etape difficile mais pleine de promesses.

Recette : Mélanger des chirurgiens, des ingénieurs, un industriel et des commerciaux. Agiter énergiquement avec une forte dose de confiance réciproque et de respect mutuel. Ajouter une grosse dose de chance. Vous obtenez un cocktail excellent pour la santé.

COURBES DE SURVIE DU COTYLE ATLAS

Docteur Michel P. PHILIPPE (Consultant du CEAH), docteur Marc AMEIL (Polyclinique saint André, Reims)

INTRODUCTION

Le but de ce travail a été d'établir la courbe de survie du cotyle ATLAS ayant un recul minimum de 15 ans et de rechercher les facteurs déterminants d'échecs.

En première analyse, tous les échecs ont été pris en compte puis les résultats ont été détaillés en fonction des types d'échecs puisque c'est la survie du versant acétabulaire de l'arthroplastie qui fait l'objet de l'étude.

Enfin, l'intérêt de cette étude est que la série présentée comporte deux types d'ATLAS dont on voulait étudier le comportement à long terme pour déterminer s'il était différent.

MATERIEL ET METHODE

Entre le 14/09/1989 et le 28/12/1991, 284 PTH furent réalisés par le Docteur AMEIL. Il s'agit d'une série continue rétrospective pour laquelle la date de point était le 15/09/2005.

A cette date de point, chaque patient a été contacté par téléphone pour savoir si la prothèse était encore en place ou si une autre intervention avait été réalisée dans un autre centre. Pour les patients décédés, les familles ou le médecin traitant ont été questionnés par téléphone. Quand aucun proche n'a pu être contacté, l'état de la prothèse était noté d'après le dossier au recul du dernier examen. Par ailleurs, cent douze patients ont répondu au questionnaire de la Mayo Clinic par téléphone ; quatre vingt ont été revus en consultation. 45 patients étaient décédés prothèse en place.

La population était constituée de 169 femmes et de 115 hommes, âgés en moyenne de 66,3 ans (20-90 ans) (médiane : 68 ans).

Les pathologies justifiant l'intervention étaient 238 coxarthroses de tout type, 18 ONA, 8 dysplasie, 4 coxites, 6 fractures, 3 métastases ; 7 cas n'étaient pas renseignés.

La prothèse cotyloïdienne était bien sûr une ATLAS mais répartie selon deux modèles, l'ATLAS II, non recouverte d'hydroxyapatite, au nombre de 164 et l'ATLAS III, recouverte d'HAP, au nombre de 120. Les pièces fémorales étaient constituées essentiellement de 192 ALLIANCE, 53 ABG, 23 SEM3, 10 PSM ; il y avait 275 billes de métal, 3 nitrurées et 3 zircone ; le couple de frottement était donc de 275 PE/métal et 3 PE/zircone (6 non renseignés).

Seulement deux complications majeures survinrent en post-opératoire : deux sepsis ayant nécessité une reprise chirurgicale.

RESULTATS

Cette étude rétrospective a permis d'établir une courbe de survie par la méthode de Kaplan-Meier (fig. 1). La révision par une nouvelle intervention, quelle qu'elle soit, était le critère de sortie de la courbe de survie de l'arthroplastie. Le taux de survie à 15 ans est donc de **80,733%**.

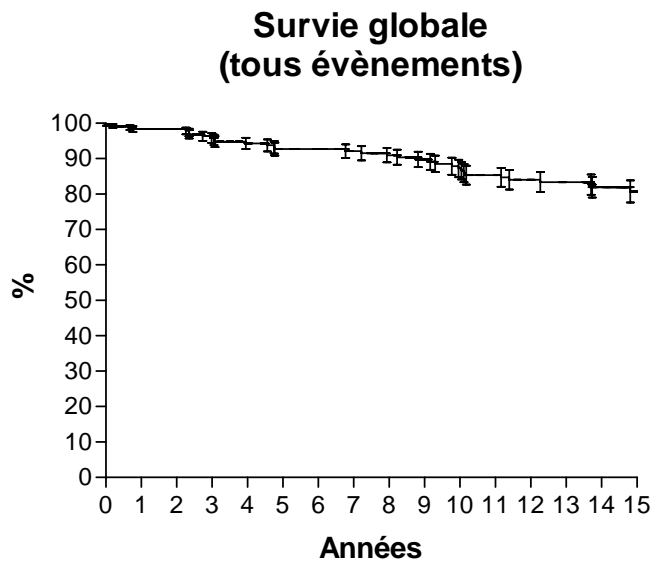


Figure 1 : courbe de survie à 15 ans

Depuis 1989, trente six reprises (12,67 %) ont été faites pour les raisons suivantes:

- 2 sepsis précoces (0,2 et 0,7 mois en 1989)
- 6 butées pour luxations (entre 0,6 et 14,8 ans)
- 20 changements de cotyles pour usure PE
- 8 reprises fémorales réparties entre:
 - 3 fractures fémorales avec descellement
 - 3 descellement fémoraux
 - 2 fractures du grand trochanter avec descellement

La ventilation sur 15 ans de ces reprises est notée sur le tableau suivant :

année	sepsis	butées	Reprise de fémur	Reprise de cotyle	nombre
1 an	2	1	0	0	3
2 ans	0	3	1	2	6
3 ans	0	0	0	3	3
4 ans	0	1	0	2	3
5 ans	0	0	1	0	1
6 ans	0	0	1	1	2
7 ans	0	0	0	0	0
8 ans	0	0	0	2	2
9 ans	0	0	0	3	3

10 ans	0	0	1	3	4
11 ans	0	0	0	2	2
12 ans	0	0	0	1	1
13 ans	0	0	2	0	2
14 ans	0	1	0	0	1
15 ans	0	0	2	1	3
total	2	6	8	20	36

Tous les évènements ayant entraîné une reprise ont été pris en compte (à la manière du Registre scandinave).

Si l'on considère que les reprises fémorales (pour descellement avec ou sans fracture) peuvent entraîner un changement d'un cotyle alors qu'il n'est pas en cause et si l'on considère également que les reprises pour butée ne sont pas une faillite du matériel mais une possible malposition, les reprises de cotyles pour usure du polyéthylène seules peuvent être considérées comme une faillite du matériel. La courbe de survie devient alors (fig. 2) la suivante avec un taux de survie de **88,565 %** :

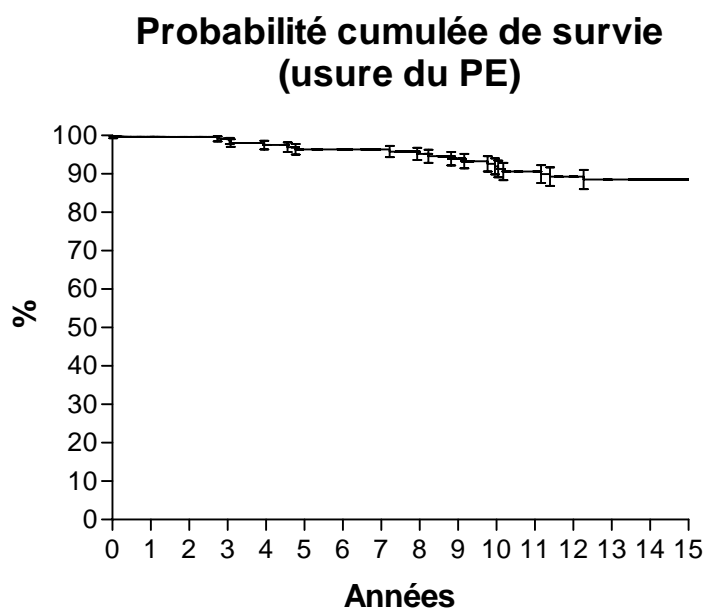


Figure 2 : courbe de survie (reprises cotyloïdiennes pour usure)

Mais le plus important est de faire la différence entre les deux types d'implant puisque l'un est recouvert d'hydroxyapatite et l'autre ne possède pas cet effet de surface.

Les arthroplasties de type ATLAS II sont au nombre de 164 et 26 reprises (15,85%) appartiennent à ce groupe (2 sepsis, 4 reprises fémorales, 4 butées et 16 reprises de cotyles). Les arthroplasties de type ATLAS III sont au nombre de 120 et 10 reprises (8,33%) appartiennent à ce groupe (4 reprises fémorales, 2 butées et 4 reprises de cotyle).

On peut alors construire une comparaison des deux courbes de survie traduisant la différence de survie des deux types d'implant (fig. 3) : **77,286%** pour l'ATLAS II, **87,660%** pour l'ATLAS III;

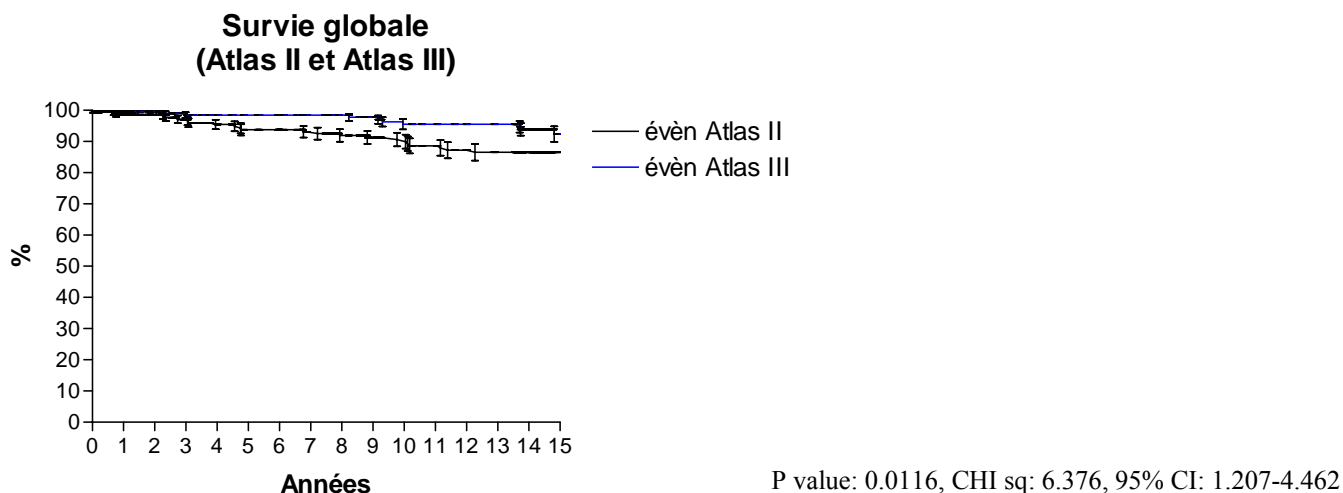
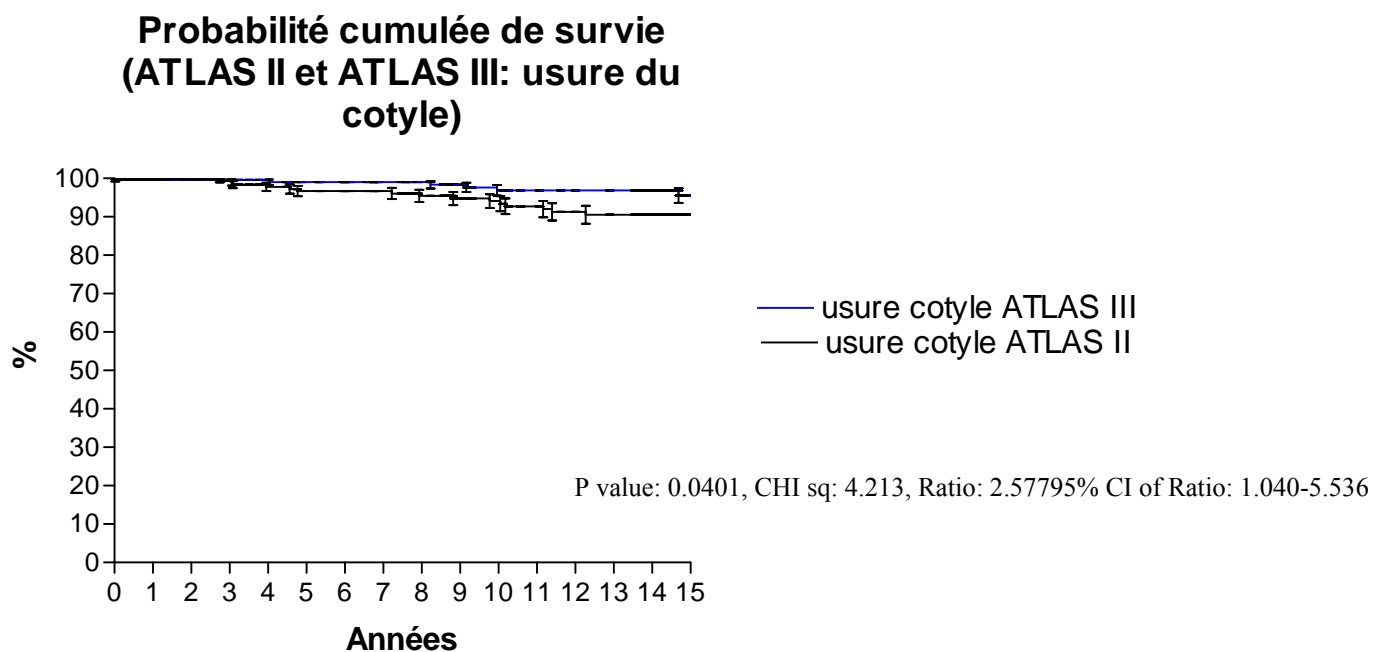


Figure 3 : courbe de survie comparative (tous évènements)

La même courbe comparative peut être construite en ne prenant comme critère que les reprises de cotyle comme évènement de sortie (fig. 4) ;
La courbe s'établit alors à **85,029%** pour l'ATLAS II et à **94,858%** pour l'ATLAS III.



DISCUSSION

Il s'agit d'une série rétrospective continue, réalisée par un seul chirurgien.

La population était relativement âgée à la date d'intervention (moyenne d'âge à 66 ans, médiane à 68 ans) et sans doute peu active. Plus de 15 ans plus tard, il est probable qu'il existe des descellements pour lesquels une réintervention n'est pas envisagée du fait de l'absence de demande de patients très âgés ou des réticences de leur médecin en raison d'un mauvais état général. A la date de point, la moyenne d'âge est en effet à 81,3 ans et la médiane à 83 ans.

Dans cette série ont été incorporées toutes les étiologies puisque tous les patients ayant bénéficié de la mise en place de l'ATLAS ont été pris en considération, y compris quelques fractures du fémur dont on sait que ce ne sont pas les mêmes patients qu'en chirurgie orthopédique « froide ».

Le but recherché était d'évaluer les résultats à long terme de la cupule ATLAS : il apparaît logique de ne prendre en compte que les échecs acétabulaires. Cependant, à l'instar du Registre scandinave, il est logique en première analyse d'inclure dans les « échecs » toutes les reprises quelles qu'en soient les raisons. C'est ce qui est présenté dans les premières courbes sans distinction des causes de reprises.

Dans une deuxième analyse, seules les échecs acétabulaires ont été pris en compte puisque le but était l'analyse de la survie à long terme de cet implant.

L'élément qui donne quelque valeur à cette série est la comparaison possible de deux types d'implant, l'un non recouvert d'hydroxyapatite, type d'implant qui a été abandonné à la fin des années quatre-vingts, l'autre qui, au contraire, est recouvert de cet effet de surface.

La comparaison des courbes de survie des deux types d'implants, que ce soit toutes reprises confondues ou seulement les reprises cotyloïdiennes par usure du PE, sont là pour montrer l'effet bénéfique de l'hydroxyapatite sur le devenir à long terme d'un implant cotyloïdien non cimenté.

La survie à long terme de cet implant est donc lié à plusieurs éléments (dessin, principes de conception) qui ont assuré son succès mais il est aussi lié – et la série présentée le montre – à l'effet de surface dont a bénéficié l'ATLAS III dont le taux de complication est moindre que celui de l'ATLAS II avec une courbe de survie meilleure.

ATLAS et moi

**A partir d'une expérience de + de 1000 cotyles et 15 ans de recul
M.Ameil (Reims)**

Réflexions à propos de l'analyse des 1120 ATLAS parmi les 1497 cotyles implantés jusqu'en juillet 2005.

Les 297 cotyles mis en place avant fin 1995 ont été incorporés dans l'analyse des courbes de survie à plus de 10 ans de M. PHILIPPE. Il s'agissait de 121 hommes et de 176 femmes âgées entre 20 et 94 ans avec une moyenne de 66,5 ans et de 155 côtés droits et 142 gauches. A la révision, 49 étaient décédés et 139 avaient un recul de plus de 9 ans. 29 ont été repris devant un descellement cotyloïdien (19), un descellement fémoral (3), un descellement bipolaire (3), un sepsis (2) ou des luxations itératives (2).

La série globale est comparée à la série des 337 divers cotyles pour confirmer mon impression globale que le cotyle ATLAS donne de bons résultats. Il s'agissait de 171 ATLAS II, non recouverts d'hydroxyapatite jusqu'en 1994, de 556 ATLAS III recouverts d'hydroxyapatite dont l'épaisseur de métal a augmenté et dont le sablage de titane est plus important enfin de 393 ATLAS IV depuis 2000 qui ne comporte plus d'orifices puisqu'en dehors d'une vingtaine maximum d'ATLAS, ils n'ont jamais été fixés à l'aide de vis.

Les tiges fémorales en regard ont été 11 PSM, 20 ESOP, 26 tiges cimentées, 992 tiges non cimentées droites, 143 tiges non cimentées anatomiques, 14 tiges de révisions non cimentées et 8 diverses tiges. Les billes ont été 886 fois métalliques, 204 zircons avec 4 fracture de tête, 27 fois en alumine avec 2 fracture de l'alumine et 3 fois nitrurée.

Les complications précoces des PTH, luxations, 3,1% dans le groupe des ATLAS, 3,7% dans les divers cotyles, ou infection, 4 au total, prédominent en début d'installation, mettant en évidence la courbe d'apprentissage d'un nouvel environnement et des conditions de travail bien différentes de celle du monde hospitalier.

Actuellement, je réserve le cotyle en première intention, privilégiant un cotyle à double mobilité dans les reprises pour supprimer le risque de luxation. Je n'ai pas été déçu et je ne vois pas de raison de ne pas continuer à le poser.

EVALUER ? POURQUOI ? COMMENT ?

Docteur Michel P. PHILIPPE

Consultant auprès du Centre d'Evaluation André Hermann

Evaluer un dispositif médical est une démarche complexe.

Il est fini le temps où le chirurgien n'était qu'un artisan isolé prenant ses décisions seul dans le secret de son cabinet. Il n'est plus le seul acteur de Santé au sens large : ses décisions sont maintenant encadrées par des textes réglementaires de plus en plus rigoureux et contraignants ; le dispositif médical mis à sa disposition par le Fabricant ou le Distributeur est lui-même mis sous tutelle par la Haute Autorité de Santé ; le patient, informé de ses droits, est un interlocuteur incontournable dans le dialogue Médecin/Patient.

Toutes ces raisons expliquent pourquoi évaluer devient à la fois difficile et obligatoire et donc contraignant.

Le chirurgien bien souvent ne raisonne que « cas par cas » dans le cadre de son dialogue singulier avec son patient ; le Fabricant ou le Distributeur raisonne au contraire sur des séries multicentriques, si possible prospectives et continues ; la Haute Autorité de Santé a pour mission de dire si le dispositif médical montre que le service médical attendu est rendu : pour cela il a besoin d'études cliniques.

Que sont les différents acteurs tournant autour de la notion d'évaluation ?

Ils sont au nombre de trois : la Haute Autorité de Santé, le Fabricant ou Distributeur et le Chirurgien.

LA HAUTE AUTORITE DE SANTE

S'agissant d'évaluation, elle a repris la définition de l'Institute of Medecine :

« l'évaluation des technologies de soins est une démarche dont l'objet est d'examiner les conséquences à court et à long terme de l'usage d'une technologie particulière sur les individus et sur la société dans son ensemble. Elle prend en compte la sécurité, l'efficacité expérimentale et pragmatique d'une technologie, son coût et son rapport coût/avantage ; elle comporte également l'analyse de ses implications économiques, sociales et éthiques et met à jour les points à approfondir en termes de direction de recherche. »

La H.A.S. (ex-ANAES) a pour mission selon l'article L. 791-1

1. de favoriser tant au sein des établissements de santé publics et privés que dans le cadre de l'exercice libéral, le développement de l'évaluation des soins et des pratiques professionnelles.
2. l'Agence nationale peut également être chargée de l'évaluation d'actions et de programmes de santé publique.

Selon l'article L. 791-2, elle a aussi pour mission

1. d'élaborer avec des professionnels, selon des méthodes scientifiquement reconnues, de valider et de diffuser les méthodes nécessaires à l'évaluation des soins et des pratiques professionnelles.
2. d'élaborer et de valider des recommandations de bonnes pratiques cliniques et des préférences médicales et professionnelles en matière de prévention, de diagnostic et de thérapeutique.
3. de donner un avis sur la liste des actes, prestations et fournitures qui sont pris en charge ou donnent lieu à remboursement par les organismes d'assurance maladie, à l'exception des médicaments.
4. de réaliser ou de valider des études d'évaluation des techniques relatives à son domaine de compétence.
5. de proposer toute mesure contribuant au développement de l'évaluation notamment en ce qui concerne la formation des professionnels de santé.
6. de diffuser ses travaux et de favoriser leur utilisations.

L'Ordonnance n° 96-346 du 24 avril 1996 portant réforme de l'hospitalisation publique et privée stipule dans son article L. 791-2 :

« au titre de sa mission d'évaluation des soins et des pratiques professionnelles dans les secteurs hospitaliers et des soins de ville, l'Agence est chargée de réaliser ou de valider des études d'évaluation des technologies relatives à son domaine de compétence. »

Parmi les huit Commissions de la H.A.S., la Commission « **Evaluation des dispositifs et technologies de santé** » (présidée par le professeur Guiraud-Chaumeil) est chargée des missions suivantes (origine : dossier de presse) :

« la commission « évaluation des dispositifs et technologies de santé » évalue les demandes portant sur le remboursement :

- **des dispositifs médicaux à usage individuel ;**
- **des tissus et cellules issus du corps humain et de leurs dérivés ;**
- **des produits de santé autres que les médicaments et des prestations associées.**

Les produits et prestations de santé couvrent donc un champ très large allant des pansements ou des véhicules pour personnes handicapées aux défibrillateurs en passant par les greffons d'origine humaine par exemple.

Cette Commission pourra également être consultée sur l'évaluation d'innovations technologiques dans le domaine des équipements et matériels médicaux.

La Commission « évaluation des dispositifs et technologies de santé » rend des avis scientifiques portant notamment sur le service attendu en fonction des indications mais aussi sur l'amélioration du service attendu en comparaison avec un autre produit ou prestation. S'agissant des renouvellements d'inscription, les avis portent sur le service médical effectivement rendu et tiennent compte des nouvelles données disponibles. La réévaluation des produits et prestations est effectuée tous les cinq ans pour une même catégorie de dispositifs (lignes génériques).

La Commission a un rôle d'information auprès des professionnels de santé, elle établit et diffuse des documents d'information portant sur l'évaluation des produits et prestations, des fiches d'informations portant sur l'évaluation des produits et prestations, des fiches d'informations thérapeutiques relatives à la prise en charge des dispositifs particulièrement coûteux ainsi que les recommandations destinées aux prescripteurs et relatives au bon usage des produits et prestations. » (extrait du dossier de presse)

LE FABRICANT OU LE DISTRIBUTEUR

La mise sur le marché d'un dispositif médical s'inscrit dans un contexte réglementaire de plus en plus complexe et qui ne se limite pas pour le fabricant à la seule obtention du marquage CE.

C'est par l'**ACTE UNIQUE** de décembre 1985 que les états membres de la CEE se sont engagés à créer un espace sans frontières intérieures pour permettre la libre circulation des personnes, des biens et des services et des capitaux.

Sur le plan européen, il a des obligations réglementaires définies par la Directive européenne 93/42/CEE sur les dispositifs médicaux en relation avec le marquage CE et la criticité du dispositif médical. Il en existe deux autres : Dispositifs médicaux actifs : 90/385/CEE du 20/06/90 et Diagnostics in vitro 98/79 du 27/10/98.

Par exemple, une prothèse de hanche est un dispositif de la Classe III, classe la plus élevée : son marquage CE est validé par un organisme notifié pour une durée maximale de 5 ans, au-delà desquels le renouvellement reposera en grande partie sur l'évaluation clinique.

L'Annexe X 1.1-Directive 9342.CEE précise :

« en règle générale, la confirmation du respect des exigences concernant les caractéristiques et les performances (...) ainsi que l'évaluation des effets secondaires indésirables doivent être fondées sur des données cliniques. »

Cette directive s'adressent aux états membres qui doivent ensuite intégrer les dispositions contenues dans les Directives à leurs propres législation et réglementation sans modifier ces dispositions : c'est ce que l'on désigne par « **transposition en droit national.** »

La loi L. 94643 du 18 janvier 1994 parue au J.O. du 19 janvier 1994, modifiée par la Loi du 4 février 1995 parue au J.O. du 5 février 1995 transpose en droit national les Directives 90/385 et 93/42.

Cette Loi est complétée par le décret en Conseil d'Etat n° 95-292 du 16 mars 1995 parue au J.O. du 17 mars 1995 ; lui-même a été modifié par le Décret 99-145 du 4 mars 1999 paru au J.O. du 5 mars 1999.

Restent toutefois du ressort de chaque pays, les aspects relatifs aux sanctions, à l'éthique ou à la maîtrise des dépenses de santé : elles peuvent donc différer d'un pays à l'autre.

La Loi de finances de Sécurité Sociale a créé un Comité Economique des produits de santé pour traiter l'ensemble des problèmes tarifaires : fixation des prix de matériels, fixation des tarifs de responsabilité (remboursement)

ET LE CHIRURGIEN ?

Son indépendance s'inscrit dorénavant dans une interdépendance : au lieu d'être l'acteur final dans une politique de santé, il est un maillon d'une chaîne dont il doit apprendre les rouages d'une part pour être en accord avec la réglementation et la législation, ce qui est la moindre des choses, d'autre part pour évaluer non seulement sa propre pratique professionnelle mais aussi les dispositifs qu'il pose afin de s'inscrire dans cette chaîne décisionnelle de maîtrise des technologies.

Il s'agit d'une véritable révolution intellectuelle : lorsqu'elle se produit à l'interface de deux pratiques fort différentes, l'ancienne et la nouvelle, il y a une période d'observation, légitime et de suspicion, c'est humain ; cependant, si l'on parvient à s'échapper de sa propre pratique et de sa propre conception de cette pratique, force est d'adhérer à ce changement révolutionnaire car il peut être bénéfique pour tous : patients bien sûr d'abord mais aussi pour les chirurgiens capables d'évaluer leurs pratiques professionnelles et enfin dans le cadre de la maîtrise des dépenses de santé.

Pour nos plus jeunes chirurgiens, qui ne connaîtront que cette nouvelle pratique, l'adaptation sera sûrement plus aisée.

Tant privés que publics, les chirurgiens sont harassés par les multiples tâches environnantes leurs pratiques quotidiennes et ce changement vient ajouter encore une tâche supplémentaire ; est-ce si vrai ? n'est-ce pas l'occasion de « travailler autrement », de réorganiser son emploi du temps, de simplifier ses saisies ?

Les résultats des investigations (« données cliniques ») laissent apparaître des manques, des défauts et des insuffisances relevés par l'ex-ANAES.

Par exemple, la CANAM a demandé à l'ANAES de dresser un état des lieux des données publiées sur les différents aspects liés à l'implantation des PTH primaires. La problématique liée à la pose d'une PTH est abordée selon deux axes principaux : le choix de la prothèse et l'épisode opératoire :

« les données de la littérature publiées sur les différents types de PTH et les différents modes de fixation ne permettent pas de mettre en évidence d'éléments de différenciation autorisant à orienter le choix des matériels en fonction des caractéristiques du patient.

Sur le plan clinique, la qualité méthodologique insuffisante des données publiées est constante.

Les essais publiés sont pour l'essentiel des études de cohortes. Aucune étude comparative, prospective, testant une hypothèse prédéfinie n'est disponible.

Les critères d'évaluation clinique sont hétérogènes et non standardisés. Pour exemple, l'un des critères principaux, la survie de la PTH, pose des problèmes de définition ; elle est évaluée sur des éléments d'ordre technique, notamment l'analyse radiologique, sans réellement prendre en compte la satisfaction du patient et sa perception de son état de santé alors que ses plaintes fonctionnelles sont à l'origine de l'indication d'implantation.

Par ailleurs, les données d'efficacité et de sécurité sur le long terme sont manquantes pour la plupart des PTH disponibles sur le marché français. En effet, sur plus de 400

PTH commercialisées, moins de 20 PTH font l'objet d'études cliniques publiées. La durée de suivi de ces essais excède rarement 5 ans et encore plus rarement 10 ans. Les études cliniques étudient le type de prothèse essentiellement selon le mode de fixation et le couple de frottement. Aucun essai sur les examens nécessaires au choix préopératoire de la prothèse n'a été retrouvé dans notre recherche. »

Il y a donc une démarche à faire pour améliorer autant que faire se peut nos évaluations pour leur donner une cohérence permettant à tous les acteurs de santé intéressés à cette démarche de trouver un langage commun.

Ces évaluations doivent être continues, prospectives et multicentriques et obéir à la rigueur scientifique de toute communication.

Tous les outils de statistiques doivent être utilisés pour ce faire de même que tous les outils informatiques y compris Internet.

Ce n'est qu'à ce prix que nous pourrions valablement évaluer les dispositifs médicaux mis à notre disposition.

Abstract

Maria Angeles SOLER

Campus de los Jeronimos
Universidad catolica de Guadalupe
MURCIA, Espagne

Cada vez más, aumenta el número de pacientes que son intervenidos con una artroplastia total de cadera, debido a que la esperanza de vida es mayor y que se está practicando en pacientes mucho más jóvenes, por este motivo se hace necesario el seguimiento y evaluación de la prótesis implantada al paciente, intentando corregir posibles complicaciones futuras, además de garantizar en la medida de lo posible una mayor duración del implante, consiguiendo así una mejor calidad de vida para el paciente.

El modo en que diagnosticamos la evolución protésica, consiste en analizar el crecimiento óseo alrededor de dicho implante, puesto que el indicador de que la prótesis evoluciona favorablemente es que el hueso biológico del paciente haya considerado al implante como extensión del fémur y consolide ambas partes, obteniéndose una unión perfecta.

Mediante las densitometrías óseas el experto médico tiene la posibilidad de conocer la calidad en conjunto de la formación ósea presente alrededor del implante, pero para tener un diagnóstico más preciso en el cual determinemos en cada punto concreto la cantidad y calidad ósea, hemos diseñado una herramienta informática mediante la cual podemos evaluar donde se está produciendo solidificación ósea y su cuantificación. De este modo el experto puede emitir diagnósticos más precisos además de saber con exactitud en que zonas se está produciendo una cohesión adecuada y en cuales no.

El modo de proceder con el programa consiste en trazar barridos de píxeles sobre las imágenes tomográficas de los pacientes en reconstrucción coronal, y emitir a la vez gráficas correspondientes a los barridos con sus respectivos valores de densidades óseas presentes.

Concluimos afirmando que mediante esta herramienta informática el especialista recibe una ayuda importante para emitir un diagnóstico más preciso a cerca de cómo evoluciona la prótesis en la cadera del paciente.

ABSTRACT

Maria Angeles SOLER

Campus de los Jeronimos
Universidad catolica de Guadalupe
MURCIA, Espagne

Le nombre de patients porteurs d'une arthroplastie de hanche augmente régulièrement du fait de l'augmentation de l'espérance de vie mais aussi du fait que ces arthroplasties sont mises en place chez des sujets de plus en plus jeune.

C'est pour ces raisons qu'il est nécessaire d'évaluer et de suivre l'implantation prothétique à la fois pour déceler les complications possibles mais aussi pour garantir autant que faire se peut une augmentation de la durée de vie de l'implant: c'est à ce prix que le patient bénéficiera d'une qualité de vie meilleure.

Le suivi de l'évolution prothétique consiste à analyser la croissance osseuse autour de l'implant puisqu'une évolution favorable du couple os-implant est liée à l'union parfaite des deux éléments du couple.

Grâce à la DMO, le chirurgien ou le radiologue peuvent connaître la qualité osseuse peri-prothétique. Mais, pour avoir un diagnostic osseux plus précis, il est nécessaire de déterminer en chaque point du couple os-implant la qualité et la quantité de l'os peri-prothétique.

Pour ce faire, nous avons conçu un outil informatique permettant d'évaluer où et comment s'effectue cette consolidation osseuse ainsi que sa quantification.

De cette manière l'évaluateur peut émettre un diagnostic plus précis et connaître zone par zone si la cohésion os-implant est adéquate ou non.

Le programme permet de tracer pixel par pixel un balayage sur les images CT des patients en reconstruction coronal (frontal) afin de tracer les graphiques correspondants aux zones balayées indiquant les valeurs respectives de densités osseuses.

Nous pouvons conclure que grâce à cet outil informatique, le chirurgien ou le spécialiste clinique reçoit une aide importante pour émettre un diagnostic plus précis sur le comportement osseux peri-prothétique de la hanche de son patient.

ATLAS : Principes

Alain Dambreville

Les principes de longévité d'une prothèse cotyloïdienne sont connus depuis l'origine de l'ATLAS :

1. La stabilité primaire
2. La stabilité de l'insert dans la cupule
3. L'épaisseur du polyéthylène
4. Le traitement de surface

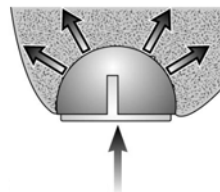
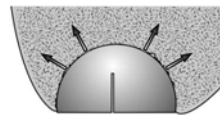
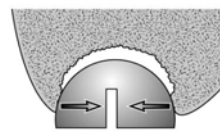


1) Stabilité primaire par « press fit »

C'est le meilleur et le plus simple moyen de faire tenir la cupule dans l'acetabulum.

L'ATLAS, pourvu d'une fente, se ferme lors de l'impaction ce qui facilite sa pénétration dans le cotyle puis, lors de l'expansion liée à l'introduction de l'insert, il exerce une importante force de coaptation.

Seule une cupule élastique permet un réel « press fit ».



2) Stabilité de l'insert :

Pour éviter une bascule de l'insert, celui de l'ATLAS est pourvu d'une zone cylindrique périphérique. Ce simple artifice est très efficace puis qu'aucun cas de mobilisation n'a été signalé depuis 1987.



L'étude au microscope d'explants publiée dans l'EJOST (2001, 11, 213-218) a prouvé l'absence de micro fretting entre cupule et insert à long terme



3) Epaisseur de polyéthylène :

L'épaisseur de cupule minimale (2,5mm) de l'ATLAS autorise des épaisseurs de polyéthylène supérieures à 10 mm et une bonne résistance au fluage.

4) Stabilité secondaire :

L'efficacité du revêtement bio actif en hydroxyapatite n'est plus à prouver.
L'adhérence de l'os à la surface de la prothèse est précoce (1 mois) et durable, même après résorption de l'hydroxyapatite (HAP) à long terme car, sous le revêtement HAP, la surface de titane a une rugosité obtenue par sablage.

L'ostéointégration intime sans interposition de tissu fibreux obtenue grâce à l'HAP limite les risques d'ostéolyse péri prothétique en s'opposant à la migration des débris d'usure.

La version alumine/alumine/sandwich

Ajoute à ces avantages une grande résistance à l'usure.

Pourquoi nous avons choisi l'ALUMINE-ALUMINE sandwich

A.Dambreville

L'espérance de vie de nos malades est de plus en plus importante et nous avons donc pour objectif d'augmenter la durée de vie de nos prothèses.

A très long terme, c'est à dire à plus de 20 ans, le **polyéthylène** malgré les progrès réalisés en tribologie est voué inéluctablement à provoquer des ostéolyses. Les couples **métal - métal** comportent des risques potentiels de toxicité locale ou générale et d'allergie. Tout incident, luxation, impingement (conflit entre le col et le bord de la cupule), usure à trois composants risque d'entraîner à plus ou moins long terme la libération de grandes quantités de chrome et de cobalt. Si de très faibles quantités de chrome et de cobalt sont acceptées par l'organisme, de très grandes quantités sont éminemment toxiques. Le cobalt est éliminé dans les urines, le chrome lui n'est pas ou très peu éliminé et s'accumule dans l'organisme; on ne peut pas prévoir les conséquences d'une telle accumulation à très long terme.

C'est la raison pour laquelle nous nous sommes tournés vers les couples en céramique.

Le couple alumine – alumine est utilisé en clinique humaine depuis plus de 30 ans. Il libère très peu de débris et surtout ceux ci sont bien tolérés. Les prothèses alumine – alumine connues ont souvent failli non pas en raison d'une dégradation du couple de frottement mais en raison de descellements cotoïdiens fréquents que la cupule soit cimentée ou sans ciment. Même si le cotyle osseux a des possibilités d'adaptation, la grande différence de **rigidité** entre l'acetabulum et la prothèse en alumine est mal tolérée. C'est la raison pour laquelle nous utilisons des cupules d'alumine serties dans un noyau de polyéthylène.

Le couple alumine – alumine- polyéthylène

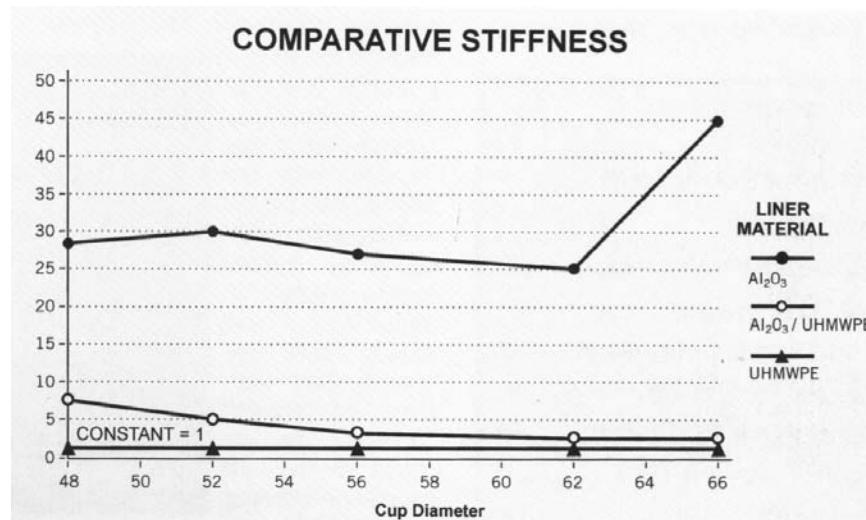
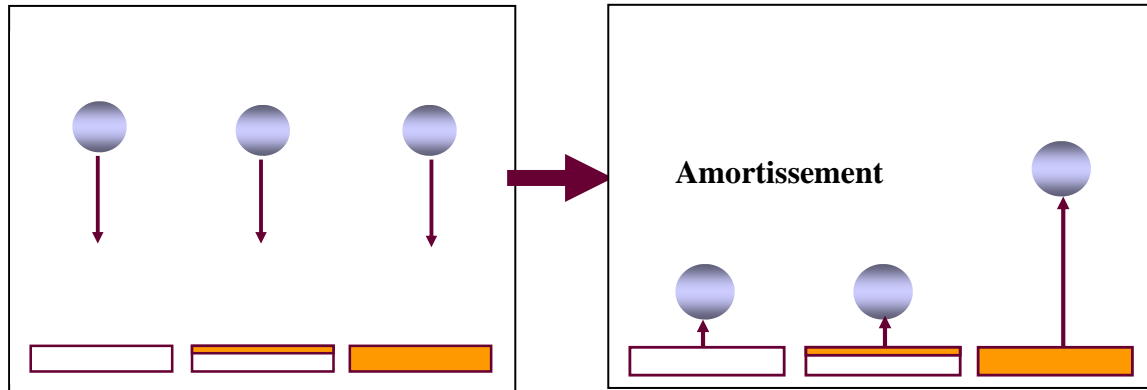
1. Amortissement

L'objectif est de conserver l'excellent couple de frottement alumine – alumine tout en améliorant la transmission des contraintes.

La hanche est l'objet de contraintes en charge et aussi de sollicitations brutales lors de chocs (contact brutal du pied sur le sol...) Il a été démontré également que la hanche n'est pas coaptée en permanence et que lors du jeu musculaire il existe des mouvements de piston entraînant des chocs de la tête fémorale sur le cotyle.

Des études en laboratoire ont permis d'objectiver l'amortissement des contraintes lié à l'utilisation de polyéthylène.

Lorsque l'on fait tomber une bille sur un socle, on observe un rebond qui dépend des possibilités d'amortissement de ce socle.



Pour les diamètres croissants de cupule allant de 48mm à 66mm, le rebond sur l'alumine massive (Al₂O₃) est important, l'amortissement du polyéthylène (UHMWPE) et du sandwich (Al₂O₃ / UHMWPE) entraîne des rebonds très faibles.

Un moyen indirect de prouver les qualités amortissantes du sandwich est de comparer le taux de fractures de tête alumine face aux deux solutions, alumine massive ou alumine sandwich. Les statistiques de CERAMTEC sont significatives :

75 ruptures de tête sur 484.462 inserts alumine massive soit 1,5/10 000

12 ruptures de tête sur 318 311 inserts alumine sandwich soit 0,4/10 000

Ainsi, on observe 4 fois moins de ruptures de tête céramique grâce à l'amortissement. D'ailleurs, sur 8 000 ATLAS alumine/alumine/sandwich posés depuis 1999, il n'a été observé **aucune fracture de tête**.

2. Facilité de pose et extractibilité

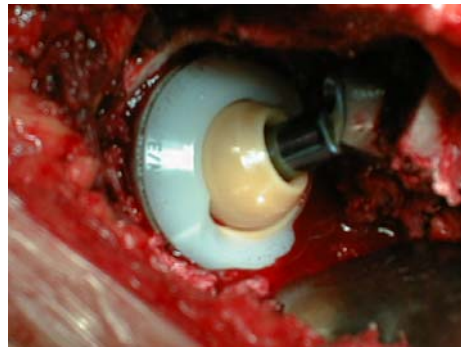
Un insert en céramique massif nécessite un système de visée lors de son introduction dans le metal back. Il y a en effet possibilité de porte à faux et de blocage de cet insert en mauvaise position avec risque de déplacement secondaire ou même de fracture. L'enveloppe en polyéthylène du sandwich met à l'abri de ce type de complication.

Un insert en céramique massive est très difficile à extraire après impaction. Ce n'est pas le cas des inserts alu/alu/sandwich.

3. Mur antiluxation

L'enveloppe de polyéthylène permet de recouvrir le rebord d'alumine et limite le risque de contact intempestif col/alumine.

Elle permet surtout de réaliser un mur antiluxation qui, en recouvrant la tête fémorale prothétique dans les secteurs à risque (de 9 heures à 12 heures) limite le risque de luxation. D'ailleurs nous n'avons aucune luxation dans nos séries prospectives.



Conclusions

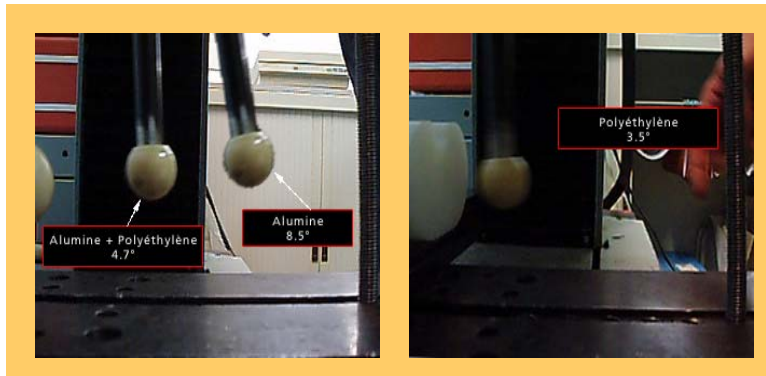
Notre expérience clinique à 6 ans de recul et sur plus de 8 000 implants confirme ces données théoriques : les résultats cliniques et radiologiques sont excellents.

Les facteurs de grande longévité sont enfin réunis :

- Ancrage bioactif
- Usure infime
- Bonne transmission des contraintes

Alumine/alumine sandwich et les homologations CE et FDA

Le choix du sandwich alumine a été retenu pour utiliser les propriétés visco élastiques du UHMWPE, amortissant les contraintes transmises à l'os car les contraintes excessives ont été identifiées comme les causes des descellements des alumines massives scellées ou press fit.



L'amortissement du sandwich est objectivé par l'expérience suivante:

Nous avons utilisé un pendule possédant sur la partie mobile une tête alumine de 28.

Cette tête venait frapper une pièce constituée

- au premier essai d'une plaque PE
- au second essai d'une plaque alumine
- au troisième essai un sandwich de PE et d'alumine.

L'énergie non absorbée est représentée par l'angle maximal atteint au premier rebond.

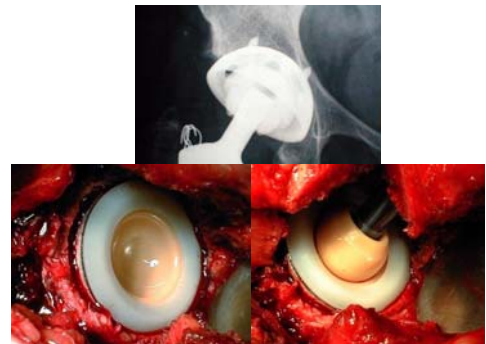
Le PE ne restitue que l'énergie capable de remonter le pendule à 3,5° alors que l'alumine massive restitue l'énergie pour remonter à 8,5°, soit plus du double.

Le sandwich restitue l'énergie pour remonter après le rebond à 4,7°, soit un peu plus que le PE massif mais beaucoup moins que l'alumine massive

L'alumine/alumine sandwich s'adapte à différents cimentés. Nous décrivons la forme adaptée à l'ATLAS

La cupule de l'ATLAS est identique dans sa version tout polyéthylène et dans sa version alumine sandwich.

L'interface insert/cupule de titane est identique à celle du polyéthylène. Il a été démontré, sur pièces explantées à plus de 10 ans, l'absence de micro mobilité à ce niveau donc l'absence de génération de particules d'usure.

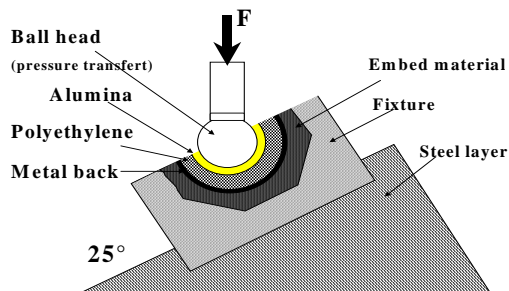


L'alumine CERAMTEC est de nouvelle génération, Biolox forte, de haute résistance en compression, supérieure à 70 KN.

L'épaisseur du polyéthylène minimum est de 5 mm. Ce polyéthylène est à très haut poids moléculaire et réticulé afin d'obtenir une diminution du fluage associée à une augmentation de la résistance à la rupture, car, dans le cas particulier, il ne s'agit pas d'augmenter la résistance au frottement puisque aucune partie du polyéthylène n'est destinée à frotter, mais d'accroître sa résistance mécanique. L'insertion de la cupule alumine dans le noyau de polyéthylène est réalisée par sertissage à chaud associé à un fluage lent à chaud. La qualité de ce sertissage et

sa résistance aux contraintes ont été testées. La résistance de la cupule alumine et du polyéthylène l'a également été.

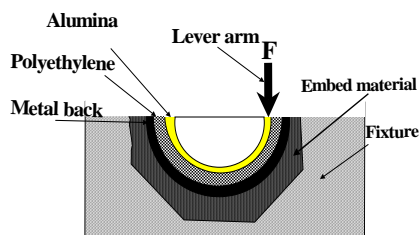
Tests en laboratoire LNE, CRITT et CERAMTEC



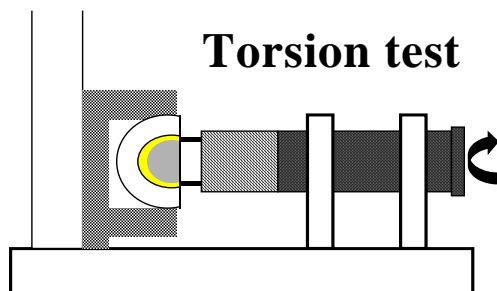
Le « Burst test » consiste à appliquer une force sur une tête placée dans la cupule, elle même bloquée dans un support avec une inclinaison de 45°. Il n'a été observé aucune fracture ni de la cupule alumine ni du polyéthylène ni du métal back sous une charge de 100 KN équivalent à une charge de 10 tonnes.

Un test dans des conditions similaires sous une charge de 1500 N a été réalisé en fatigue sur plus de 20 millions de cycles, sans modifier la résistance ultime du burst test statique

Lever-out test



Le « Lever out test » a permis de vérifier la résistance à un couple de rotation exercé sur le bord de la cupule en alumine. La résistance au « Lever out test » était de 3295 N.



Enfin le « torsion test » qui exerce une rotation sur l'axe de la cupule en alumine a montré une résistance à une force allant jusqu'à 2200 N par centimètre. Ce test est repris en contrôle destructif par prélèvement sur 1 pièce de chaque lot de production.

Le « Burst test » est assez comparable aux forces subies dans une hanche, la résistance à plus de 10 tonnes de charge est très supérieure aux contraintes habituelles.

Le « Lever out test » pourrait correspondre à un conflit entre le col et le rebord de la cupule (impingement), prévenu par le rebord de polyéthylène et par le testing en fin d'intervention que nous décrivons plus loin.

Le « Torsion test » est satisfaisant, car le couple particulièrement bas en frottement alumine-alumine est très inférieur aux 220 kg par cm nécessaires à la mobilisation.

Toutes ces valeurs sont donc très largement supérieures aux sollicitations en clinique humaine et aux normes marquage CE et FDA.

Les tests sur simulateur de marche, au CRITT, n'ont montré aucune dégradation à 20 millions de cycles.

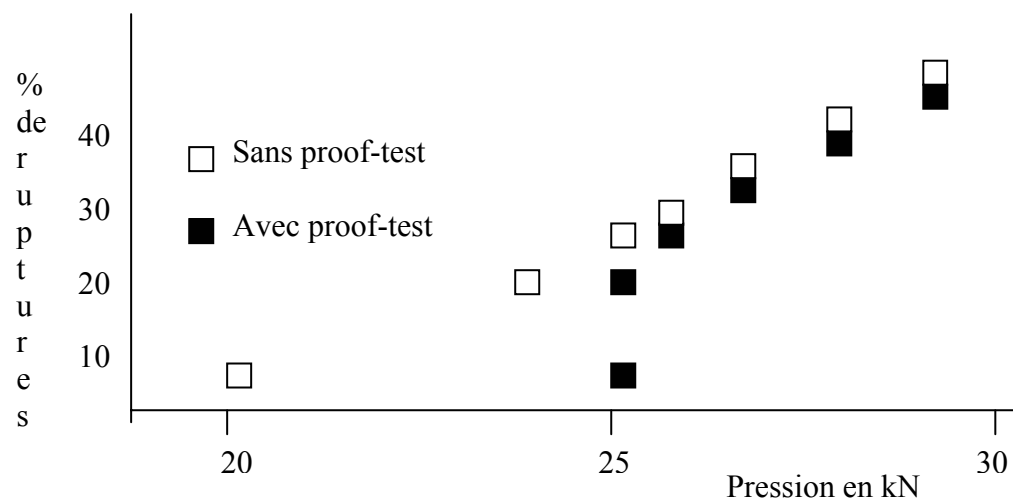
Contrôles supplémentaires à partir de 2001

A la suite de quelques ruptures de l'insert alumine dans les premières séries, l'épaisseur d'alumine fut augmentée pour les diamètres en 2001 de 4,5mm à 5 mm pour tous les inserts des tailles de cupules supérieures à 52 mm.

De plus, il a été demandé au fabricant des inserts en alumine de réaliser un test unitaire de résistance mécanique sous charge pour tout implant livré qu'il s'agisse de têtes ou d'inserts cotyloïdiens. Le proof test est un contrôle sous charge équivalente à de 2 tonnes pratiqué sur les têtes. Un test de charge mécanique sur la périphérie est réalisé sur les inserts.

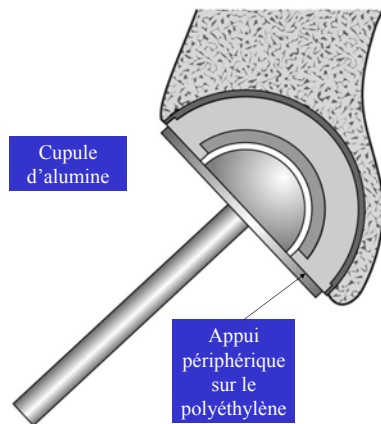
Ce test casse les pièces les plus faibles, ce qui permet d'augmenter la résistance de l'ensemble. Il a été prouvé par des tests de fatigue que les charges exercées lors de ces tests ne fragilisaient pas les pièces :

Sur le tableau suivant on constate, en effet, que dans la série « proof-test » les implants ne cassent pas pour des pressions inférieures à 2,5 tonnes alors que dans la série non testée 5% des inserts cassent à 2 tonnes. A partir de 2,5 tonnes, les 2 courbes sont comparables ce qui prouve bien que dans la série « proof-test » les implants ne sont pas fragilisés.



Les nouveaux tests réalisés après ces mesures au CRITT le 31 mai 2002 concluait : aucune rupture, aucun déclippage, aucun enfoncement du noyau céramique dans le polyéthylène. Le comportement tribologique est dans les meilleurs testés.

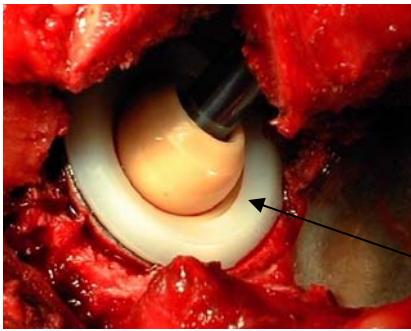
Alumine/alumine sandwich Les conseils techniques.



- **L'impacteur** spécial pour cotyle alumine-alumine FH permet un appui au pourtour du noyau en zone polyéthylène et non au centre sur l'alumine.

toute impaction sur la cupule d'alumine avec un impacteur classique risquerait de

- le col fémoral et le rebord de la cupule est redoutable pour tous types de prothèse quelque soit le couple de frottement. Il sollicite les ancrages cotyloïdiens et est à l'origine de débris.



L'impingement dans les couples métal-métal et céramique-céramique est d'autant plus redoutable que le col s'use au contact du bord de la cupule, se fragilise, peut casser et libérer des débris de métal.

C'est la raison pour laquelle nous avons muni l'insert cotyloïdien d'un rebord de polyéthylène s'interposant automatiquement entre col et cupule.

Comme pour toute prothèse, il est nécessaire de soigner le positionnement des pièces prothétiques fémorales et cotyloïdiennes et de vérifier en fin d'intervention l'absence de contact col-cupule dans les positions maximales, particulièrement en extension-rotation externe forcées.

- **Impaction douce**

Pour éviter de taper fortement sur l'insert pour le faire pénétrer complètement dans la cupule il est recommandé, dans le cas d'os dense chez des sujets jeunes, d'impacter la taille de cupule égale à la taille de la fraise utilisée (exemple : frailage 54 – cupule 54). Cet artifice employé par de nombreux poseurs a certainement été salutaire puisque dans ces cas il n'a jamais été constaté de rupture d'insert alumine.

Conclusions

Les améliorations technologiques associées aux précautions techniques ont apporté sécurité et fiabilité

ALUMINE-ALUMINE SANDWICH ET PTH BILAN A 6 ANS
P.POILBOUT*, **M.PHILIPPE****, **A.DAMBREVILLE*****, **J.HUMMER******,
T.MUSSET*****, **C.SCHWARTZ*******, **ET LE GROUPE FUTURA DU GECO*******

Lorsque nous avons choisi le couple alumine/alumine sandwich en février 1999, l'objectif était de conserver l'excellent couple de frottement alumine – alumine tout en améliorant la transmission des contraintes au cotyle. Ce nouveau concept introduisait des risques nouveaux : détérioration du PE ou rupture de l'insert en alumine. Qu'en fut il en réalité ? Pour répondre à ces questions nous avons réalisé une étude prospective multicentrique d'une série continue de 301 PTH à couple alumine/alumine sandwich dont nous avons retenu 100 cas ayant atteint un recul égal ou supérieur à 3 ans .

MATERIEL ET METHODE

Il s'agissait de 50 femmes et de 50 hommes, âgés de 35 à 84 ans, âge moyen 65 ans et de 46 côtés droits et 54 gauches.

La prothèse était dans tous les cas un cotyle ATLAS sans ciment .La prothèse fémorale était une ESOP sans ciment dans 78 cas ,une prothèse cimentée dans 22 cas. Elle associait une tête en alumine BioloX forte de 28mm de diamètre à une cupule en alumine sertie dans un noyau de polyéthylène à très haut poids moléculaire et réticulé. Le recul à la révision était de 3 à 6 ans, recul moyen : 4.04 ans.

Les résultats cliniques furent évalués selon la cotation PMA. Sur les radiographies de hanche de face et de profil, nous avons recherché les signes d'ostéolyse, les signes de descellement et les signes de dégradation éventuelle de l'implant : usure ou rupture.

RESULTATS

Dans cette série nous n'avons constaté qu'une luxation et aucune complication liée à l'utilisation de ce nouveau concept : pas de fracture de tête, pas de fracture de l'insert alumine, pas de dessertissage de l'insert par rapport au PE. Les résultats cliniques furent bons : 8 douleurs à 5 et 93 à 6, 2 marches à 5 et 99 à 6, 1 mobilité à 5 et 100 à 6, soit 90 excellents et 11 très bons résultats. Aucun échec clinique dans cette série.

A la radiographie, aucune géode cotyloïdienne. Un « remodelage » du Merckel sans

ostéolyse dans 13 cas, 9 liserés fémoraux en zone trochantérienne.

Aucune usure de l'alumine ni du polyéthylène n'a été visible à la radiographie.

DISCUSSION

Dans cette étude les résultats cliniques et radiologiques furent excellents. Aucune rupture de la tête alumine ni de l'insert alumine n'est survenue.

L'absence de complications dans l'étude prospective de notre série et leur fréquence très variable d'une série à l'autre a confirmé la nécessité absolue de respecter des précautions techniques :

- L'impaction des inserts alumine doit être réalisée à l'aide de l'impacteur spécial qui permet d'éviter tout choc sur l'alumine.
- Il est recommandé dans le cas d'os dense chez des sujets jeunes, d'impacter la taille de cupule égale à la taille de la fraise (exemple : fraisage 54 – cupule 54).
- Comme pour toute prothèse de hanche, il est nécessaire de soigner le positionnement des pièces prothétiques fémorales et cotyloïdiennes et de vérifier en fin d'intervention l'absence de contact col-cupule dans les positions maximales. Il faut éviter les cupules verticales.

CONCLUSION

Au total, cette étude prospective multicentrique permet de conclure à de bons résultats cliniques et radiologiques à 6ans et à l'absence de complications liées à l'utilisation de ce couple alumine-alumine- sandwich.

Il reste que ces implants nécessitent des précautions techniques per opératoires.

- * Philippe POILBOUT Centre Hospitalier 79302 BRESSUIRE
- ** Michel PHILIPPE 2081 chemin de Malemort 84200 CARPENTRAS
- *** Alain DAMBREVILLE 21 avenue Jean Lorrain 06300 NICE
- **** Jacques HUMMER Polyclinique de GENTILLY 54100 NANCY
- ***** Thierry MUSSET Clinique du TER 56 000 LORIENT
- ***** Claude SCHWARTZ Centre hospitalier 68 000 COLMAR
- ***** GECO 24 rue de la SINNE 68054 MULHOUSE CEDEX

MINIMAL INVASIVE HIP SURGERY, HOW WE DO IT

Paris – 22.10.2005

Dr. E. DE WITTE
A.S.Z. – Campus Aalst

Minimal invasive hip arthroplasty gained attention in the media since 2000 and was promoted by several medical companies. There is discussion about the definition of a minimal invasive hip arthroplasty. Some surgeons consider a skin incision of less than 10 centimetres as minimal invasive, others define minimal invasive as a technique that has respect for the normal anatomy and is performed with minimal soft tissue damage.

In our centre, we started performing THA in 1978. We used transgluteal approach. While gaining more experience we progressively shortened our incision without any change in instruments. The last years, the skin incision in normal patients was never more than 10 to 12 centimetres. When special designed retractors and reamers are used, it was possible to shorten the incision even more. But besides decreasing the length of the incision, no changes were made in the technique itself. Damage to tendons and muscles was the same as when we started. We named this procedure a MIS 1.

Three years ago we started with the two incision technique (MIS 2) as introduced by Dr. Berger. The acetabulum was prepared and the cup was inserted through a small anterior incision. The femoral shaft was prepared through a small lateral incision which in size and location is comparable to an incision made for insertion of an intramedullar nail. In the beginning the femoral stem was placed under fluoroscopic control resulting in very high radiation exposure. Therefore we changed the position of the lateral incision. The new incision was made over the greater trochanter with direct view on the osteotomised femoral neck, thus insertion of the femoral component was possible without fluoroscopy. We performed 150 THA using the MIS 2 approach. Benefits according to Berger were also seen in our group: less limping, faster rehabilitation, less blood loss. The only complications we had in this group were two cases of transient meralgia paresthetica and one case of superficial wound infection.

After 1 procedure we changed the anterior oblique incision to a longitudinal one, avoiding lesion to the femoral cutaneus nerve.

In August 2004 we visited the Medical University of Innsbruck where the direct anterior approach (MIS 3) was introduced to us. In fact, the incision used in MIS 3 is the same as the one we use for our anterior MIS 2 incision but more proximal and lateral and slightly more oblique. Both acetabular and femoral components are introduced through the same, anterior, incision. The main advantages of the MIS 3 approach are due to its great respect to the anatomy around the hip, no muscles are damaged. Until May 2005 we performed 210 THA, using the MIS 3 approach.

In our group the direct post operative results were very promising with patients already walking the day of the operation and some of them leaving the hospital at the third post operative day. Compared to classic THA operation we saw a decreased blood loss, less post operative pain and a faster rehabilitation. In this group we only saw one superficial wound infection which needed revision of the wound. Of course follow-up is too short to make any predictions on long-term results.

As for every new procedure and also for MIS 3, there is a learning curve, especially while the new, anterior, site of incision is hardly known by orthopaedic surgeons and due to the proximity of neurovascular structures. It is important to be familiar with the MIS 2 technique before starting a MIS 3 procedure. First to become familiar with the anterior incisions and secondly in case of impossibility to place the femoral stem through the anterior incision. In that case you may need a lateral incision as escape. Fortunately we only experienced this once in our second case.

To conclude we believe that the low blood loss and low complication rate are at least in part due to the minimal invasive nature of this approach, which keeps soft-tissue trauma to a minimum and leads to faster postoperative mobilisation and rehabilitation. Further explanation of the technique and the results of MIS 3 will be given in our presentation.

La chirurgie aussi peu agressive que possible Un nouveau concept ?

**JF Thiery
C Alessandri
M Richard
MARSEILLE**

Cette communication se limite à la chirurgie réglée de la hanche et du genou. Le concept de moindre agressivité doit s'envisager en pré, per et post opératoire.

EN PRE OPERATOIRE :

_Deux questions se posent :

Le chirurgien a-t-il bien expliqué ?

Le patient a-t-il bien compris ?

_Dans l'espace temps, les réponses sont apportées d'une part lors de la première consultation d'autre part lors d'une réunion préopératoire que nous nommons « Entretien de consentement éclairé. » Cette réunion a pour but d'une part de rappeler les principes de l'intervention et ses complications éventuelles, d'autre part de répondre aux questions des patients enfin d'insister sur la préparation psychologique et hygiéno diététique à l'intervention.

_Il convient d'insister enfin sur la nécessité d'une planification aussi précise que possible de l'intervention.

EN PER OPERATOIRE

_Les voies d'abord optimisées : Elles intéressent la hanche et le genou. D'un point de vue centimétrique, pour la hanche, on peut appliquer la règle de l'indice de masse corporelle divisé par trois. Pour le genou, on peut se référer au diamètre divisé par deux ou trois. Ces voies d'abord optimisées nécessitent un apprentissage. Quand au meilleur ancillaire, c'est à notre sens des aides opératoires formés et astucieux.

_La navigation : Ce n'est qu'un outil, un ancillaire électronique. Il apporte une grande précision au prix d'un apprentissage assez long.

_Chirurgie atraumatique : On enfonce une porte ouverte mais les cheminements anatomique, l'hémostase et le respect de la synoviale sont garant de suites simplifiées.

EN POST OPERATOIRE :

_La prise en charge de la douleur est fondamentale

_La prise en charge de la fonction adaptée à chaque patient (pas ou peu de protocoles standards) avec douceur, persuasion et fermeté mais sans brutalité.

_La prise en charge du confort : L'hôtellerie, le planning des soins, le nursing et la prise en charge de la dépendance sont des éléments de la moindre agressivité.

EN CONCLUSION, l'objectif de la moindre agressivité est inscrit dans l'évolution de la chirurgie. Les outils et les idées existent, leur application est affaire de volonté, de projet et de partenariat entre praticiens, tutelle, établissements, industriels et patients.

NOTRE EXPERIENCE DE L'UTILISATION DE L'ANNEAU CORIOLIS

JY. LAZENNEC* - P. BOYER* - MA. ROUSSEAU*
Y. CATONNE* - G. SAILLANT*

** Service de Chirurgie Orthopédique – Hôpital de la PITIE - Paris*

L'anneau acétabulaire Coriolis a été développé afin de pallier à certaines difficultés rencontrées avec les anneaux de reconstruction classiques. Cet anneau donne la possibilité de fixations périphériques en plus de la stabilisation par une patte supérieure et un crochet inférieur. La patte de fixation supérieure et le crochet inférieur sont légèrement décalés ce qui permet d'obtenir une plus grande facilité de fixation en particulier pour l'accrochage du trou obturateur ou, si on le souhaite, pour l'agrafage de la colonne antérieure du cotyle.

Grâce à son arrière fond creux, cet anneau permet d'éviter les excentrations observées avec les anneaux à fond plein ; il peut être en particulier utilisé pour le renforcement d'un capital osseux de mauvaise qualité mais dont la continuité périphérique et l'arrière fond sont toutefois persistants.

L'utilisation de la fixation périphérique optionnelle permet d'améliorer de façon considérable la stabilité en rotation et de compléter le cas échéant la fixation des greffe périphériques. Une fixation périphérique unipolaire soit dans la colonne antérieure, soit dans la colonne postérieure permet d'obtenir cette optimisation de l'ancrage.

Nous avons revu 45 patients porteurs d'un anneau coriolis posé entre 2001 et 2004 dans le Service d'Orthopédie de la PITIE. Il s'agissait 36 fois d'anneaux implantés dans le cadre d'une reconstruction et dans les autres cas, d'un simple renforcement osseux. Dans tous les cas, l'anneau

a été associé à un cotyle polyéthylène cimenté à l'exception de 2 cas où ont été utilisées des prothèses à double mobilité dont le métal back a été cimenté à l'intérieur de l'anneau de soutien. Dans 19 cas, une allogreffe de tête fémorale a été utilisée. Dans les autres cas, des autogreffes ont servi à la reconstruction.

Nous n'avons pas noté de difficultés de pose particulières. La vis de verrouillage au niveau du pôle inférieur du cotyle n'a été utilisée que très rarement (4 cas) alors que l'ancrage périphérique a été utilisé dans 39 cas. Il s'agit de 28 cas de fixation mixte antérieure et postérieure, 4 cas de fixation antérieure pure et 7 cas de fixation postérieure pure.

Dans 12 cas, la patte de fixation inférieure n'a pas été utilisée pour agripper le pôle supérieur du trou obturateur. Elle a été fixée délibérément sur la colonne antérieure restante permettant d'obtenir un appui osseux satisfaisant alors que le sommet du trou obturateur était trop délabré.

Le fait que cet anneau soit continu à sa périphérie n'a pas de problème d'impingement ; son encombrement peut être comparable à celui des cotyles sans ciment utilisés dans certaines reconstructions.

Au recul maximum de l'ensemble de ces dossiers (minimum 1 an), nous avons observé 2 fractures de la patte supérieure parmi les patients présentant le plus long recul (3 ans et 2 ans 1/2). Ces fractures de patte sont survenues précocément, dans la première année, sur des anneaux dont la fixation supérieure avait été chantournée pour s'adapter à l'adjonction d'une greffe.

A ce jour, aucun descellement n'a été observé et aucune migration à l'exception d'un cas de greffe septique secondaire après rhabdomyolyse sur bassin radique.

Au total, l'anneau de soutien Coriolis peut être considéré comme un outil de désescalade permettant de stabiliser des greffes périphériques et

d'optimiser les reconstructions osseuses. Nous l'avons rarement utilisé pour un simple renforcement d'un capital osseux médiocre sans adjonction de greffe. Cette option est néanmoins possible grâce à son arrière fond échancré qui permet de l'adapter même sur un cotyle dont l'architecture générale est intacte.

L'anneau Coriolis peut être envisagé comme une alternative intéressante dans les reconstructions complexes où le cotyle sans ciment n'a plus sa place et pour lesquelles la stabilité rotatoire et/ou frontale et/ou verticale n'est pas suffisamment assurée par les anneaux classiques.

TRAITEMENT DE LA LUXATION RECIDIVANTE DE PROTHESE TOTALE DE HANCHE PAR LE COTYLE A DOUBLE MOBILITE

A propos de 57 cas.

S. LECLERCQ, D. RICHTER, J. BONNAN, J.H. AUBRIOT.

RESUME

La luxation récidivante de prothèse totale de hanche est une complication classique qu'il est difficile de prévenir et de traiter avec une fiabilité satisfaisante. L'étiologie est rarement unique. Il s'agit le plus souvent d'une association de facteurs avec surtout une insuffisance de coaptation articulaire. Les auteurs rapportent 57 cas de luxations récidivantes stabilisées par le cotyle à double mobilité. Ils ne comptent qu'un seul épisode de luxation et aucune récurrence. Le recul moyen est de 3 ans. L'indication ne tient pas compte de l'étiologie. Un défaut de positionnement fémoral peut ne pas être corrigé et par extension, une prothèse fémorale réhabitable et inextractible peut être conservée.

INTRODUCTION

L'instabilité de prothèse totale de hanche est la deuxième cause de reprise (14%) après le descellement aseptique(10). Elle survient dans 3% des prothèses de première intention et 10% dans les reprises (21).

La luxation récidivante des prothèses totales de hanche pose le problème de son mécanisme et de son traitement. La cause peut être un obstacle mécanique ou une malposition des pièces prothétiques et la correction du défaut permet d'éviter les récurrences dans près de 80% des cas (3,10). La cause peut être une hypermobilité ou une hyperlaxité en rapport avec un déficit musculaire que l'on retrouve chez les patients âgés, les hanches multiopérées, les résections musculaires étendues en chirurgie carcinologique, les pathologies neurologiques chroniques. On peut augmenter la stabilité par abaissement avancé du grand trochanter. On peut augmenter la contrainte prothétique par un croissant antiluxation (23,30), un noyau polyéthylène asymétrique (12), un noyau rétentif (5). On peut augmenter la stabilité par un plus grand diamètre de friction. On peut chercher à limiter la mobilité (7,11,28) en faisant porter une orthèse.

La double mobilité est une invention française que l'on doit à Gilles Bousquet. L'efficacité du principe a déjà été démontrée (18) et a été étendue aux luxations récidivantes de prothèse totale de hanche. (19)

MATERIEL ET METHODES

Entre 1989 et 2005, 57 luxations récidivantes ont été traitées par le cotyle de Bousquet. L'âge moyen est de 68 ans avec des extrêmes de 41 à 91 ans. Il s'agit de 41 femmes et de 16 hommes. 32 hanches ont connu leur première luxation dans les deux premières années. Le nombre de luxation avant réopération est en moyenne de trois et la population étudiée totalise 170 épisodes de luxations. Le recrutement régional explique que la hanche luxable était le plus souvent une 22mm, posée par voie transmusculaire verticale. La cause retenue de la luxation était une malposition des implants 13 fois, une insuffisance musculaire 14 fois, une pseudarthrose du grand trochanter 2 fois, une usure du polyéthylène 13 fois.

L'implant fémoral a été conservé 36 fois. L'implant utilisé était une cupule de Bousquet 52 fois et une cupule Evora 5 fois.

RESULTATS.

Lors de la révision, l'âge moyen de la population est de 75 ans. 21 patients sont décédés. Le recul moyen est de 3 ans de 1 à 17. Nous déplorons une récurrence chez une femme de 76 ans. Lors de l'intervention de reprise, l'opérateur notait une désinsertion totale des fessiers au niveau du grand trochanter. Le cotyle a été posé trop vertical, à 60°. La luxation a été réduite orthopédiquement et il n'y a pas eu de récurrence à 4 ans de recul. Chaque jour le risque de luxation de cette population était avant la reprise de $6 \cdot 10^{-3}$ et de $1,6 \cdot 10^{-5}$ après. Le risque de luxation est réduit d'un facteur 100.

DISCUSSION

Le traitement de la luxation récurrente est efficace lorsque la cause est évidente et unique. Mais cette situation est rare et souvent le traitement chirurgical est décevant. COVENTRY (8) ne déplore que deux échecs sur 14, mais le taux d'échecs est souvent supérieur puisque KHAN (17) en déplore 78%, WOO (24) 31%, FRASER(13) 26% et DALY (9) 39%.

La luxation récurrente pose un problème thérapeutique. DALY (9) sur 95 dossiers évalue le résultat en fonction de la cause. La correction d'une malposition guérit 69% des malades, l'ablation d'une came 33%, la rétention du trochanter 60%. Au total 61% des patients seront guéris par un ou plusieurs gestes chirurgicaux. ANDRE et POSTEL (3) analysent 40 dossiers de luxations récurrentes. La correction d'une malposition guérit 77% des malades, l'ablation d'une came 100%, le traitement d'une pseudarthrose du trochanter 50%. La difficulté majeure reste le traitement de la laxité articulaire, certains proposent la rétention du grand trochanter avec 24% d'échecs pour KAPLAN (16).

Il reste alors à augmenter la congruence de l'articulation. Les têtes de 32mm nécessitent, pour se luxer, une décoaptation plus importante que les têtes de 22mm mais elles diminuent l'épaisseur du polyéthylène. La solution peut être recherchée au niveau du cotyle. CHARNLEY (12) utilise un cotyle avec un mur postérieur. MEYRUEIS (20) ajoute un croissant de polyéthylène. Il obtient 58% de bons résultats sur 12 luxations récurrentes et suggère d'étendre la méthode en prévention. ZUCMAN (25) propose une butée en ciment qui lui donne 77% de bons résultats sur 9 dossiers. Le cotyle en polyéthylène rétentif et scellé garde pour ANDERSON (2) 29% d'échecs et GERARD (14) constate 11% de descellements entre 5 et 10 ans.

DORR (11) se résout à faire porter une orthèse de hanche lorsqu'il n'y a pas de traitement étiologique. WILLIAMS (23) fait porter une orthèse pendant 6 semaines et CLAYTON (7) pendant 6 à 9 mois. RITTER (22) prescrit un traitement anti-inflammatoire pendant 4 mois pour diminuer la pression liquidienne intra-articulaire.

Les cotyles rétentifs avaient été utilisés en France avec la prothèse Lagrange Letournel. La rétention était provisoire. Plus récemment, la prothèse « tripolar » a été diffusée aux Etats-Unis avec un taux d'échecs de 6 à 7% (5, 6,15).

Les prothèses à friction métal/métal de grand diamètre gardent dans cette indication un taux d'échec de 13%. (1)

Le cotyle à double mobilité assure une stabilité quelle que soit la cause de la luxation. Il exige pour se luxer une décoaptation plus importante que n'importe quelle autre prothèse tout en conservant une friction principale en 22mm. La seule limite de ce principe est l'usure de la collerette de rétention qui expose au risque de luxation intra-articulaire.

CONCLUSION

Cette proposition thérapeutique permet un résultat fiable au prix d'une intervention courte et simple. Nous en posons l'indication devant toute luxation récidivante au-delà du deuxième épisode. Nous n'avons eu aucune luxation récidivante après la mise en place d'un cotyle à double mobilité.

REFERENCES

1. Amstutz HC, Le Duff MJ, Beaulé PE.
Clin Orthop Relat Res. 2004 Dec;(429):108-16
Prevention and treatment of dislocation after total hip replacement using large diameter balls.
2. ANDERSON M.J., MURRAY W.R., SKINNER H.B. : Constrained acetabular components.
J.Arthroplasty, 1994, 1, 117-23
3. ANDRE S., FEUILLHADE DE CHAUVIN P., TIBERI F., POSTEL M.: Luxations des prothèses totales de hanche type Charnley et Charnley modifiées Kerboull. Rev.Chir.Orthop., 1983, 69, 447-453
4. AUBRIOT J.H. , LESIMPLE P., LECLERCQ S.: Etude du cotyle non scellé de Bousquet dans cent prothèses de hanche hybrides (Composant fémoral type charnley scellé) Recul moyen 5 ans.
J.H. AUBRIOT, P.LESIMPLE, S.LECLERCQ
Acta Orthopaedica Belgica 1993, Vol 59, Supp1, 267-271
5. Callaghan JJ, O'Rourke MR, Goetz DD, Lewallen DG, Johnston RC, Capello WN.
Clin Orthop Relat Res. 2004 Dec;(429):117-23
Use of a constrained tripolar acetabular liner to treat intraoperative instability and postoperative dislocation after total hip arthroplasty: a review of our experience.
6. Callaghan JJ, Parvizi J, Novak CC, Bremner B, Shrader W, Lewallen DG, Johnston RC, Goetz DD.
J Bone Joint Surg Am. 2004 Oct;86-A(10):2206-11
A constrained liner cemented into a secure cementless acetabular shell.
7. CLAYTON M.L., THIRUPATHI R.G.: Dislocation following total hip arthroplasty. Management by special brace in selected patients. Clin.Orthop., 1983, 177, 154-159
8. Clohisy JC, Calvert G, Tull F, McDonald D, Maloney WJ.
Reasons for revision hip surgery: a retrospective review.
Clin Orthop Relat Res. 2004 Dec;(429):188-92
9. COVENTRY M.B.: Late dislocations in patients with Charnley total hip arthroplasty. J.Bone Joint Surg., 1985, 67A, 832-841
10. DALY P.J. MORREY B.F.: Operative correction of an unstable total hip arthroplasty. J.Bone Joint Surg., 1992, 74A, 9, 1334-1343
11. DORR L.D.:Classification and treatment of dislocations of total hip arthroplasty. Clin.Orthop., 1983, 173, 151-158
12. ETIENNE A. CUPIC Z., CHARNLEY J.:Postoperative dislocation after Charnley low-friction arthroplasty Clin.Orthop. 1978,132,19-20
13. FRASER G.A., WROBLESKI B.M.: Revision of the Charnley low-friction arthroplasty for recurrent or irreducible dislocation. J.Bone Joint Surg., 1981, 63B, 4, 552-555
14. GERARD Y., LLAGONNE B., AMEIL M.: Le caractère rétentif d'un cotyle prothétique est-il utile ou non?. Rev.Chir.Orthop. 1989, supp 1, 123-124
15. Goetz DD, Bremner BR, Callaghan JJ, Capello WN, Johnston RC.
J Bone Joint Surg Am. 2004 Nov;86-A(11):2419-23
Salvage of a recurrently dislocating total hip prosthesis with use of a constrained acetabular component. A concise follow-up of a previous report.

16. KAPLAN S.J., THOMAS W.H., POSS R.: Trochanteric advancement for recurrent dislocation after total hip arthroplasty. *J.Arthroplasty*, 1987, 2, 119-124
17. KHAN A., BRAKENBURY P., REYNOLDS I.: Dislocation following total hip arthroplasty. *J.Bone Joint Surg.*, 1981, 63B, 214-218
18. LECLERCQ S, LEMARECHAL P, RICHTER D, AUBRIOT JH
Prothèse totale de hanche hybride Charnley Bousquet à plus
de 10 ans. *Rev Chir Orthop*, 1999, 85 (suppl II), 111-112.
19. 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*, 1995, 81, 389-394.
20. MEYRUEIS J.P., CAZENAVE A.: Prévention et traitement des luxations de prothèses totale de
hanche par butée prothétique vissée. *Rev.Chir.Orthop*, 1992, suppl 79, 157-158
21. Morrey BF.
Clin Orthop Relat Res. 2004 Dec;(429):94-101
Results of reoperation for hip dislocation: the big picture.
22. RITTER M.A.: A treatment plan for the dislocated total hip arthroplasty. *Clin.Orthop.*, 1980, 153,
153-155
23. WILLIAMS J.F., GOTTESMAN M.J.: Dislocation after total hip arthroplasty. Treatment with an
above-knee hip spica cast. *Clin.Orthop.*, 1982, 171, 53-58
24. WOO R.Y., MORREY B.F.: Dislocations after total hip arthroplasty. *J.Bone Joint Surg.*, 1982,
64A, 1295-1306
25. ZUCMAN J., LEMERLE R.: Traitement des luxations récidivantes des prothèses totales de
hanche par butée postérieure en méthacrylate de méthyl. *Rev.Chir.Orthop.*, 1984, 7, 405-407

*Reconstruction cotyloïdienne par cotyle Atlas® et
allogreffe cryoconservée*

*H. Grodet - Sce d'Orthopédie – Hôpital Duchenne – Boulogne sur Mer
C. Queinnec – Banque de Tissus – Hôpital Duchenne – Boulogne sur Mer*

Depuis près de quinze ans, nous utilisons le cotyle Atlas® et des allogreffes cryoconservées pour traiter les descellements cotyloïdiens évolués.

L'étude porte sur 52 cas avec un recul de 3 à 15 ans. Cet échantillon est extrait d'une étude multicentrique en cours qui porte sur 600 greffes et nous n'avons gardé que les greffes répondant strictement à l'intitulé et pris en charge par le même opérateur.

1. Les greffons

Têtes fémorales épluchées, brossées et cryoconservées.

Afin de limiter l'antigénicité, le greffon était de principe iso-groupe iso-rhésus. Quand 2 têtes fémorales étaient nécessaires, chaque fois que possible, nous avons essayé d'utiliser deux têtes provenant d'un même donneur.

2. Technique

Le greffon est morcelé en fragments spongieux de 3 à 5 mm.

Les fragments sont glissés dans la perte de substance et les éventuels plots d'ancrage puis impactés à l'aide d'un cotyle d'essai.

Le cotyle Atlas® est ensuite impacté et habituellement vissé.

Habituellement, la corticale du col n'est pas utilisée mais quand l'appui périphérique est insuffisant, on en fait des entretoises qui sont glissées avant le serrage des vis.

3. Casuistique

3.1. Nombre de cas

52 reprises dont 6 reprises itératives

3.2. Sexe

31 femmes (60%) pour 21 hommes (40%)

3.3. Age

3.3.1. A la reprise

Minimum : 22,9 ans

Maximum : 87,4

Moyenne : 66,7

Ecart-type : 10,6

3.3.2. A la 1° implantation

Minimum : 17,4 ans

Maximum : 81,2

Moyenne : 57,3

Ecart-type : 9,1

A noter que cet age semble particulièrement bas. Si on le compare à celui des donneurs où on recueille les valeurs suivantes : min. 46,0 – max. 91,5 – moyenne 69,0 – ET. 11,3.

3.4. Stade du descellement

Classification de Vives (SOFcot 1988)

Stade 1 : 0

Stade 2 : 6

Stade 3 : 17

Stade 4 : 29

1 bactériologie per-opératoire était positive (staphylocoque sensible aux antibiotiques usuels)

3.5. Nombre de têtes nécessaires

1 tête : 6 cas

2 têtes : 46 cas

3.6. Traitements associés

Aucun : 0

Changement tige : 44

Reconstruction fémorale : 8

4. Résultats

4.1. Recul

Minimum : 3,0 ans

Maximum : 14,7

Moyenne : 9,7

Ecart-type : 3,4

4.2. Décès

9 patients décédés à distance de la reprise (c'est-à-dire au-delà du recul minimum). Ils sont inclus dans l'étude avec les données de leur dernière consultation.

4.3. Complications, échecs

Décès imputable : 1 décès à 3 mois (cause ?)

Descellement itératif : 3 repris à 3, 8 et 11 ans

2 non-repris

Infection : 0

Calcifications : 3 non-repris

Fractures per-opératoire du cotyle : 3 non-repris

4.4. Résultat clinique

Les patients sont nettement améliorés surtout pour la douleur et la marche.
Le résultat sur la mobilité est plus nuancé

4.4.1. Douleur

	Excellent	Bon	Moyen	mauvais
Pré-op	0	0	4	47
Post-op	37	10	3	1

4.4.2. Mobilité

	Excellent	Bon	Moyen	mauvais
Pré-op	3	8	12	28
Post-op	14	20	9	8

4.4.3. Marche

	Excellent	Bon	Moyen	mauvais
Pré-op	0	2	8	41
Post-op	24	15	9	2

4.5. Incorporation des greffons

4.5.1. Technique d'évaluation

Pour évaluer l'incorporation des greffons, nous avons mis au point une technique utilisable en pratique courante.

Cette évaluation (en cours de finalisation) peut être réalisée sur une simple radiographie de hanche sous réserve que les clichés successifs soient réalisés avec les mêmes constantes.

Elle est applicable à tous les types de greffes, (allo ou autogreffe, substitués osseux) et même aux simples évidements osseux pour comparaison. Elle peut être utilisée dans le comblement des pertes de substance des tumeurs des fractures, des pseudarthroses ou des reprises de prothèse.

Nous établissons un score à partir de l'étude :

des contour de la greffe

- 1 : Contours élargis
- 0 : Contours nets
- 1 : Contours flous
- 2 : Contours disparus
- 3 : Contours traversés par la trame

De la trame des greffons

- 1 : ostéolyse des greffons
- 0 : Trame des greffons
- 1 : Disparition de la trame des greffons
- 2 : Réapparition d'une trame orientée
- 3 : Trame indiscernable de l'os environnant

Du remodelage de la déformation ou de la fracture

- 1 : Déformation , fracture ou pseudarthrose aggravée,
- 0 : Déformation inchangée, fracture non consolidée
- 1 : remodelage partiel de la déformation, fracture en cours de consolidation
- 2 : Remodelage net, fracture consolidée
- 3 : Déformation disparue, fracture invisible

Pondération chronologique

Bien entendu, le résultat doit être interprété en fonction du recul

Sur une étude plus large (600 greffes sont en cours d'étude) nous espérons pouvoir établir une corrélation du type « au recul t, le score S doit être supérieur à $S=fct(t)$ » ou un index du type « l'index S/recul doit être supérieur à n »

En première approximation, si le score est < 4 à 1an ou à 6 à 2 ans, le pronostic de la greffe est réservé mais il est impossible, sur cette série de dire si la faillite est liée à la greffe ou à une mauvaise reconstruction.

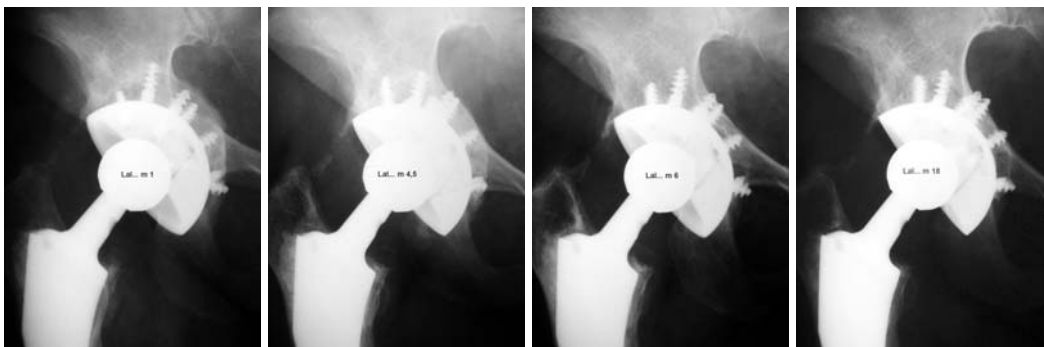
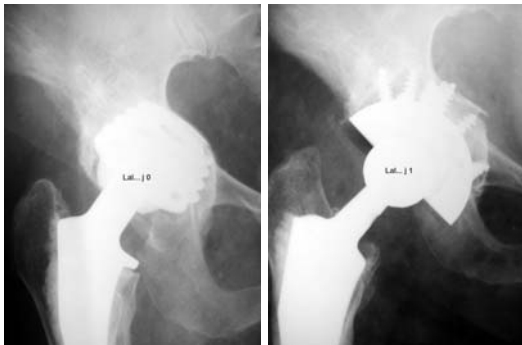
4.5.2. Résultats

Au 24^e mois, l'incorporation des greffons ne progresse que très lentement.

Score à 24 mois	<0	1 à 3	4 à 6	>6
Nb de patients	1	2	7	41

Exemples d'incorporation :

Mme Lal... 63 ans



Recul	1 mois	4,5 mois	6 mois	18 mois	9 ans
Contours	1	2	3	3	3
Trame	1	2	3	3	3
Déformation	1	2	3	3	3
Total	3	6	9	9	9

Mme Bar... 66 ans



Recul	J1	2 mois	1 an	2,5 ans
Contours	0	1	2	3
Trame	0	0	1	3
Déformation	0	0	1	2
Total	0	1	4	8

En conclusion

Le cotyle Atlas associé à des allogreffes cryoconservée est pour nous une technique de choix dans les descellements graves du cotyle.

Cette technique réunit plusieurs facteurs qui nous ont semblé favorables notamment :

- Pas de cimentation
- Mise en compression des greffons
- Bonne stabilité primaire
- Congélation simple de l'allogreffe
- Grefe isogroupe.

Reprise par cotyles de grand diamètre et substituts osseux.

C SCHWARTZ, P PENALBA (Colmar)

Le traitement du descellement majeur de la cupule cotyloïdienne d'une prothèse totale reste un problème controversé. Une des possibilités pour essayer de résoudre le problème d'une perte osseuse importante, consiste à utiliser une grande cupule appelée aussi mega-cup ou jumbo-cup.

Nous présentons une étude rétrospective de 46 mega-cups chez 45 patients donc 1 cas bilatéral. Les dégâts cotyloïdiens étaient des stade III dans la classification de la SOFCOT. Nous avons utilisé des cupules de diamètre supérieur ou égal à 66 mm, cupules Atlas sans ciment, avec parfois en plus l'utilisation de céramiques biphasées comme substituts osseux ; les cupules étaient parfois vissées dans l'aile iliaque pour une stabilité primaire suffisante afin de permettre un appui immédiat, nécessaire à l'âge de ces patients (moyenne 77,5 ans). L'implant fémoral a été changé dans le même temps dans 42 cas. Les patients ont été revus avec un recul moyen de 3,5 mois pour un premier contrôle (6 à 29 semaines) et de 1 an pour un deuxième contrôle (6 à 24 mois).

Les résultats cliniques sont présentés par le score de Merle D'Aubigné : de 10,5 points en préopératoire (3 – 15 points) nous passons à 14,3 points au premier contrôle (9 - 18 points) et à 15,4 points au deuxième contrôle (10 – 18 points). Le résultat à distance a été évalué par le Womac Score : il est de 17,75 points avec un recul moyen de 4,6 ans (1 à 8 ans). Sur le plan radiologique, les implants se sont parfaitement intégrés dans un délai de 6 à 12 mois et sont restés stables au temps de la dernière radiographie.

1 patient est décédé en post opératoire immédiate ; 12 patients ont eu des complications :

- 3 hématomes ont été évacués chirurgicalement,
- 7 luxations sont survenues dont 3 sont restées uniques et 4 ont du être réopérées
- 1 raideur importante sur des ossifications a nécessité une arthrolyse.
- 1 infection traitée et apparemment guérie par une antibiothérapie prolongée.

Malgré un taux élevé de complications, habituel dans cette chirurgie de reprise et à cet âge, le niveau de satisfaction des patients a été, pour la majorité d'entre eux, satisfaisant ou très satisfaisant.

Mots-clés: PTH, descellement , perte de substance osseuse, megacup.

Série homogène et continue de 1000 PTH sans luxation

Importance de la planification

P.O'Zoux (Beaune)

Une luxation n'est pas une complication aussi anodine, tant pour le patient, le chirurgien que la sécurité sociale en France. Le but de cette étude est de montrer qu'une planification systématique permet d'éviter un certain nombre de pièges.

Il s'agit d'une série homogène continue et largement dépassée mais à l'heure du bilan des 100 000 Atlas de cette journée, il m'a paru logique d'avoir un échantillon en chiffre rond représentatif limité aux 1000 premières poses.

Les caractéristiques de cette série sont les suivantes :

-Un seul chirurgien

-Prothèses de première intention réglées, ce qui exclut les fractures du fait de la nécessité de clichés avec agrandissement calculé pris debout, et les reprises pour lesquelles l'équilibre musculaire a pu être sensiblement perturbé antérieurement (ex : section des pelvi-trochantériens)

-Installation en Décubitus dorsal strict+++ : ce qui ne rend pas l'orientation du cotyle dépendante d'une installation latérale, aléatoire et modifiant l'équilibre lombo-pelvien :

voie antéro-externe (907)

voie digastrique (84)

trochantérotomie (9)

-Tiges anatomiques ou sur mesures, pour lesquelles on ne peut en per opératoire imposer une antéverson excessive :

anatomiques cimentées (313)

anatomiques avec traitement de surface (595)

sur mesures (92)

Les étiologies sont les suivantes :

coxarthrose1 (801)

coxarthrose2 (85)

nécrose (61)

dysplasie (24)

desarthrodèse-prothèse (9)

luxation congénitale (7)

ankylose (13)

-Pas de « cotyle » anti luxation ou double mobilité

La planification doit permettre d'éviter de se baser sur des repères uniquement per opératoires comme la tension des fessiers qui peut être source d'erreurs dans la stabilité surtout en cas d'anesthésie loco-régionale.

La planification systématique, basée sur un bilan radiologique précis de face et de **profil ++**, si possible à distance de l'intervention, doit permettre d'éviter une erreur dans le choix des implants (en sachant proposer une sur mesure) pour répondre au cahier des charges de la fonction et de la stabilité d'une PTH en restaurant le centre de rotation, le bras de levier, l'antéverson, la longueur du membre .

Pourquoi nous ne sommes pas favorables aux têtes de grand diamètre

A.Dambreville - A. Aaron

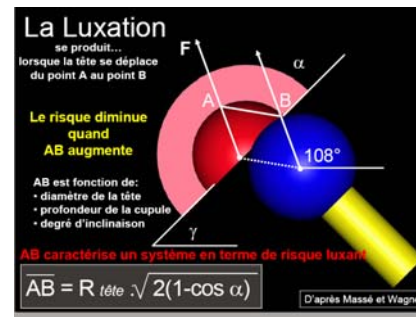
Diminuer le risque de luxation en augmentant le diamètre de la tête, est ce une bonne formule?

Penser que le métal/métal n'obéit pas aux règles de la "low friction" mais à celles de la "low pression", est ce raisonnable?

Influence du diamètre de la tête sur le taux de luxation

Tout est dans la Conférence d'Enseignement de la SOFCOT de Hutten de 1996 (Cahiers d'Enseignement N°55, 19-45).

"Le diamètre de la tête agit de manière indiscutable sur la stabilité prothétique: la décoaptation nécessaire à une luxation est d'autant plus importante que la tête est plus volumineuse: 11mm pour une tête de 22mm, 14 mm pour une tête de 28mm...)"



Le risque de luxation dépend aussi de la profondeur de la cupule et de son inclinaison.

Le débattement

Il dépend du rapport entre le diamètre de la tête et le diamètre du col.

Pour une tête 28mm, la flexion autorisée est de 100° pour un cône 14-16 et de 107° pour un cône 12-14.

En pratique

Hutten : "Dans la littérature, les taux de luxation les plus bas concernaient des prothèses à tête 22mm: Charnley 0,6%, Eftekehr 0,5%"

C'est que de nombreux facteurs interviennent : voie d'abord, orientation des pièces, tension des parties molles, bras de levier des fessiers, profil de la cupule...

Influence du diamètre de la tête sur le volume de débris libérés

Charnley a prouvé il y a 40ans qu'en matière de frottement entre deux pièces mécaniques l'usure ne dépend pas de la pression mais de la friction.

Une loi universelle, quelque soient les matériaux en contact (polyéthylène, métal, céramique...) lie le volume de débris (U) au volume de la tête:

$V = U \pi R^2$ où U est l'usure linéaire et R le rayon de la tête.

Ainsi le volume de débris est doublé lorsque que l'on passe de 22mm à 32mm....

A l'heure où une inquiétude grandissante concerne le devenir des débris de chrome et de cobalt à l'utilisation du métal/métal une telle interrogation ne peut que nous interpeller.

Pour les céramiques, la question est moins aigüe car leurs débris sont mieux tolérés, cependant elle existe à long terme.

Expérience espagnole

M. CLAVEL

Murcia

Presentamos los resultados obtenidos con 354 cotilos ATLAS implantados entre los años 1996 y 2000. En 304 casos se utilizó como implante primario, siendo en 285 ocasiones utilizado con el vástago ESOP y en 19 con otros modelos de vástagos no cementados y recubiertos. Como de implante de rescate se utilizó en 69 ocasiones: en 51 casos se trataba de la 1ª revisión, en 14 de 2ª revisión, y en 4 casos los pacientes habían sido intervenidos previamente por tres veces de su cotilo.

Como implante primario hubo 1 infección, 5 luxaciones y 6 aflojamientos resueltos con la reposición de un nuevo cotilo ATLAS, utilizando en 6 casos injerto en fondo acetabular y como último recurso 1 anillo de Schneider con injerto y 1 cotilo constreñido. 4% de complicaciones

En los 51 casos de 1ª revisión correspondían a 10 prótesis parciales y 41 totales que correspondían, independientemente de los vástagos, a 5 cotilos cementados (prótesis Charnley Muller), 24 roscados (cotilos SC y SCT) y 13 impactados (prótesis Furlong, RM y Lord). 2 infecciones (6 meses, 3 años y 7 años), 3 aflojamientos y 3 luxaciones; resueltos con reposición del cotilo ATLAS y 1 anillo de Schneider. 20% de complicaciones

En los 14 casos, revisión 2ª la situación previa correspondían a 4 Girdlestone, 5 aflojamientos de cotilo, 2 luxaciones y 2 traumatismos. En la evolución posterior hubo 2 infecciones a los 2 años, 2 aflojamientos con reposición de nuevo cotilo y 1 luxaciones resuelta con cotilo constreñido. 36% de complicaciones

Por último 4 pacientes intervenidos a por tres ocasiones a nivel acetabular que presentaban una luxación y 3 Girdlestone se resolvieron con 4 cotilos Atlas siendo rescatado a su vez uno de ellos con un cotilo constreñido.

El cotilo Atlas puede utilizarse como todos los cotilos impactados, hemiesféricos y recubiertos con muy buenos resultados clínicos siempre que la deformidad acetabular corresponda a los grados I y II de Paprosky. Las complicaciones no infecciosas han sido del 6%.

Para evaluar la formación ósea periprotésica hemos desarrollado una herramienta informática que mediante barrido de pixales presentes en la imagen obtenida por TAC obtenemos perfiles con los datos densitométricos en las zonas correspondientes a las áreas de Lee y Charnley

ATLAS in the USA

Dr. Colleen Linehan, Dr. Andrew Schmidt

The senior author (AS) has used the ESOP primary THA for selected primary hip replacements for 2 years. With increasing experience, and due to the good results achieved, it is now considered the implant of choice for most patients undergoing primary THA.

The ESOP hip system has been used in 28 patients to date with no complications. Most cases were done through a limited posterior approach. All patients have been allowed immediate full weight –bearing. The modularity of the stem has been a significant advantage. Acetabular fixation and stability has been excellent.

Dr. Schmidt's experience with the ESOP will be presented and representative cases discussed. Limitations of the system will also be reviewed.

PROTHESE DE HANCHE METAL-METAL : 11 ANS DE SUIVI PROSPECTIF DU COUPLE METASUL

JY. LAZENNEC* - J. POUPON - P. BOYER***

Y. CATONNE* - G SAILLANT*

* Département d'orthopédie - Hôpital La Pitié - PARIS

**Département de toxicologie - Hôpital Lariboisière Fernand Widal - PARIS

Les couples métal-métal de seconde génération ont été développés et implantés dès la fin des années 80 comme alternative au couple de référence acier-polyéthylène. Bénéficiant de l'expérience des premières générations de prothèses totales de hanche métal-métal, ainsi que de nombreuses améliorations dans leur dessin et leur usinage, ces couples devaient procurer une usure minimale. Les données sur explants comme sur simulateurs confirment cet objectif.

Un autre avantage théorique du couple métal-métal réside dans la plus petite taille des particules libérées, ce qui serait un facteur de réduction de l'ostéolyse et donc des descellements aseptiques des prothèses totales de hanche. Il semble encore trop tôt pour affirmer que ce but ait été atteint.

Les résultats cliniques à ce jour sont très satisfaisants aussi bien sur la mobilité que sur la douleur, et la survie globale des séries est bonne. Les complications et les reprises sont rares. Néanmoins les reculs des différentes études publiées restent faibles. Une seule série rapporte 7 ans de recul moyen pour des prothèses non cimentées implantées chez des sujets de moins de 40 ans. Il est indispensable de pouvoir disposer de séries de plus grand recul, comme pour les autres couples acier-polyéthylène ou alumine-alumine.

- Ce travail a été réalisé à partir d'une série prospective de prothèses métal-métal implantées dans le service d'orthopédie-traumatologie de l'hôpital Pitié-Salpêtrière depuis juillet 1994 . Cette étude concerne plus spécifiquement, toutes les hanches ayant un recul supérieur à 3 ans et demi avec un suivi régulier des taux métalliques soit 76 patients dont 21 porteurs d'une prothèse bilatérale, portant ainsi le nombre de prothèses de la série à 97.

Le recul moyen est de 7 ans (3 ,5-11) pour 51 hommes et 46 femmes. L'âge moyen était de 54 ans lors de l'implantation (extrêmes 30-65 ans).

Chez tous les patients , en plus du suivi radio-clinique, des dosages sériques réguliers du chrome, cobalt et titane ont été pratiqués

Tous les patients ont eu un contrôle de leur fonction rénale pré-opératoire afin de s'assurer de tout dysfonctionnement contre-indiquant le remplacement.

Cette série est homogène car elle fait appel exclusivement au couple métal-métal Métasul, à une tige titane et à un cotyle Weber cimentés. Toutes les têtes utilisées sont de calibre 28 mm.

Le cobalt et le chrome sériques ont été dosés par spectrométrie d'absorption atomique électrothermique (SAAET) directe sur 2 spectromètres successivement : PE 5100 PC (Perkin Elmer, Les Ulis) jusqu'en 2004 puis SIMAA 6100 (Perkin Elmer) depuis cette date. La comparaison des résultats d'échantillons mesurés sur les 2 appareils n'a pas mis en évidence de biais entre les 2 méthodes. La détermination des taux physiologiques de Co et Cr inférieurs à 10 nmol/l a nécessité la mise au point d'une méthode sensible (limite de détection de < 1 nmol/l).

Le titane sérique a été dosé par spectrométrie d'émission atomique en plasma induit (ICP-OES) sur un spectromètre JY 24 (Jobin Yvon, Longjumeau). La limite de détection (LD) du titane est de 30 nmol/L de sérum. Pour les valeurs inférieures à la LD, c'est la moitié de LD (15 nmol/L) qui a été utilisée pour les calculs.

Les résultats cliniques et radiologiques

Les résultats sont comparables aux études précédentes, pour un suivi allant de 3 ans et demi à 11 ans. Les résultats cliniques sont excellents (score de Harris moyen au recul maximum de 90).

Nous n'avons pas été confrontés aux problèmes rapportés pour les prothèses métal-métal de première génération de type McKee Farrar tels que les imperfections dans le jeu articulaire provoquant des descellements aseptiques liés à une friction inadaptée et à des phénomènes de grippage.

- Les complications ont été marquées par 5 révisions dont 2 pour luxations précoces, 2 pour descellements aseptiques acétabulaires (1 défaut technique et 1 surpoids considérable) et 1 pour métallose. Nous avons observé un cas d'enfoncement de la tige fémorale cimentée. Notre série montre la stabilité de la tige cimentée en titane, association décriée par certains auteurs, mais pourtant largement utilisée dans des séries anciennes avec des résultats équivalents.
- Nous avons pu observer toutefois des évolutions inattendues et des complications propres à ce type de couple métal-métal. Dans notre série, un liseré le plus souvent immédiat et non évolutif a été constaté en zone 1 dans 27% des cas. A notre connaissance, une telle fréquence n'a pas été rapportée auparavant. Ces liserés sont peut-être liés au dessin particulier du cotyle de Weber avec son importante colerette et à la difficulté de cimenter cette zone en forte pressurisation par voie antérieure. Dorr note également des liserés en zone 1, non évolutifs pour un recul identique au nôtre.

Luxations et subluxations

- Certaines complications peuvent affecter significativement les résultats à plus long terme. Les taux de luxation rapportés vont jusqu'à 4% dans certaines publications. Mais les chiffres sont très variables d'une étude à l'autre ; l'utilisation de la voie antérieure réduit ce risque.

Dans notre série, le taux de luxations est de 3% . Notre attention a été attirée par un autre phénomène : certains patients décrivent des sensations d'instabilité sans luxation . Ce taux significatif de subluxations a été documenté par un score spécifique.

Des scores élevés ont été ainsi retrouvés chez certains malades satisfaits sur le plan de la douleur ou de la mobilité, mais inquiétés par des sensations d'accrochage, de butée ou d'appréhension. Certains cas étaient associés à un conflit mécanique évident . Pour d'autres, des phénomènes d'instabilité pure par laxité intra-articulaire sont évoqués , peut-être en rapport avec l'offset du centre de rotation des têtes dans l'insert métallique acétabulaire.

Ces manifestations correspondent probablement à des phénomènes de microséparation analogues à ceux décrits initialement pour des couples céramique-céramique comme le laissent supposer les analyses d'explants dont nous disposons.

Subluxation et microséparation restent peu connus , surtout pour les prothèses métal-métal. Avec les conflits, les phénomènes d'instabilité (subluxation, micro-séparation) sont potentiellement à l'origine d'un relargage local et systémique de chrome et de cobalt.

Ostéolyse et métallose

- L'ostéolyse devait être théoriquement réduite ou marginale, en particulier à ce type de recul. Cependant elle n'a pas disparu et tout comme les phénomènes d'instabilité ou de conflit, elle représente une complication fréquente dans certaines séries . Quelques travaux rapportent des taux importants et donc inquiétants d'ostéolyse après des reculs faibles (à 2 ans de recul). Dans le cas de métallose rapporté dans la série, nous avons eu la surprise de constater une hanche « sèche » , avec manifestement un défaut de lubrification, les débris métalliques envahissant l'os et les parties molles à distance.

Un des mécanismes de l'ostéolyse pourrait être une réaction d'hypersensibilité aux métaux des implants. La question est de savoir si ces réactions d'hypersensibilité qui sont très difficiles à mettre en évidence, sont à l'origine de la dégradation des implants ou une conséquence du relargage métallique excessif. De plus larges études prospectives et randomisées avec tests immuno-allergiques sont indispensables. Si cette source d'ostéolyse venait à se confirmer, il serait nécessaire d'effectuer un bilan pré-opératoire allergique afin d'éliminer les sujets à risques. Jusqu'à présent , nous n'avons pas mis en oeuvre un tel protocole .

Les relargages métalliques : analyse par dosages sériques

Les particules métalliques libérées à partir du couple métal-métal sont de plus petite taille et relarguées en plus grande quantité qu'avec le couple acier-polyéthylène. Leur taille favorise la dissémination dans l'organisme, générant une augmentation des taux de cobalt et de chrome dans les fluides biologiques, ce qui pourrait engendrer des risques systémiques. Le risque rénal et carcinologique a été analysé dans différentes études. Il semble clair aujourd'hui que ce type de couple de friction n'est pas à recommander chez les insuffisants rénaux. Le risque carcinologique a été évoqué expérimentalement et fait l'objet d'une grande attention chez les patients porteurs du couple métal-métal. Aujourd'hui aucune preuve n'a été apportée d'un tel risque à partir des données cliniques.

- Dans la littérature, de nombreuses publications se sont intéressées au relargage de particules métalliques et à leurs dosages sériques ou sanguins. Mais les effectifs de ces séries sont souvent faibles et les reculs limités. Les techniques de mesure, les sources de prélèvements et les unités employées sont très hétérogènes, ce qui rend difficile une comparaison simple entre les groupes de patients. Seuls les taux bruts sont donnés avec les moyennes sans que l'évolution malade par malade ne soit analysée. Seul Brodner, avant nous, a rapporté des résultats réguliers permettant le suivi à moyen terme de la cobaltémie. Son effectif est plus faible et la chromémie n'est pas dosée.

Certains auteurs pensent que la libération des particules métalliques suit le phénomène de rodage observé en laboratoire. On s'attendrait donc à des taux élevés de cobalt et de chrome au cours des premières années suivant l'implantation, diminuant à la phase d'état pour atteindre un plateau proche de la normale. Cependant les travaux rapportant l'évolution de ces taux métalliques ne retrouvent pas ce phénomène de rodage. Ceci est peut-être expliqué par un faible recul. En effet, l'étude de Brodner avec 5 ans de recul montre des valeurs assez stables de cobaltémie, à 1 µg/l la première année puis 0,7 µg/l la cinquième année.

Dans cette série, les résultats de la cobaltémie en fonction du temps montrent aussi bien pour la médiane que pour la moyenne, une grande stabilité des taux pour les prothèses unilatérales. L'allure des courbes évolutives de la cobaltémie semble confirmer une phase de rodage suivie d'une phase d'état. Lors de la phase de rodage, la médiane culmine à 33,2 nmol/l (SD 61,3) et les taux les plus élevés sont retrouvés dans cette période. Au-delà de 2 ans, les taux s'établissent autour de 25 nmol/l et se maintiennent à cette valeur au-delà des 5 ans. Les valeurs sont 3 à 4 fois supérieures à celles d'un sujet non exposé au cobalt, mais largement inférieures aux taux considérés comme toxiques.

Aux plus grands reculs il ne semble pas y avoir de remontée des taux de cobalt.

En ce qui concerne les prothèses bilatérales, on observe une augmentation des taux (un doublement) dès l'implantation de la seconde prothèse. A partir de la 8^{ème} année, on note une nette remontée de la cobaltémie pour les prothèses bilatérales ; cet élément évolutif doit néanmoins être interprété avec précaution en raison de la faiblesse des effectifs à ce recul.

Les courbes de la chromémie pour les prothèses uni et bilatérales sont superposables à celles de la cobaltémie. Les valeurs les plus élevées de la médiane et de la moyenne sont retrouvées les 24 premiers mois. Par la suite, les taux sont stables et bas pour les prothèses unilatérales (médiane autour de 45 nmo/l au cours du temps).

Les valeurs de médiane et de moyenne sont nettement plus élevées dans le groupe prothèses bilatérales. A 8 ans apparaît également, comme pour la chromémie, une augmentation des taux difficile à interpréter.

Cette série, montre l'existence d'une phase de rodage très nette les 24 premiers mois aussi bien pour la cobaltémie que pour la chromémie. Ceci est en accord avec les tests réalisés sur simulateurs. Nous constatons également que nos taux de chromémie et de cobaltémie sont supérieurs à la plupart des autres séries .

Les valeurs du titane démontrent un profil d'évolution différent de celui la chromémie et de la cobaltémie. En effet on n'observe pas la phase de rodage initiale , ce qui est logique . Pour les prothèses unilatérales, les taux sont bas et constants et la très légère tendance à l'augmentation à 96 mois doit être confirmée du fait du manque d'effectif à cette date. Il existe un réel silence métallurgique avant 8 ans confirmé par la médiane stabilisée à 15 nmo/l jusqu'à cette date.

Pour les prothèses bilatérales, les taux semblent augmenter assez nettement à partir de la 6^e année ; mais ces résultats sont également difficilement interprétables à cette date en raison du faible effectif.

Globalement, nous avons pu observer sur notre effectif important de prothèses bilatérales que l'implantation d'une seconde prothèse augmente les taux sériques de façon significative pour tous les métaux.

- L'analyse de cette série de résultats soulève plusieurs problèmes :

Premièrement, quelle est l'évolution à moyen et long termes des taux en régime normal et pathologique ? Notre travail confirme l'existence d'une phase de rodage et laisse supposer que certains dysfonctionnements du couple de friction ou de la prothèse dans son ensemble peuvent être détectés par des variations des taux métalliques. Ainsi des augmentations en pic du taux de titane ont été observées chez des patients présentant un descellement fémoral ou un conflit avec abrasion du col de la prothèse en titane contre l'insert chrome-cobalt. La traduction biologique a été l'augmentation brutale des taux de titane sérique, plus de 20 fois la normale. De même, dans le cas d'enfoncement fémoral de la série, le taux de titane a augmenté.

Deuxièmement, quels sont les phénomènes contribuant à l'élévation des taux ?

La lésion du couple liée à une luxation a été parfois incriminée. Dans notre expérience, il n'a pas été observé d'augmentation du chrome ou du cobalt sériques pour les cas de luxations. Ceci nous a poussé à ne pas changer le couple de friction après une luxation. Mais d'autres évènements indésirables peuvent survenir. L'apparition d'une laxité articulaire, avec subluxation reste difficile à mettre en évidence radiologiquement et cliniquement. Chez les patients présentant les plus hauts scores de subluxation, on observe une augmentation progressive de la cobaltémie au cours du temps.

Comme dans de précédentes études, nous n'avons pas mis en évidence de relation entre la position des implants et les taux métalliques. Il faut préciser qu'il n'y avait pas dans la série d'anomalie de pose telle qu'elle puisse entraîner une telle modification des taux.

Cette série ne permet pas d'affirmer de façon définitive que les taux métalliques sont des marqueurs fiables du fonctionnement prothétique. Il s'agit d'éléments supplémentaires dans un faisceau d'arguments pour surveiller le fonctionnement du couple.

Une relation entre relarguage de métaux et l'activité physique a été évoquée dans certaines études. Celle-ci peut augmenter les taux mais il a été démontré que cette élévation n'était pas significative. Nos résultats basés sur un questionnaire d'activité confirment cette tendance.

CONCLUSIONS

Les résultats radio-cliniques de cette série prospective avec un suivi maximum de 11 ans, sont satisfaisants et comparables aux autres travaux de la littérature.

Certaines complications mécaniques semblent être propres à ce couple de friction et sont loin d'être anecdotiques. Notre série comporte uniquement des têtes fémorales de 28 mm sans inset à l'intérieur de l'insert acétabulaire, ce qui augmente mécaniquement le risque luxant. Nous avons observé, 3 luxations précoces ayant conduit à 2 révisions. La sélection des patients et le réglage des implants doivent donc être optimisés afin d'éviter les luxations et les conflits.

Nous n'avons observé aucune luxation tardive. En revanche, nous avons remarqué des phénomènes de laxité articulaire et de subluxation correspondant aux micro-séparations décrits pour les couples « dur-dur ».

La faiblesse du couple utilisé concerne avant tout le cotyle dans cette série ; toutefois nous n'avons pas rencontré les ostéolyses et les descellements inquiétants décrits par d'autres auteurs.

Les taux métalliques sériques restent relativement stables dans le temps, avec une augmentation de 3 à 4 fois par rapport à une population non exposée. La chromémie suit la cobaltémie avec un léger décalage dans le temps. Comme pour l'usure, nos résultats semblent confirmer l'existence d'une phase de rodage traduite par les taux métalliques observés.

Le dosage de la titanémie est apparu intéressant pour juger de la stabilité de la tige titane cimentée, ce qui est un élément original dans la littérature. L'implantation de 2 prothèses chez le même malade est loin d'être anecdotique. La majoration des taux est systématique et correspond à un doublement des valeurs observées sur les prothèses unilatérales. Il s'agit d'une des originalités de ce travail car l'impact de deux couples de friction sur les taux métalliques n'était pas clairement analysé dans la littérature jusqu'à présent.

La planification AVISOR

René PAULE

Avisor est un système informatique dédié à la chirurgie orthopédique. Il permet une planification opératoire et est une aide à la décision en ne modifiant pas la méthodologie de travail du chirurgien tout en restant simple et fonctionnel. Ce logiciel se distingue par un ensemble de procédures informatiques et logiques qui gèrent les données des patients (personnelles et radiographies), la planification, et permet d'envisager les conséquences opératoires résultantes. De manière semi-automatique, il reproduit la planification manuelle à partir des radiographies frontale et sagittale du patient.

Il détermine des axes fondamentaux à partir des points de référence des éléments anatomiques et dimensionne les implants en fonction d'une échelle placée sur le patient. Ces points sont obtenus par le traitement numérique de l'image, à l'aide d'un algorithme de reconnaissance de contour. Pour finaliser la planification, le système choisit un implant adéquat, répondant aux dimensions du patient, parmi une base de données de prothèses proposées.

Deux méthodes de validation du système ont été menées. La première repose sur une étude statique in vitro de cinquante os secs. Elle a prouvé l'exactitude des dimensions mesurées par le logiciel. La seconde a été menée par des chirurgiens et a permis de valider le système in vivo. L'apport du logiciel donne de meilleurs résultats que la planification manuelle, tout en respectant la liberté de réflexion et de planification du chirurgien.

Cette technique en deux dimensions ne corrige pas l'influence des erreurs radiographiques (position du patient, repère d'échelle) mais permet d'affiner la planification encore récemment manuelle.

La voie postérieure mini invasive selon la technique L.I.S. répond à trois critères :

- incision cutanée réduite
- abord musculaire limité respectant le muscle pyramidal
- fermeture de la capsule articulaire

cette voie demande une installation du patient spécifique et des instruments adaptés ; à chaque temps opératoire répond une position différente du membre.

Cette technique permet la conservation de deux contentions postérieures : l'une passive capsulaire et l'autre active musculaire (le pyramidal).

Une étude comparative et prospective de deux séries de 98 patients montre une diminution très significative du taux de luxation prothétique avec conservation de ce double hamac postéro-actif et passif.

Une technique opératoire illustrée ainsi qu'un CD sont disponibles.

LES VOIES D'ABORD DE HANCHE : PRINCIPE

J. PUGET - J.M. LAFFOSSE - Service de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique –

C.H.U. Rangueil – TSA 50032 - 31059Toulouse Cedex 9

L'articulation de la hanche est profonde mais, malgré tout, très chirurgicale. Ceci a conduit le chirurgien à l'aborder de la façon la plus anatomique possible en tenant compte des éléments nobles qui l'entourent. Ils sont vasculaires, nerveux ou musculaires avec un rôle fonctionnel fondamental pour le moyen fessier. Analysée sous l'angle chirurgical, l'articulation de la hanche peut être considérée comme incluse dans une pyramide tronquée inversée à base iliaque et à sommet fémoral. On peut décrire quatre faces à cette pyramide :

- une face antérieure dont les vaisseaux vont barrer l'accès à l'articulation,
- une face externe qui comprend le moyen fessier et son attache sur le grand trochanter,
- une face postérieure traversée par le sciatique,
- une face interne difficile d'accès en raison du membre contro-latéral. Cette dernière face n'est pas utilisée au moins jusqu'à ce jour pour la mise en place de prothèses totales de hanche. Elle peut être utile dans les abords arthroscopiques ou pour l'ablation de fragments de tête dans des fractures parcellaires de la tête fémorale.

I - Face antérieure

La voie antérieure de Hueter, bien défendue par l'école de Judet, est sûrement la voie la moins agressive sur le plan musculaire puisqu'elle ne nécessite aucune section musculaire. Elle a l'avantage de se situer entre deux secteurs innervés par des branches d'origine différente. Elle est suffisamment latérale par rapport aux vaisseaux pour que ceux-ci ne soient pas en danger lors de l'abord.

L'avantage de cette voie est également l'excellente vision du cotyle avec un bon contrôle de son orientation. En revanche, il est difficile d'avoir un abord canalaire du fémur si l'on

n'utilise pas une table orthopédique spécifique permettant la mise en extension de la hanche associée à une ante pulsion :

La voie ilio-inguinale est également une voie antérieure qui n'est pas utilisée classiquement pour la mise en place des prothèses totales de hanche classiques mais qui peut être utile dans certaines tumorectomies suivies de la mise en place d'une prothèse.

II – Face externe

En dehors, la face externe est barrée par le moyen fessier et les différentes voies d'abord chirurgicales se situent en avant de son bord antérieur : initialement la voie de Watson Jones, progressivement améliorée par Muller, Hardinge, et d'autres encore... pour permettre un meilleur jour sur le cotyle. Ces voies nécessitent une luxation per-opératoire de la hanche par en avant. Elles sont relativement aisées à réaliser mais elles affaiblissent quelque peu lors des manœuvres le moyen fessier et surtout son faisceau antérieur d'ailleurs libéré de principe dans certaines voies.

On retrouve, également, la voie de Gibson qui passe juste en arrière du bord postérieur du moyen fessier. Cette voie nécessite la section de tout ou partie des pelvi-trochantériens pour luxer la hanche et donner un bon accès sur le cotyle. Dans cette voie, sans trochantérotomie, la luxation est en règle postérieure. En revanche, si on ajoute à cette voie une trochantérotomie extracapsulaire comme le faisait Aufranc pour la mise en place des cupules, on peut luxer la hanche par en avant, ce qui permet de conserver les pelvi-trochantériens.

Certains pour éviter de léser le moyen fessier, tout en ayant une bonne vision, relèvent le médaillon trochantérien après trochantérotomie. Charnley a largement diffusé ce type d'approche.

Aujourd'hui, pour la chirurgie des reprises de prothèse de hanche, ces trochantérotomies peuvent être digastriques, élargies, allant parfois même jusqu'à la fémorotomie. La luxation

est postérieure. Le bilan musculaire correspond à la section des muscles pelvi-trochantériens. Le sciatique est postérieur dans l'incision et peu en danger.

III – Face postérieure

L'abord de la hanche peut être effectué plus postérieur : c'est la voie postéro-externe de Moore. Dans des situations particulières mais rares dans le cadre de la mise en place des prothèses totales de hanche, on peut utiliser la voie de Kocher qui est transfessière et qui permet d'avoir un jour beaucoup plus correct sur la partie postérieure du cotyle. Pour atteindre le fémur, il faut prolonger cette voie en externe le long de la diaphyse. L'abord de ces voies postérieures met en rapport de proximité le chirurgien avec le sciatique et nécessite la section des éléments tendino-capsulaires postérieurs.

Comme on le voit, ces approches ont des avantages et des inconvénients. Elles sont plus ou moins pénalisantes sur le plan musculaire et ceci se traduit dans les suites opératoires par des délais de récupération fonctionnelle, toute chose égale par ailleurs, plus ou moins longs.

Enfin, la connaissance de l'anatomie de la région permet, ce qui est la tendance actuelle, de diminuer la dimension de l'incision cutanée. Ceci ne peut se faire qu'au prix d'une dissection anatomique sous-jacente précise et peu traumatisante mais on ne doit pas rester obnubilé par la dimension de la cicatrice même si celles-ci peuvent effectivement, comme on le voit à l'heure actuelle, être légèrement diminuées. Des doubles voies peuvent également être utilisées sous réserve qu'elles respectent les structures anatomiques réellement avec en particulier des modifications d'ancillaire

Malgré toutes ces évolutions, un principe demeure, une voie d'abord surtout pour une chirurgie articulaire qui doit être la plus anatomique possible et la moins traumatisante.

Cotyles de première intention avec ou sans ciment à long terme

Revue de la littérature

Pr. P. Bonneville – CHU TOULOUSE-PURPAN – Service de Traumatologie Orthopédie - 31059 TOULOUSE CEDEX

La prothèse totale de hanche (PTH) cimentée a pour père mondialement reconnu J. Charnley (1)

.Ce concept a été relayé et développé en France par l'équipe de Cochin (Postel et col. (2)) et l'école lyonnaise (Picault et col. (3)). Le génie de cet auteur est d'avoir fait un choix judicieux des matériaux, du dessin et des dimensions prothétiques aboutissant au concept de « basse friction » (low friction). Ces implants composent la prothèse de référence à laquelle est systématiquement comparée, toute nouvelle arthroplastie coxo-fémorale. A long terme, usure et le descellement sont venues ternir l'optimisme des premières décennies. Très logiquement d'autres concepts prothétiques portant sur l'interface de mobilité et la fixation acétabulaire ont vu le jour. Le but de ces quelques lignes est de colliger- à partir de la littérature française et anglaise - les résultats d'implants acétabulaires de tout type, encore disponibles à ce jour et ayant un recul minimum de 10 ans

1– Prothèses cimentées de Charnley

1.1 -Expériences du Wrightington Hospital

Plusieurs études ont été menées par Wroblewski successeur de Charnley essentiellement focalisées sur les patients ayant moins de 50 ans au moment de la pose de leur prothèse. La publication de 1999 (Wroblewski et col (4)), portait sur 320 hanches revues avec un recul supérieur à 20 ans et maximum 30. Le taux de révision des cupules est de 4,1% (celui des tiges de 2,5%). L'usure annuelle du polyéthylène acétabulaire est de 0,08 mm. Usure et migration par descellement acétabulaire apparaissaient étroitement liés.

La série étudiée en 2002 (Wroblewski et col. (5)) n'intéressait que les patients de moins de 51 ans au moment de leur arthroplastie opérés par J. Charnley lui-même ou B. Wroblewski. Au moment de la révision, 5% des patients étaient perdus de vue, 12% étaient décédés et 17% d'entre eux avaient eu un changement prothétique. Un total de 759 patients (951 prothèses) ont été évalués, avec un recul moyen de 17 ans et 5 mois ; 18 implants, encore en place avaient un recul supérieur ou égal à 30 ans ce qui constitue probablement le record absolu. En prenant comme événement tout type de révision, le taux de survie est de 93,7% à 10 ans, de 84,7% à 27 ans. L'usure de la cupule avec descellement représente de loin le motif le plus fréquent de révision (10,6%) ; celui de descellement de la tige a été évalué à 4,9%. L'usure du polyéthylène annuelle moyenne était de 0,1 mm.

Une série de prothèses posées chez des patients de moins de 30 ans, issus de la même institution était rapportée par Sochart et Porter (6). A cette date, plus d'un tiers des implants acétabulaires avaient présenté une migration radiologique, témoin d'un descellement certain. L'usure moyenne du polyéthylène était de 2,4 mm, soit une usure annuelle moyenne de 0,12 mm – le taux de révision pour descellement fémoral était de 16%. Cette étude confirme le lien étroit entre usure et descellement. Les courbes de survie étaient de 92% à 10 ans et 68% à 20 ans pour l'implant acétabulaire, et de 93% à 10 ans et 73% à 20 ans pour la tige fémorale.

Plus récemment, Wroblewski et al. (7), sur une série de plus de 1400 implants, ont isolés un premier groupe de patients (autour de 10% de l'ensemble de la série) présentant une usure faible du polyéthylène acétabulaire (0,2 mm/an) et un deuxième, l'inverse (0,02 mm/an),. Les

implants peu usés se rencontraient significativement chez les femmes, dans le cadre d'une coxite rhumatoïde, lorsque la tige était en varus et l'implant acétabulaire avait été médialisé et cimenté sous pression. L'usure moyenne se rencontrait préférentiellement chez les hommes, dans le cadre de la coxarthrose, et lorsque l'implant fémoral était en valgus. Usure et descellement apparaissait très étroitement lié avec un taux de révision acétabulaire supérieur à 5% dans le groupe à usure faible et de près de 40% dans celui à usure plus importante

1.2 – Expériences françaises :

Plusieurs équipes françaises ont publié leur expérience à long terme des PTH de Charnley. L'équipe poitevine de J.P. Clarac a publié les résultats d'une série de 309 arthroplasties à 15 ans de recul minimum en se focalisant sur la tige (Avedikian et col. (8)) et sur le cotyle (Soyer et col. (9)). Au recul de 15 ans, 77 patients étaient décédés, 62 perdus de vue et 38 avaient fait l'objet d'une révision prothétique. Les reprises chirurgicales de ce collectif ont été motivées par l'infection (1,94%), des luxations itératives (0,8%), et le descellement (8%). Parmi cette dernière cause de révision, 4,2% étaient attribuées à un descellement fémoral, 0,6% au cotyle et 3,2% étaient bipolaires. Radiologiquement, 65% des cotyles ne présentaient pas de liseré évolutif, mais 29% étaient considérés comme descellés potentiellement ou certainement ; seulement 9% avaient été repris. L'usure millimétrique annuelle du polyéthylène était de 0,016 mm pour 75% des patients. Il existait une corrélation très significative entre l'usure et l'apparition d'un liseré ou d'une migration de l'implant acétabulaire

Gardes et col. (10) ont étudié une série de 100 PTH de Charnley consécutives avec un recul minimum de 13 ans, posées pour coxarthrose par un seul opérateur, l'unicité de cette série en fait tout l'intérêt. Sur les 106 arthroplasties revues, 56 cotyles n'avaient aucun liseré, 44 un liseré de moins de 1 mm. L'usure moyenne du polyéthylène était de 0,93 mm, et l'usure annuelle de 0,062 mm. L'âge du patient, son poids, son activité et la position verticale de l'implant acétabulaire étaient les facteurs significatifs de l'usure

Les travaux de l'école de Cochin sur les implants cimentés « low-friction » sont incontournables (Postel et col. (2)). La publication la plus récente a porté sur une série continue de patients de moins de 50 ans au moment de la pose de leur arthroplastie, revues par un examinateur indépendant (Kerboull et col (11)). Au dernier examen plus de 200 hanches avaient été revues avec un recul moyen de 14,5 ans; 52 d'entre elles avaient plus de 20 ans de recul. L'aspect radiologique des cupules et des tiges était inchangé par rapport au post opératoire dans plus de 80% des cas. L'usure linéaire moyenne du polyéthylène était de 1,3 mm, soit une moyenne annuelle de 0,12 mm. Pour un peu moins de la moitié des implants acétabulaires, aucune usure n'était mesurable. En considérant comme échec la reprise de l'un ou l'autre des implants, le taux de survie actuarielle de cette série s'établissait à 85,4% à 20 ans. L'usure du polyéthylène est apparue comme le facteur prédominant de l'échec de cet implant.

1.3 – Expériences nord-américaines :

Kavanagh et col. (12) et plus récemment Berry et col (13) ont publié les résultats d'une série consécutive de 2000 PTH de la Mayo Clinic. Au recul de 25 ans, chez les patients encore en vie, 77,5% des implants n'avaient jamais été révisés. En se plaçant sur l'optique d'une reprise pour descellement de l'un des implants, 86,5% des prothèses étaient fonctionnelles. Les échecs mécaniques étaient assez proches en fréquence pour le fémur ou le cotyle. Pour l'implant acétabulaire, le taux de révision est faible dans les premières décennies puis s'accélère avec le temps. L'âge à implantation et le sexe masculin étaient l'association la plus péjorative pour le devenir prothétique. Une coxopathie arthrosique a un moins bon pronostic quant au risque de révision qu'une coxite rhumatoïde. Le taux de révision d'un implant acétabulaire dans le cadre d'une dysplasie congénitale est plus élevé

Schulte et al (14), Madey (15), Callaghan et al. (16), Keener et al. (17), Callaghan et al. (18)) ont publié plusieurs études longitudinales d'une même cohorte. Le collectif étudié par Keener (17) ne comportait que les patients de moins de 50 ans lors de la pose : du groupe initial de 69 patients, 45 étaient en vie lors de la réévaluation à 25 ans. Avant cette échéance 31% des prothèses avaient déjà subi une révision essentiellement pour descellement (24%). De même sur les 60 prothèses chez les 45 patients vivants après la 25^{ème} année, 37% avaient nécessité une révision pour descellement (27%), infection (3%), fracture fémorale (3%) ou luxation itérative (2%). Pour les 17 implants descellés et repris, la détérioration mécanique siégeait 13 fois au niveau de l'acétabulum et 4 fois au fémur. Parmi les 60 hanches chez les 45 patients vivants, 32 cotyles et 9 fémurs sont radiologiquement descellés. Avec comme événement sanction, toute révision, la probabilité de survie était de 60% à 30 ans. Lorsque l'événement de sortie était la révision du cotyle, le taux était de 69%, et de 93% pour le fémur. Ces chiffres sont nettement plus défavorables si on tient compte du descellement radiologique soit une probabilité de survie de 36% pour le cotyle et de 66% pour la tige fémorale.

Callaghan et al. (18)) ont rapporté les résultats au recul minimum de 30 ans de l'ensemble des patients, tout âge confondu. De la cohorte initiale de 262 patients seulement 27 étaient en vie au-delà de la 30^{ème} année. Pour l'ensemble du collectif dont le résultat a été connu jusqu'au décès et chez les patients encore en vie, 88% des prothèses étaient en place. Douze pourcent ont été révisées pour descellement (8,5%), infection (2,4%) ou luxation itérative (0,99%). Chez les 27 patients en vie au-delà de 30 ans de recul (34 hanches), 68% des implants originaux étaient intacts. La probabilité de survie à 30 ans était de 77% en tenant compte de tout geste de révision ; elle était de 84% lorsque le motif d'échec était la révision acétabulaire et de 92% lorsqu'il s'agissait d'une révision fémorale. Ces chiffres sont nettement défavorables lorsque les courbes sont dressées en fonction d'un descellement clinique et/ou radiologique soit respectivement 43% pour le cotyle et 63% pour le fémur.

Halley et Glassman (19) ont donné les résultats d'une série continue de 68 arthroplasties chez 54 patients âgés de 22 à 50 ans au moment de leur intervention et revus avec un recul minimum de 20 ans. Le taux d'implants acétabulaires descellés était de 31% (14 % pour le fémur). La probabilité de survie des cotyles à 22 ans s'établissait à 76% en considérant comme événement le descellement clinique et/ou radiologique. La probabilité de survie des tiges fémorales est de 79% en considérant toute cause de révision et de 85% en tenant compte que du descellement aseptique.

Della Valle et al. (20) ont rapporté une série de plus de 100 patients évalués avec un recul minimum de 20 ans, ne comportant cependant que 40 hanches revues à cette échéance, les autres porteurs étant décédés. 15% des cotyles étaient descellés, révisés ou non. La survie à 21 ans était de 92% avec comme critère de sortie la reprise pour descellement et 77% avec l'échec mécanique et radiologique comme événement de sortie.

1.4 – Autres expériences :

Karachalios et al. (21) ont focalisé leur étude rétrospective sur les facteurs radio cliniques de longévité au recul de 12 à 18 ans. Parmi les 95 hanches revues, 27% des implants acétabulaires avaient migré et 20% présentaient une usure du polyéthylène supérieure à 0,15mm. De même, près de 16% des tiges fémorales présentaient un enfoncement et 40% étaient le siège d'une ostéolyse. La localisation du centre de rotation de la hanche prothésée est apparue comme le facteur prédictif le plus significatif de l'usure et de la déstabilisation mécanique du cotyle. De même, le centrage de l'implant fémoral, et la technique de scellement étaient des facteurs significatifs de la longévité prothétique.

Neuman et al. (22) ont pu revoir avec un recul supérieur de 15 ans, 92 patients sur les 211 opérés. Le taux de révision global de l'ensemble de la série originale est de 8,3% dont 3,3%

de descellement aseptique. Le taux de révision cumulé est de 3,4% à 5 ans, 3,8% à 10 ans, 8,2% à 15 ans et 10,7% à 20 ans. Les implants ont été regroupés en descellement possible soit 20,4% des cotyles et 1% des tiges, descellements probables 11,3% des cotyles et 1% des tiges et descellements certains soit 5% des cotyles et 30,6% des tiges.

Garellick et al. (23) rapportent l'expérience suédoise à partir d'un collectif de 95 coxarthroses. dont 47 hanches revues au-delà de la douzième année : la probabilité de survie à 10 ans s'établit à 92% et 83% à 16 ans.

Devitt et al. (24) ont rétrospectivement évalué 110 hanches (sur les 132 initiales) à 16-25 ans de recul, implantées chez des patients de moins de 50 ans. Le pourcentage total de révision était de 20,4%, dont près de 16% pour descellement acétabulaire (4,5%), fémoral (7,5%) ou des deux (8,3%). En tenant compte des descellements radiologiques certains et probables, le pourcentage de complications mécaniques de l'un ou l'autre implant est de 45,4%, l'usure annuelle moyenne du polyéthylène acétabulaire est de 0,14 mm, le taux de survie global à 20 ans est de 75% (\pm 9%), de 84% pour le cotyle et de 79% pour le fémur. Les facteurs significatifs augmentant le risque de descellement sont l'étiologie coxarthrosique, le positionnement en varus de la tige, l'usure du polyéthylène.

Au total la diffusion mondiale de la PTH de Charnley ne s'est pas démentie : Older (25) a rassemblé plus de 5000 cas sur trois continents avec une probabilité de survie à 20 ans de plus de 8 implants sur 10. Cependant deux aspects contradictoires doivent être soulignés. La longévité des tiges - et ce d'autant plus que la technique de scellement a été optimisée - contraste avec l'usure de l'interface métal polyéthylène qui engendre une maladie des débris source de descellement. Les propriétés mécaniques des nouveaux polyéthylènes dits hautement réticulés laissent espérer d'une pérennisation des résultats. (Digas G. et col. (26), Heisel C. et col. Par contre, les techniques modernes de scellement ne semblent pas avoir amélioré de manière substantielle la longévité acétabulaire (Klapach et col. (27))

2– Prothèses non cimentées

Dès 1990, JJ Bremant (28) a fait une étude exhaustive des implants acétabulaires sans ciment disponibles sur le marché pour les arthroplasties de première intention. Il séparait très logiquement les armatures métalliques renforçant un cotyle en polyéthylène essentiellement posée dans les révisions. Lors de cette conférence les implants présentés étaient peu nombreux : anneau vissé tronconique de Lord et de Weill, cupule hémisphérique ou cylindro-hémisphérique à insert amovible en polyéthylène. De nombreux implants ont actuellement une grande diversité portant sur la forme anatomique globale, l'état de surface os-implant, la nature de l'interface de mobilité (polyéthylène/métal ou céramique : métal/métal, céramique /céramique). Le chapitre qui leur est consacré ici, en respectant le recul minimum de 10 ans et la pérennité actuelle du modèle sera nettement plus court. Cependant certains articles rapportant des séries s'approchant de ce recul pour des implants qui n'ont subi qu'une évolution relativement discrète seront retenus.

2.1–Anneaux tronconiques vissés

Delaunay et Kapandji (29) ont défendu le concept d'anneau de forme tronc conique dont la périphérie forme un volumineux pas de vis malgré les expériences malheureuses antérieures qui avaient amenés à l'abandon de ces implants (Chauvet et al. (30)). Ils attribuent le succès et la longévité de l'anneau de Zweimuller à trois caractéristiques : stabilité primaire par sa forme

tronc conique à fond plat et filetage effilé large et profond, stabilité secondaire par ostéointégration liée à l'effet de surface du titane micro poreux, maintien à long terme de l'ostéo intégration par transmission des contraintes à l'os acétabulaire liée à la finesse des parois de l'implant. Malgré un recul moyen de 6 ans seulement les résultats de cet implant semblent favorables (Delaunay et Kapandji (29)) : le taux d'échec mécanique a été de 1,4% pour plus de 200 cotyles implantés, donnant une survie à 10 ans de 98,6 %. L'usure de l'interface articulaire polyéthylène-céramique était quasiment nul

2.2– Cotyles non cimentés hémisphériques

Le cotyle hémisphérique en alliage de titane de Harris Galante est un des implants acétabulaires les plus anciens sur le marché. Son effet de surface est assuré par un fin lacs de fines fibres de titane ('fiber - mesh'), avec vissage multiple complémentaire multi directionnel ; l'insert est en polyéthylène de 22 ou 28 mm. Les premiers résultats à 7-10 ans de recul étaient particulièrement favorables (Berger et al. (31) Tompkins et al. (32), Clohisy et Harris (33)). Au-delà de 10 ans de recul, plusieurs séries de patients ont été rapportées aboutissant à des conclusions similaires : stabilité dans le temps de la fixation osseuse mais usure de l'insert. Duffy et al. (34) rapporte que 16 implants sur 84 posés chez des patients de moins de 50 ans ont été révisés dont 10 uniquement pour usure du polyéthylène associée à une ostéolyse péri acétabulaire. Cette perte de substance osseuse est secondaire au granulome réactionnel, véritable 'maladie' des débris d'usure et évolue vers une destruction du spongieux acétabulaire. Dans cette série, le taux de survie à 10 ans du cotyle est de 84,5%. Gaffey et al. (35) ont comparé à 13 ans minimum de recul, une série de patients opérés par le même chirurgien avec pose d'un implants de Charnley cimenté 22 ou un cotyle de Harris Galante tête 28. Le taux de survie du cotyle non cimenté avec comme incident de sortie une cause mécanique est de 94 %. L'usure annuelle moyenne est de 0,12 mm. Chez les 70 patients en vie à 13 ans de recul, 10 ostéolyses péri acétabulaire sont présentes. Les auteurs concluent à une supériorité du cotyle de Harris -Galante en terme de fixation osseuse, mais au détriment d'une usure plus importante. Della Valle et al. (36) ont réévalué la même cohorte de patients à 15-18 ans de recul, confirmant les constatations précédentes : 7% des implants ont été révisés pour usure et ostéolyse péri acétabulaire. La fréquence de cette complication mécanique augmente avec le recul. Ce type de détérioration mécanique se confirme dans l'étude comparative faite par Engh et al. (37) entre plusieurs types d'implants non cimentés dont la fixation primaire était différente (simple impaction avec légère sur taille, cotyles à picots ou vis). En terme de fixation osseuse les résultats sont identiques avec une courbe de survie supérieure à 95 % ; ils sont nettement défavorable en terme d'usure de l'insert avec des courbes de survie autour de 70% à 15 ans. La modification structurale de l'implant de Harris Galante dont l'insert reste en polyéthylène n'a rien changé quant à la fréquence de l'usure et de l'ostéolyse ; elle portait essentiellement sur le mode de fixation de l'insert (Archibeck et al (38)).

Lecoq et al. (39) ont insisté sur les complications liées à cet implant à partir de l'analyse d'une série de 112 hanches à 6- 9 ans de recul. Ils insistent sur la pérennité de la fixation directe implant /os acétabulaire – aucune révision pour descellement – contrastant avec un taux de 4% d'usure majeure du polyéthylène. En dehors de ces échecs mécanique, l'usure annuelle de l'insert était de 0,1 mm et l'usure moyenne de 0,7 mm.

D'autres implants métalliques à paroi épaisse ont été évalués mais le recul reste inférieur à 10 ans : Vernois et al. ont abandonné le cotyle Duraloc en raison d'un taux important de luxation alors que la stabilité primaire de l'implant s'était révélée satisfaisante à 5 ans et l'usure annuelle du polyéthylène faible (0,0086 mm). L'utilisation systématique d'un insert à rebord a permis de quasiment limiter cet inconvénient : ainsi Girard et al. obtiennent ils, avec

un recul moyen de 9,6 ans, un taux de survie pour cet implant de 97,3% . Mais la problématique de l'usure reste sous jacente : malgré une usure annuelle de 0,11mm, la fréquence des ostéolyses acétabulaires est de 4,5%, celui des liserés de 8%.

Des cotyles sans ciment à paroi relativement mince permettant une expansion endo acétabulaire ont été évalués à 7-10 ans de recul par Kim et al. (40) : l'usure annuelle du polyéthylène est de 0,07 mm, la survie actuarielle de 98 %, la fréquence des ostéolyses péri acétabulaires de 2%. Mais cet implant , moins rigide expose à des ruptures itératives.

Plus récemment sont apparus les cotyles métalliques à effet de surface bio active (Dumbleton et Manley (41), Epinette et Geesink (42), Dambreville et Lautridou (43), Cartillier et al. (44), Nourrissat et al.(45),Vidalain et al. (46) .Trois implants acétabulaires ont été spécifiquement évalués lors de la table ronde sur les arthroplasties de hanche chez les sujets actifs de moins de 50 ans (Delaunay et Migaud (47)) ; le cotyle ABG a bénéficié d'une évolution technique : à 9 ans de recul Nourrissat et al. (45) n'observent aucune usure ni ostéolyse. L'implant Corail étudié par Vidalain et al. (46) au recul moyen de 12 ans a une survie actuarielle de 99% à 15 ans. La cupule Arc 2F apparaît stable dans le temps avec un taux d'ostéolyse minimale de 10 ans (Epinette (42)).

Conclusion :

Un bilan des trois décennies de pose de l'implant cimenté de Charnley peut être fait : sa longévité est reconnue et validée. A recul égal, aucun autre concept ou choix prothétique ne s'est montré supérieur. La fixation des implants fémoraux offre des probabilités de survie au plus grand recul de plus de 80%, amélioré par les techniques de scellement et la qualité du méthyle méthacrylate. L'implant acétabulaire subit une usure qui le conduit au descellement. L'interface de mobilité métal polyéthylène est le point faible de ce concept dès que l'on pose la prothèse chez un sujet jeune pour lequel un long recul s'impose.

Les implants non cimentés n'ont résolu qu'une partie de la problématique acétabulaire en assurant la stabilité de l'encrage osseux : cet enthousiasme doit être pondéré car les reculs sont rarement supérieurs à dix ans. Pour autant, l'échec mécanique par usure n'est pas résolu : son retentissement local prend un caractère particulier sous l'aspect d'un ostéolyse péri acétabulaire. La porte reste largement ouverte sur l'innovation en matière d'implants coxofémoraux et en particulier pour l'interface de mobilité (Delaunay (47)).

REFERENCES

1 –CHARNLEY J.

The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention.

J. Bone Joint Surg. Br 1972 ; 54 : 61-76.

2 – POSTEL M., KERBOULL M., EVRARD J., COURPIED J.P.

Arthroplastie totale de hanche.

Springer Verlag Berlin 1985.

3 – PICAULT C., MICHEL C.R., VIDIL R.

Analyse d'une série de 4300 prothèses totales de hanche posée entre 1968 et 1979.

Rev. Chir. Orthop. 1980 ; 66 : 57-67.

4 - WROBLEWSKI B.M., SINEY P.D.

Charnley low-friction arthroplasty of the hip – long-term results

Clin. Orthop. 1993 ; 292 : 191-201.

5 - WROBLEWSKI B.M., FLEMING P.A., SINEY P.D.

Charnley low-frictional torque arthroplasty of the hip – 20 to 30 years results.

J. Bone Joint Surg. Br 1999 ; 81 : 427-430.

6- SOCHART D.H., PORTER M.L.

Long term results of cemented Charnley low-friction arthroplasty in patients aged less than 30 years.

J. Arthroplasty 1998 ; 13 : 123-131.

7 - WROBLEWSKI B.M., SINEY P.D., FLEMING P.A.

Charnley low-frictionnal torque arthroplasty in patients under the age of 51 years.

J. Bone Joint Surg. Br 2002 ; 84 : 540.

8 - AVEDIKIAN J., SOYER J., DUMEZ J.F., MOLLER A., PRIES P., CLARAC J.P.

L'implant cotylien dans l'arthroplastie totale de Charnley.

Revue de 309 dossiers avec un recul minimum de 15 ans.

Rev. Chir. Orthop. 1996, 82, 116-124.

9- SOYER J., AVEDIKIAN J., PRIES P., CLARAC J.P.

Comportement à long terme de l'implant fémoral de Cuarnley.

Revue de 309 dossiers avec un recul minimum de 20 ans.

Rev. Chir. Orthop, 1997 : 83 : 416-422.

10 – GARDES P., FAVARD L., GARDES J.C.

Révision à long terme d'une série homogène et consécutive de 100 prothèses totales de hanche type "Charnley".
Rev. Chir. Orthop. 1996 ; 82 : 306-312.

11 - KERBOULL L., HAMADOUCHE M., COURPIED J.P., KERBOULL M.
Long term results of Charnley-Kerboull hip arthroplasty in patients younger than 50 years
Clin. Orthop. 2004 ; 418 : 112-118.

12 - KAVANAGH B.F., WALLRICHS S., DEWITZ M., BERRY D., CURRIER B.,
ILSTRUP D., COVERTRY M.B.

Charnley low friction arthroplasty of the hip. Twenty-year results with cement.
J. Arthroplasty 1994 ; 9 : 229-234.

13 - BERRY D.J., HARMSSEN W.S., CABANELA M.E., MORREY B.F.

Twenty-five-year survivorship of two thousand consecutive primary Charnley total hip replacements. Factor affecting survivorship of acetabular and femoral components.
J. Bone Joint Surg. Am 2002 ; 84 : 171-177.

14 – SCHULTE K.R., CALLAGHAN J.J., KELLEY S.S., JOHNSTON R.C.

The outcome of charnley total hip arthroplasty with cement after a minimum twenty years follow up.
J. Bone Joint Surg. Am. 1993 ; 75 : 961-975.

15 – MADEY S.M., CALLAGHAN J.J., OLEJNICZAK J.P., GOETZ D.D., JOHNSTON R.C.

Charnley total hip arthroplasty with use of improved techniques of cementing. The results after a minimum of fifteen years of follow up.
J. Bone Joint Surg. Am. 1997, 79, 53-64.

16 - CALLAGHAN J.J., ALLBRIGHT J.C., GOETZ D.D., OLEJNICZAK J.P., JOHNSTON R.C.

Charnley total hip arthroplasty with cement. Minimum twenty-five-years follow-up.
J. Bone Joint Surg Am. 2000 ; 82 : 487-97.

17 - KEENER J.D., CALLAGHAN J.J., GOETZ D.D., PETERSON D., SULLIVAN P., JOHNSTON R.C.

Twenty five year results after charnley total hip arthroplasty in patients less than fifty years old : a concise follow up of a previous report.
J. Bone Joint Surg. Am. 2003 ; 85 : 1066-1072.

18 - CALLAGHAN J.J., TEMPLETON J.E., LIU S.S., PEDERSEN D.R., GOETZ D.D., SULLIVAN P.M., JOHNSTON R.C.

Results of Charnley total hip arthroplasty at a minimum of thirty years. A concise follow-up of a previous report.
J. Bone Joint Surg. Am. 2004 ; 86 : 690-695.

19 – HALLEY D.K., GLASSMAN A.H.

Twenty two, twenty six years radiographic review in patients 50 years of age or younger with cemented Charnley low-friction arthroplasty.
J. Arthroplasty 2003 ; 18 : 79-85.

20 – DELLA VALLE C.J., KAPLAN K., JAZRAWI A., AHMED S., JAFFE W.L.

Primary total hip arthroplasty with a flanged, cemented all-polyethylene acetabular component : evaluation at a minimum of 20 years.
J. Arthroplasty 2004 ; 19 : 23-6.

21 - KARACHALIOS T., HARTOFILAKIDIS G., ZACHARAKIS N., TSEKOURA M.

A 12 to 18 years radiographic follow-up study of Charnley low friction arthroplasty. The role of center of rotation.
Clin. Orthop. 1993 ; 296 : 140-147.

22 – NEUMAN L., FREUND K.G., SORENSON K.H.

Long term résultats of charnley total hip replacement. Review of 92 patients at 15 to 20 years.
J. Bone Joint Surg. Br 1994, 76 : 245-251.

23 - GARELLICK G., HERBERTS P., STROMBERG C., MALCHAN H.

Long term results of Charnley arthroplasty.
A 12-16 years follow-up study.
J. Arthroplasty 1994 ; 9 : 333-340.

24 - DEVITT A., O’SULLIVAN T., QUINLAN W.

16 to 25 years follow-up study of cemented arthroplasty of the hip in patients aged 50 years or younger.
J. Arthroplasty 1997 ; 12 : 479-489.

25 – OLDER J.

**Charnley low-friction arthroplasty. A worldwide retrospective review at 15 to 20 years.
J. Arthroplasty 2002, 17 : 675-680.**

26 – DIGAS G., KARRHOL M.J., THANNER J., MALCHAU H., HERBERTS P.

**Highly cross-linked polyethylene in cemented THA. Randomized study of 61 hip.
Clin. Orthop. 2003 ; 417 : 126-128.**

27 – KLAPACH A.S., CALLAGHAN J.J., GOETZ D.D.

**Charnley total hip arthroplasty with use of improved cementing techniques : a
minimum twenty-years follow-up study.
J. Bone Joint Surg. AM 2001 83-1840.**

28 – BREMANT J.J.

**Renforcement métallique de l'acétabulum
In conference d'enseignement de la SO.F.C.O.T.
Expansion scientifique, Paris, 1990, 38 165-174.**

29 – DELAUNAY C., KAPANDJI A.I.

**Survie à 10 ans des prothèses totales de Zweymuller en arthroplastie primaire non
cimentée.
Rev. Chir. Orthop. 1998 ; 84 : 421-432.**

30 – CHAUVET JF PASCAREL X BOREDON J HONTON JL.

Cotyles vissés:resuktats de 72cas avec un recul moyen de 5ans.
Rev. Chir. Orthop. 1992,78,340-346.

31 - BERGER RA KULL LR ROSENBERG AG GALNTE JO

Hybrid total hip arthrplasty .7to 10 years results
Clin. Orthop. . 1996; 333 : 116-124

32 - TOMPKINS GS JACOBS JJ KULL LR ROSENBERG AG GALANTE JO

Primary total hip arthroplasty with a porous coated acetabular component .Seven to ten years results.

J. Bone Joint Surg.Am. 1997; 79 : 169-176.

33 - CLOHISY J.C., HARRIS W.H.

Matched-pair analysis of cemented and cementless acetabular reconstruction in primary total hip arthroplasty.

J. Arthroplasty 2001 ; 16 : 697-705.

34 – DUFFY G.P., PRPA B, ROWLAND C.M., BERRY D.J.

Primary uncemented Harris-Galante acetabular components in patients 50 years old or younger : results at 10 to 12 years.

Clin. Orthop. Relat. Res. 2004 ; 427 : 157-161.

35 - GAFFEY J.L., CALLAGHAN J.J., PEDERSEN D.R., GOETZ D.D., SULLIVAN P.M., JOHNSTON R.C.

Cementless acetabular fixation at fifteen years. A comparison with the same surgeon's results following acetabular fixation with cement.

J. Bone Joint Surg. Am. 2004 ; 86-A : 257-261.

36 – DELLA VALLE C.J., BERGER R.A., SHOTT S., ROSENBERG A.G., JACOBS J.J., QUIGLEY L., GALANTE J.O.

Primary total hip arthroplasty with a porous-coated acetabular component. A concise follow-up of a previous report.

J. Bone Joint Surg. Am. 2004 ; 86-A : 1217-1222.

37 – ENGH C.A., HOPPER R.H., ENGH C.A.

Long-term porous-coated cup survivorship using spikes, screws, and press-fitting for initial fixation.

Arthroplasty 2004 ; 19 : 54-60.

38 - ARCHIBECK M.J., BERGER R.A., JACOBS J.J., QUIGLEY L.R., GITELIS S., ROSENBERG A.G., GALANTE J.O.

Second-generation cementless total hip arthroplasty. Eight to eleven-year results.

J. Bone Joint Surg. Am. 2001 ; 83-A : 1666-73.

39 - LECOQ C., ROCHWERGER A., CURVALE G., GROULIER P.

Complications liées à l'utilisation de la cupule de HARRIS-GALANTE de première génération au recul moyen de 7 ans.

Rev. Chir. Orthop. 1999 ; 85 : 689-697.

40 - KIM Y.G., KIM S.Y., KIM S.J., PARK B.C., KIM P.T., IHN J.C.

The use of cementless expansion acetabular component and an alumina-polyethylene bearing in total hip arthroplasty for osteonecrosis.

J. Bone Joint Surg. Br. 2005 ; 87 : 776-780.

41 - DUMBLETON J., MANLEY M.T.

Hydroxyapatite-coated prosthesis in total hip and knee arthroplasty.

J. Bone Joint Surg. Am. 2004 ; 86-A : 2526-2540.

42 - EPINETTE J.A., GEESINK R.G.

Hydroxyapatite et prothèses articulaires.

In cahiers d'enseignement de la SO.F.C.O.T., Paris, Expansion scientifique 1994 ; 50 : 155-158.

43 - DAMBREVILLE A., LAUTRIDOU

Eude comparative de deux séries de prothèses totales de hanches : hydroxyapatite versus titane poreux.

In cahiers d'enseignement de la SO.F.C.O.T., Paris, Expansion scientifique 1994 ; 50 : 155-158.

44 - CARTILLIER J.C. et le groupe ARTRO

Apport du revêtement d'hydroxyapatite. A propos du comportement d'un même composant cotyloïdien avec ou sans revêtement HA.

In cahiers d'enseignement de la SO.F.C.O.T., Paris, Expansion scientifique 1994 ; 50 :155-158.

45 - NOURRISSAT C.H., ADREY J., BERTEAUX D., GUERET A., GOALARD C.H., HAMON G.

Prothèse ABG standard. Résultat à 5 ans.

In cahiers d'enseignement de la SO.F.C.O.T., Paris, Expansion scientifique 1994 ; 50 : 155-158.

46 - VIDALAIN J.P., et le groupe ARTRO

Le système Corail en chirurgie primaire. Sept années d'expérience du groupe ARTRO.

In cahiers d'enseignement de la SO.F.C.O.T., Paris, Expansion scientifique 1994 ; 50 : 185-195.

47 - DELAUNAY C.

Couple de friction métallique de seconde génération en arthroplastie totale primaire non cimentée de hanche.

Rev. Chir. Orthop. 2000 ; 86 : 809-824.

Tableau I

Récapitulatif des principales séries de prothèses cimentées de Charnley (CH) ou Ceraver Osteal (CO) au plus long recul : pourcentage de patients vivants et perdus de vue.

AUTEUR	NOMBRE DE PATIENTS	IMPLANT	AGE MOYEN A L'IMPLANTATION (an)	RECU (an)	PATIENTS VIVANT LORS DE LA REVUE	PATIENTS PERDUS DE VUE
Callaghan (26)	262	CH	65,1	>30	10%	0%
Berry (23)	2000	CH	63,5	>25	28%	0%
Keener (27)	69	CH	<50	>25	65%	1%
Sochart (14,15)	61	CH	<30	20 – 23	92%	6%
Hammadouche (68)	106	CO	62	18,5 – 20,5	50%	9%
Rousseau (71)	75	CO	58	18 – 21	41%	40%

Tableau II

Probabilité de survie des tiges de type Charnley scellées

Auteur	Limites (an)	Evènement : révision pour descellement	Evènement : descellement clinique et radiologique
Sochart (14,15)	20	73%	-
Avedikian (18)	20	84%	-
Kerboull (21)	20	85,4%	-
Keener (27)	25	93%	66%
Callaghan (28)	30	92%	63%
Halley (29)	22	85%	-

Tableau III

Probabilité de survie pour les cotyles de type Charnley scellés.

AUTEUR	LIMITE (an)	EVENEMENT : REVISION POUR DESCELLEMENT	EVENEMENT : DESCELLEMENT CLINIQUE ET RADIOLOGIQUE
Sochart (14, 15)	20	68%	-
Kerboull (21)	20	85,4%	-
Keener (27)	25	69%	36%
Callaghan (28)	30	84%	43%
Halley (29)	22	80,5%	76%
Della Valle (30)	21	42%	77%

Tableau IV

Usure annuelle en fonction des différentes interfaces d'implants en polyéthylène cimentés. Les séries de Wroblewski (13), Sochart (14), Kerboull (21), Dewitt (34) ont intéressé une population jeune au moment de l'implantation.

AUTEUR	RECU (an)	MATERIAU DE LA TETE	DIAMETRE CEPHALIQUE	USURE LINEAIRE ANNUELLE (mm)
Wroblewski (12)	20-30	Acier inox	22	0,08
Wroblewski (13)	17 (moyen)	Acier inox	22	0,1
Sochart (14)	20 (moyen)	Acier inox	22	0,12
Soyer (19)	≥ 15	Acier inox	22	0,016
Gardes (20)	≥ 10	Acier inox	22	0,062
Kerboull (21)	14,5 (moyen)	Acier inox	22	0,12
Dewitt (34)	16-25	Acier inox	22	0,14
Urban (83)	17-20	Céramique	32	0,034
Wroblewski (84)	10	Céramique	22	0,035

Le sans ciment

Notre métier

UN ACQUIS A PERENNISER

- Pour la planification
- Pour la chirurgie mini-invasive
- Pour les effets de surface
- Pour les couples de frottement

Autant de sujets de recherche nécessaires à l'amélioration du sans ciment.

FH ORTHOPEDICS, un choix nécessaire



FH ORTHOPEDICS
RESEARCH & INNOVATION
ORTHOPEDIC IMPLANTS