UNIVERSITE DE NANTES

FACULTE DE MEDECINE

Année 2008 N°139

THESE pour le

DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN MEDECINE Qualification en Chirurgie Générale

Par **Jean-Marie PHILIPPEA**U

Né le 26 Juillet 1977 à Nantes (44)

Présentée et soutenue publiquement le 10 Octobre 2008.

ETUDE DE L'INCIDENCE DE L'OSTEOLYSE ACETABULAIRE APRES IMPLANTATION D'UNE CUPULE ATLAS[®].

A propos de 217 prothèses à plus de 13 ans de recul.

Directeur de thèse : Mr. le Professeur Gouin.
Président de thèse : Mr le Professeur Passuti.
Membres du Jury : Mr le Professeur Hardy,

Mr le Professeur Letenneur, Mr le Docteur Le Couteur.

ABREVIATIONS

Al : céramique d'Alumine

Al/PE: couple Alumine Polyéthylène

BMI: Body Mass Index, indice de masse corporelle ou de Quetelet.

HAP: Hydroxyapatite

IgG: Immunoglobuline G

Il1β: Interleukine 1 β

Il6: Interleukine 6

IL8: Interleukine 8

INF γ : Interferon γ

KO: Knock Out

MAP kinase: Mitogen-activated protein kinase

MCP1: Monocyte Chemotactic Protein-1

MIP1 α : Macrophage inflammatory protein 1 alpha

NFκB: Nuclear Factor kappa B

OCs: Ostéoclastes

OPCs: Cellules Précurseurs d'Ostéoclastes

OPG: Ostéoprotégérine

PE: polyéthylène

PGE2 : Prostaglandine E2

PMA : Score de Postel Merle d'Aubigné

PMMA: PolyMéthacrylate de Méthyle

PTH: Prothèse Totale de Hanche

RANK: Receptor Activator of NFκB

RANK L: RANK Ligand

TGFβ: Transforming Growth factor béta

TNF α : Tumor Necrosis Factor α

UHMWPE: Ultra High Weight PolyEthylene

Zr : céramique de Zircone

Zr/PE: couple Zircone Polyéthylène.

SOMMAIRE

ABREVIATIONS	2
SOMMAIRE	3
FIGURES ET TABLEAUX	6
INTRODUCTION	
1. La Cupule ATLAS®	10
2. Problématique ATLAS® et ostéolyse	12
3. L'ostéolyse	
3.1. Définition	14
3.2. Prévalence	14
3.3. Mécanismes théoriques de l'ostéolyse périprothétique. Bases théoriques [5, 9, 37,
54, 83, 99, 113]	
3.3.1. Phénomènes biologiques	
3.3.2. Phénomènes mécaniques	
MATERIEL ET METHODES	
1. Recueil des données	25
2. Recul	
3. Renseignements cliniques de la cohorte (tableau I)	
3.1. Age et latéralité	
3.2. Etiologies	
3.3. Antécédents	
3.4. Score PMA et Harris préopératoire	
3.5. Handicap associé : score de Charnley préopératoire	
3.6. Niveau d'activité : score de Devane préopératoire	
4. L'intervention et ses suites	
4.1. Technique opératoire	
4.2. Implants utilisés (tableau III)	
4.2.1. La pièce fémorale	
4.2.2. Couples de frottement (figure 10)	
4.2.3. Implant acétabulaire	
4.3. Gestes complémentaires	
4.4. Complications	
5. Analyse radiographique	
5.1. Conditions de l'examen radiographique	41
5.2. Etude de l'interface os-implant acétabulaire	
5.3. Etude de l'interface os-implant fémoral	
5.4. L'usure	
5.5. Volume d'usure	
5.6. Le « descellement »	
5.7. Paramètres radiographiques cotyloïdiens	
5.7.1 Orientation des cupules prothétiques (figure 16)	
5.7.2. Restitution des centres de rotation (figure 17)	
5.8. Reactives lines au fémur	
5.9. Ossifications ectopiques	
6. Analyse statistique	
o. maryse samsuque	33

RESULTATS	. 54
1. Devenir des cupules ATLAS [®]	. 54
2. Cliniques (tableau VII)	
2.1. Score de PMA et Harris au dernier recul	. 55
2.2. Handicap associé : score de Charnley au dernier recul	. 55
2.3. Score de Devane au dernier recul	
2.4. EVA douleur postopératoire (figure 19)	
2.5. EVA fonction (figure 20)	. 57
2.6. Score radio-clinique de Sedel	
2.7. Inégalité de longueur des membres inférieurs postopératoire :	
3. Analyse statistique de la répartition des couples de frottement (tableau VIII)	
4. Usure	
4.1. Taux d'usure global	
4.2. Taux d'usure en fonction du couple (tableau IX)	
4.2.1. Couple Al/PE : 61 cas	
4.2.2. Couple Métal/PE : 43 cas	
4.2.3. Couple Al/PE et Métal/PE confondus : 104 cas	
4.2.4. Couple Zr/PE : 113 cas	
4.3. Analyse statistique de l'usure	
4.3.1. Analyse univariée (tableau X)	
5. Taux de changements	
6. Ostéolyse	
6.1. Analyse qualitative : données radiographiques et peropératoires	
6.1.1. Ostéolyse linéaire	
6.1.2. Ostéolyse géodique	
6.2. Incidence des ostéolyses fémorales et acétabulaires	
6.3. Incidence de l'ostéolyse acétabulaire	
7. Courbes de survie et ostéolyse	
7.1. Survie globale quelque soit la cause reprise (figure 27)	
7.2. Survie et reprise pour ostéolyse (figure 28)	
7.3. Survie et incidence de l'ostéolyse acétabulaire (figure 29)	
7.4. Survie des cupules ATLAS [®] II toutes causes de reprises confondues (figure 30	
79	,
7.5. Survie des cupules ATLAS® III toutes causes confondues (figure 31)	. 80
8. Analyse statistique de l'ostéolyse	
8.1. Analyse statistique univariée (tableau XI)	
8.1.1. Paramètres cliniques	
8.1.2. Paramètres liés au matériau	
8.2. Résumé	
9. Informations apportées par l'analyse des explants	
9.1. Usure de la convexité	
9.2. Impingement et usure du débord	
9.3. Fluage du polyéthylène (global et dans les trous de vis)	
9.4. Fente et décalage	
10. Changements de prothèses	
10.1. Analyse histologique du contenu des géodes d'ostéolyse	
10.2. Stratégie opératoire	

DISCUSSION	98
1. De la méthode	98
1.1. La cohorte	98
1.2. Conditions de l'examen radiographique	99
1.3. L'intervention	100
1.4. Les implants	100
1.5. Analyse radiographique	101
1.5.1. De l'usure	101
1.5.2. De l'ostéolyse	101
2. Des résultats	106
2.1. Les résultats cliniques	106
2.2. Des courbes de survie	
2.3. Usure	107
2.3.1. Couple Zr/PE	107
2.3.2. Usure et cupules ATLAS® II ou III	109
2.3.3. Impingement	
2.4. Ostéolyse	110
2.4.1. L'ostéolyse linéaire	111
2.4.2. L'ostéolyse géodique	111
3. La surveillance des malades	115
CONCLUSION	117
ANNEXE	118
BIBLIOGRAPHIE	

FIGURES ET TABLEAUX

Figure 1 : A l'impaction, la fente doit se fermer, et lors de la mise en place de l'insert en	
polyéthylène, elle s'ouvre, permettant une expansion de la cupule à l'origine du <i>press-fit</i>	. 11
Figure 2 : Explant de métal back d'une cupule ATLAS II sans HAP. Vue endo et	
exopelvienne.	. 11
Figure 3 : Explant de cupule ATLAS III dite « HAP » : vue de la convexité et vue avec	
l'insert en polyéthylène à débord en place.	. 11
Figure 4 : Patiente asymptomatique âgée de 40 ans, à 13 ans de recul d'une arthroplastie tot	
de hanche droite Cédior/ATLAS [®] II posée devant une coxarthrose secondaire post-	laic
traumatique. Ostéolyse géodique majeure et caractéristique de l'acétabulum et du grand	
	. 13
	-
Figure 6: Répartition des pièces fémorales avec ou sans ciment	. 32
Figure 7 : Implant fémoral Cédior anatomique sans ciment (Sulzer), recouvert d'HAP en	22
métaphysaire, de face (A) et de profil (B). Tête en céramique d'alumine.	. 33
Figure 8 : Implant fémoral BPR HAP sans ciment, à remplissage métaphysaire antéro-	
postérieur, vue de face (A) et de profil (B). Tête fémorale en céramique de zircone blanche.	
Figure 9 : Explant de pièce fémorale Ceraver cimentée vue de face (A) et de profil (B). Tête	
fémorale en céramique de zircone blanche.	. 34
Figure 10 : Répartition des couples de frottement. On dénombrait 113 couples Zr/PE (52%)	
T	. 35
Figure 11 : Répartition des cupules ATLAS $^{ ext{ iny R}}$ II et ATLAS $^{ ext{ iny R}}$ III avec revêtement HAP	
Figure 12 : Zones acétabulaires décrites par de Lee et Charnley sur la radiographie standard	l
de face. Les zones sont numérotées de I à III, de dehors en dedans. Extension de cette	
classification à la radiographie de profil. Les zones sont numérotées de IV à VI, d'avant en	
arrière.	. 42
Figure 13 : Zones fémorales décrites par Gruën et Callaghan de face et de profil	. 43
Figure 14 : Mesure de l'usure selon Livermore [63]	. 44
Figure 15 : Mesure de l'usure selon la méthode de Postel	. 45
Figure 16 : Répartition de l'orientation des cupules à l'horizontale. Inclinaison moyenne :	
42,4°.	. 47
Figure 17 : Mesure des paramètres cotyloïdiens [106].	. 49
Figure 18: Devenir des 217 cupules ATLAS ® à 13,1 ans de recul moyen	. 54
Figure 19 : Evaluation du score de douleur post-opératoire au dernier recul selon l'échelle	
visuelle analogique (EVA) de 0 (aucune douleur) à 10 (douleur la plus intense imaginable).	56
Figure 20 : Evaluation de la fonction post-opératoire selon l'échelle visuelle analogique	
	57
(EVA) de 0 (aucune gène) à 10 (gène maximum)	66
Figure 22 : Ostéolyse linéaire ou « non ostéointégration chronique » caractéristique chez un	. 00 10
patiente de 61 ans, à 12 ans de recul d'une arthroplastie totale de hanche posée devant une	
coxarthrose secondaire à une dysplasie de hanche. On a noté l'absence d'ostéointégration	
radiographique de face (A), de profil (B), comme lors de l'explantation (C) de la cupule	
ATLAS® II	69

Figure 23 : Patiente âgée de 59 ans, à 10 ans de recul d'une arthroplastie totale de hanche gauche posée pour coxarthrose primitive. Ostéolyse linéaire de face (A) et de profil (B) en raison d'une non ostéointégration chronique de la cupule. Evolution vers une mobilisation de la cupule.
la cupule
Figure 25 : Patient de 70 ans à 13,5 ans d'une arthroplastie totale de hanche gauche (ATLAS®II/BPR HAP couple Zr/PE) posée devant une coxarthrose primitive. Examen tomodensitométrique réalisé devant un tableau clinique de douleurs, avec ostéolyse fémorale et acétabulaire suspectée sur la bilan radiographique. L'usure du couple de frottement apparaissait modérée. Examen confirmant la présence d'une ostéolyse acétabulaire géodique importante, suivant de façon indiscutable les orifices du métal back. Ostéolyse fémorale associée en zone 1-2 de Gruen
Figure 26 : Même patient que figure 23. On note clairement les fusées d'ostéolyse géodiques à travers les orifices de vis. Aspect en « nid d'abeille » de l'os acétabulaire
chirurgicale ou sa nécessité. Taux de survie de $76\% \pm 6,8$ à 13,5 ans
Figure 29 : Courbe de survie actuarielle prenant la découverte radiologique d'une ostéolyse acétabulaire comme élément de censure. Taux de survie de $75\% \pm 7$ à 13,5 ans de recul 78 Figure 30 : Courbe de survie actuarielle des cupules ATLAS® II prenant comme élément de censure la reprise chirurgicale ou sa nécessité. Taux de survie de $73,4\% \pm 8,6$ à 13,5 ans 79 Figure 31 : Courbe de survie actuarielle des cupules ATLAS® III prenant la reprise chirurgicale ou sa nécessité comme élément de censure. Taux de survie de $80\% \pm 11$ à 13,5 ans 80
Figure 32 : Analyse d'inserts en polyéthylène explantés en raison d'ostéolyses géodiques. On a noté des empreintes (freeting) indéniables des orifices du métal back au sein de la convexité du polyéthylène. On a constaté ainsi les empreintes de orifices de vis (à gauche), de la fente et de son large orifice (à droite)
par impingement avec le col prothétique (flèches)
Figure 35 : Même explant de polyéthylène. Fluage à travers un orifice de vis, réalisant une véritable petite « hernie » de polyéthylène (flèche)
Figure 37 : Reprise chirurgicale chez la même patiente qu'en figure 36 : parfaite ostéointégration de la cupule ATLAS [®] III recouverte d'HAP, ostéolyse géodique suivant les trous du métal back
polyéthylène de face (A) comme de profil (B)

stéolyse majeure ure 41 : Même malade qu'en figure 40. L'examen tomodensitométrique me	et en évidence
e ostéolyse acétabulaire qui avait été considérablement sous évaluée par l'exiographie standard.	kamen de
ure 42 : Patiente de 68 ans. Usure notable du polyéthylène (>3mm) à 13 ans proplastie totale de hanche (Ceraver/ATLAS® III couple Zr/PE). Pas d'ostéc tabulaire majeure évidente radiologique, un scanner aurait probablement le	s de recul d'u olyse vé tout doute.
ure 43 : Cotyle flexible Logos [™] de chez Zimmer. Cotyle sans ciment flexib HAP inspiré de la cupule ATLAS [®] . La fente persiste, l'orifice principal du m placé par un « sourire ».	nétal back est
pleau I : Description des données préopératoires de la cohortebleau II : Répartition des cupules en fonction de leur diamètre de 46 à 68 mi	
pleau I : Description des données préopératoires de la cohorte pleau II : Répartition des cupules en fonction de leur diamètre de 46 à 68 mi yen : 53,8 mm	m. Diamètre
pleau II : Répartition des cupules en fonction de leur diamètre de 46 à 68 mi yen : 53,8 mmbleau III : Répartition des différents implants utilisés	m. Diamètre
pleau II : Répartition des cupules en fonction de leur diamètre de 46 à 68 mi yen : 53,8 mm	m. Diamètre
pleau II : Répartition des cupules en fonction de leur diamètre de 46 à 68 mi yen : 53,8 mm	m. Diamètre
pleau II : Répartition des cupules en fonction de leur diamètre de 46 à 68 mi yen : 53,8 mm	m. Diamètre
pleau II : Répartition des cupules en fonction de leur diamètre de 46 à 68 mi yen : 53,8 mm	m. Diamètre [46] décrits e ou possible plastie
pleau II : Répartition des cupules en fonction de leur diamètre de 46 à 68 mi yen : 53,8 mm	m. Diamètre [46] décrits e ou possible plastie.
pleau II : Répartition des cupules en fonction de leur diamètre de 46 à 68 migen : 53,8 mm	m. Diamètre
pleau II : Répartition des cupules en fonction de leur diamètre de 46 à 68 migen : 53,8 mm	m. Diamètre [46] décrits e ou possible plastie mètres couple
pleau II : Répartition des cupules en fonction de leur diamètre de 46 à 68 milyen : 53,8 mm	m. Diamètre [46] décrits e ou possible plastie mètres couple ottement. On
pleau II : Répartition des cupules en fonction de leur diamètre de 46 à 68 migen : 53,8 mm	m. Diamètre [46] décrits e ou possible plastie. mètres couple ottement. On

INTRODUCTION

Le remplacement articulaire prothétique de la hanche permet de traiter de façon fiable les patients atteints de lésions dégénératives avancées. Cependant la durée de vie d'une prothèse totale de hanche reste limitée quand l'âge des patients opérés diminue et que la durée de vie moyenne augmente.

Le principal mode d'échec observé des arthroplasties reste le descellement aseptique, habituellement associé à une ostéolyse péri prothétique [45]. L'ostéolyse périprothétique est une notion radiologique décrivant une perte du capital osseux. Il s'agit d'une « maladie silencieuse » qui progresse sans symptômes jusqu'à une situation d'échec mécanique parfois catastrophique. Cette dernière est observée chez environ 20% des patients à partir de 10 ans de recul [40]. C'est notamment l'intérêt du suivi régulier des patients porteurs d'une prothèse.

Le service d'Orthopédie du Centre Hospitalo-Universitaire de Nantes a rapidement fait le choix de la mise en place d'implant sans ciment en particulier chez les patients jeunes. En 1993, la pièce fémorale était implantée sans ciment, et le choix avait été fait pour le cotyle d'une pièce sans ciment, élastique à fente : la cupule ATLAS® (FH Orthopedics, Heimsbrunn, France).

Le suivi des opérés a mis en évidence l'apparition de cas d'ostéolyses acétabulaires particulières nécessitant la reprise chirurgicale. La fréquence et le type de ces ostéolyses nous ont paru subjectivement significatifs, motivant ce travail de révision systématique des patients porteurs d'une cupule ATLAS[®].

L'objectif a été de quantifier la fréquence de ces ostéolyses, de les qualifier, avant d'en rechercher les causes éventuelles.

1. <u>La Cupule ATLAS®</u>

La cupule sans ciment ATLAS® en alliage de titane (TA6V) comporte un métal back hémisphérique d'une épaisseur de 2,5 mm. Sa tenue primaire est assurée par 4 plots antirotatoires et une fente inférieure qui lui confère ses propriétés élastiques primaires. Cette dernière propriété permet son impaction sur un mode *press-fit* grâce à un surdimensionnement de l'implant de 2mm par rapport au fraisage. A l'impaction, la fente doit se fermer, et lors de la mise en place de l'insert en polyéthylène, elle s'ouvre, permettant une expansion de la cupule à l'origine du *press-fit* (figure 1). La stabilité de l'insert de l'ATLAS® est assurée par un surdimensionnement de l'insert en polyéthylène par rapport à la cupule. La zone cylindrique périphérique de cet insert s'oppose à une éventuelle bascule [22]. L'utilisation de vis spongieuses 6,5 mm permet d'augmenter la tenue primaire de l'implant si celle-ci est jugée médiocre. Cet insert est ainsi multi perforé afin de permettre la mise en place de vis.

Cette cupule a été systématiquement associée à un insert tout en polyéthylène UHWPE (Ultra High Weight PolyEthylene, polyéthylène de haut poids moléculaire), avec un débord radiaire de 10° en position postéro-supérieure (dit « débord anti-luxation »), ainsi qu'une collerette périphérique évitant tout contact entre bord métallique de la cupule et la tête fémorale prothétique. Ce polyéthylène a, après vérification auprès des fabricants, toujours été stérilisé à l'oxyde d'éthylène. Aucun insert type sandwich n'a été utilisé.

Il existe en 9 tailles courantes, de 46 à 62 mm de diamètre extérieur, échelonnées de 2 en 2 mm, plus 9 tailles extrêmes de 42 à 74 mm.

Cet implant, conçu en 1986, a subi une modification majeure dès 1989. La première série est l'ATLAS[®] II dite « titane poreux », où la surface du titane est sablée au corindon 1600μ sur toute son étendue (figure 2). La deuxième série, ATLAS[®] III dite « HAP » a un revêtement d'hydroxyapatite d'une épaisseur de 80 à 100μ (figure 3). Sous cette couche de substance bioactive, le substrat a été rendu rugueux par projection de microbilles de corindon.



<u>Figure 1</u>: A l'impaction, la fente doit se fermer, et lors de la mise en place de l'insert en polyéthylène, elle s'ouvre, permettant une expansion de la cupule à l'origine du *press-fit*.



Figure 2 : Explant de métal back d'une cupule ATLAS II sans HAP. Vue endo et exopelvienne.



Figure 3 : Explant de cupule ATLAS III dite « HAP » : vue de la convexité et vue avec l'insert en polyéthylène à débord en place.

2. PROBLEMATIQUE ATLAS® ET OSTEOLYSE

Le suivi des malades opérés dans le service d'Orthopédie du CHU de Nantes a mis en évidence des cas d'ostéolyse à distance de la pose des cupules ATLAS [®], tout comme des cas d'usure prononcée du polyéthylène. Ces cas d'ostéolyses nous sont apparus subjectivement nombreux et caractéristiques (figure 4). Or cette cupule a été implantée dans le service de 1993 à 2003. Il devenait alors nécessaire de revoir ces dossiers afin de dépister, de quantifier ces cas d'ostéolyse, et d'en définir les causes éventuelles.

L'implant ATLAS[®] était initialement implanté sous sa forme ATLAS II[®], sans HAP. En effet la crainte d'une usure à 3 composants incluant l'hydroxyapatite avait fait reculer la date de pose de l'implant recouvert d'HAP [8]. Cette hypothèse a été ensuite rejetée et l'intérêt de l'HAP a été souligné [6, 23].

Néanmoins le changement de l'ATLAS[®] II pour sa forme HAP s'était effectué au cours de l'année 1994. Cette modification nous semblait possiblement une des explications des cas d'ostéolyse, c'est pourquoi nous avons décidé de revoir les malades opérés entre 1993 et 1995, afin d'obtenir deux séries d'ATLAS[®] II et d'ATLAS[®] III.

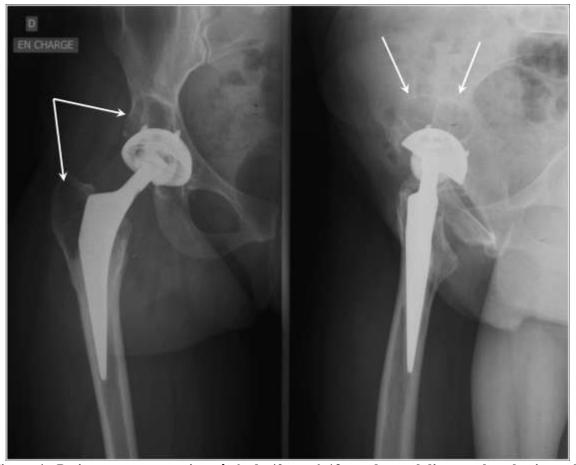


Figure 4 : Patiente asymptomatique âgée de 40 ans, à 13 ans de recul d'une arthroplastie totale de hanche droite Cédior/ATLAS[®] II posée devant une coxarthrose secondaire post-traumatique. Ostéolyse géodique majeure et caractéristique de l'acétabulum et du grand trochanter.

3. L'OSTEOLYSE

3.1. Définition

L'ostéolyse est une notion radiologique définissant la perte du capital osseux. Ce terme a été utilisé initialement par Willert et al. en 1974 [118] pour caractériser les pertes de substances osseuses observées autour des implants orthopédiques de la hanche. L'ostéolyse périprothétique est souvent la résultante de phénomènes biologiques à l'interface os-ciment ou os-implant, dont la conséquence est une perte de substance osseuse. La traduction de celle-ci va de liserés à progression lente autour d'implants dont la fixation n'est pas compromise (ostéolyse dite linéaire), au développement de lésions focales à progression rapide (ostéolyse dite extensive ou agressive) [40]. En effet, ces deux aspects distincts sont la traduction d'une même entité à des stades différents de l'évolution. Plus rarement l'ostéolyse est purement mécanique, liée à des implants dont la surface ou le dessin ne sont pas optimaux.

3.2. Prévalence

La chirurgie arthroplastique de la hanche est une intervention permettant de traiter de façon fiable et durable des lésions dégénératives avancées. Cependant les échecs à distance sont le résultat de descellements mécaniques, de fractures périprothétiques, ou d'usure du couple de frottement associés à une ostéolyse périprothétique. Il y a plus de 20 ans, l'échec des prothèses totales de hanche cimentées a été interprété à tort comme une « maladie du ciment » [55]. Il a donc été développé dans les années 1980 une fixation à l'os sans ciment, avec des surfaces prothétiques poreuses. La fiabilité de la fixation de ces implants a été démontrée alors que l'ostéolyse périprothétique continuait. Les débris d'usure des surfaces de frottement comme l'UHMWPE ont donc été incriminés dans la genèse de cette ostéolyse. Durant les années 1990, l'ostéolyse associée à l'usure était considérée comme la principale cause d'échec des prothèses totales de hanche [44, 67, 97]. Ces usures étaient notamment le fait d'une stérilisation des implants par rayonnement gamma [70, 109]. Cependant, compte tenu du délai, le nombre de ces ostéolyses continue d'augmenter.

Aux USA, au minimum 10% des reprises de prothèses totales de hanche seraient dus à l'existence d'une ostéolyse [70]. Ce chiffre atteint 40% lorsqu'on y ajoute les usures

mécaniques (18%), les fractures périprothétiques (6%), l'échec des implants (11%) et les autres problèmes mécaniques (8%) qui peuvent être considérés comme des conséquences de l'usure et de l'ostéolyse [70]. Cette ostéolyse associée à l'usure ne semble donc pas diminuer. En revanche, les problèmes de l'usure et de la réponse biologique aux particules sont mieux connus. Si le développement des couples de frottement alternatifs est séduisant, ils ne sont pas sans poser d'autres problèmes et nécessitent un suivi à long terme [12, 16, 70, 89].

3.3. Mécanismes théoriques de l'ostéolyse périprothétique. Bases théoriques [5, 9, 37, 54, 83, 99, 113].

L'ostéolyse périprothétique et le descellement aseptique sont les modes d'échec les plus fréquents des arthroplasties. L'usure du couple de frottement joue un rôle central dans l'initiation puis le développement de l'ostéolyse périprothétique. Les taux d'usure sont, en effet, plus importants chez les patients atteints d'ostéolyse [28, 116]. Les débris d'usure peuvent être du polyéthylène, du métal, de la céramique voire du ciment [92].

L'ostéolyse est d'origine multifactorielle peut être différente pour une même usure. Elle fait intervenir des phénomènes biologiques en réponse aux particules d'usure, dont l'origine avait été suggérée par Willert et al. [117]. Elle implique, par ailleurs, des phénomènes mécaniques liés à l'hôte et aux implants.

3.3.1. Phénomènes biologiques

3.3.1.1. La membrane périprothétique

Il s'agit de la membrane située à l'interface entre os et implant ou os et ciment (« interfacial membrane »), dont l'analyse histologique est caractérisée par une infiltration granulomateuse fibro-histiocytique associée aux particules d'usure [117].

3.3.1.2. Aspects morphologiques de particules d'usure.

Les particules de polyéthylène y sont prédominantes. Elles sont caractérisées par leur type, leur taille (<1µm à 90%), leur forme sphéroïdale la plus fréquente, et une concentration proportionnelle à l'usure. Une taille critique de 0,2 à 10µm entraîne une activation macrophagique par phagocytose, même si la réaction peut avoir lieu par simple activation de récepteurs membranaires [40, 112]. Les petites particules sont à l'origine d'une réaction inflammatoire plus importante. Le temps d'exposition et les propriétés antigéniques des débris d'usure intervient également [112].

3.3.1.3. Biologie cellulaire de l'ostéolyse périprothétique

De multiples cellules sont impliquées dans le développement de l'ostéolyse périprothétique en réponse aux débris d'usure. Les voies de signalisation restent complexes [54, 83, 113] (figure 5).

3.3.1.3.1. Les Macrophages.

Il s'agit de la cellule cible la plus importante des débris d'usure. Il existe ainsi de nombreux macrophages dans la membrane périprothétique (« interfacial membrane ») [117]. La présence de débris à l'intérieur des macrophages prouve l'existence d'une phagocytose [98].

In vitro la phagocytose des particules d'usure est reproductible sous l'action de médiateurs proinflammatoires comme PGE2, TNF α, IL1β, IL 6 [83]. Cette réponse dépendra de la composition, la taille, la forme, le volume, et la surface des particules d'usure [83]. Il existe aussi une expression et une sécrétion de métalloprotéases dans les macrophages exposés aux particules d'usure in vitro [75]. Des modèles animaux ont confirmé le rôle des macrophages en réponse aux débris d'usure (lapin, rat, canin, souris) [83]. Les résultats in vitro des modèles animaux concernant l'ostéolyse ont démontré que l'évènement initiateur de l'ostéolyse était une réponse proinflammatoire des macrophages aux particules d'usure. Il s'en suivrait une production et un recrutement des ostéoclastes, démontrant ainsi l'implication inflammatoires. Cependant l'implication de cytokines des cytokines pro ces proinflammatoires chez l'homme, est moins clair [83].

3.3.1.3.2. Les Ostéoclastes (OCs)

Il s'agit de cellules multinucléées dérivées de cellules circulantes précurseurs d'ostéoclastes (OPCs), de la lignée monocyte/macrophage. Il s'agit de la cellule spécialisée dans la résorption osseuse [10]. Etudier les causes de la résorption osseuse excessive chez les patients présentant une ostéolyse revient donc à étudier le mode de recrutement des cellules précurseurs d'ostéoclastes (OPCs) à partir du sang circulant et à étudier la genèse des OCs fonctionnels à partir des OPCs, au sein du tissu périprothétique. En effet il y a beaucoup d'OCs différentiés dans les lignées macrophagiques de la membrane périprothétique [91]. Des

chémokines (médiateurs de recrutement des cellules hématopoïétiques dans les tissus) comme MCP1 et MIP-1 α sont exprimés dans les tissus d'ostéolyse [76]. CCR1 est un récepteur de MIP-1 α exprimé dans les OCs et leurs précurseurs, et MIP-1 α accroît la mobilité des OCs [83]. Une autre chémokine, IL-8 est également impliquée dans l'ostéolyse. L'expression des chémokines dans les macrophages et fibroblastes en culture (cellules présentes abondamment dans le tissu périprothétique) est accrue lors de l'exposition au PMMA et aux particules d'usure du titane [76]. Ainsi les débris d'usure augmentent probablement le recrutement des OCPs au sein du tissu périprothétique via l'activation de l'expression des chémokines par les macrophages et fibroblastes [83].

L'effet des débris d'usure sur la formation d'OCs fonctionnels à partir de ces OPCs dans l'espace périprothétique est plus compliqué, impliquant l'action directe des particules sur les OPCs et des effets secondaires aux perturbations du milieu des cytokines par l'action des particules sur les macrophages et d'autres cellules de l'espace périprothétique [87]. Les effets directs incluent la signalisation anti-ostéoclastogénique de l'INFγ sur les OCPs qui est potentiellement inhibée par les particules de titane [87]. La signalisation d'IL-6 qui supprime aussi la différenciation des OPCs, est supprimé par le titane ou le ciment PMMA [87].

Concernant les effets indirects des débris d'usure sur l'ostéoclastogenèse, dans les modèles murins d'ostéolyse, les cytokines TNF α et IL-1 ont été bien identifiés comme médiateurs clés de la résorption osseuse [83]. L'hyperexpression de TNF α suffit à induire une ostéolyse de la calvaria de souris y compris en l'absence de particules [83]. Cependant on ne sait pas pourquoi ces cytokines inflammatoires sont augmentées uniquement en fin de processus d'ostéolyse.

<u>La triade RANK L</u> (Receptor Activator of NFKB Ligand) / RANK / OPG (Ostéoprotégérine) est primordiale.

RANK L est la cytokine clé régulatrice de l'activation et la production des OCs. RANK L reconnaît RANK exprimé à la surface des OCs et OCPs [51], et est nécessaire à la différenciation des OPCs en OCs matures, fonctionnels, en présence du facteur de survie M CSF [83].

OPG est le récepteur leurre naturel de RANK L, qui en se liant à RANK L en empêchant ainsi son interaction avec RANK, freine l'ostéoclastogenèse [103]. Le rapport RANK L/OPG est le paramètre critique de la régulation de la résorption osseuse, et est corrélé à d'autres maladies de l'os [50].

Ce ratio RANKL/OPG a ainsi un rôle dans la perte osseuse périprothétique.

Tout d'abord, l'augmentation de l'expression de RANK L dans la membrane périprothétique de patients atteints d'ostéolyse est démontrée, avec une expression localisée dans les macrophages, les cellules géantes, et les fibroblastes de ce tissu [47]. Comme la lignée des cellules macrophagique n'est pas sensée exprimer RANK L en situation normale, cette expression, dans de telles cellules reflète probablement une stimulation de l'expression de RANK L par les débris d'usure.

Ensuite lorsque RANK L est bloqué par OPG ou par RANK Fc (un antagoniste de RANK L comportant une région extracellulaire de RANK et un fragment Fc d'IgG humaine), ou lorsqu'on utilise des souris KO RANK, on prévient l'ostéolyse induite par les débris dans un modèle murin de calvaria [83].

Enfin, les débris d'usure de polyéthylène ou de métal peuvent accroître le rapport RANKL/OPG dans le tissu de calvaria de souris, et l'expression de RANK L par des ostéoblastes et fibroblastes en culture [83]. Des fibroblastes traités au titane et des fibroblastes isolés à partir de la membrane périprothétique en cas d'ostéolyse peuvent stimuler la différenciation OCPs en OCs [83].

Par conséquent les débris d'usure doivent induire la production et l'activation des ostéoclastes par modulation du rapport RANK L/OPG [50].

3.3.1.3.3. Les Ostéoblastes

En situation physiologique, résorption et formation osseuse s'équilibrent pour permettre le remodelage osseux et une homéostasie osseuse. Or, en plus de stimuler l'activité ostéoclastique, les débris d'usure agissent en diminuant la formation osseuse. Polyéthylène et particules de métal peuvent être phagocytées par les ostéoblastes [83]. Les particules de métal et de polyéthylène diminuent l'expression du collagène de type I et III par les ostéoblastes, le polyéthylène affaibli alors la matrice produite par les ostéoblastes [83]. De plus le titane diminue la survie des ostéoblastes en induisant l'apoptose, alors que le PMMA diminue la prolifération de ces derniers. Différentes particules peuvent affecter la différenciation ou l'activité ostéoblastique. Les particules de titane peuvent ainsi diminuer la différenciation des ostéoblastes à partir des cellules souches mésenchymateuses, tandis que le titane et l'oxyde de zirconium induisent l'apoptose des cellules souches mésenchymateuses. Ainsi les débris d'usure inhibent la formation et la fonction des ostéoblastes *in vitro* [83].

3.3.1.3.4. Les lymphocytes

Le retour des prothèses métal-métal a relancé le débat sur l'implication de l'hypersensibilité au métal dans l'ostéolyse. L'usure diminue, mais il existe des échecs par réaction d'hypersensibilité et par infiltration lymphocytaire [24]. La réponse lymphocytaire au métal est corrélée à un échec des implants. Les lymphocytes T seraient les régulateurs clés de l'homéostasie osseuse du fait de leur capacité à générer des cytokines proostéoclastes (RANKL) et anti-ostéoclastiques (INF γ) et ils sont impliqués dans la perte osseuse dépendant de RANK L observée dans les maladies inflammatoires comme la polyarthrite rhumatoïde. Cependant l'implication des lymphocytes T dans l'ostéolyse périprothétique reste controversée dans la littérature [83]. Une souris dépourvue de lymphocytes reste capable de développer un granulome et une ostéolyse en réponse aux particules d'usure [35, 83, 93].

3.3.1.4. Biologie moléculaire de l'ostéolyse périprothétique (figure 5)

Les voies de signalisations aboutissant à la perturbation d'expression de facteurs comme les cytokines, les chémokines, et les protéases dans la membrane périprothétique en cas d'ostéolyse, restent méconnues. Cependant, il existe des études *in vitro* en cours cherchant à découvrir de nouvelles cibles thérapeutiques potentielles [83]. Le facteur de transcription principal impliqué dans l'action des débris d'usure est NFKB. Des souris sans NFKB présentent une ostéopétrose et ne peuvent générer d'ostéoclastes fonctionnels [83]. Les débris de titane et de PMMA peuvent activer NFKB dans des macrophages en culture, les OPCs, et la lignée macrophagique J774 murine [100], alors que l'inhibition de NFKB bloque l'induction de l'ostéoclastogenèse par le PMMA *in vitro* [83]. Le rôle in vivo de NFKB dans l'ostéolyse vient du fait que les souris déficientes en NFKB sont protégées de l'ostéolyse de la calvaria induite par le titane [100]. D'autres facteurs de transcription sont activés après traitement des macrophages au titane. Cependant le rôle de ces facteurs dans l'ostéolyse n'est pas clair [83].

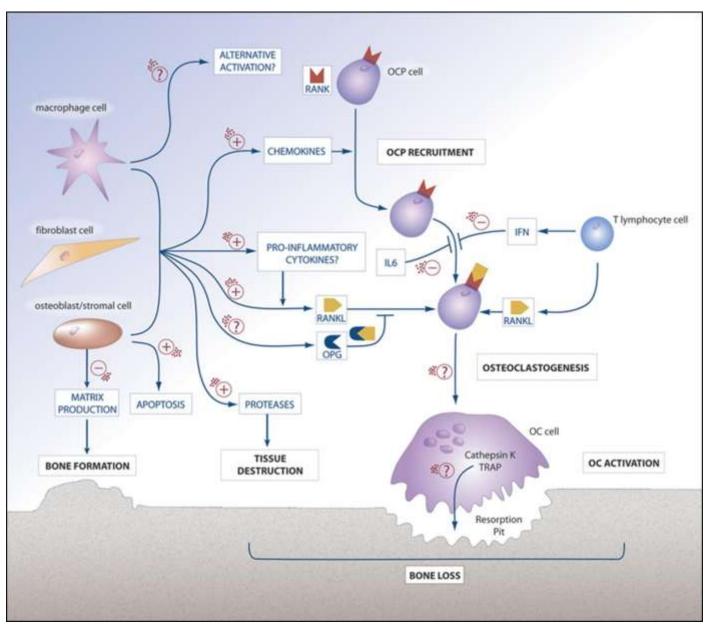
Les trois sous-groupes majeurs de MAP kinase sont également impliqués dans la réponse macrophagique *in vitro* aux débris d'usure [87]. Peu de choses sont connues sur les bases moléculaires d'interaction entre débris d'usure et surface cellulaire. L'implication de récepteurs du complément macrophagique dans l'action des particules semble démontré [83].

La finalité du travail de recherche théorique qui peut apparaître éloigné de celui du chirurgien orthopédiste, reste thérapeutique et idéalement non chirurgical.

La compréhension des phénomènes inflammatoires puis de résorption osseuse implique différentes voies de recherche thérapeutique.

Les deux grandes voies thérapeutiques non chirurgicales seront donc :

- des molécules anti-inflammatoires (type anti-TNF α),
- des thérapeutiques antirésorption osseuse (biphosphonates ou autres...) [99].



<u>Figure 5</u> : Biologie moléculaire de l'ostéolyse périprothétique. Voies de signalisations. D'après Purdue et al. [83].

3.3.2. Phénomènes mécaniques

3.3.2.1. Rôle de la pression intra articulaire [2]

Le concept d' « effective joint space » a été développé par Schmalzried et al [98]. Il correspond à l'ensemble des régions accessibles au liquide articulaire et donc aux débris d'usure. Cet espace est donc limité par l'intimité du contact os-implant ou implant-ciment. Une élévation de la pression articulaire a démontré son implication dans la genèse de l'ostéolyse périprothétique [2, 3]. Il existe des forces hydrostatiques cycliques lors de la mise en charge à l'interface os-implant ou ciment-implant. Elle peut atteindre 700 mmHg lors de la marche, la montée des escaliers, ou le passage de la position assise à debout. Une pression de 200 mmHg expérimentale induit une résorption osseuse. Le tissu de résorption est similaire à celui induit en réponse aux particules d'usure [40]. La mise en pression de la membrane fibreuse interposée entre os et implant est également responsable d'une résorption osseuse. Cette résorption a lieu plus par destruction des ostéocytes que par stimulation des ostéoclastes.

3.3.2.2. La mobilité relative des implants

La réponse tissulaire aux implants est fonction de l'importance de la mobilité des implants, de sa direction, de sa fréquence, et des périodes de repos [37].

Une mobilité relative entre implant et os aboutit à la formation d'une membrane fibreuse [37, 104]. Cette membrane fournit un environnement dans lequel tout autre médiateur d'ostéolyse sera potentialisé. En effet, la mobilité relative entre implant et os aboutit à la formation d'une membrane fibreuse. Sous certaines conditions de 500µm de mobilité axiale entre implant et os, et avec une interface de 0,75mm, une membrane persiste plus de 16 semaines sans changement. Le même résultat est obtenu avec une mobilité axiale de 120µm [104]. C'est uniquement en cas d'implant recouvert d'une couche d'hydroxyapatite que cette membrane fibreuse induite par la mobilité sera transformée en os au fur et à mesure du temps [105].

Tout d'abord, la présence de particules de polyéthylène change la nature de la membrane fibreuse. Sous les mêmes conditions expérimentales, l'ajout de particules de polyéthylène change la membrane en un tissu dense, associé à de nombreuses cytokines proinflammatoires, et moins de production de $TGF\beta$ [7]. De plus les macrophages sont recrutés autour de l'implant où ils ingèrent les particules.

Ensuite, les particules de polyéthylène, lorsqu'elles sont dans un environnement sans mobilité os-implant, n'interdisent pas la croissance osseuse. Lorsque l'implant est stable, l'os se forme dans le gap périprothétique.

Par ailleurs, un enfoncement précoce de l'implant est prédictif du descellement futur [37]. Une mobilité précoce produit la membrane fibreuse. Ceci renforce le concept de conditions initiales favorables et de parfaite tenue primaire des implants.

De plus l'instabilité primaire des implants est associée à un pompage des particules le long de la membrane fibreuse d'interposition [86].

Enfin la pression des fluides peut directement éroder l'os. En l'absence d'autres facteurs, de hautes pressions des fluides produisent une érosion de l'os. L'addition de particules d'usure à la pression est connu pour exacerber cet effet [37].

L'état de surface de l'implant affecte également la réponse tissulaire.

MATERIEL ET METHODES

1. RECUEIL DES DONNEES

Il s'agit d'un travail rétrospectif systématique de tous les malades opérés entre janvier 1993 et Juin 1995 dans le service d'Orthopédie du Centre Hospitalo-Universitaire de Nantes, porteurs d'une cupule ATLAS[®]. Afin de ne pas omettre de patients, un triple contrôle a été réalisé.

Tout d'abord un premier listing a été réalisé à partir des comptes rendus opératoires, tous collectés par mois à l'époque. Ensuite une revue systématique de tous les cahiers de bloc a été réalisée. Un peu plus tardivement, notre listing a été comparé à celui des cupules ATLAS[®] commandés à la pharmacie centrale du CHU, délivrés au bloc d'Orthopédie. Cette dernière source de données nous est apparue particulièrement fiable et informatisée (logiciel Sédia[®], Paris, France). La seule limite du listing de la pharmacie est représentée par des implants consommés non posés.

Ce triple contrôle nous a permis d'obtenir le recueil le plus exhaustif possible des malades intéressés.

Les patients opérés entre janvier 1993 et juin 1995, ont été convoqués puis revus cliniquement et radiographiquement entre Mars 2006 et Juin 2008. Pour chaque malade, une fiche de révision (annexe) a été complétée.

Les médecins des patients décédés ont été contactés afin de s'assurer du décès cotyle en place, et les mairies de la ville de naissance également afin d'obtenir la date exacte du décès. La revue radio-clinique retenue était alors celle de la dernière consultation dans le service.

Les patients non revus sur le plan clinique et radiographique lors de la revue ont été considérés comme perdus de vue à la date de leur dernier contrôle dans le service.

2. RECUL

Deux cent dix sept hanches ont été prothésées consécutivement avec pose d'une cupule ATLAS[®] dans la période de janvier 1993 à Juin 1995, dans le service d'Orthopédie du CHU de Nantes, et l'ensemble des dossiers a été revu.

Nous avons retenu quatre grandes catégories de patients au dernier recul :

- les malades porteurs d'une cupule prothétique ATLAS® en place : 98 malades (45,2%),
- les malades ayant subi un changement de la cupule quelle qu'en soit la cause : 39 malades (18%),
- les malades décédés cupule en place : 55 patients (25,3%),
- les malades perdus de vue : 25 malades (11,5%).

Les malades avec une cupule ATLAS® en place ont été revus en moyenne à **13,1 ans de** recul (12 à 15,2 ans).

Le **changement**, quelle qu'en soit la cause, a eu lieu en moyenne à **5,8 ans** (0,2 à 13,8 ans).

Les patients ont été perdus de vue en moyenne à 4,7 ans (0,8 à 14,3 ans).

Les patient sont décédés cupule en place en moyenne à 6,5 ans (0,9 à 13,9 ans).

3. RENSEIGNEMENTS CLINIQUES DE LA COHORTE (TABLEAU I)

3.1. Age et latéralité

Notre étude concernait 217 hanches chez 195 patients, 122 femmes pour 73 hommes.

Il s'agissait de 22 arthroplasties bilatérales, 109 droites et 108 gauches.

L'âge moyen à l'intervention était de **60,6 ans** avec des extrêmes de19,2 ans à 85,4 (écart type 12,98 ans).

Le poids moyen des malades était de 70,6 kg avec des extrêmes de 24 à 120 kg (écart type : 13,6)

La taille moyenne était de 1,63 m avec des extrêmes de 1,35 à 1,86m (écart type 0,09m)

L'indice de Quetelet ou Body Mass Index (BMI) moyen était de 26,4 (écart type 4,2).

3.2. Etiologies

Quatre vingt-huit patients présentaient une coxarthrose primitive (40,5%).

Il s'agissait pour 42 d'entre eux (19,5%) d'un changement de prothèse, dont 11 changements de prothèse septique en un temps.

Quatre vingt sept (40%) présentaient une coxarthrose secondaire :

- Vingt sept ostéonécroses aseptiques de tête fémorale, quelqu'en soit la cause,
- Trente six cas de dysplasies et luxations congénitales de hanche,
- Douze arthrites inflammatoires (PR, SPA, Paget, Rhumatisme psoriasique, ostéochondromatose),
 - Six cas de désarthrodèse-prothèse,
 - Six cas de coxarthrose destructrice rapide.

3.3. Antécédents

Soixante dix-huit patients (36%) avaient des antécédents chirurgicaux sur la hanche intéressée.

Il s'agissait de

- Quarante et une prothèses totales de hanche, dont onze septiques,
- Vingt cinq gestes conservateurs (butée, ostéotomies de Chiari, ostéotomies de varisation, de valgisation voire de rotation),
 - Six cas de chirurgie traumatologique (fracture du cotyle, fracture de tête fémorale),
 - Trois interventions de Colonna,
 - Un cas de coaptation trochantéro-iliaque,
 - Un cas de prothèse acrylique type Judet à 19 ans de recul,
 - Une synovectomie à ciel ouvert.

Trente huit patients (17,5%) avaient eu plus d'une chirurgie préalable.

3.4. Score PMA et Harris préopératoire

L'évaluation fonctionnelle des hanches opérées comportait une double cotation selon les classifications classiques de Postel Merle d'Aubigné [20, 73, 74] et Harris [43].

Le score PMA donne un résultat sur 18 points, six points sont attribués à la douleur, 6 aux mobilités articulaires, et 6 à la qualité de la marche.

Le score de Harris fournit quant à lui un score global sur 100.

Le score de Postel Merle d'Aubigné préopératoire moyen était de 8,13, avec des extrêmes de 0 à 17 (écart type 2,44)

Selon ce score, ceci correspondait à un très bon résultat (17 à 18), aucun bon résultat (15 à 16), 3 résultats passables (13 à 15), 97 médiocres (9 à 12), et 116 mauvais résultats (inférieur à 9).

Le score de Harris préopératoire moyen était à 35,82 sur 100, extrêmes de 0 à 78 (écart type 11,33).

3.5. Handicap associé : score de Charnley préopératoire

Dans l'éventualité d'une pathologie articulaire invalidante associée pouvant interférer avec les résultats fonctionnels, les patients ont été classés selon les trois catégories décrites par Charnley [14, 15] :

A: Une seule hanche atteinte

B: Deux hanches atteintes, sans atteinte d'autres articulations

C : Autre pathologie limitant la déambulation (autres articulations, polyarthrite, insuffisance respiratoire ou cardiaque etc...)

On dénombrait ainsi 91 patients classés Charnley A (42%), 88 Charnley B (40,5%) et 38 Charnley C (17,5%).

3.6. Niveau d'activité : score de Devane préopératoire

Afin de compléter les données préopératoires, l'activité des patients a été classée selon le score décrit par Devane [26]:

5 : Travail dur, sport contact, tennis compétition

4 : Travail de bureau, sport léger, tennis social

3 : Activité de loisir, jardinage, natation

2 : Travail ménager, semi-sédentarité

1 : Dépendance d'une aide extérieure, sédentarité.

Cette série était composée de

- 7 patients ayant une activité classée Devane 1 (3,2%),

- 19 Devane 2 (8,7%),

- 67 Devane 3 (30,8%),

- 71 Devane 4 (32,8%),

- et 53 Devane 5 (24,5%).

Critères	Répartition	
Sexe (femme/homme)	62,5 / 37,5 (%)	
Age (années)	60,6 ±12,98	
Poids (kg)	70,6 ± 13,6	
Taille (m)	1,63 ± 0,09	
ВМІ	26,4 ± 4,2	
Etiologies		
Coxarthrose primitive	88 (40,5%)	
Coxarthrose secondaire	87 (40%)	
Changements de prothèses	42 (19,5%)	
Antécédents		
Chirurgie = 0	139 (64%)	
Chirurgie ≥ 1	78 (36%)	
Chirurgie ≥ 2	38 (17,5%)	
PMA préopératoire	8,13 ± 2,44	
Harris préopératoire	35,82 ± 11,33	
Score de Charnley préopératoire		
A	91 (42%)	
В	88 (40,5%)	
С	38 (17,5%)	
Activité préopératoire selon Devane	•	
1	7 (3,2%)	
2	19 (8,7%)	
3	67 (30,8%)	
4	71 (32,8%)	
5	53 (24,5%)	

<u>Tableau I</u>: Description des données préopératoires de la cohorte. BMI: Body Mass Index; PMA: score de Postel Merle d'Aubigné.

4. L'INTERVENTION ET SES SUITES

4.1. Technique opératoire

Toutes les interventions ont été pratiquées sous anesthésie générale en décubitus latéral, par voie postéro-externe de type Moore. Une trochantérotomie de nécessité a été associée pour 6 patients.

Aucune voie d'abord « mini-invasive » ni aucun « mini-abord » n'a été réalisé dans notre série.

Après excision du labrum et du ligament rond, l'acétabulum a été préparé, fraisé à l'aide de fraises motorisées jusqu'en os sous-chondral saignant. La cupule métal-back implantée correspondait à la taille du fraisage plus 2 mm permettant son impaction sur un mode *press-fit*. A l'impaction la fente du métal-back devait se fermer sans se chevaucher, et lors de la mise en place de l'insert de polyéthylène, elle devait s'ouvrir, permettant une expansion de la cupule métal-back à l'origine du *press-fit*. La stabilité de l'insert ATLAS® était ainsi assurée par un surdimensionnement de l'insert en polyéthylène par rapport à la cupule. L'utilisation de vis spongieuses 6,5 mm restait possible si la tenue primaire de l'implant était jugée médiocre.

La fermeture s'est effectuée sur drains aspiratifs.

Près de la moitié des malades (97) ont été opérés par le même opérateur (Pr. J-V. Bainvel).

Cent soixante d'entre eux ont été opérés par des praticiens hospitalo-universitaires (JVB; FG; NP; JD).

L'ensemble de ces praticiens avait une large expérience de la pose d'implants sans ciment.

4.2. Implants utilisés (tableau III)

4.2.1. <u>La pièce fémorale</u>

Concernant la pièce fémorale, il s'agissait d'une pièce sans ciment à 149 reprises (69%), et cimentée pour 68 patients (31%) (figure 6). Les pièces fémorales cimentées étaient réservées de principe aux patients plus âgés, moins actifs.

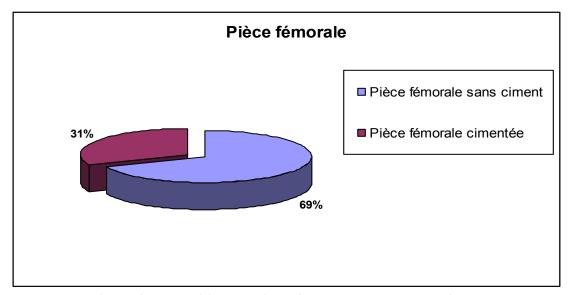


Figure 6 : Répartition des pièces fémorales avec ou sans ciment

Quatre types principaux d'implants fémoraux ont été implantés (figures 7, 8 et 9): la pièce fémorale BPR version HAP (figure 8), la Cédior HAP anatomique (Sulzer) (figure 7), la pièce fémorale monobloc Charnley Kerboull, la pièce fémorale Ceraver cimentée (figure 9).

La répartition des pièces était la suivante :

149 pièces fémorales sans ciment :

81 BPR HAP,

53 Cédior HAP,

15 autres pièces fémorales sans ciment.

68 pièces fémorales cimentées :

36 CK

24 Ceraver

7 autres PF cimentées et 1 BPR cimentée.



<u>Figure 7</u>: Implant fémoral Cédior anatomique sans ciment (Sulzer), recouvert d'HAP en métaphysaire, de face (A) et de profil (B). Tête en céramique d'alumine.



<u>Figure 8</u>: Implant fémoral BPR HAP sans ciment, à remplissage métaphysaire antéropostérieur, vue de face (A) et de profil (B). Tête fémorale en céramique de zircone blanche.



<u>Figure 9</u> : Explant de pièce fémorale Ceraver cimentée vue de face (A) et de profil (B). Tête fémorale en céramique de zircone blanche.

4.2.2. <u>Couples de frottement (figure 10)</u>

4.2.2.1. Les couples

Trois principaux types de couple de frottement ont été implantés :

- céramique d'alumine/polyéthylène (Al/PE) : 61 cas,

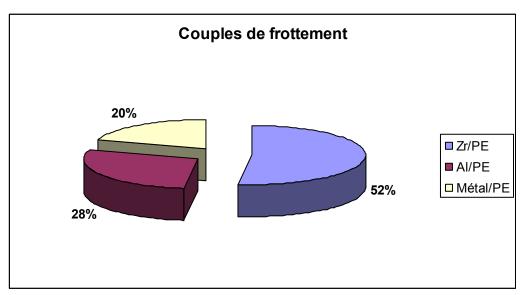
- métal/polyéthylène (métal/PE) : 43 cas,

- et céramique de zircone/polyéthylène (Zr/PE) : 113 cas.

Il s'agissait pour 61 patients d'un couple Al/PE. Ce couple était associé à une cupule ATLAS[®] II pour 38 patients, et d'une cupule ATLAS[®] III pour 23 autres.

Un couple métal/PE concernait 43 patients. Il était associé à une cupule ATLAS[®] II à 28 reprises, et d'une cupule ATLAS[®] III pour les 15 autres.

Cent treize malades avaient un couple Zr/PE. La cupule était un ATLAS[®] II pour 85 d'entre eux, et ATLAS[®] III pour les 28 autres.



<u>Figure 10</u>: Répartition des couples de frottement. On dénombrait 113 couples Zr/PE (52%), 61 couples Al/PE (28%) et 43 Métal/PE (20%).

Toutes les pièces fémorales BPR HAP (81) ainsi que toutes les pièces Céraver cimentées (24) étaient associées à une tête diamètre 28 en céramique de zircone,

Toutes les tiges fémorales Cédior anatomiques (53) comportaient une tête 28 en céramique d'alumine.

L'ensemble des pièces fémorales Charnley Kerboull (36) réalisaient un couple métal/PE avec têtes de 22,2mm.

Les autres pièces fémorales sans ciment recevaient une tête alumine pour 7 d'entre elles, zircone pour 7 autres et métal pour une.

Les autres pièces fémorales cimentées réalisaient un couple métal/PE pour 6 d'entre elle, alumine/PE pour une et zircone/PE pour une également.

Les têtes en céramique d'alumine étaient fournies par le laboratoire Protek, Sulzer médica.

L'origine précise des têtes en céramique de zircone, et le nom du fabriquant n'ont pas pu être identifiés. Par conséquent le mode de fabrication et la composition exacte n'ont pas pu être retrouvés.

Cette céramique de zircone était macroscopiquement une zircone dite « blanche » (figures 8 et 9), donc avait a priori subi une phase de blanchiment par chauffage dans l'air après le chauffage haute pression sous argon.

4.2.2.2. Diamètre des têtes fémorales

Le diamètre de la tête fémorale était de 28 pour 178 malades (82 %).

Il s'agissait de 112 têtes en céramique de zircone (52%), 60 céramiques d'alumine (28%), et 6 têtes métal (Cr-Co).

Les autres diamètres sont essentiellement de 22,2 pour 36 têtes fémorales (pièces fémorales CK monobloc), une tête 26 métal, une 32 en céramique d'alumine, et une tête 32 en céramique de zircone.

4.2.3. <u>Implant acétabulaire</u>

La cupule prothétique implantée était donc toujours une cupule ATLAS ®.

Il s'agissait de la version ATLAS II pour 151 patients (70%), et de la version ATLAS III « HAP » pour les 66 autres (30%) (figure 11).

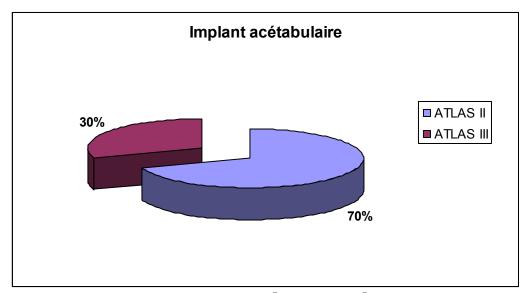
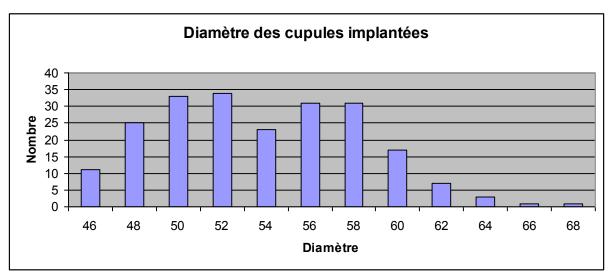


Figure 11: Répartition des cupules ATLAS® II et ATLAS® III avec revêtement HAP.

Le noyau en polyéthylène était toujours un noyau ATLAS dit « antiluxation » avec débord radiaire de 10° en position postéro-supérieure.

La qualité du polyéthylène des inserts ATLAS et leur mode de production sont restés inchangés tout au long de la période qui nous intéresse (données fabriquant). La stérilisation avait toujours été réalisée à l'oxyde d'éthylène (données vérifiées auprès des fabriquants).

4.2.3.1. Diamètre des cupules (tableau II)



<u>Tableau II</u>: Répartition des cupules en fonction de leur diamètre de 46 à 68 mm. Diamètre moyen: 53,8 mm.

Le diamètre moyen des cupules ATLAS implantés était de 53,8 avec des extrêmes allant de 46 à 68 (écart type 4,6).

L'épaisseur du polyéthylène intra-cupule correspondait au diamètre de la cupule moins l'épaisseur du métal back (5 mm au total) et du diamètre de la tête fémorale (28 mm le plus souvent), divisé par deux.

4.3. Gestes complémentaires

La cupule a été vissée à 12 reprises (2 fois pour une cupule ATLAS[®] III, 10 pour une ATLAS[®] II). Il s'agissait d'un vissage de nécessité.

Quatre butées supérieures ont été associées à la mise en place de la pièce cotyloïdienne en raison d'insuffisances de couverture antéro-supérieure.

4.4. Complications

Plusieurs complications ont été à déplorer parmi lesquelles :

Complications peropératoires :

- 12 fractures peropératoires du fémur quelles qu'elles soient. Il s'agissait de 7 trait de refend au dépend du calcar (6 pièces fémorales sans ciment, 1 cimentée), 3 fausses routes avec des pièces fémorales cimentées, une fracture du grand trochanter cerclée (pièce fémorale sans ciment), et une fracture spiroïde du fémur (pièce fémorale sans ciment).

Complications précoces :

- 6 infections dont 3 échecs de changements de prothèses septiques en un temps,
- 6 hématomes post-opératoires évacués chirurgicalement,
- 2 paralysies du nerf sciatique poplité externe (nerf fibulaire commun) consécutives à des chirurgies d'abaissement de hanches luxées,
- 3 thromboses veineuses profondes des membres inférieurs et 1 embolie pulmonaire massive,
- 1 nécrose cutanée de la voie d'abord nécessitant la réalisation secondaire d'un lambeau.

Complications tardives:

- 22 cas de luxations isolées ou non, traumatiques ou non,
- 7 fractures périprothétiques à distance de la pose de la prothèse, indépendantes de toute ostéolyse,
 - et un cas de pseudarthrose du grand trochanter.

Critères	Répartition		
Cupule			
ATLAS II	151 (69,6%)		
ATLAS III	66 (30,4%)		
Pièce fémorale			
Sans ciment	149 (68,7%)		
BPR HAP tête Zr	81		
Cédior tête Al	53		
Autres	15		
<u>Cimentée</u>	68 (31,3%)		
CMK tête métal	36		
Ceraver tête Zr	24		
Autres	8		
Diamètre de la cupule	53,8 ± 4,6		
Couple de frottement			
Zr/PE	113 (52%)		
AI/PE	61 (28%)		
Métal/PE	43 (20%)		
Diamètre de la tête fémorale			
28	178 (82%)		
22,2	36 (16,6%)		
26	1		
32	2		

<u>Tableau III</u> : Répartition des différents implants utilisés.

5. ANALYSE RADIOGRAPHIQUE

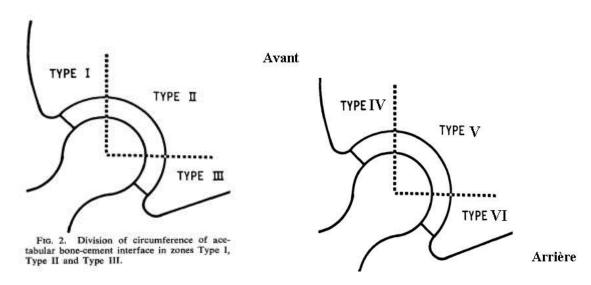
5.1. Conditions de l'examen radiographique

Standardisé, il comportait un cliché du bassin de face et un profil de la hanche prothésée. Ces deux clichés étaient réalisés en charge avec une distance émetteur-plaque constante. Les clichés étaient jugés comparables en cas de symétrie des trous obturés. Le coefficient d'agrandissement était idéalement identique.

L'analyse radiographique a été réalisée par un observateur unique indépendant, avec double contrôle des mesures, en particulier d'usure du polyéthylène.

5.2. Etude de l'interface os-implant acétabulaire

L'étude a été réalisée sur des clichés de face et de profil, selon les zones décrites par de De Lee et Charnley [25] en 3 zones, étendues aux 3 zones de profil (figure 12).



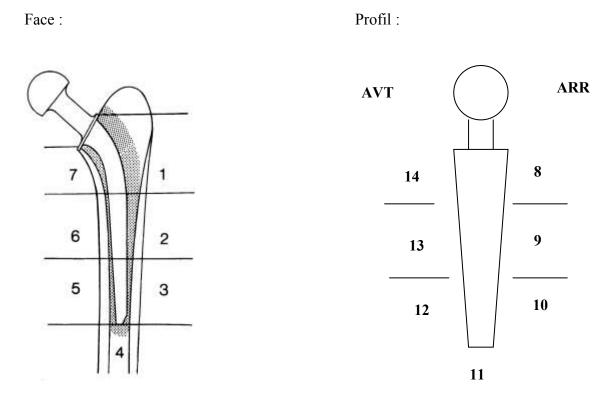
<u>Figure 12</u>: Zones acétabulaires décrites par de Lee et Charnley sur la radiographie standard de face. Les zones sont numérotées de I à III, de dehors en dedans. Extension de cette classification à la radiographie de profil. Les zones sont numérotées de IV à VI, d'avant en arrière.

Cette étude a été uniquement réalisée sur un bilan radiographique standard, de face et de profil. La découverte d'une ostéolyse radiographique à la revue motivait la réalisation d'un scanner. C'est ainsi que seuls certains patients, présentant une ostéolyse à la revue, ont bénéficié d'un scanner.

Nous avons différencié l'ostéolyse linéaire, qualifiée de « non-ostéointégration chronique » d'un cotyle sans ciment, des véritables ostéolyses géodiques (cf. analyse qualitative de l'ostéolyse).

5.3. Etude de l'interface os-implant fémoral

L'étude des liserés et géodes d'ostéolyse a été réalisée selon les zones décrites par Grüen et Callaghan en 7 zones de face, et 7 de profil [38] (figure 13).



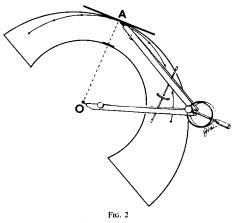
<u>Figure 13</u>: Zones fémorales décrites par Gruën et Callaghan de face et de profil. Les corticales fémorales périprothétiques sont découpées en trois tiers. Un chiffre est attribué à chaque zone en partant en haut et en dehors sur le cliché antéro-postérieur. De profil, les zones sont numérotées de 8 à 14 en partant en haut et en arrière.

5.4. L'usure

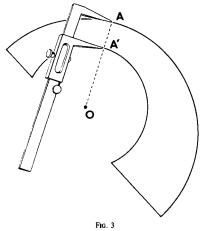
Elle a été mesurée sur des clichés radiographiques de face et de profil. La mesure a été réalisée entre le cliché en charge réalisé lors de la première consultation post-opératoire et le cliché radiographique au dernier recul.

Deux méthodes de mesure ont été effectuées afin d'affiner l'estimation de l'usure.

La méthode de Livermore [63] a été utilisée entre radiographie initiale et au dernier recul (figure 14). Nous avons utilisé le facteur de correction diamètre connu de la tête/diamètre radiographique apparent. Cette mesure a été réalisée sur le cliché de face et de profil.



A compass is used to identify the location of the shortest radius, from the center of the prosthetic femoral head (point O) to a point on the outer surface of the polyethylene acetabular cup (point A).



The distance AA' from the surface of the prosthetic femoral head (point A') along line AO (determined as in Fig. 2) is measured with a caliper to an accuracy of 0.1 millimeter.

Figure 14: Mesure de l'usure selon Livermore [63].

Un compas identifie la position du plus court rayon, du centre de la tête prothétique fémorale (point O) au point situé à l'extérieur de la surface de la cupule acétabulaire (métal back dans notre série). La distance AA' est tracée et correspond à l'épaisseur de polyéthylène. On utilise le facteur de correction : diamètre connu de la tête/diamètre radio apparent afin d'obtenir l'épaisseur réelle du polyéthylène. Cette mesure est effectuée entre radio initiale et dernier recul. La différence correspond à l'usure du polyéthylène.

La méthode de Postel [81] mesurant la distance entre centre de l'ellipse cotyloïdienne et du centre de rotation a également été utilisée (figure 15). Cette mesure est connue pour être une mesure approximative, différenciant mal l'usure du fluage.

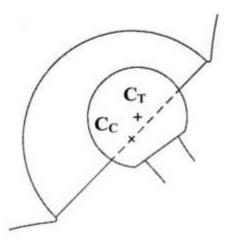


Figure 15 : Mesure de l'usure selon la méthode de Postel.

 $\overline{C_c}$: centre de rotation du cotyle correspondant à l'ellipse cotyloïdienne

 C_T : Centre de la tête, pouvant être localisé par des abaques concentriques ou par l'intersection des matrices aux tangentes du cercle.

L'usure correspond à la mesure directe de la distance C_T - C_C , divisés par le coefficient d'agrandissement de la radiographie.

5.5. Volume d'usure

Le volume global d'usure et de débris d'usure a ensuite été calculé en utilisant la formule décrite par Livermore et al. [63] :

$$v = \pi r^2 w$$

où r est le rayon de la tête fémorale,

et w la mesure de la migration linaire de la tête à travers le polyéthylène.

Ce volume global de débris d'usure a ensuite été ramené à un volume annuel pour chaque recul.

5.6. Le « descellement »

Il s'agit d'un terme erroné concernant la description d'une cupule ATLAS® sans ciment. Cependant nous avons extrapolé les critères de Harris et McGann [46], décrits pour des implants cimentés et non pas pour des cupules sans ciment (tableau IV).

Nous avons retenu comme critère de « descellement » certain une bascule de la cupule et/ou un liseré os-implant radiotransparent supérieur à 2 mm.

Les critères de Engh et Massin [31] et ARA [32] ont été décrits pour la pièce fémorale, ce qui sort du sujet de notre travail.

Type de descellement	☐ Cotyle	☐ Fémur	
□ CERTAIN	Migration≥3mm et/ou 3° Liseré radiotransparent complet ≥2mm	Enfoncement ≥3mm Fracture du manteau de ciment Liseré radiotransparent ≥2mm Liseré radiotransparent en zone I ≥2mm	
□ PROBABLE Liseré radiotransparent <2mm		Liseré radiotransparent complet <2mm	
POSSIBLE / POTENTIEL	Liseré radiotransparent dans deux zones	Liseré radiotransparent dans deux zones	

<u>Tableau IV</u>: Critères classiques du descellement décrits par Harris et McGann [46] décrits pour des implants cimentés. Classification du descellement en certain, probable ou possible. Pour chaque case, un seul item positif suffit à qualifier le descellement.

5.7. Paramètres radiographiques cotyloïdiens

5.7.1. Orientation des cupules prothétiques (figure 16)

L'inclinaison frontale de la cupule prothétique a été mesurée sur une radiographie du bassin de face, par l'angle formé entre l'horizontale passant par les deux U radiologiques et les deux points extrêmes de l'ellipse prothétique (figure 17).

L'inclinaison frontale moyenne de la cupule était de **42,4°** avec des extrêmes allant de 20 à 64° (écart type 6,8).

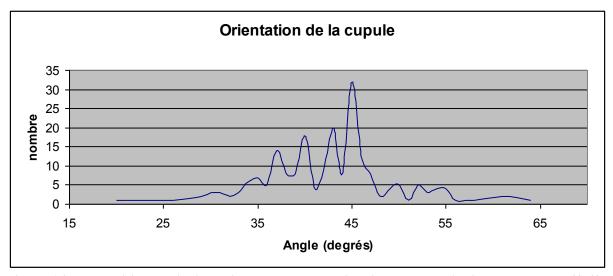


Figure 16: Répartition de l'orientation des cupules à l'horizontale. Inclinaison moyenne : 42,4°.

5.7.2. Restitution des centres de rotation (figure 17)

Le centre de rotation C de la hanche prothésée a été situé par ses coordonnées dans un repère orthogonal centré sur le milieu du U radiologique. L'abscisse a été nommée L, l'ordonnée H. Chaque lettre a été annotée d'un indice : le chiffre correspond au délai post-opératoire de la mesure : C_0 (L_0 ; H_0) indique qu'il s'agit des mesures réalisées en post-opératoire sur le premier cliché radiologique effectué en appui. C_i indique qu'il s'agit de la mesure idéale. Celle-ci a été mesurée sur le côté controlatéral à l'arthroplastie ou sur le cliché pré-opératoire si cette dernière n'était pas indemne.

Nous avons qualifié la restitution anatomique du centre de rotation de la hanche prothésée en fonction du résultat de la différence entre les valeurs post-opératoires (H_0 et L_0) et les valeurs préopératoires (ou idéales H_i et L_i) [106] :

- Restitution du paramètre ≤ 5 mm : restitution qualifiée de bonne
- Restitution du paramètre entre 5 et 10 mm : restitution qualifiée de moyenne
- Restitution du paramètre > 10 mm : restitution qualifiée de médiocre.

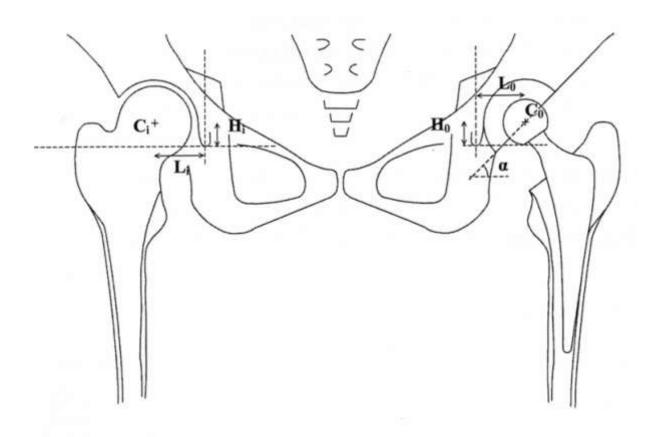


Figure 17: Mesure des paramètres cotyloïdiens [106].

 C_i : Centre de rotation idéal (ou pré-opératoire); H_i : hauteur du centre de rotation idéal; L_i : latéralité du centre de rotation idéal; C_0 : centre de rotation de la hanche prothésée; H_0 : hauteur du centre de rotation de la prothèse; L_0 : latéralité du centre de rotation de la prothèse; α : angle d'orientation du cotyle. Les lettres annotées de l'indice 0, indiquent qu'il s'agit des premières mesures post-opératoires.

Concernant la hauteur du centre de rotation, cette mesure était impossible pour 46 dossiers. En tenant compte du sens de variation de la mesure de la hauteur du centre de rotation (Hi-H₀), on obtenait une ascension moyenne de 2,1 mm (extrêmes de -25,6 à +17 mm, écart type 5,4). Il existait 87 ascensions pour 41 abaissements du centre de rotation, et 43 restitutions parfaites.

En valeur absolue, en ne tenant pas compte du sens de la variation dans le sens abaissement ou ascension, la moyenne de la différence de hauteur du centre de rotation était de 3,8 mm (écart type : 4,3).

En tenant compte des conditions de restitution anatomique définies au dessus, on obtenait 116 cas (68%) de restitution qualifiée de bonne (≤ 5 mm), 43 cas (25%) de restitution moyenne (5 à 10 mm), et 12 cas (7%) de restitution médiocre (>10 mm).

Concernant la latéralisation du centre de rotation L, 46 mesures ont été impossibles.

En tenant compte du sens de variation de L, les cupules ont induit une latéralisation moyenne de 0,8mm (extrêmes de -24 à +14 mm) pour un écart type de 5mm. Il existait 75 cas de latéralisation, 52 cas de médialisation et 44 restitutions parfaites.

En valeur absolue, sans tenir compte du sens de variation dans le sens médialisation ou latéralisation, la différence moyenne de différence de latéralisation du centre de rotation était de 3,2mm pour un écart type de 3,7.

En tenant compte des conditions de restitution prédéfinies, on obtenait 129 cas (75,5%) de bonnes restitutions, 33 cas (19,3%) de restitutions moyennes et 9 cas (5,2%) de restitution médiocres.

<u>Au total</u>, en tenant compte de la latéralité et de la hauteur du centre de rotation, on dénombrait 99 cupules (58%) en bonne position, 56 cupules (32%) ayant une restitution moyenne et 16 (9%) restitutions médiocres.

Ces résultats sont résumés dans le <u>tableau V</u>.

Qualité de la restitution	Restitution de H	Restitution de L	Restitution cotyloïdienne
Bonne	116	129	99 (58%)
Moyenne	43	33	56 (33%)
Mauvaise	12	9	16 (9%)
	171	171	171

<u>Tableau V</u>: Qualité de la restitution des paramètres cotyloïdiens après l'arthroplastie. La restitution de la hauteur et de la latéralité du centre de rotation de la hanche prothésée est qualifiée de bonne si la variation est inférieure à 5 mm, moyenne si elle est comprise entre 5 et 10 mm et médiocre si elle est supérieure à 10 mm. Le restitution finale du centre de rotation (restitution cotyloïdienne) est appréciée par la variation indépendante des 2 paramètres précédents : bonne si H et L sont bons, moyenne si L et/ou H sont moyens, médiocre si L et/ou H sont médiocres.

5.8. Reactives lines au fémur

Elles sont définies comme une fine bordure dense parallèle à l'implant et séparée de ce

dernier par une distance de 1 à 2 mm. La densité osseuse est identique de part et d'autre de

cette ligne. Elles correspondent à une réaction osseuse liée à l'inadéquation entre la rigidité de

l'implant et l'élasticité osseuse.

Vingt-huit cas de reactives lines non péjoratives [32] ont été recensés, exclusivement

avec la pièce fémorale Cédior anatomique, en zones 3-4-5, zone lisse non réhabitable.

5.9. **Ossifications ectopiques**

La présence et la quantification d'éventuelles calcifications périprothétiques ont été

évaluées selon la classification de Brooker et al. [11] en 5 stades :

Stade 0 : pas de calcifications

Stade I: îlots osseux

Stade II : éperons osseux séparés de plus d'un centimètre

Stade III : éperons osseux séparés de moins d'un centimètre

Stade IV: ankylose.

Selon cette classification, il existait

- 184 stades 0,

- 9 stades I,

- 12 stades II,

- 12 stades III

- et aucun stade IV.

51

Critères	Répartition	
Orientation des cupules à l'horizontale (en degrés)	42,4 ± 6,8	
Restitution du centre de rotation		
Bonne	99 (58%)	
Moyenne	56 (33%)	
Médiocre	16 (9%)	
Reactives Lines	28, non péjoratives	
Ossifications ectopiques selon Brooker		
0	184 (85%)	
l	9 (4%)	
II	12 (5,5%)	
III	12 (5,5%)	
IV	0	

<u>Tableau VI</u>: Données radiographiques post-opératoires

6. ANALYSE STATISTIQUE

L'ensemble des données a été recueilli sur tableur Excel[®] (Microsoft[®], Redmond, US), et ce même logiciel nous a permis la réalisation de courbes de survie actuarielles.

L'analyse statistique a été réalisée à l'aide du logiciel Instat3 (GraphPad Software Inc., USA).

Deux types d'analyses ont été effectuées : une analyse descriptive univariée et une étude de survie.

L'analyse descriptive avait pour objectif de préciser le taux d'incidence globale de l'ostéolyse en distinguant ostéolyse linaire et géodique. L'analyse univariée avait pour objectif d'essayer de déterminer les facteurs favorisants la survenue d'une ostéolyse. Les facteurs de risque, testés dans un premier temps, sont reportés dans les différents tableaux d'analyse univariée. Cette analyse a été effectuée pour l'ensemble des ostéolyses. La relation entre un facteur de risque potentiel et la survenue d'une ostéolyse a tout d'abord été étudiée par l'intermédiaire d'une analyse univariée à l'aide soit d'un test de *t* sur séries indépendantes, soit d'un test du *Chi 2* éventuellement corrigé par le test exact de Fisher en cas de petits effectifs. Les comparaisons de plus de 2 moyennes ont été effectuées par analyse de variance (ANOVA). Dans un deuxième temps, nous avons effectué une étude de survie en utilisant la méthode actuarielle. L'évènement pris en compte a été précisé avant chaque analyse (changement quelle qu'en soit la cause, survenue d'une ostéolyse).

RESULTATS

1. DEVENIR DES CUPULES ATLAS®

Deux cent dix-sept cupules ATLAS[®] ont été posées consécutivement dans le service d'Orthopédie de Janvier 1993 à Juin 1995.

Quatre-vingt dix huit malades ont été revus cupule ATLAS[®] en place, 39 ont subi un changement de prothèse quelle qu'en soit la cause, 55 sont décédés cupule en place, et 25 ont été perdus de vue (figure 18).

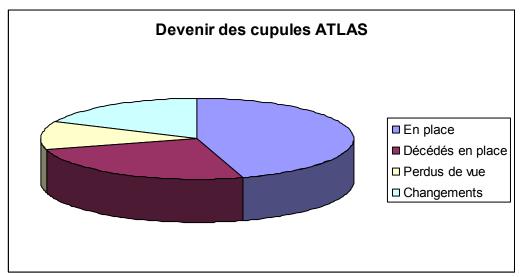


Figure 18: Devenir des 217 cupules ATLAS ® à 13,1 ans de recul moyen.

Les malades ayant une cupule ATLAS® en place ont été revus en moyenne à 13,1 ans de recul (12 à 15,2 ans).

Le changement, quelle qu'en soit la cause a eu lieu en moyenne à <u>5,8 ans</u> (0,2 à 13,8 ans).

Les patients perdus de vue l'ont été en moyenne à 4,7 ans (0,8 à 14,3 ans).

Les patient décédés cotyle en place l'ont été à en moyenne 6,5 ans (0,9 à 13,9 ans)

2. CLINIQUES (TABLEAU VII)

Les scores cliniques PMA et Harris, de Charnley et de Devane ont été retenus pour les 98 malades dont la prothèse était encore en place.

2.1. Score de PMA et Harris au dernier recul

Le score de PMA moyen était de 16,5, avec des extrêmes allant de 3 à 18 (écart type : 2,43).

Il s'agissait de 71 excellents et très bons résultats (17 à 18), 16 bons résultats (15 à 16), 5 résultats passables (13 à 15), 4 résultats médiocres (9 à 12), et 2 mauvais résultats.

Le score de Harris moyen de ces mêmes malades était de 88,32, avec des extrêmes allant de 23 à 100 (écart type : 15,74)

2.2. Handicap associé : score de Charnley au dernier recul

Concernant les 98 malades ayant une prothèse en place, 24 étaient classe A (24,5%), 44 classe B (44,9%) et 30 classe C (30,6%).

2.3. Score de Devane au dernier recul

L'activité de ces mêmes malades au dernier recul était la suivante :

- 11 Devane 1 (11,2%),
- 21 Devane 2 (21,4%),
- 30 Devane 3 (30,6%),
- 26 Devane 4 (26,6%),
- et 10 Devane 5 (10,2%).

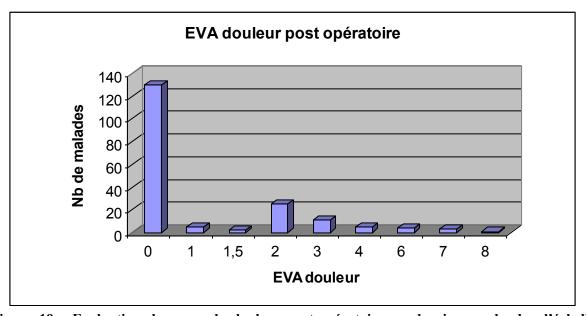
2.4. EVA douleur postopératoire (figure 19)

Le score « douleur postopératoire subjectif » a été évalué selon le score d'Echelle Visuelle Analogique (EVA) de 0 (aucune douleur) à 10 (douleur la plus intense) [120].

Ce score était non renseigné pour 31 patients.

Le score EVA moyen est à 0,88 pour des extrêmes allant de 0 à 8 (écart type : 1,64).

Il est égal à 0 pour 130 malades, à 1 chez 5, 1,5 chez 2, 2 pour 25 patients, 3 pour 11, 4 pour 5, 6 pour 4, 7 chez 3 patients et 8 pour un malade.



<u>Figure 19</u>: Evaluation du score de douleur post-opératoire au dernier recul selon l'échelle visuelle analogique (EVA) de 0 (aucune douleur) à 10 (douleur la plus intense imaginable). Score EVA douleur moyen post-opératoire : 0,88.

2.5. EVA fonction (figure 20)

Le score « fonction post-opératoire subjectif » a été évalué selon la même Echelle Visuelle Analogique fonction de la hanche opérée : de 0 (aucune gène) à 10 (gène maximum) [120].

Ce score était également non renseigné pour 31 patients.

Le score moyen d'EVA fonction est de 1 pour des extrêmes allant de 0 à 8 (écart-type 1,85).

Il est de 0 pour 122 malades, de 1 pour 9, de 2 pour 22, de 3 pour 8, de 4 pour 11, de 4,5 pour 2, de 5 pour 2, de 6 pour 7 malades, de 7 pour 1 et de 8 pour 2 patients.

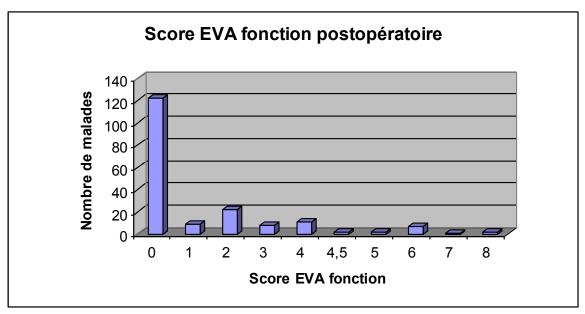


Figure 20: Evaluation de la fonction post-opératoire selon l'échelle visuelle analogique (EVA) de 0 (aucune gène) à 10 (gène maximum).

Score EVA fonction post-opératoire moyen: 1

2.6. Score radio-clinique de Sedel.

Au dernier recul, le score global radio-clinique décrit par Sedel [120] en 4 stades a été évalué.

Ce score a été établi de la façon suivante :

Stade A : bon résultat clinique, pas de modifications radiologiques.

Stade B: bon résultat clinique, modifications radiologiques importantes.

Stade C : résultat clinique non satisfaisant, pas de modifications radiologiques.

Stade D: Résultat clinique non satisfaisant, modifications radiologiques importantes.

Ainsi, 158 patients ont été classés stades A, 10 stades B, 13 stades C, et 24 stades D.

Douze patients ont été non évaluables car perdus de vue, décédés précocement, ou en raison d'un changement précoce de la prothèse.

2.7. Inégalité de longueur des membres inférieurs postopératoire :

Elle était non renseignée pour 31 patients.

Pour 146 opérés (78,5%), les membres inférieurs étaient isolongs en postopératoire.

Il existait une inégalité de longueur de 0,5 cm pour 8 patients, de 0,5 à 1 pour 2, de 1 cm pour 20, de 1,5 pour 3, de 2 pour 3, de 2,5 cm pour 3, et de 4 cm pour un malade.

L'inégalité de longueur moyenne était donc de 0,2 cm avec des extrêmes allant donc de 0 à 4 cm.

Critères	Répartition	
Score PMA postopératoire	16,5 ± 2,43	
Score de Harris post-opératoire	88,32 ± 15,74	
Score de Charnley post-opératoire		
Α	24 (24,5%)	
В	44 (44,9%)	
С	30 (30,6%)	
Score d'activité selon Devane		
1	11 (11,2%)	
2	21 (21,4%)	
3	30 (30,6%)	
4	26 (26,6%)	
5	10 (10,2%)	
Score EVA Douleur	0,88 ± 1,64	
Score EVA fonction	1 ± 1,85	
Score radioclinique de Sedel		
A	158	
В	10	
С	13	
D	24	
ILMI moyen (cm)	0,2	

<u>Tableau VII</u>: Résultats cliniques post-opératoires.

3. ANALYSE STATISTIQUE DE LA REPARTITION DES COUPLES DE FROTTEMENT (TABLEAU VIII)

Avant tout autre résultat, nous avons étudié la répartition des couples de frottement en fonction de l'âge, du BMI et de l'activité de nos patients.

Le couple classique métal/PE avec têtes de 22,2 était, en effet, réservé de principe aux patients âgés alors que les couples de frottement novateurs ainsi que les prothèses sans ciment étaient implantés aux patients les plus jeunes. On comprend aisément l'intérêt d'analyser la répartition des couples de frottement en fonctions de paramètres individuels dans notre étude de l'ostéolyse. L'ostéolyse est, en effet, elle-même intimement liée à l'usure, qui est dépendante de ces paramètres.

Les paramètres étudiés ont donc été classiquement l'âge, le score d'activité selon Devane et le BMI en fonction des couples de frottement.

Les couples métal/PE ont effectivement été réservés à des patients statistiquement significativement plus âgés, et moins actifs que ceux qui bénéficiaient d'un couple céramique/PE.

Aucune différence significative n'est apparue entre l'âge, l'activité ou le BMI des deux couples céramiques/PE (Zr/PE et Al/PE).

Paramètres étudiés	Couple Métal/PE	Couples Céramiques/PE	p<0,05 = significatif
Age (en années)	70,2 ± 12,6	58,5 ± 11,9	p<0,0001
Score d'activité selon Devane	2,88 ± 1,06	3,85 ± 0,94	p<0,0001
ВМІ	26,43 ± 4,04	26,33 ± 4,24	p=0,89

<u>Tableau VIII</u>: Analyse statistique du couple de frottement en fonction de paramètres individuels. L'âge, l'activité étaient significativement différents concernant le couple Métal/PE.

4. <u>Usure</u>

4.1. Taux d'usure global

Le taux d'usure annuel du polyéthylène a été mesuré selon deux méthodes décrites au dessus par un observateur unique sur des radiographies de face et de profil.

Le taux d'usure annuel moyen global, quel que soit le couple de frottement était de <u>0,088mm/an</u> selon la méthode de Livermore avec des extrêmes allant de 0 à 0,728 mm/an (écart type : 0,0869).

Le taux d'usure annuel moyen global selon la méthode de Postel était de <u>0,081</u> mm/an, avec des extrêmes allant de 0 à 0,714 mm/an (écart type : 0,0839).

Aucune discordance majeure n'a été constatée entre les deux méthodes de mesure de l'usure qui aboutissaient à des chiffres très similaires.

4.2. Taux d'usure en fonction du couple (tableau IX)

4.2.1. Couple Al/PE: 61 cas

Le taux d'usure annuel moyen des couples Al/PE selon la méthode de Livermore était de **0,064 mm/an** avec des extrêmes allant de 0 à 0,184 mm/an (écart type : 0,0548).

Ce même taux mesuré selon la méthode de Postel était de **0,056 mm/an** avec des extrêmes allant de 0 à 0,156mm/an (écart type 0,0518).

Le volume de débris d'usure moyen calculé était de **1748,76 mm³** (écart type : 1599,52).

Ceci correspondait à un volume de débris d'usure moyen de **155,89 mm³/an** (écart type : 137,50)

4.2.2. Couple Métal/PE: 43 cas

Le taux d'usure annuel moyen des couples Métal/PE mesuré selon la méthode de Livermore était de **0,053 mm**/an, avec des extrêmes allant de 0 à 0,156 mm/an (écart type : 0,0522).

Ce taux mesuré selon la méthode de Postel était de **0,043 mm/an**, avec des extrêmes allant de 0 à 0,176 mm/an (écart type : 0,0566).

Le volume moyen de débris d'usure était de 1055,08 mm³ (écart type : 1205,95).

Ceci correspondait à un volume d'usure moyen de **105,28 mm³/an** (écart type : 118,91).

4.2.3. Couple Al/PE et Métal/PE confondus : 104 cas

Le taux d'usure annuel moyen des couples Al/PE et Métal/PE réunis, selon la méthode de Livermore, était de **0,06mm/an**, avec des extrêmes allant de 0 à 0,184 mm/an (écart type : 0,0538).

Le taux d'usure annuel moyen de ces mêmes couples mesuré selon la méthode de Postel était de **0,051 mm/an** avec des extrêmes allant de 0 à 0,184 mm/an (écart type : 0,053).

Le volume de débris d'usure moyen calculé était de **1495,77mm**³ (écart type : 1498,83).

Ceci correspond à un volume de débris d'usure moyen de **137,43 mm³/an** (écart type : 132,59).

4.2.4. Couple Zr/PE : 113 cas

Le taux d'usure annuel moyen des couples Zr/PE selon la méthode de Livermore était de **0,113 mm/an**, avec des extrêmes allant de 0 à 0,738 mm/an (écart type : 0,102).

Ce même taux d'usure mesuré selon la méthode de Postel était de **0,108/an** avec des extrêmes allant de 0 à 0,714 mm/an (écart-type : 0,096).

Ceci correspond à un volume de débris d'usure moyen de **2821 mm³** (écart type : 2025,13), et un volume de débris d'usure moyen de **281,048 mm³/an** (écart type : 253,24).

	Globale	Couple Al/PE	Couple Métal/PE	Couples Al/PE et Métal/PE	Couple Zr/PE
Usure annuelle selon Livermore (en mm/an)	0,088	0,064	0,054	0,06	0,113
Usure annuelle selon Postel (en mm/an)	0,081	0,056	0,043	0,051	0,108
Volume global de débris d'usure (en mm³)		1748,7	1055,1	1495,8	2821
Volume annuel de débris d'usure (en mm³/an)		155,9	105,3	137,4	281

<u>Tableau IX</u> : Taux d'usure global, puis en fonction des différents couples de frottement. On note d'emblée des taux d'usure supérieurs pour le couple Zr/PE.

Le couple Zr/PE a été donc à l'origine d'une usure presque deux fois supérieure à celle occasionnée par les autres couples de frottement. Le volume global de débris d'usure était donc bien supérieur en présence de ce couple de frottement.

4.3. Analyse statistique de l'usure

4.3.1. Analyse univariée (tableau X)

Le taux d'usure étant intimement lié à l'apparition d'une ostéolyse, nous avons tout d'abord étudié en analyse univariée les paramètres classiques pouvant influer sur les taux d'usure dans notre série.

Ainsi <u>l'âge jeune</u>, que nous avons arbitrairement arrêté à 55 ans, est apparu comme un facteur influant de façon significative sur les taux d'usure annuels (p=0,05).

En revanche, le poids et le BMI, le score d'activité ne sont pas ressortis comme influant significativement les taux d'usure.

Les cupules ATLAS[®] II n'ont pas été responsables de taux d'usure significativement différents des cupules ATLAS[®] III.

Une épaisseur de polyéthylène inférieure à 8 mm a été retenu comme un facteur significativement lié à une usure plus importante (p=0,009).

Nous n'avons volontairement pas étudié les facteurs tige fémorale ou diamètre de la tête en raison du biais évoqué au dessus. Les pièces fémorales cimentées avec têtes de 22,2 étaient réservées à des patients plus âgés et moins actifs, usant moins leur couple de frottement. De plus, ce couple était lié à la nature de la pièce fémorale.

Enfin, le facteur entraînant un taux d'usure significativement très différent a été la nature du couple de frottement : <u>le couple Zr/PE</u> a entraîné une usure significativement supérieure à celle des couples Al/PE (p<0,01) et Métal/PE (p<0,001), alors que l'usure des couples Al/PE et Métal/PE n'ont pas été significativement différents.

Le biais de l'âge ou de l'activité concernant les patients porteurs du couple Métal/PE ne peut effacer le rôle de la zircone dans l'usure puisque l'âge des patients était non statistiquement différent entre les patients ayant un couple Al/PE et ceux porteurs d'un couple Zr/PE. L'usure du couple Zr/PE devrait donc être semblable à celui du couple Al/PE, ce qui n'est pas le cas.

<u>Le couple Zr/PE a été au contraire à l'origine d'une usure presque deux fois plus</u> importante à celle occasionnée par les autres couples de frottement.

Paramètres évalués	Usure Moyenne (en mm/an) selon Livermore	p<0,05 = significatif	
Age (en années)			
< 55 ans	0,097 ± 0,08	p = 0,05	
> 55 ans	0, 075 ± 0,06		
ВМІ			
<20	0,054 ± 0,049		
20 - 25	0,07 ± 0,065	0.05	
25 - 30	0,092 ± 0,108	p > 0,05	
>30	0,064 ± 0,067		
Activité selon Devane			
1	0,024 ± 0,02		
2	0,043 ± 0,049		
3	0,081 ± 0,064	p > 0,05	
4	0,1 ± 0,113		
5	0,097 ± 0,071		
ATLAS II	0,095 ± 0,095		
ATLAS III	0,072 ± 0,057	p = 0,121	
Couple			
Zr/PE	0,113 ± 0,108	AI/PE vs Zr/PE : p<0,01	
Al/PE	0,064 ± 0,056	Al/PE vs Métal/PE : p > 0,05	
Métal/PE	0,053 ± 0,043	Zr/PE vs Métal/PE : p<0,001	
Epaisseur PE			
< 8 mm	0,114 ± 0,136	p = 0,0092	
> 8mm	0,072 ± 0,07		

<u>Tableau X</u>: Facteurs de risque d'usure (analyse statistique univariée).

5. TAUX DE CHANGEMENTS

Le nombre des patients ayant subi un changement quelle qu'en soit la cause est de 39. A ce nombre, on peut ajouter 4 patients nécessitant une reprise chirurgicale jugée indiscutable lors de la revue radio-clinique.

Au total 43 patients ont donc subi un changement de leur implant, ou sont à reprendre.

Les causes de ces changements étaient les suivantes (figure 21) :

- Ostéolyse : 24 malades (14 géodiques, 10 non ostéointégrations)
- Instabilité prothétique avec luxations récidivantes : 6 patients.
- Problème fémoral autre qu'une ostéolyse : 4 patients.
- Infections : 4 patients
- Fracture : 1 patient.

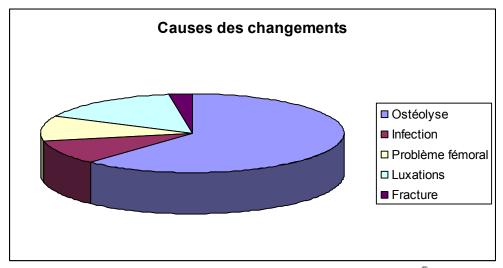


Figure 21: Causes des changements de cupules ATLAS®.

Les malades nécessitant une reprise chirurgicale (1 patient perdu de vue et 3 patients vivants cupule en place) le sont en raison de 4 cas d'ostéolyse : 2 géodiques et deux non ostéointégrations.

Au total 28 malades ont été repris ou sont à reprendre en raison d'une ostéolyse acétabulaire (16 en raison d'une ostéolyse géodique et 12 d'une non ostéo-intégration).

Il s'agit de la cause principale des changement des cupules ATLAS®.

Le recul moyen d'une reprise pour ostéolyse acétabulaire est de <u>8,8 ans</u> (0,2 an à 15,2 ans).

Le recul moyen d'une reprise pour non ostéointégration est de 5,8 ans (0,2 an à 12,8 ans)

Le recul moyen d'une reprise pour ostéolyse géodique est de 8,1 ans (4,1 ans à 13,8

Le recul moyen des malades à reprendre pour ostéolyse est de 12,3 ans (7,6 ans à 15,2 ans)

ans)

6. OSTEOLYSE

6.1. Analyse qualitative : données radiographiques et peropératoires

Nous avons observé deux types principaux d'ostéolyses à la revue radiographique des dossiers, confirmée à l'occasion de reprises chirurgicales.

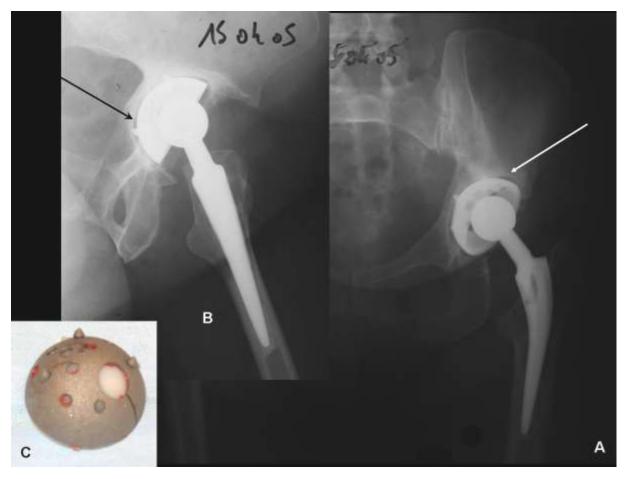
6.1.1. Ostéolyse linéaire

<u>La première correspond à une ostéolyse acétabulaire linéaire (12 cas)</u> faisant la circonférence de la cupule ATLAS® (figure 22).

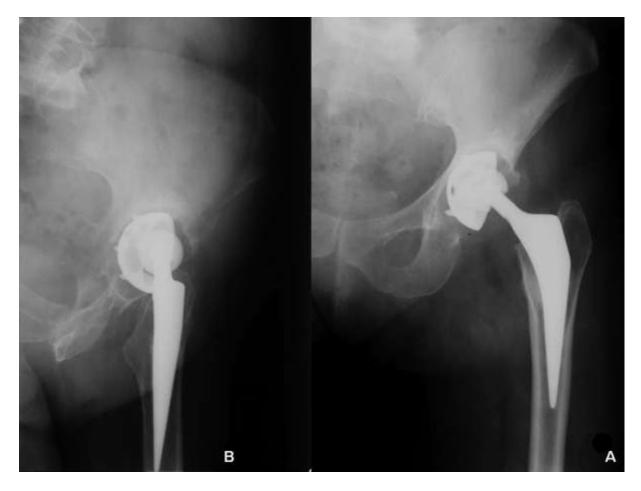
Cette forme d'ostéolyse survenait chez des patients qui dès les premières années de recul, présentaient une hanche ni parfaite ni oubliée, mais au contraire, des douleurs modérées persistantes. Tout se passe comme si cette ostéolyse linéaire correspondait à une « non ostéointégration chronique » d'une cupule sans ciment élastique. Une ostéolyse linéaire est alors apparue autour d'une cupule présentant une mobilité certaine. L'autre évolution a été une mobilisation aigüe de la cupule à plus ou moins long terme de la chirurgie, nécessitant une reprise indiscutable (figure 23).

Il s'agissait de 11 cupules ATLAS [®] II pour une cupule ATLAS [®] III. Le couple de frottement Zr/PE y était associé à 10 reprises, le couple Al/PE 2 fois.

Sur ces 12 cas d'ostéolyses linéaires, 10 patients ont été réopérés, 2 étaient vivants cupule en place. Les reprises chirurgicales ont confirmé cette non ostéointégration avec présence d'une membrane fibreuse d'interposition en arrière de la cupule, associée à une ostéolyse linéaire. Elles n'étaient par ailleurs jamais associées à une infection de la prothèse.



<u>Figure 22</u>: Ostéolyse linéaire ou « non ostéointégration chronique » caractéristique chez une patiente de 61 ans, à 12 ans de recul d'une arthroplastie totale de hanche posée devant une coxarthrose secondaire à une dysplasie de hanche. On a noté l'absence d'ostéointégration radiographique de face (A), de profil (B), comme lors de l'explantation (C) de la cupule ATLAS® II.



<u>Figure 23</u>: Patiente âgée de 59 ans, à 10 ans de recul d'une arthroplastie totale de hanche gauche posée pour coxarthrose primitive. Ostéolyse linéaire de face (A) et de profil (B) en raison d'une non ostéointégration chronique de la cupule. Evolution vers une mobilisation de la cupule.

6.1.2. Ostéolyse géodique

L'autre type particulier d'ostéolyse retrouvée est au contraire **géodique** (22 cas), souvent majeure mais peu symptomatique lors du diagnostic, non obligatoirement associée à une usure importante du polyéthylène (figure 24). Cette ostéolyse avait deux caractéristiques principales confirmées par les examens d'imagerie complémentaire ou les données opératoires : elle suivait de façon indiscutable les trajets des orifices notamment de vis perforant le métal back des cupules ATLAS[®], et était associée à une parfaite ostéointégration de la cupule prothétique (figures 25 et 26).

Il s'agissait de 19 cupules ATLAS[®] II pour 3 ATLAS[®] III. Le couple de frottement était un couple Zr/PE à 15 reprises, et un couple Al/PE pour le 7 autres cas.

Quatorze ostéolyses géodiques ont été à l'origine de reprises chirurgicales, 6 étaient encore en place, et deux patients ont été perdus de vue avec de telles ostéolyses.

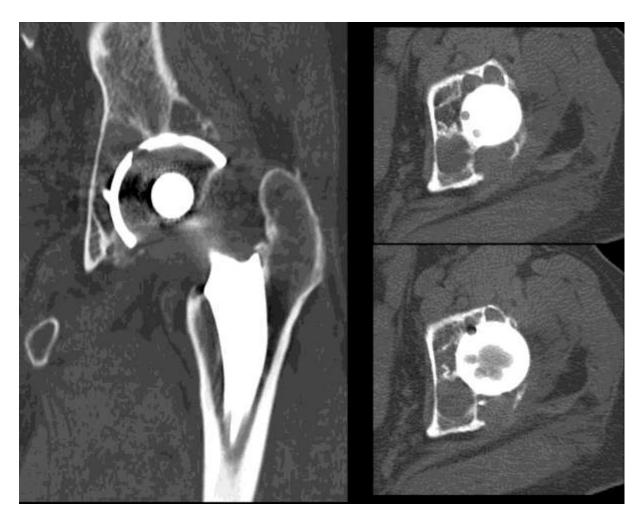
Nous avons donc étudié l'ostéolyse globale associée aux cupules ATLAS[®], mais également de façon séparée ces deux types d'ostéolyses qui nous sont apparues de nature et d'origine différentes.



<u>Figure 24</u>: Cas d'ostéolyse acétabulaire géodique caractéristique chez une patiente de 41 ans. Première prothèse en 1994, changement de pièce fémorale à 6 ans de recul pour descellement et ostéolyse, cupule et polyéthylène laissés en place. Ostéolyse acétabulaire géodique de face (A) et de profil (B) à 12,5 ans, nécessitant une reprise. On a noté la parfaite ostéointégration de la cupule ATLAS[®] III recouverte d'HAP lors de la reprise (C), ainsi qu'une ostéolyse suivant les trous du métal back. Usure minime du polyéthylène.



<u>Figure 25</u>: Patient de 70 ans à 13,5 ans d'une arthroplastie totale de hanche gauche (ATLAS®II/BPR HAP couple Zr/PE) posée devant une coxarthrose primitive. Examen tomodensitométrique réalisé devant un tableau clinique de douleurs, avec ostéolyse fémorale et acétabulaire suspectée sur la bilan radiographique. L'usure du couple de frottement apparaissait modérée. Examen confirmant la présence d'une ostéolyse acétabulaire géodique importante, suivant de façon indiscutable les orifices du métal back. Ostéolyse fémorale associée en zone 1-2 de Gruen.



<u>Figure 26</u>: Même patient que figure 23. On note clairement les fusées d'ostéolyse géodiques à travers les orifices de vis. Aspect en « nid d'abeille » de l'os acétabulaire.

6.2. Incidence des ostéolyses fémorales et acétabulaires

En considérant toutes les ostéolyses radiographiques confondues, quelle qu'en soit l'importance ou le siège, fémoral et/ou acétabulaire, **54 cas** d'ostéolyse ont été relevés (**25%** des malades).

6.3. Incidence de l'ostéolyse acétabulaire

En ne considérant que l'atteinte acétabulaire, <u>34 cas d'ostéolyse</u> ont été dénombrés (dont 13 associées à une ostéolyse du fémur), soit <u>16%</u> de l'ensemble des 217 malades opérés, dont les dossiers ont été revus au dernier recul.

Parmi ces 34 cas, 24 ostéolyses ont été à l'origine d'un changement, 2 malades ont été perdus de vue avec une ostéolyse radiographique, et 8 malades avaient la prothèse encore en place lors de la revue.

Il s'agissait de **12 cas d'ostéolyses dites linéaires ou** « **non ostéointégration** » **(5,5% des malades)** : 10 cas de « non-ostéointégration chroniques », et 2 cas de mobilisations précoces du cotyle.

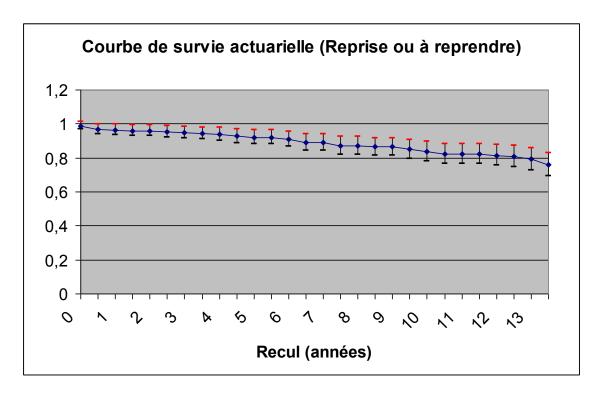
Par ailleurs **22 cas d'ostéolyses géodiques (10% des malades)** ont été retrouvées : 7 cas d'ostéolyses géodiques atteignant les zones I à VI de de Lee et Charnley, et 15 cas d'ostéolyses géodiques plus localisées.

Le recul moyen de cette atteinte ostéolytique acétabulaire a été difficile à établir, compte tenu de son caractère longtemps asymptomatique, y compris pour des stades très avancés. Nous n'avons pu déterminer que le recul moyen d'une reprise pour ostéolyse (cf. taux de changement).

7. COURBES DE SURVIE ET OSTEOLYSE

7.1. Survie globale quelque soit la cause reprise (figure 27)

Lorsque l'on considère comme évènement la reprise chirurgicale ou la reprise chirurgicale à envisager quelle qu'en soit la cause, nous obtenons une courbe de survie actuarielle pour laquelle le **taux de survie à 13,5 ans est de 76%** (69,2 - 82,8).

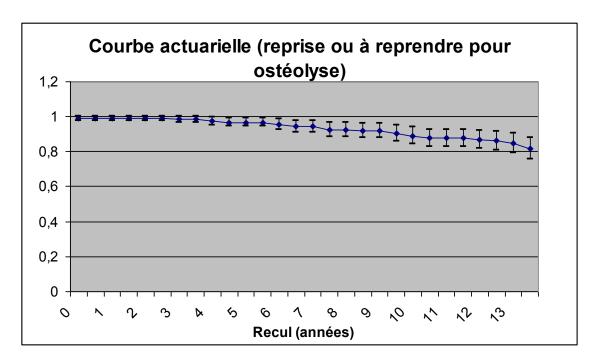


<u>Figure 27</u>: Courbe de survie actuarielle prenant comme élément de censure la reprise chirurgicale ou sa nécessité. Taux de survie de 76% \pm 6,8 à 13,5 ans.

7.2. Survie et reprise pour ostéolyse (figure 28)

Vingt huit patients ont été repris ou étaient à reprendre en raison d'une ostéolyse acétabulaire.

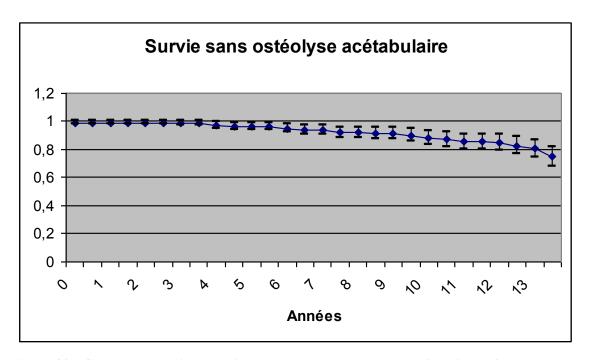
Si l'évènement pris en compte est une reprise chirurgicale effective ou à envisager en raison d'une ostéolyse acétabulaire, nous obtenons une courbe de survie actuarielle pour laquelle le taux de survie à 13,5 ans est de 81% (87 - 75%).



<u>Figure 28</u>: Courbe de survie actuarielle prenant comme élément de censure la reprise chirurgicale ou sa nécessité en raison d'une ostéolyse. Taux de survie de $81\% \pm 6$ à 13,5 ans.

7.3. Survie et incidence de l'ostéolyse acétabulaire (figure 29)

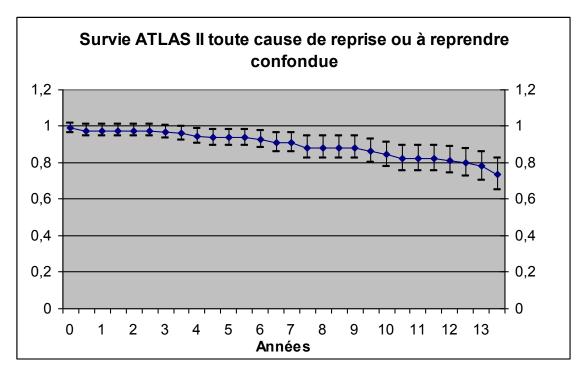
Lorsque l'évènement retenu est la découverte radiologique d'une ostéolyse acétabulaire la courbe de survie actuarielle montre un taux de survie de 75% (68 – 82%) à 13,5 ans de recul. Ce taux tombe à 62% lorsque la découverte d'une ostéolyse fémorale est prise en compte.



<u>Figure 29</u>: Courbe de survie actuarielle prenant la découverte radiologique d'une ostéolyse acétabulaire comme élément de censure. Taux de survie de $75\% \pm 7$ à 13,5 ans de recul.

7.4. Survie des cupules ATLAS® II toutes causes de reprises confondues (figure 30)

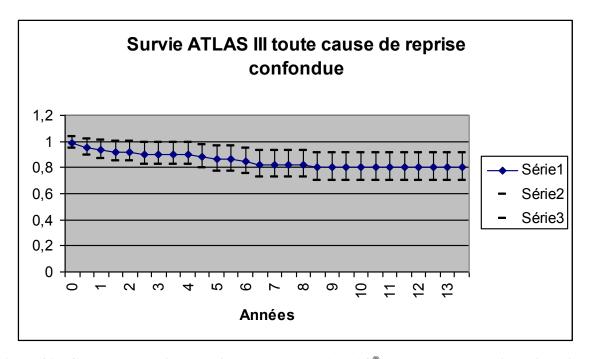
La courbe de survie actuarielle des cupules ATLAS[®] II prenant la survenue ou la nécessité d'une reprise chirurgicale comme évènement pris en compte, montre une **survie de 73,4% à 13,5 ans** de recul (64,8 - 82%).



<u>Figure 30</u>: Courbe de survie actuarielle des cupules ATLAS[®] II prenant comme élément de censure la reprise chirurgicale ou sa nécessité. Taux de survie de $73,4\% \pm 8,6$ à 13,5 ans.

7.5. Survie des cupules ATLAS® III toutes causes confondues (figure 31)

Si l'on prend de surcroît en compte toutes les causes de reprises, le taux de survie à 13,5 ans des cupules ATLAS[®] III est de 80% (69 - 91).



<u>Figure 31</u>: Courbe de survie actuarielle des cupules ATLAS® III prenant la reprise chirurgicale ou sa nécessité comme élément de censure. Taux de survie de $80\% \pm 11$ à 13,5 ans.

8. ANALYSE STATISTIQUE DE L'OSTEOLYSE

La survenue de ces ostéolyses singulières était donc fréquente. L'ostéolyse était la cause principale des changements. Elle était enfin responsable d'une survie insuffisante des cupules ATLAS[®]. Nous avons donc décidé d'en étudier les causes ou facteurs favorisants.

8.1. Analyse statistique univariée (tableau XI)

L'analyse univariée a permis de déterminer les paramètres qui étaient associés à la survenue d'une ostéolyse en général, linéaire ou géodique ensuite puisqu'il nous semblait important de les différencier.

Parmi les facteurs de risque étudiés, nous avons retenu les paramètres classiques de survenue d'une ostéolyse, ainsi que des paramètres spécifiques à notre revue.

Nous avons ainsi testé des paramètres propres au patient (l'âge, le BMI, le score d'activité selon Devane) mais également des facteurs liés aux implants (couple de frottement, type de cupule ATLAS[®] II ou III, diamètre de la cupule). Enfin nous avons étudié le paramètre usure (annuelle selon Livermore ou Postel, volume global ou annuel de débris d'usure) qui est en effet classiquement intimement intriqué avec la survenue d'une ostéolyse.

Ces données sont résumées dans le tableau XI.

Plusieurs paramètres sont apparus comme ayant une relation statistiquement significative avec la survenue d'une ostéolyse.

8.1.1. <u>Paramètres cliniques</u>

8.1.1.1. L'âge

L'âge des patients présentant une ostéolyse est statistiquement significativement moins élevé que celui des patients indemnes. Cependant cette différence n'est pas apparue statistiquement significative concernant l'ostéolyse linéaire.

8.1.1.2. Le BMI

Le BMI n'est pas apparu statistiquement différent entre les deux groupes.

8.1.1.3. L'activité

L'activité des patients présentant une ostéolyse est significativement plus importante que les autres sauf pour l'ostéolyse géodique.

8.1.2. Paramètres liés au matériau

8.1.2.1. Cupule ATLAS® II ou III

La pose d'une <u>cupule ATLAS® II</u> est apparue comme un facteur significativement associé à la survenue d'une ostéolyse par rapport à la pose d'une cupule ATLAS® III. En revanche, ce facteur est apparu à la limite de la significativité concernant la survenue d'une ostéolyse géodique, et non significatif concernant l'ostéolyse linéaire. Cependant l'ostéolyse linéaire devient statistiquement fortement associée aux cupules ATLAS® II si on élimine le cas d'ostéolyse linéaire associée à une cupule ATLAS® III, correspondant à une mobilisation précoce de cette cupule dont la qualité de pose chirurgicale n'était pas irréprochable.

8.1.2.2. Couple de frottement

Quant aux couples de frottement, aucune différence significative n'a été démontrée entre les couples Al/PE et Zr/PE dans la survenue d'une ostéolyse quelle qu'elle soit.

Seule le couple Métal/PE a démontré un taux significativement moindre de survenue d'ostéolyse. Ici apparaît une des biais de l'analyse univariée car les couples Métal/PE étaient posés aux patients les plus âgés (p<0,0001), à l'activité moindre (p<0,0001), et avec une tête prothétique de 22,2, donc une épaisseur de polyéthylène supérieure.

On rappelle néanmoins que l'usure des couples Zr/PE avait été démontré comme étant significativement supérieure, d'un facteur 2, à celui des couples Al/PE ou Métal/PE.

Il existe donc, dans notre série de cupules ATLAS[®], des ostéolyses malgré une usure modérée du couple de frottement. Ainsi 10 patients présentaient un taux d'usure < 0,1mm/an, et une ostéolyse : 5 cas d'ostéolyses linéaires, et 5 géodiques.

Pour les 5 cas d'ostéolyses linéaires, il s'agissait de 4 couples Zr/PE et un Al/PE.

Concernant les ostéolyses linéaires avec usure inférieure à 0,1mm/an, 3 patients avaient un couple Al/PE, 2 un couple Zr/PE.

On a donc noté que ces cas d'ostéolyses malgré une usure modérée étaient liés à un couple Al/PE à 4 reprises, à un couple Zr/PE à 6 reprises.

8.1.2.3. L'usure

Le <u>taux d'usure annuel</u> quelle que soit la méthode de mesure (Livermore ou Postel), ainsi que le <u>volume d'usure annuel ou global</u>, sont apparus comme significativement plus importants dans les groupes présentant une ostéolyse, y compris linéaire. Il s'agit d'un facteur reconnu de survenue de l'ostéolyse, qui est confirmé dans notre travail.

8.1.2.4. Diamètre de la cupule, épaisseur du polyéthylène

En revanche, un diamètre de la cupule < 50 (soit une épaisseur de PE <10 mm) n'est apparu comme un facteur significatif que dans la survenue d'une ostéolyse géodique.

8.2. Résumé

Ainsi l'ostéolyse linéaire est statistiquement apparue en présence d'une cupule ATLAS[®] II sans HAP. Cependant il ne s'agissait pas de la seule cause de ces ostéolyses, qui étaient statistiquement liées à une usure supérieure.

L'ostéolyse géodique est survenue, quant à elle, chez les jeunes patients, actifs, ayant un taux d'usure plus important, et plutôt après la pose d'une cupule sans HAP, de petit diamètre.

Paramètres évalués	Ostéolyse -	Ostéolyse +	p<0,05 = significatif	Ostéolyse géodique	p<0,05 = significatif	Ostéolyse linéaire	p <0,05 = significatif
Nombre	183	34		22		12	
Age (en années)	62 ± 12,7	53 ± 12	p=0,0002	49,4 ± 11,8	p<0,0002	59,8 ± 9,6	p=0,5568
BMI	26,45 ± 4,2	25,7 ± 4,16	p=0,4292				
Activité selon Devane	3,5245 ± 1,057	4,2 ± 0,8	p=0,0005	4,36 ± 0,658	p=0,0004	3,91 ± 0,99	p=0,2209
ATLAS II	121	30	p=0,0086	19	p=0,0565	11	p=0,1076
ATLAS III	62	4	p=0,0086	3	p=0,0565	1	p=0,1076
Couple de frottement							
Zr/PE	88 (77,8%)	25 (22,2%)	p=0,3171	15	p=0,8122	10	p=0,2145
Al/PE	52 (85,2%)	9 (14,8%)	p=0,3171	7	p=0,8122	2	p=0,2145
Métal/PE	43 (100%)	0	p=0,0002/p=0,0097	0	p=0,0057/p=0,0202	0	p=0,00318 /p=0,5013
Usure annuelle moyenne selon Livermore (en mm/an)	0,0709 ± 0,06	0,16785 ± 0,134	p<0,0001	0,153 ± 0,0917	p<0,0001	0,1986 ± 0,2	p<0,0001
Usure annuelle moyenne selon Postel (en mm/an)	0,065 ± 0,06	0,15 ± 0,1274	p<0,0001				
Volume de débris d'usure en mm³	1905,1 ± 1794,6	3404,13 ± 1957,4	p<0,0001				
Volume annuel de débris d'usure en mm³/an	168,99 ± 151,98	401,77 ± 334,19	p<0,0001				
Diamètre de la cupule	54,05 ± 4,4889	52,588 ± 5,0818	p=0,0892	51,45 ± 4,14	p=0,0104	54,83 ± 5,87	p=0,5682
Diamètre cupule < 50	25	11	p=0,0563	8	p=0,0444	3	p=0,411

<u>Tableau XI</u>: Facteurs de risque d'ostéolyse acétabulaire (analyse statistique univariée).

9. INFORMATIONS APPORTEES PAR L'ANALYSE DES EXPLANTS

L'analyse des données peropératoires lors des reprises chirurgicales de cupules ATLAS® nous a apporté des notions supplémentaires que l'analyse radiographique ne pouvait appréhender. Ces analyses ne sont pas sans soulever des questions auxquelles notre seule revue radio-clinique ne peut apporter de réponse définitive.

9.1. Usure de la convexité

Notre analyse radiographique de l'usure de l'insert en polyéthylène a globalement été limitée à une mesure de la pénétration de la tête prothétique. Cette mesure reste rudimentaire et distingue notamment mal l'usure du fluage, ainsi que l'éventuelle usure de la convexité du polyéthylène.

Nous restions en effet persuadé de l'éventualité d'une usure de la convexité du polyéthylène ou « backside wear » décrite pour d'autres cupules métal back.

L'analyse macroscopique de tous les explants nous a conforté dans cette idée. En effet, l'analyse d'inserts en polyéthylène explantés en raison d'ostéolyses géodiques malgré une parfaite ostéo-intégration de la cupule, a mis en évidence de façon macroscopiquement indiscutable l'empreinte des trous de vis, de la fente et de son orifice à la convexité du polyéthylène (« freeting ») (figure 32). Cette usure de la convexité, difficilement mesurable par des moyens conventionnels, réaliserait cependant une source non négligeable de particules d'usure.

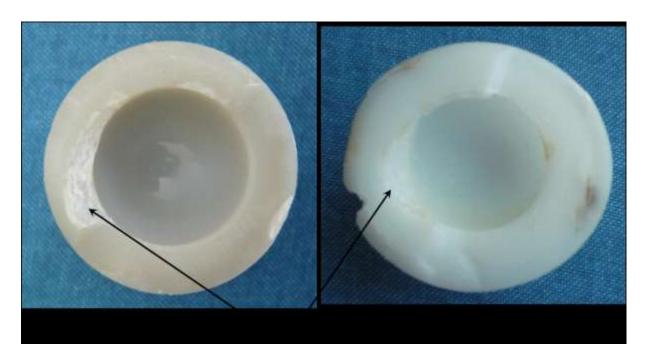
Une analyse microscopique des explants reste cependant nécessaire afin de confirmer cette impression macroscopique, cette étude est prévue à l'issue de notre travail.



<u>Figure 32</u>: Analyse d'inserts en polyéthylène explantés en raison d'ostéolyses géodiques. On a noté des empreintes (freeting) indéniables des orifices du métal back au sein de la convexité du polyéthylène. On a constaté ainsi les empreintes de orifices de vis (à gauche), de la fente et de son large orifice (à droite).

9.2. Impingement et usure du débord

L'analyse des explants a également mis en évidence de façon constante mais variable une usure du débord radiaire du polyéthylène en position postéro-supérieure (débord « anti-luxation ») (figure 33). Cette usure a eu très probablement pour origine un conflit (impingement) avec le col prothétique en position d'extension, rotation externe de hanche. Cette usure est une source potentielle décrite de débris d'usure que nos méthodes conventionnelles de mesure de l'usure ont négligé.



<u>Figure 33</u>: Analyse d'inserts en polyéthylène explantés. Usure indéniable du débord radiaire, par impingement avec le col prothétique (flèches).

9.3. Fluage du polyéthylène (global et dans les trous de vis)

Une autre constatation, inconstante, a été découverte à l'occasion de plusieurs de nos reprises chirurgicales motivées cette fois par une usure du polyéthylène. L'analyse macroscopique de l'explant de polyéthylène a mis en évidence un fluage majeur de ce dernier dont l'aspect était passé d'une forme cylindrique à une forme oblongue (figure 34), alors qu'il s'agissait comme pour toutes nos cupules, d'inserts en polyéthylène impactés dans un métal back. Ce fluage a été constaté avec des inserts de diamètre 50. Il n'a pas été particulièrement associé à un diamètre particulier de la cupule. Il était associé aux couples céramique/PE dans notre série où aucun insert type « sandwich » n'a été posé.

Ce fluage majeur du polyéthylène pouvait être accompagné d'un fluage au sein des trous de vis du métal back, avec formation d'une sorte de hernie de polyéthylène dans ces derniers (figure 35).

Ce fluage majeur a été constaté de façon macroscopique lorsqu'il aboutissait à une telle ovalisation du polyéthylène. Il est probable que cette analyse grossière sous-estime ce fluage, ici encore une analyse microscopique des implants sera intéressante.



 $\underline{\text{Figure } 34}$: Insert de polyéthylène diamètre 50 explanté. Fluage macroscopiquement visible avec ovalisation des inserts en polyéthylène



<u>Figure 35</u>: Même explant de polyéthylène. Fluage à travers un orifice de vis, réalisant une véritable petite « hernie » de polyéthylène (flèche).

9.4. Fente et décalage

Un dernier élément nous a été rapporté en peropératoire au niveau de la fente des inserts métal back des cupules ATLAS[®]. Il s'agissait d'un chevauchement des deux extrémités du métal back au niveau de la fente. Nous n'avons pas été confronté à de telles constatations lors de reprises de notre série, mais cette éventualité reste à évoquer. On comprend aisément que cette faute technique lors de la pose constitue un risque d'usure non négligeable de la convexité ainsi qu'un risque d'échec de ces cupules.

Ce point technique est d'ailleurs noté par les concepteurs de l'implant qui soulignent l'intérêt de porter un soin particulier lors de la pose afin d'éviter tout chevauchement [22].

10. CHANGEMENTS DE PROTHESES

10.1. Analyse histologique du contenu des géodes d'ostéolyse

L'analyse histologique des géodes d'ostéolyse concluait à la présence d'un « tissu conjonctif siège d'un abondant infiltrat inflammatoire chronique caractérisé par des nappes de macrophages présentant de larges cytoplasmes éosinophiles, témoignant d'une réaction inflammatoire chronique de type à corps étrangers ». Une analyse anatomo-pathologique a conclu à la présence d'une « réaction inflammatoire chronique, granulomateuse, de type à corps étranger observé au contact de corps exogènes de type métallique (petits dépôts noirâtres, très fortement réfringents en lumière polarisée) et de fragments de polyéthylène (copeaux faiblement colorés, réfringents en lumière polarisée) ».

Cette conclusion histologique de réaction à corps étrangers (polyéthylène) existait dans les cas d'ostéolyse géodiques, y compris en l'absence d'usure mesurable de la concavité du polyéthylène (ex : figure 24, 36 et 37).

10.2. Stratégie opératoire

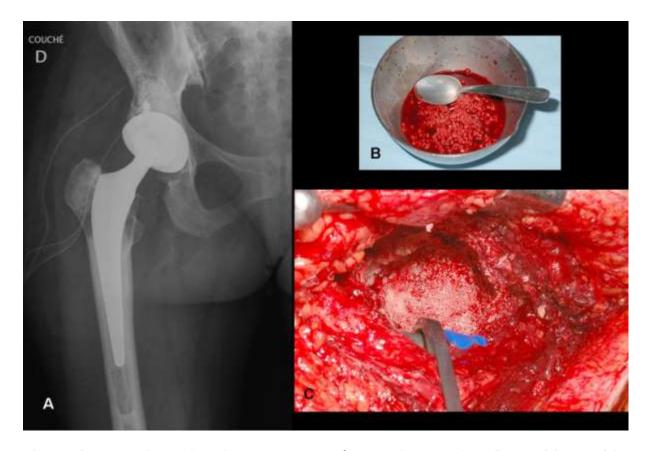
Les reprises chirurgicales ont toutes suivies l'algorithme décisionnel de la prise en charge des pertes de substance acétabulaires établi dans le service [80].

L'objectif principal a toujours été la restitution du stock osseux chez ces patients jeunes.

En présence d'une perte de substance cavitaire avec un appui inférieur à 50%, avec composante segmentaire minime, la pièce acétabulaire a été changée pour une cupule impactée revêtue d'HAP, la perte de substance a été curetée, avivée et comblée par des biomatériaux associés à de la moëlle osseuse autologue iliaque. Les implants posés sont restés sans ciment chez nos patients, en évitant toute escalade chirurgicale (figures 36 et 37).



<u>Figure 36</u>: Cas d'ostéolyse acétabulaire géodique caractéristique chez une patiente de 41 ans. Première prothèse en 1994, changement de pièce fémorale à 6 ans de recul pour descellement et ostéolyse, cotyle laissé en place. Ostéolyse acétabulaire géodique de face (A) et de profil (B), ainsi que du grand trochanter à 12,5 ans, nécessitant une reprise.



<u>Figure 37</u>: Reprise chirurgicale chez la même patiente qu'en figure 36: parfaite ostéointégration de la cupule $ATLAS^{\circledast}$ III recouverte d'HAP, ostéolyse géodique suivant les trous du métal back.

Traitement chirurgical par curetage, avivement puis comblement de l'ostéolyse par biomatériaux (A), associés à de la moëlle osseuse autologue iliaque (B). Vue peropératoire du comblement (C).

Changement de la pièce prothétique acétabulaire, comblement de l'ostéolyse trochantérienne sans changement de la pièce fémorale. Patiente revue à plus d'un an du changement : asymptomatique, score PMA 6/6/6, bilan radiographique satisfaisant.

L'usure était rarement isolée, mais certains patients ont été repris devant une usure apparemment isolée du polyéthylène. Il existait en réalité toujours une ostéolyse même modérée en arrière du métal-back. Pour un patient, la géode d'ostéolyse a été uniquement curetée et comblée par biomatériaux à travers les orifices. Seul le polyéthylène a été changé, la cupule métal back dont l'ostéointégration était indiscutable a été laissée en place. Ce changement du polyéthylène n'a posé aucun problème de tenue primaire de ce dernier au sein du métal back (figures 38 et 39). Ce changement a considérablement simplifié les suites opératoires. En revanche, seul le suivi de ce patient, conservant une cupule et un couple de frottement identiques permettra de juger cette attitude, la chirurgie d'une ostéolyse périprothétique devant théoriquement comporter un changement du « générateur de particules » [107].



<u>Figure 38</u>: Patient âgé de 69 ans, à plus de 10 ans de recul d'une arthroplastie totale de hanche droite posée devant une coxarthrose primitive. Usure apparemment isolée du polyéthylène de face (A) comme de profil (B).



<u>Figure 39</u>: Radiographies postopératoires de face et de profil du même patient qu'en figure 38. Changement isolé du polyéthylène avec comblement par biomatériaux d'une géode d'ostéolyse découverte en peropératoire, au travers des orifices du métal back.

DISCUSSION

1. <u>DE LA METHODE</u>

1.1. La cohorte

Il s'agissait d'une étude rétrospective d'une série continue de pose de cupules ATLAS[®]. L'exhaustivité du recueil des dossiers ainsi que des données pré, per et post-opératoires a été la plus complète possible.

Cependant nous avons déploré 25 patients perdus de vue (11,5 %), à des délais variables. Tout malade non revu sur le plan radio-clinique au dernier recul a été considéré comme perdu de vue. Cependant, les patients ont été contactés et ils ont été considérés comme des changements si la prothèse avait été changée dans un autre centre. Six patients ont été totalement perdus de vue, non contactés, et comme tous nos perdus de vue, la date du dernier contrôle dans le service a été retenue.

Notre recul moyen de plus de 13 ans a été estimé comme suffisant pour juger de l'apparition d'une telle ostéolyse compte tenu des délais décrits [27, 57, 61]. Notre travail a d'ailleurs été motivé par l'apparition de ces dernières lors du suivi systématique de nos patients.

L'âge moyen des patients opérés dans notre série s'est avéré être jeune avec une moyenne de 60 ans lors de la pose de la prothèse. Cet âge est d'autant plus préoccupant que ces ostéolyses évoluent à bas bruit, et que ces malades auront probablement à subir un ou plusieurs changements d'une prothèse qu'ils sollicitent beaucoup. Ces patients étaient actifs avec plus de la moitié des patients classés Devane 4 ou 5.

La prise en charge chirurgicale était globalement difficile, avec seulement 40 % de coxarthroses primitives, beaucoup de chirurgies de reprise (36% d'antécédents chirurgicaux, dont la moitié avec plusieurs actes chirurgicaux antérieurs). Moins de la moitié des patients (42%) étaient classés Charnley A. Il s'agissait donc de « prothèses difficiles » chez des patients de surcroît jeunes et actifs.

1.2. Conditions de l'examen radiographique

Si les conditions de cet examen étaient standardisées, comportant un cliché du bassin de face et un profil de la hanche prothésée en charge, les clichés n'étaient jugés comparables qu'en cas de symétrie des trous obturés. Le coefficient d'agrandissement était idéalement identique, une correction en fonction du diamètre connu de la tête fémorale prothétique était réalisée. L'analyse radiographique a été réalisée par un observateur unique indépendant, avec double contrôle des mesures, en particulier d'usure du polyéthylène. La comparabilité des radiographies a été confrontée au passage à la numérisation des clichés. Ce dernier point n'a pas gêné nos mesures de l'usure, corrélé au diamètre de la tête.

L'étude de l'ostéolyse selon les zones de De Lee et Charnley ne nous a pas apporté d'informations majeures et il nous a semblé plus judicieux de différencier ostéolyses géodiques et linéaires dont la physiopathologie comme l'expression clinique ou les données opératoires étaient différentes.

L'analyse de l'ostéolyse au fémur selon les zones de Grüen ne nous a permis que peu de conclusions en raison du nombre de pièces fémorales implantées. Cette revue de nos pièces fémorales a d'ailleurs été réalisée dans des travaux antérieurs [36, 106]. Le revêtement métaphysaire en hydroxyapatite de nos pièces fémorales sans ciment a démontré son rôle de barrière à la migration des particules d'usure et à l'ostéolyse. Ainsi l'ostéolyse des pièces sans ciment s'arrêtait en zone trochantérienne alors que les pièces cimentées évoluaient vers un descellement avec liseré périprothétique complet.

1.3. L'intervention

Elle a été pratiquée par des opérateurs dont le manque d'expérience en chirurgie prothétique de la hanche, aussi difficile soit-elle, ne peut être évoqué dans cette discussion. Cet élément a d'ailleurs été confirmé par la qualité de restitution du centre de rotation de la hanche prothésée, avec près de 60% de restitution à moins de 5mm en hauteur comme en médio-latéral. Cette restitution a été d'autant plus remarquable dans les nombreux cas de chirurgie de luxations congénitales de la hanche. Par ailleurs la technique opératoire consistait à implanter une cupule correspondant à la taille du fraisage plus 2 mm comme cela est décrit par les concepteurs, y compris dans leurs revues radio-cliniques [22, 33].

1.4. Les implants

Nous pensions initialement recueillir un nombre similaire de cupules ATLAS[®] II et III en choisissant la date du passage à la version HAP comme milieu de l'étude. La revue des listings de la pharmacie centrale a, en fait, démontré que les stocks de cupules ATLAS[®] II ont été épuisés lorsque le diamètre correspondant était disponible avant de passer à la version HAP. Ce passage s'est donc réalisé progressivement.

Les inserts en polyéthylène ont tous, d'après les fabricants, été stérilisées à l'oxyde d'éthyle. Cette information permettrait d'éliminer le facteur stérilisation aux rayonnements gamma dans l'usure comme cela a pu être incriminé concernant l'usure des cupules ABG I par exemple [27].

La multitude des pièces fémorales dans notre série a déjà été soulignée. L'étude radiographique des pièces fémorales a été réalisée dans le but de comprendre les modes d'ostéolyse.

Un dernier élément majeur qui a manqué à notre revue est resté l'origine précise des têtes fémorales zircone. Nous n'avons pu qu'affirmer qu'il s'agissait d'une céramique de zircone blanche macroscopiquement. Nous n'avons donc pas disposé des modes de fabrication exacts de ces dernières, élément fondamental de la discussion devant de tels implants.

1.5. Analyse radiographique

1.5.1. De l'usure

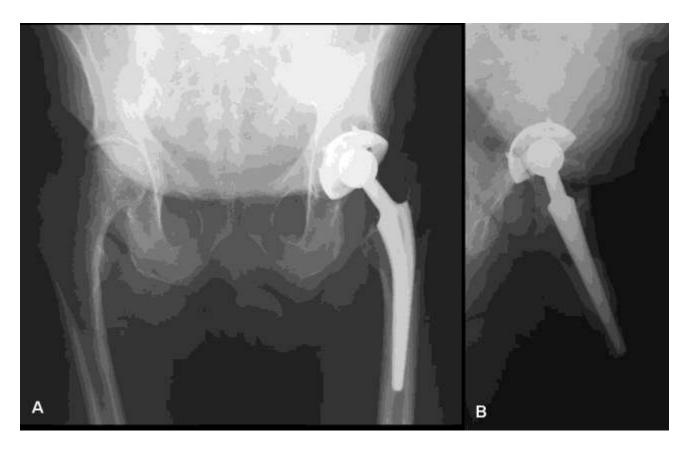
Notre analyse radiographique de l'usure a été réalisée sur des clichés radiographiques de face et de profil par un observateur indépendant, selon les deux méthodes classiques de Livermore et Postel. Ces méthodes d'évaluation de l'usure ont été initialement décrites pour des cupules en polyéthylène cimentées [63, 81]. Nous les avons extrapolées aux cupules sans ciment métal-back. Nous avons cependant confronté les deux méthodes d'évaluation afin d'affiner cette mesure, et nos résultats étaient concordants. Néanmoins il s'agit des méthodes de mesure de l'usure les moins précises [29] lorsqu'on les compare aux méthodes, notamment informatisées, disponibles actuellement [40, 71, 101], mais dont nous ne disposions pas lors de ce travail.

Cette évaluation de l'usure a totalement exclu la mesure d'une éventuelle usure de la convexité ou « backside wear » [115], entre polyéthylène et métal back, bien démontrée par Huk et al. [52] lors d'analyse d'explants.

1.5.2. De l'ostéolyse

Notre évaluation de l'ostéolyse a également été radiographique en première intention. Nous avons utilisé uniquement les incidences de face et de profil. La découverte éventuelle d'une ostéolyse radiographique motivait alors la réalisation d'un examen tomodensitométrique. Cette estimation radiographique de l'ostéolyse a été clairement démontrée comme une méthode estimant mal et sous-estimant l'ostéolyse d'un facteur >2, en particulier sur le versant acétabulaire [17]. Cette dernière est, en effet, considérablement mieux appréhendée par la réalisation d'un scanner [40, 84, 108]. De plus, les radiographies ont été analysées par un observateur unique dans notre série, alors qu'il a été démontré une importante variabilité interobservateur dans la détection d'une ostéolyse radiographique [30]. En revanche la découverte d'une ostéolyse radiologique a une spécificité élevée, elle a ainsi toutes les chances d'être réelle [17].

Cette sous-estimation radiographique de l'ostéolyse a également été démontrée dans notre travail, lors de la réalisation d'examens tomodensitométriques (figures 40 et 41).



<u>Figure 40</u>: Bilan radiographique à 13,5 ans de recul d'une arthroplastie totale de hanche gauche $(ATLAS^{\otimes}II/BPR\ HAP$; couple Zr/PE) chez un patient de 70 ans. Douleurs de hanche gauche persistantes. Dans les limites de l'examen radiographique, on ne met pas en évidence d'ostéolyse majeure.



<u>Figure 41</u>: Même malade qu'en figure 40. L'examen tomodensitométrique met en évidence une ostéolyse acétabulaire qui avait été considérablement sous évaluée par l'examen de radiographie standard.

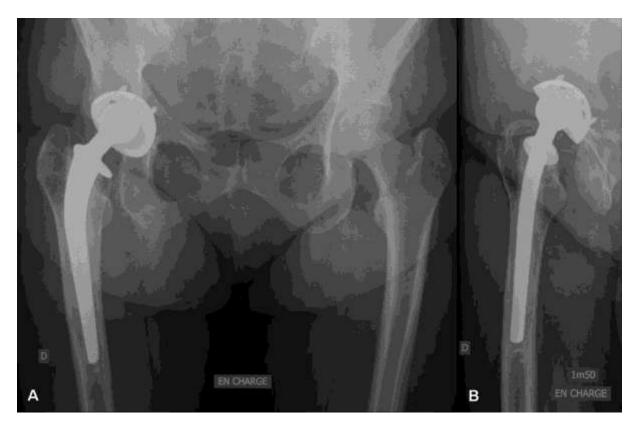
Certains proposent volontiers le scanner, dès la découverte radiologique d'une ostéolyse [108]. Un scanner reste, cependant, un examen fortement irradiant pour que les rayons parviennent à traverser les implants pour analyser l'os périprothétique [65].

D'autres auteurs proposent une imagerie par résonance magnétique, en diminuant au maximum les artéfacts, afin d'améliorer l'option thérapeutique (chirurgicale ou non) devant la découverte d'une ostéolyse périprothétique [65]. Cet examen aurait l'avantage d'être moins irradiant, et de permettre d'évaluer l'extension de la réaction aux particules d'usure dans les parties molles [82]. Il a été démontré comme étant également l'examen le plus sensible lors d'une étude cadavérique [114].

L'importance du bilan iconographique devant une ostéolyse est capitale, en particulier dans l'optique d'une reprise chirurgicale. Il a ainsi été démontré que, dans le cadre de reprises pour ostéolyses, le chirurgien était amené à poser des implants différents de ceux prévus en pré-opératoire dans plus de 50% des cas [107].

Nous n'avons pas non plus estimé l'ostéoporose ou ostéopénie périacétabulaire décrite pour ces implants sans ciment métal back [40].

Certains patients, présentant uniquement une usure majeure sans ostéolyse radiographique évidente, n'ont pas bénéficié d'examens complémentaires, il persistera cependant un doute quant à l'existence d'une ostéolyse compte tenu du volume théorique de débris d'usure chez ces patients (figure 42).



<u>Figure 42</u>: Patiente de 68 ans. Usure notable du polyéthylène (>3mm) à 13 ans de recul d'une arthroplastie totale de hanche (Ceraver/ATLAS[®] III couple Zr/PE). Pas d'ostéolyse acétabulaire majeure évidente radiologique, un scanner aurait probablement levé tout doute.

Enfin, l'idéal aurait également été de faire une estimation volumétrique de cette ostéolyse, mais ceci n'a pas été réalisable pratiquement.

En conclusion l'ostéolyse a, malgré son incidence élevée et son apparition précoce dans notre série, été très probablement sous-estimée.

L'ostéolyse périprothétique est généralement estimée à 20% à 10 ans de recul [40]. Elle a été de 16% dans notre série et responsable de changement à 8,8 ans de recul en moyenne. L'importance quantitative de ces ostéolyses était de plus considérable.

Nous avons ainsi constaté l'apparition fréquente et précoce d'une ostéolyse de volume important.

2. DES RESULTATS

2.1. Les résultats cliniques

Les complications de type luxations ont déjà été imputées aux pièces fémorales BPR dans des travaux antérieurs du service, en raison de leur offset faiblement latéralisant [36, 106].

Les autres complications ont été non spécifiques.

Les bons résultats cliniques en terme de douleur comme de fonction ont parfaitement reflété le caractère longtemps asymptomatique de l'ostéolyse [65].

2.2. Des courbes de survie

La survie à 13,5 ans des cupules ATLAS[®], lorsque l'évènement retenu a été la reprise chirurgicale ou sa nécessité, a été limitée à 76%. Cette survie a été inférieure aux survies des prothèses totales de hanche classiques cimentées posées avant l'âge de 50 ans, situées à 85,4% à 20 ans, et même 93,6% pour le composant acétabulaire [56].

La survie de la cupule ATLAS[®] II a été inférieure à celle de la cupule ATLAS[®] III, comme ce qui a été publié par ses promoteurs, même si nos survies ont été inférieures aux leurs [21, 22, 33].

Ces derniers rapportent une survie de 85% à 15 ans avec la cupule ATLAS[®] II et de 94,85% à 15 ans pour la cupule ATLAS[®] II lorsque l'évènement retenu est la faillite de l'implant [22]. Une dernière publication rapporte une survie de 97% à 11 ans lorsque l'évènement retenu est le changement de la cupule quelle qu'en soit la cause [33].

Il n'est fait mention d'aucun cas d'ostéolyse comparable à celle de notre série.

Nos résultats ont été cependant moins dramatiques que ceux rapportés en terme de survie, d'usure et d'incidence de l'ostéolyse notamment par Kim et al. avec une cupule métal back sans ciment recouverte d'HAP et trouée, *press-fit* à double rayon (contrairement à la cupule ATLAS[®] qui est élastique à fente) [57].

2.3. Usure

Les facteurs de risque d'usure décrits dans la littérature ont été soulignés dans notre série. Ainsi l'usure a été statistiquement supérieure chez les patients jeunes [26], ou en présence d'une faible épaisseur de polyéthylène [4, 18]

En revanche, l'activité ou le poids ne sont pas ressortis comme étant des facteurs statistiquement significatifs.

2.3.1. Couple Zr/PE

Le couple de frottement Zr/PE a dans notre travail été responsable d'une usure statistiquement supérieure aux couples de frottement classiques type Al/PE ou Métal/PE qui eux présentaient des taux comparables d'usure.

2.3.1.1. La zircone

La céramique de zircone a été introduite dans la fabrication des têtes fémorales prothétiques en raison de sa solidité et de sa dureté, afin de prévenir les risques de fractures. La zircone pure est un matériau instable retrouvé sous 3 différentes formes cristallines : la phase monocyclique (en forme de prisme déformé), la phase tétragonale (en forme de prisme droit à côtés rectangulaires) et la phase cubique (en forme cubique à côtés carrés). La phase cubique se forme à haute température et présente des propriétés mécaniques modestes. Seule la phase tétragonale permet d'obtenir une céramique aux propriétés mécaniques satisfaisantes. La phase monocyclique affaiblit les performances mécaniques et peut contribuer à diminuer la cohésion des grains de la céramique, et donc la densité. Le changement de phase s'accompagne de larges variations de volume avec baisse significative des propriétés mécaniques en raison de la formation de fissures [42, 94]. La stabilisation de la zircone par addition d'oxydes pour la maintenir en phase tétragonale a alors été entreprise. La zircone polycristalline stabilisée en forme tétragonale par l' Yttrium (Y-TZP) possède une taille de grains fins et offre les meilleures propriétés mécaniques. Ce matériau n'a été standardisé qu'à partir de 1997 (ISO 13356) [41]. Les têtes fémorales en zircone ne doivent s'articuler qu'avec

des cupules en PE car les couples Zr/Al et Zr/Zr ont été responsables de taux d'usure catastrophiques *in vitro* [119].

Le couple Zr/PE a démontré des taux d'usure similaires au couple Al/PE in vitro [19, 39], alors que les résultats in vivo ont été totalement différents. Allain et al.[1] ont étudié une série de 78 arthroplasties totales de hanches utilisant un couple Zr/PE : des liserés complets autour des cupules étaient constatés dans 23% des hanches, et 17% des implants fémoraux présentaient un liseré supérieur à 1 mm. La survie à 8 ans n'était que de 63%. Une différence de vieillissement était cependant supposée entre la zircone noire ou la zircone blanche (ou rose) dans leur étude, sans références bibliographiques disponibles lors de la rédaction de l'article. Ces résultats alarmants ont été confirmés par Hernigou et Babrami [49] lors d'une étude en 2003 comparant l'usure des cupules et l'ostéolyse de 40 hanches à 10 ans. Deux groupes de 20 hanches chacun recevaient soit une tête diamètre 32 en céramique d'alumine, soit une tête zircone diamètre 28. Durant les 5 premières années, le groupe zircone avait un taux d'usure de 0,04 mm/an contre 0,08 mm/an, et l'ostéolyse du calcar était similaire dans les 2 groupes. Entre 5 et 10 ans, le taux d'usure du groupe zircone passait à 0,15 mm/an à 10 ans contre 0,07 mm/an dans le groupe alumine. L'ostéolyse du calcar était majeure dans le groupe zircone, à 135 mm² comparé à 65mm². Les performances au long terme de la céramique de zircone ont dû être altérées par une dégradation in vivo avec transformation du matériau en sa phase monocyclique, instable. Si les articles sont nombreux dans la littérature pour incriminer la céramique de zircone en général dans l'usure et l'ostéolyse [53, 59, 62, 78, 121, 122], des études récentes randomisées réalisées par les mêmes équipes ne mettent pas en évidence de différence d'usure significative [58]. Les qualités de fabrication de la zircone diffèrent d'une étude à l'autre et en fonction des années, expliquant probablement ces résultats contradictoires.

Une autre explication a été suggérée par Lu et McKellop [64] qui ont mesuré la chaleur lors du frottement sur le polyéthylène, sur simulateurs de hanches. La température du polyéthylène montait jusqu'à 99° C avec les têtes zircone contre 45° C avec l'alumine. Ceci doit jouer dans l'usure à long terme en raison d'un changement de structure de la zircone et d'une précipitation des protéines lubrifiantes.

Nos résultats concordent avec les données publiées par Allain et al. [1] même s'il semble que la nature des têtes zircone soit différente.

Le couple Zr/PE a en effet été responsable d'une usure plus importante du polyéthylène, d'un facteur 2. Il explique donc potentiellement l'ostéolyse périprothétique

observée chez nos patients. La cupule ATLAS® a donc probablement été incriminée à tort devant ces usures.

Cependant, la zircone n'explique pas l'ensemble des cas d'ostéolyses et n'a d'ailleurs pas été retrouvé comme un paramètre statistiquement différent du couple Al/PE dans notre travail.

Il n'y avait ainsi pas plus d'ostéolyse dans le groupe Zr/PE que dans le groupe Al/PE.

C'est d'ailleurs dans le groupe Al/PE que l'ostéolyse géodique avec peu d'usure et parfaite ostéointégration de la cupule était la plus démonstrative (figures 4, 23, 24, 36 et 37).

2.3.2. <u>Usure et cupules ATLAS[®] II ou III</u>

L'usure n'a pas été statistiquement différente entre des cupules ATLAS[®] II et ATLAS[®] III. La présence d'hydroxyapatite n'a donc pas été responsable d'une usure prématurée type usure à trois composants comme cela a déjà été démontré dans la littérature il y a 14 ans [6]. Contrairement aux données de la littérature, l'hydroxyapatite n'a pas non plus entraîné de diminution des taux d'usure malgré une ostéointégration théoriquement meilleure.

Cette usure importante des premières cupules métal-back sans ciment non recouvertes d'HAP avait été notée [48]. Des études contradictoires leur succédaient [13, 69], reflétant le caractère multifactoriel des usures au sein de cupules métal-back.

2.3.3. Impingement

L'usure constatée du débord radiaire du polyéthylène en raison d'un conflit avec le col prothétique a constitué une source de particules d'usure indéniable. Cette usure n'est pas mesurable par des moyens conventionnels. Un impingement identique a été souligné par Kim et al. ou d'autres, comme cause potentielle d'ostéolyse [57]. Cet impingement a même récemment été impliqué dans la survenue d'une « backside wear » et du freeting [60].

2.4. Ostéolyse

Le taux d'ostéolyses acétabulaires retrouvé à la revue des cupules ATLAS[®] nous est apparu important, au vue des données de la littérature concernant l'ostéolyse périprothétique. [40, 45].

Néanmoins, des études encore récentes ont relaté des échecs encore plus précoces en terme d'usure et d'ostéolyse, de cupules sans ciment recouvertes d'HAP, multiperforées, avec couple de frottement métal/PE [27, 57, 61, 90]. Cette ostéolyse associée à une usure importante avait été soulignée avec les premières cupules et incriminaient le métal-back [77].

Les caractéristiques comme la rapidité d'apparition de l'ostéolyse associée à la cupule ATLAS[®] nous sont apparues très singulières et non décrites. Les études concernant la cupule ATLAS[®] ne rapportaient en effet aucun cas d'ostéolyse comparable à ceux que nous avons pu noter [22, 33].

L'âge jeune, le score d'activité selon Devane ont été démontré comme étant des facteurs de risque d'ostéolyse significatifs dans notre série.

Le diamètre de la cupule, et donc indirectement l'épaisseur du polyéthylène a également été associé à une ostéolyse plus importante [57]. Ces données confirment les chiffres de la littérature [4, 18, 111], même si pour nous une épaisseur inférieure à 10 mm de polyéthylène marquait la différence de significativité.

L'ostéolyse a été jugée significativement plus importante avec les cupules ATLAS[®] II qu'avec les ATLAS[®] III, alors que l'usure associée n'était pas différente. L'intérêt du revêtement HAP a déjà été souligné dans la littérature [68, 90].

Notre étude a confirmé la relation significative entre taux d'usure et apparition de l'ostéolyse en réponse aux particules d'usure [79]. L'usure linéaire était deux fois supérieure dans le groupe ostéolyse comparée à celle du groupe sans ostéolyse. Le seuil de 0,1 mm/an d'usure linéaire retenu par Dumbleton et al. a été dépassé dans le groupe ostéolyse, pas dans le groupe indemne [28]. Nous n'avons cependant pas retrouvé statistiquement plus d'ostéolyse en présence d'un couple Zr/PE plutôt que d'un couple Al/PE, alors que l'usure associée à la zircone était supérieure. Il existait en effet 10 cas d'ostéolyses avec une usure modérée (dans les limites de nos méthodes de mesures).

Ainsi l'usure, y compris favorisée par la présence de zircone, n'expliquait pas tous les cas d'ostéolyse.

2.4.1. L'ostéolyse linéaire

Nous l'avons qualifiée de « non-ostéointégration chronique ». Si on exclue un arrachement précoce d'une cupule ATLAS[®] III (en raison d'une faute technique), elle était constamment associée aux cupules ATLAS[®] II sans HAP, contrairement aux résultats d'autres cupules métal back recouvertes d'HAP [57]. Ces malades n'ont jamais été parfaits sur le plan clinique et un liseré radiotransparent est resté visible depuis la pose de la cupule. L'absence d'HAP n'a pas permis de transformer la membrane fibreuse en os au fur et à mesure du temps [105]. L'échec des cupules métal back sans HAP est rapporté par de nombreuses équipes qui décrivent des ostéolyses similaires [66, 102].

2.4.2. L'ostéolyse géodique

L'existence d'ostéolyses sans usure majeure, les caractéristiques singulières de ces géodes acétabulaires semblant fuser à travers les trous de vis, et la prédominance des ostéolyses en présence des cupules sans HAP nous amènent intuitivement à incriminer le principe même des cupules métal-back ATLAS[®].

En effet, comment expliquer ces fusées d'ostéolyses géodiques à travers des trous de vis, que la logique des lois de la pesanteur situerait en zones III et VI de de Lee et Charnley? Comment expliquer le fluage important des inserts de polyéthylène explantés? Pourquoi existe-t-il enfin un « freeting » laissant le relief des orifices de vis à la convexité du polyéthylène?

Il nous a semblé que le concept d'élasticité de ces implants fendus pourrait à lui seul expliquer nombreuses de ces constatations.

En effet le cotyle a été démontré comme étant un anneau élastique, qui, sous l'effet de la charge, se creuse dans son dôme alors que ses cornes se rapprochent. La publication de Teinturier en 1984 [110] exposait déjà très clairement ce phénomène et détaillait sa variabilité en fonction de l'angle de déclinaison du col fémoral. Auparavant Bonnel [85] avait démontré

avec Rabischong l'existence de déformations élastiques du bassin lors de la mise en charge. Leur étude reposait sur l'enregistrement par jauges d'extensométrie de la déformation osseuse lors de l'appui mono ou bipodal, après avoir reconstitué les haubans musculaires principaux. Cette déformation élastique du bassin diminue avec l'âge, lorsque la rigidité de l'os augmente. Cette perte d'élasticité de l'os qui survient spontanément au cours du vieillissement, représente donc une évolution favorable à la stabilité des implants.

Ries a démontré par ailleurs qu'une cupule surdimensionnée dans l'optique d'une tenue primaire en press-fit aboutissait (en dehors d'un surdimensionnement aboutissant à une fracture) à un stress maximum à la partie périphérique de l'acétabulum. La résultante des forces en compression aboutissait à une amélioration de l'effet press-fit [88]. On comprend aisément l'intérêt de cette résultante dans le cas d'une cupule métal-back standard. En revanche dans le cas de la cupule ATLAS[®], le principe même est de surdimensionner la cupule afin d'obtenir un bon effet press-fit. La résultante des forces aboutissant à une compression est alors délétère puisqu'elle va jouer sur l'élasticité de la cupule (sa fente), et exercer une mobilité à la convexité du polyéthylène. L'étude du comportement de l'acétabulum humain a été clairement définie avant et après implantation d'une cupule pressfit, y compris par notre équipe [34, 72]. La mise en place d'un insert en polyéthylène au sein d'une cupule sans ciment élastique à fente pourrait expliquer qu'en plus d'une mobilité classique tête prothétique – polyéthylène avec son usure et relargage de particules d'usure propres, il puisse persister une micromobilité du métal back avec mise en jeu de la fente. En effet l'élasticité de la cupule pourrait être mise en jeu lors de chaque mouvement des cornes acétabulaires à la marche, or la cupule contient le polyéthylène. L'ovalisation du métal back permettrait ainsi une déformation plastique de l'insert en polyéthylène (fluage observé sur nos explants). La micromobilité du métal back pourrait expliquer l'existence des reliefs de la convexité du polyéthylène tels que ceux que nous avons observés. Il s'agit d'une usure de la convexité ou « backside wear » [52, 115, 123].

Les particules d'usure auraient, du fait des pressions exercées à chaque pas, tendance à être « pompées » à travers les orifices des trous du métal back qui augmentent l' « effective joint space » [95, 96, 123], expliquant ainsi les fusées d'ostéolyses. En plus des phénomènes biologiques en réponse aux particules d'usure (exarcerbées par la présence de zircone dans notre série), s'ajoutent les phénomènes mécaniques propres aux cupules ATLAS[®]. Les conditions biologiques et mécaniques, décrites en introduction, sont alors réunies pour provoquer cette ostéolyse singulière. On assiste à une mobilité relative entre implant et os

aboutissant à la formation d'une membrane fibreuse [37, 104]. Cette membrane fournit un environnement dans lequel tout autre médiateur d'ostéolyse sera potentialisé. De plus, l'instabilité primaire des implants est associée à un pompage des particules le long de la membrane fibreuse d'interposition [86]. Enfin la pression des fluides peut directement éroder l'os. En l'absence d'autres facteurs, de hautes pressions des fluides produisent une érosion de l'os [2]. L'addition de particules d'usure à la pression est connue pour exacerber cet effet [3, 37]. Ainsi, on peut penser que le pompage du liquide articulaire à travers les orifices de la cupule ATLAS®, de surcroît chargé en particules d'usure, aboutissent à ces fusées d'ostéolyses suivant les orifices de la cupule.

Lors de la présence d'une cupule ostéo-intégrée, les orifices du métal back seraient les seules issues aux particules, les ostéolyses devenant alors géodiques. Il est probable que l'hydroxyapatite, qui a amélioré la survie des cupules ATLAS[®], en fermant l'effective joint space à la convexité de ces cupules, ne laisse plus que les orifices notamment de vis du métal back comme issue aux particules d'usure. La survenue d'ostéolyses géodiques a également été possible avec les cupules ATLAS[®] II sans HAP, à condition que leur ostéointégration soit effective, ce qui a toujours été confirmé en peropératoire.

Cette ostéolyse particulière a d'ailleurs été observée de façon significativement plus importante en présence d'un polyéthylène de moins de 10mm d'épaisseur.

Le couple céramique/polyéthylène n'est pas le choix optimal lorsque le polyéthylène est au sein d'une cupule métal-back. La dureté de la tête prothétique a travaillé sur un polyéthylène impacté dans un métal-back, susceptible de se déformer. Ce fluage a été démontré en particulier pour de faibles épaisseurs de polyéthylène. Des inserts sandwichs alumine-polyéthylène ont ensuite été développés avec la cupule ATLAS® afin de permettre la pose de couples Alumine/Alumine. Ces inserts n'ont pas été sans poser leurs problèmes propres par la suite.

Il faut cependant ajouter aux phénomènes biologiques l'existence d'une susceptibilité individuelle à l'ostéolyse, probablement de déterminisme génétique [40]. Tous les malades ne feront pas la même ostéolyse pour une usure semblable. Cette susceptibilité individuelle explique que certains de nos malades, actifs, présentant une usure majeure y compris en présence d'un couple Zr/PE, ne développent pas d'ostéolyse périprothétique (figure 42).

Enfin, l'implant ATLAS[®] est reconnu pour sa facilité de pose [22]. Il ne doit pas supporter pour autant des imperfections chirurgicales. L'ovalisation dans la préparation acétabulaire est préjudiciable, même si les arguments commerciaux tendent à prouver le contraire.

La facilité de pose d'un implant ne doit pas justifier ses imperfections conceptuelles. Si le principe de la cupule facilite sa pose chirurgicale, il n'améliore pas automatiquement son résultat. La cupule ATLAS® a pourtant récemment été copiée dans son concept d'élasticité par un grand laboratoire américain, le terme « élastique » a simplement été remplacé par celui de « flexible » (cotyle flexible Logos®, Zimmer, Inc, US) (figure 43). Ce dernier a privilégié la facilité de pose aux résultats cliniques de la cupule qu'ils ont plagié. D'ailleurs, les travaux de revue radio-clinique des cupules ATLAS® n'existent pas dans la littérature, en dehors de ceux de leurs concepteurs [22, 33]. Ces derniers n'ont noté aucun cas d'ostéolyses semblables à celles que nous avons déploré.



<u>Figure 43</u>: Cotyle flexible Logos[™] de chez Zimmer. Cotyle sans ciment flexible recouvert d'HAP inspiré de la cupule $ATLAS^{®}$. La fente persiste, l'orifice principal du métal back est remplacé par un « sourire ».

3. <u>La surveillance des malades</u>

Ce travail a souligné l'intérêt du suivi systématique des patients, y compris asymptomatiques, opérés d'une prothèse totale de hanche. Les résultats inquiétants de plusieurs revues récentes de cupules sans ciment métal back recouvertes d'HAP multiperforées en terme de survie globale, d'usure et d'ostéolyse doivent nous inciter à débuter précocement ce suivi [27, 57, 61, 90]. Ce suivi est d'autant plus important que ces implants ont été posés chez des patients relativement jeunes, qui nécessiteront potentiellement un ou plusieurs changements de prothèse.

Les directives du suivi des patients ainsi que celles du traitement chirurgical ou non de l'ostéolyse périprothétique ont été résumées par Stulberg et al. [107].

Le suivi des prothèses reste radiographique en première intention. L'attention doit notamment être portée à la recherche d'une ostéolyse qui est sous estimée par cet examen. La découverte d'une ostéolyse radiographique doit faire pratiquer un examen d'imagerie tridimensionnelle qui la confirmera et l'évaluera plus précisément. Cet examen guidera l'attitude à adopter vis-à-vis de cette ostéolyse : chirurgicale ou non. Le choix sera porté en fonction de la sévérité des symptômes éventuels, et l'étendue des lésions osseuses authentifiées par l'examen tridimensionnel. Les buts ultimes du traitement de l'ostéolyse périprothétique sont de traiter les lésions osseuses et d'éliminer le générateur de particules d'usure afin d'annihiler le processus. Le traitement final de l'ostéolyse périprothétique, phénomène progressif, ne peut être que chirurgical. Cependant, chez un patient asymptomatique, les lésions peuvent être gérées non chirurgicalement jusqu'à ce que les symptômes s'aggravent, ou que la balance bénéfice-risque penche en faveur de la chirurgie en raison du risque d'échec mécanique dramatique. Les stratégies de traitement doivent prendre en compte le fait que la taille des lésions ostéolytiques s'aggrave avec le temps, y compris en l'absence de symptomatologie.

Les stratégies de traitement non chirurgical impliquent une surveillance radio-clinique rapprochée et pourraient faire intervenir les traitements médicamenteux de l'ostéolyse. Initialement le suivi se fait à 3 et 6 mois de la découverte de l'ostéolyse, puis tous les 12 mois en cas de stabilité radio-clinique. L'éducation du patient et une surveillance quantitative à intervalles de 1 à 2 ans sont justifiés. La réussite du traitement non chirurgical comprend une

stabilisation des lésions osseuses ainsi qu'une absence de symptomatologie. Les traitements par agents anti-inflammatoires et biphosphonates auraient leur place dans ces stades précoces non chirurgicaux d'ostéolyses périprothétiques, mais leur efficacité reste difficile à déterminer en l'absence de méthodes de mesures quantitatives de l'ostéolyse.

Concernant l'arthroplastie totale de hanche, cette attitude requiert une parfaite connaissance des implants et interfaces de frottement en cause.

Lorsque l'option du traitement chirurgical est retenue, les buts de ce dernier seront de restaurer le stock osseux, d'éliminer les particules d'usure, et de changer la source de débris d'usure («the wear generator »). Pour la prothèse totale de hanche, l'intervention chirurgicale comprendra donc le changement des surfaces de frottement ainsi que des greffes osseuses voire le changement du ou des implants. Le rôle propre des implants dans l'apparition de l'ostéolyse doit être clairement identifié lors du bilan pré-opératoire (ex : pièce fémorale à rugosité de surface cimentée) : ils doivent alors être changés précocement. Les alternatives chirurgicales devant une ostéolyse acétabulaire en présence d'une cupule métal back sont moins claires. Cette dernière peut éventuellement être laissée en place. La décision est multifactorielle et dépendra de la tenue de la cupule, de sa qualité de pose, de l'étendue de l'ostéolyse, de la disponibilité éventuelle d'autres inserts en polyéthylène, de leurs nouvelles tenues éventuelles, etc.

CONCLUSION

Le concept d'une cupule sans ciment élastique à fente a été le choix du service d'Orthopédie du CHU de Nantes pendant près de 10 ans. Cependant, devant l'apparition de cas d'ostéolyses périprothétiques particulières et le sentiment subjectif d'un nombre d'échecs significatif, cette cupule a été abandonnée. La revue radio-clinique de l'ensemble des malades a confirmé ce sentiment subjectif en terme de survie actuarielle globale et de taux d'ostéolyse périprothétique.

L'analyse des causes de ces échecs a mis en évidence l'intérêt du revêtement par hydroxyapatite de ces cupules avec des taux de survie et d'ostéolyse périprothétique meilleurs avec la version ATLAS[®] III.

L'association entre taux d'usure et ostéolyse périprothétique a été confirmée dans notre travail. La présence de zircone dans les couples de frottement a notamment joué un rôle significatif dans l'analyse de nos taux d'usure, mais non significatif dans la survenue d'une ostéolyse.

L'examen macroscopique de nos explants, qui devra être complété par une analyse plus fine, nous a apporté des informations essentielles amenant à accuser le concept d'élasticité d'une cupule métal-back trouée dans la survenue de ces ostéolyses particulières.

Depuis cette date la cupule ATLAS[®] a évolué, dans son dessin notamment, et en réduisant le nombre des orifices au sein du métal back. Cet implant a néanmoins été remplacé dans le service par une cupule sans ciment *press-fit*, non élastique, et surtout non trouée qui devra, elle, aussi faire l'objet d'un travail de revue radio-clinique.

L'intérêt de la surveillance régulière des patients porteurs d'une arthroplastie totale de hanche a été, une nouvelle fois, souligné afin de détecter précocement des situations longtemps asymptomatiques.

La meilleure compréhension des phénomènes biologiques de l'ostéolyse devrait permettre le développement de thérapies idéalement non chirurgicales dans la détection, la prévention et le traitement précoce de l'ostéolyse périprothétique.

Nom, Prénom: Sexe: \square M \square F Côté : □ D \square G (Etiquette) N° IPP: Poids: Taille: BMI: **DATE INTERVENTION:** / **CHIRURGIEN: DATE DE L'EXAMEN:** / **EXAMINATEUR: DONNEES INITIALES Etiologie** : □ Coxarthrose primitive ☐ Autres : préciser : □ PMA préop : ___/ ___/ **ATCD** préop sur la hanche : Score de Charnley: □ **A** : Une seule hanche atteinte □ **B** : 2 hanches atteintes, reste des articulations RAS □ C : Autre pathologie limitant la déambulation (Autres articul., PR, Insuf. Resp ou card.) Activité (Devane) : ☐ 5 : Travail dur, sport contact, tennis compétition ☐ 4 : Travail bureau, sport léger, tennis social ☐ 3 : Activité loisir, jardinage, natation ☐ 2 : Travail ménager, semi-sédentarité ☐ 1 : Dépendance d'une aide extérieure, sédentarité. **DONNEES OPERATOIRES** Prothèse : <u>Tige Fémorale</u>: □ oui □ CK □ Céraver Cimentée : \square PF ☐ Autres : □ non □ BPR □ Anatomique □ Autres : Cotyle: ☐ Atlas II ☐ Atlas III ☐ Avec ☐ Sans HAP Diamètre: Tête: Diamètre: □ 22 □ 28 □ 32 Type tête : □ Alumine □ Zircone □ Inox Remarque (voie d'abord part. ...):

ANNEXE: Fiche de révision cupule ATLAS®.

COMPLICATIONS PER/POSTOP			
□ Luxation : nombre : □ Sepsis □ Cutanées			
□ Autres : préciser :			
DERNIER RECUL			
□ Perdu de vue : date du dernier examen : / / □ Décès : date : / / □ Reprise : date : / /			
Raison : ☐ Luxation ☐ Descellement tige fémorale ☐ Descellement cotyle ☐ Infection ☐ Autre, préciser :			
□ Suivi prothèse en place : date ://			
• Score de Charnley :			
 □ A : Une seule hanche atteinte □ B : 2 hanches atteintes, reste des articulations RAS □ C : Autre pathologie limitant la déambulation (Autres articul., PR, Insuf. Respi ou card.) 			
• Activité (Devane) :			
 □ 5 : Travail dur, sport contact, tennis compétition □ 4 : Travail bureau, sport léger, tennis social □ 3 : Activité loisir, jardinage, natation □ 2 : Travail ménager, semi-sédentarité □ 1 : Dépendance d'une aide extérieure, sédentarité. 			
SCORE PMA			
<u>I - DOULEURS</u> :			
☐ Aucune ☐ Minime ☐ Légère ☐ Modérée ☐ Importantes ☐ Très importantes			

• Localisation des douleurs :

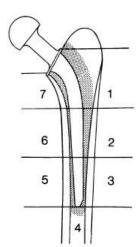
119

•	EVA Douleur : 0 à 1	10: 01_2_3_4_5_6_7_8_9_10
• II - M	Circonstances de: survenue des douleurs ARCHE:	☐ Aucune ☐ Rare et légère ☐ Après 30 min à 1 h de marche ☐ Après 10 à 30 min de marche ☐ Avant 10 min de marche ☐ Immédiatement ☐ Permanentes, même en position couchée
•	Boiterie :	□ Aucune □ Légère □ Modérée □ Sévère
•	Aide: Cannes:	☐ Aucune ☐ 1 Canne longue marche ☐ 1 Canne toujours ☐ Béquille ☐ 2 Cannes ☐ 2 Béquilles
•	PM:	☐ Illimité ☐ <1 km ☐ <500 m ☐ A l'intérieur ☐ Lit-Fauteuil
•	Appui monopodal s	table: □ oui □ non
<u>III - F</u>	ONCTION	
•	Escaliers:	 □ Normal □ Enchaînée avec rampe □ Asymétrique (non enchaînée) □ Impossible
•	Bas – Chaussures :	☐ Facilement ☐ Difficilement ☐ Impossible
•	S'asseoir :	☐ Toute chaise 1h ☐ Chaise haute<30mn ☐ Toute chaise<30mn
•	Transports en com	nun : □ Possible □ Impossible

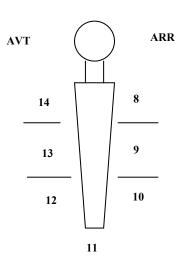
• Attitude vicieuse : □ oui □ non		
MOBILITES Flexion : ° Ext : ° Abd : _	° Add : ° REx	t :° RInt :°
EVA Fonction : 1 à 10: 01_2_3_4 (0 pas de gène 10 gène max.)	5678_	910
<u>INEGALITE DES MEMBRES INF.</u> : MIG+X c	m=MID. X=	cm
MOYEN FESSIER :/5 Remarque :		
EVALUATION RADIOGRAPHIQUE		
<u>I - OSTEOLYSE</u> : (Lésions kystiques ou en coquille de plus de 2 mm prothétiques, non présents en post-op immédiat)	de diamètre autour de	es implants
□ OUI	□NON	
Fémur : ☐ Pas d'ostéolyse ☐ Ostéolyse probable ☐ Ostéolyse modérée sans retentissemen ☐ Ostéolyse majeure sans retentissement ☐ Ostéolyse majeure avec retentissement	clinique	□ Cotyle □ □ □
• LOCALISATION de l'ostéolyse :		
- Zones de Charnley et DeLee :		
Face	Profil	
TYPE II TYPE III	Avant	TYPE VI Arrière

- Zones de Gruen et Callaghan : (entourer)

Face:



Profil:



• Données opératoires éventuelles de l'ostéolyse :

II - DESCELLEMENT : Critères de Harris et McGann :

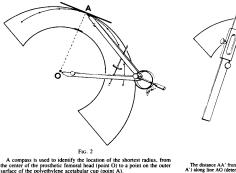
Type de descellement	☐ Cotyle	☐ Fémur
□ CERTAIN	Migration≥3mm et/ou 3° Liseré radiotransparent complet ≥2mm	Enfoncement ≥3mm Fracture du manteau de ciment Liseré radiotransparent ≥2mm Liseré radiotransparent en zone I ≥2mm
□ PROBABLE	Liseré radiotransparent <2mm	Liseré radiotransparent complet <2mm
□ POSSIBLE / POTENTIEL	Liseré radiotransparent dans deux zones	Liseré radiotransparent dans deux zones

• Reactives Lines: (Fine bordure dense, séparée de la prothèse d'1 mm environ avec une tonalité osseuse identique de part et d'autre c'est une adaptation osseuse à la rigidité de l'implant; Péjorative en regard d'une surface réhabitable, neutre en regard des surfaces lisses de la prothèse).

□ Oui :	Zones:	□ Non
III – USURE		

Mesure de l'usure selon Livermore (facteur de correction = diamètre connu de la tête/diamètre radio apparent): entre radio initiale et dernier recul:





• Et selon Postel:

□ ____ mm

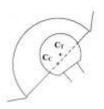


Figure 8. Mesure de l'usure cotyloidienne (méthode de Postel), centre du cotyle correspondur au milleu de l'effique cotyloidienne; C₁: centre de la sète, sont être localisé par des abaques concentriques en par l'intersection des médianices aux gentse de certale. L'usure correspond à la manue directé de la distance C₁ C₂ , divisée par pefficient d'agrandissement de la radiographie.

Calcul du <u>volume d'usure</u> et débris d'usure : $v = \pi r^2 w$ (r =rayon tête fémorale, w = mesure de la migration linéaire de le tête à travers le PE):

 \square ____ mm³

Mesure du centre de rotation :

Préop. :	0	Postop.:	0
r			_

<u>Inclinaison sur l'horizontale des cotyles</u>:

Préop. :	0	Postop.:	О

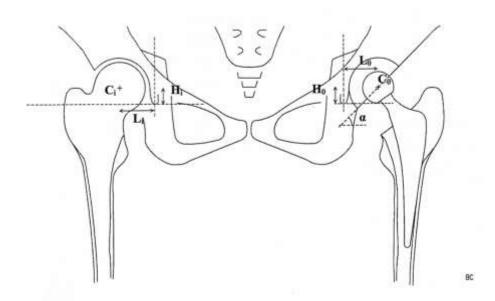


Figure 6. Mesure des paramètres cotyloïdiens.

C_i: centre de rotation idéal (ou prè-opératoire) ; H_i: hauteur du centre de rotation idéal ; L_i: latéralité du centre de rotation idéal ; C_o: centre de rotation de la hanche prothésée ; H₀: hauteur du centre de rotation de la prothése ; L_o: latéralité du centre de rotation de la prothèse ; α : angle d'orientation du cotyle. Les lettres annotées de l'indice 0, indiquent qu'il s'agit des premières mesures post-opératoires (i.e. à la sixième semaine).

<u>Calcifications périprothétiques</u>: Brooker:

□ 0 : Aucune
☐ I : Ilots osseux
☐ II : Eperons osseux séparés de plus d'un cm
☐ III : Eperons osseux séparés de moins d'un cm
□ IV : Ankylose

Score global radio clinique de Sedel:

☐ Classe A : Bon résultat clinique, pas de modifications radiologiques.	
☐ Classe B : Bon résultat clinique, modifications radiologiques importantes.	
☐ Classe C : Résultat clinique non satisfaisant, pas de modifications radiologiques.	
☐ Classe D : Résultat clinique non satisfaisant, modifications radiologiques importantes	١.

BIBLIOGRAPHIE

- 1. Allain J, Le Mouel S, Goutallier D, Voisin MC. Poor eight-year survival of cemented zirconia-polyethylene total hip replacements. *J Bone Joint Surg Br*. 1999; Sep; *81(5)*:835-42.
- 2. Aspenberg P, van der Vis H. Fluid pressure may cause periprosthetic osteolysis. Particles are not the only thing. *Acta Orthop Scand*. 1998; Feb; *69(1)*:1-4.
- 3. Aspenberg P, Van der Vis H. Migration, particles, and fluid pressure. A discussion of causes of prosthetic loosening. *Clin Orthop Relat Res.* 1998; Jul; *(352)*:75-80.
- 4. Bartel DL, Bicknell VL, Wright TM. The effect of conformity, thickness, and material on stresses in ultra-high molecular weight components for total joint replacement. *J Bone Joint Surg Am.* 1986; Sep; 68(7):1041-51.
- 5. Bauer TW, Shanbhag AS. Are there biological markers of wear? *J Am Acad Orthop Surg.* 2008; *16 Suppl 1*:S68-71.
- 6. Bauer TW, Taylor SK, Jiang M, Medendorp SV. An indirect comparison of third-body wear in retrieved hydroxyapatite-coated, porous, and cemented femoral components. *Clin Orthop Relat Res.* 1994; Jan; (298):11-8.
- 7. Bechtold JE, Kubic V, Soballe K. Bone ingrowth in the presence of particulate polyethylene. Synergy between interface motion and particulate polyethylene in periprosthetic tissue response. *J Bone Joint Surg Br.* 2002; Aug; *84(6)*:915-9.
- 8. Bloebaum RD, Beeks D, Dorr LD, Savory CG, DuPont JA, Hofmann AA. Complications with hydroxyapatite particulate separation in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1994; Jan; (298):19-26.
- 9. Bostrom M, O'Keefe R. What experimental approaches (eg, in vivo, in vitro, tissue retrieval) are effective in investigating the biologic effects of particles? *J Am Acad Orthop Surg.* 2008; *16 Suppl 1*:S63-7.
- 10. Boyle WJ, Simonet WS, Lacey DL. Osteoclast differentiation and activation. *Nature*. 2003; May 15; *423*(*6937*):337-42.
- 11. Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA, Riley LH, Jr. Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification. *J Bone Joint Surg Am.* 1973; Dec; 55(8):1629-32.
- 12. Callaghan JJ, Cuckler JM, Huddleston JI, Galante JO. How have alternative bearings (such as metal-on-metal, highly cross-linked polyethylene, and ceramic-on-ceramic) affected the prevention and treatment of osteolysis? *J Am Acad Orthop Surg.* 2008; *16 Suppl 1*:S33-8.

- 13. Callaghan JJ, Pedersen DR, Olejniczak JP, Goetz DD, Johnston RC. Radiographic measurement of wear in 5 cohorts of patients observed for 5 to 22 years. *Clin Orthop Relat Res.* 1995; Aug; *(317)*:14-8.
- 14. Charnley J. The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention. *J Bone Joint Surg Br.* 1972; Feb; *54(1)*:61-76.
- 15. Charnley J. The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention. 1972. *Clin Orthop Relat Res.* 1995; Oct; *(319)*:4-15.
- 16. Clarke IC, Manley MT. How do alternative bearing surfaces influence wear behavior? *J Am Acad Orthop Surg.* 2008; *16 Suppl 1*:S86-93.
- 17. Claus AM, Engh CA, Jr., Sychterz CJ, Xenos JS, Orishimo KF, Engh CA, Sr. Radiographic definition of pelvic osteolysis following total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2003; Aug; 85-A(8):1519-26.
- 18. Collier JP, Mayor MB, Jensen RE, Surprenant VA, Surprenant HP, McNamar JL, et al. Mechanisms of failure of modular prostheses. *Clin Orthop Relat Res.* 1992; Dec; (285):129-39.
- 19. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*. 1999; Feb; *20(4)*:371-6.
- 20. D'Aubigne RM, Postel M. Function al results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis. *J Bone Joint Surg Am*. 1954; Jun; *36-A(3)*:451-75.
- 21. Dambreville A. Le cotyle ATLAS. EurJOrthop Surg Traumatol 1992; 2:111-4.
- 22. Dambreville A. Le cotyle ATLAS a 20 ans. *Maîtrise orthopédique*. 2006; Février 2006; *151*.
- 23. Dambreville A, Lautridou P. Etude comparative de deux séries de prothèses totales de hanche : hydroxyapatite versus titane poreux. *Cahier d'enseignement de la SOFCOT*. 1994; 1994; 50:159-65.
- 24. Davies AP, Willert HG, Campbell PA, Learmonth ID, Case CP. An unusual lymphocytic perivascular infiltration in tissues around contemporary metal-on-metal joint replacements. *J Bone Joint Surg Am*. 2005; Jan; 87(1):18-27.
- 25. DeLee JG, Charnley J. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 1976; Nov-Dec; *(121)*:20-32.
- 26. Devane PA, Horne JG, Martin K, Coldham G, Krause B. Three-dimensional polyethylene wear of a press-fit titanium prosthesis. Factors influencing generation of polyethylene debris. *J Arthroplasty*. 1997; Apr; *12(3)*:256-66.

- 27. Duffy P, Sher JL, Partington PF. Premature wear and osteolysis in an HA-coated, uncemented total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 2004; Jan; 86(1):34-8.
- 28. Dumbleton JH, Manley MT, Edidin AA. A literature review of the association between wear rate and osteolysis in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2002; Aug; 17(5):649-61.
- 29. Ebramzadeh E, Sangiorgio SN, Lattuada F, Kang JS, Chiesa R, McKellop HA, et al. Accuracy of measurement of polyethylene wear with use of radiographs of total hip replacements. *J Bone Joint Surg Am*. 2003; Dec; *85-A(12)*:2378-84.
- 30. Engh CA, Jr., Sychterz CJ, Young AM, Pollock DC, Toomey SD, Engh CA, Sr. Interobserver and intraobserver variability in radiographic assessment of osteolysis. *J Arthroplasty*. 2002; Sep; *17(6)*:752-9.
- 31. Engh CA, Massin P, Suthers KE. Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral components. *Clin Orthop Relat Res.* 1990; Aug; *(257)*:107-28.
- 32. Epinette JA, Geesink R. Etude radiographique des prothèses de hanche non cimentées. Proposition d'un nouveau système d'évaluation : le score "ARA". *Cahier d'enseignement de la SOFCOT*. 1994; *50*:107-20.
- 33. Epinette JA, Manley MT. Fifteen years of clinical experience with hydroxyapatite coatings in joint arthroplasty.: Springer-Verlag; 2004.
- 34. Fechoz F, Delecrin J, Passuti N, Royer J. [Mechanical behavior of the human acetabulum. Study by electric extensiometry before and after implantations of prosthetic units]. *Chirurgie*. 1993; *119*(5):278-81.
- 35. Goodman S, Wang JS, Regula D, Aspenberg P. T-lymphocytes are not necessary for particulate polyethylene-induced macrophage recruitment. Histologic studies of the rat tibia. *Acta Orthop Scand.* 1994; Apr; *65(2)*:157-60.
- 36. Gouin F, Potaux F, Sauvage L, Delécrin J, Bainvel JV, Passuti N. Etude comparative à court terme d'un même implant fémoral, avec ou sans hydroxyapatite. *Cahier d'enseignement de la SOFCOT*. 1994; *50*:178-81.
- 37. Greenfield EM, Bechtold J. What other biologic and mechanical factors might contribute to osteolysis? *J Am Acad Orthop Surg.* 2008; *16 Suppl 1*:S56-62.
- 38. Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC. "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop Relat Res.* 1979; Jun; *(141)*:17-27.

- 39. Hamada Y, Horiuchi T, Sano Y, Usui I. The wear of a polyethylene socket articulating with a zirconia ceramic femoral head in canine total hip arthroplasty. *J Biomed Mater Res*. 1999; *48*(3):301-8.
- 40. Hamadouche M. Ostéolyse périprothétique. *Conférence d'enseignement SOFCOT*. 2004; 80.
- 41. Hamadouche M, Sedel L. Ceramics in orthopaedics. *J Bone Joint Surg Br*. 2000; Nov; 82(8):1095-9.
- 42. Haraguchi K, Sugano N, Nishii T, Miki H, Oka K, Yoshikawa H. Phase transformation of a zirconia ceramic head after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*. 2001; Sep; 83(7):996-1000.
- 43. Harris WH. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg Am*. 1969; Jun; *51(4)*:737-55.
- 44. Harris WH. The problem is osteolysis. *Clin Orthop Relat Res.* 1995; Feb; (311):46-53.
- 45. Harris WH. Wear and periprosthetic osteolysis: the problem. *Clin Orthop Relat Res*. 2001; Dec; *(393)*:66-70.
- 46. Harris WH, McGann WA. Loosening of the femoral component after use of the medullary-plug cementing technique. Follow-up note with a minimum five-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* 1986; Sep; 68(7):1064-6.
- 47. Haynes DR, Crotti TN, Potter AE, Loric M, Atkins GJ, Howie DW, et al. The osteoclastogenic molecules RANKL and RANK are associated with periprosthetic osteolysis. *J Bone Joint Surg Br*. 2001; Aug; *83(6)*:902-11.
- 48. Hernandez JR, Keating EM, Faris PM, Meding JB, Ritter MA. Polyethylene wear in uncemented acetabular components. *J Bone Joint Surg Br*. 1994; Mar; 76(2):263-6.
- 49. Hernigou P, Bahrami T. Zirconia and alumina ceramics in comparison with stainless-steel heads. Polyethylene wear after a minimum ten-year follow-up. *J Bone Joint Surg Br*. 2003; May; 85(4):504-9.
- 50. Hofbauer LC, Schoppet M. Clinical implications of the osteoprotegerin/RANKL/RANK system for bone and vascular diseases. *Jama*. 2004; Jul 28; *292(4)*:490-5.
- 51. Hsu H, Lacey DL, Dunstan CR, Solovyev I, Colombero A, Timms E, et al. Tumor necrosis factor receptor family member RANK mediates osteoclast differentiation and activation induced by osteoprotegerin ligand. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 1999; Mar 30; 96(7):3540-5.

- 52. Huk OL, Bansal M, Betts F, Rimnac CM, Lieberman JR, Huo MH, et al. Polyethylene and metal debris generated by non-articulating surfaces of modular acetabular components. *J Bone Joint Surg Br.* 1994; Jul; 76(4):568-74.
- 53. Hummer CD, 3rd, Rothman RH, Hozack WJ. Catastrophic failure of modular zirconia-ceramic femoral head components after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1995; Dec; *10(6)*:848-50.
- 54. Jacobs JJ, Campbell PA, Y TK. How has the biologic reaction to wear particles changed with newer bearing surfaces? *J Am Acad Orthop Surg.* 2008; *16 Suppl 1*:S49-55.
- 55. Jones LC, Hungerford DS. Cement disease. *Clin Orthop Relat Res.* 1987; Dec; (225):192-206.
- 56. Kerboull L, Hamadouche M, Courpied JP, Kerboull M. Long-term results of Charnley-Kerboull hip arthroplasty in patients younger than 50 years. *Clin Orthop Relat Res*. 2004; Jan; *(418)*:112-8.
- 57. Kim SY, Kim DH, Kim YG, Oh CW, Ihn JC. Early failure of hemispheric hydroxyapatite-coated acetabular cups. *Clin Orthop Relat Res.* 2006; May; 446:233-8.
- 58. Kim YH. Comparison of polyethylene wear associated with cobalt-chromium and zirconia heads after total hip replacement. A prospective, randomized study. *J Bone Joint Surg Am*. 2005; Aug; 87(8):1769-76.
- 59. Kim YH, Kim JS, Cho SH. A comparison of polyethylene wear in hips with cobalt-chrome or zirconia heads. A prospective, randomised study. *J Bone Joint Surg Br*. 2001; Jul; 83(5):742-50.
- 60. Kligman M, Furman BD, Padgett DE, Wright TM. Impingement contributes to backside wear and screw-metallic shell fretting in modular acetabular cups. *J Arthroplasty*. 2007; Feb; *22(2)*:258-64.
- 61. Lai KA, Shen WJ, Chen CH, Yang CY, Hu WP, Chang GL. Failure of hydroxyapatite-coated acetabular cups. Ten-year follow-up of 85 Landos Atoll arthroplasties. *J Bone Joint Surg Br.* 2002; Jul; *84*(*5*):641-6.
- 62. Liang B, Kawanabe K, Ise K, Iida H, Nakamura T. Polyethylene wear against alumina and zirconia heads in cemented total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2007; Feb; *22*(2):251-7.
- 63. Livermore J, Ilstrup D, Morrey B. Effect of femoral head size on wear of the polyethylene acetabular component. *J Bone Joint Surg Am*. 1990; Apr; 72(4):518-28.
- 64. Lu Z, McKellop H. Frictional heating of bearing materials tested in a hip joint wear simulator. *Proc Inst Mech Eng [H]*. 1997; *211(1)*:101-8.

- 65. Malchau H, Potter HG. How are wear-related problems diagnosed and what forms of surveillance are necessary? *J Am Acad Orthop Surg.* 2008; *16 Suppl 1*:S14-9.
- 66. Maloney WJ, Peters P, Engh CA, Chandler H. Severe osteolysis of the pelvic in association with acetabular replacement without cement. *J Bone Joint Surg Am*. 1993; Nov; 75(11):1627-35.
- 67. Maloney WJ, Smith RL. Periprosthetic osteolysis in total hip arthroplasty: the role of particulate wear debris. *Instr Course Lect.* 1996; *45*:171-82.
- 68. Maric Z, Karpman RR. Early failure of noncemented porous coated anatomic total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1992; May; *(278)*:116-20.
- 69. Markel DC, Huo MH, Katkin PD, Salvati EA. Use of cemented all-polyethylene and metal-backed acetabular components in total hip arthroplasty. A comparative study. *J Arthroplasty*. 1995; Nov; *10 Suppl*:S1-7.
- 70. Marshall A, Ries MD, Paprosky W. How prevalent are implant wear and osteolysis, and how has the scope of osteolysis changed since 2000? *J Am Acad Orthop Surg.* 2008; *16 Suppl 1*:S1-6.
- 71. Martell JM, Berkson E, Berger R, Jacobs J. Comparison of two and three-dimensional computerized polyethylene wear analysis after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2003; Jun; *85-A(6)*:1111-7.
- 72. Massin P, Vandenbussche E, Landjerit B, Augereau B. Experimental study of periacetabular deformations before and after implantation of hip prostheses. *J Biomech*. 1996; Jan; *29(1)*:53-61.
- 73. Merle D'Aubigne R. [Numerical classification of the function of the hip. 1970]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1990; *76(6)*:371-4.
- 74. Merle d'Aubigné R. Cotation chiffrée de la hanche. *Rev Chir Orthop*. 1970; *56*:481-6.
- 75. Nakashima Y, Sun DH, Maloney WJ, Goodman SB, Schurman DJ, Smith RL. Induction of matrix metalloproteinase expression in human macrophages by orthopaedic particulate debris in vitro. *J Bone Joint Surg Br.* 1998; Jul; *80(4)*:694-700.
- 76. Nakashima Y, Sun DH, Trindade MC, Chun LE, Song Y, Goodman SB, et al. Induction of macrophage C-C chemokine expression by titanium alloy and bone cement particles. *J Bone Joint Surg Br*. 1999; Jan; *81(1)*:155-62.
- 77. Nashed RS, Becker DA, Gustilo RB. Are cementless acetabular components the cause of excess wear and osteolysis in total hip arthroplasty? *Clin Orthop Relat Res.* 1995; Aug; *(317)*:19-28.

- 78. Norton MR, Yarlagadda R, Anderson GH. Catastrophic failure of the Elite Plus total hip replacement, with a Hylamer acetabulum and Zirconia ceramic femoral head. *J Bone Joint Surg Br.* 2002; Jul; *84*(*5*):631-5.
- 79. Orishimo KF, Claus AM, Sychterz CJ, Engh CA. Relationship between polyethylene wear and osteolysis in hips with a second-generation porous-coated cementless cup after seven years of follow-up. *J Bone Joint Surg Am*. 2003; Jun; *85-A(6)*:1095-9.
- 80. Perrier C. Reconstructions cotyloïdiennes par cupules sans ciment et biomatériaux. *Thèse de Médecine*. 2002.
- 81. Postel M, Courpied JP. Prothèses totales de hanche cimentées à 10 ans et plus. *Cahier d'enseignement de la SOFCOT*. 1983:72-83.
- 82. Potter HG, Nestor BJ, Sofka CM, Ho ST, Peters LE, Salvati EA. Magnetic resonance imaging after total hip arthroplasty: evaluation of periprosthetic soft tissue. *J Bone Joint Surg Am.* 2004; Sep; *86-A(9)*:1947-54.
- 83. Purdue PE, Koulouvaris P, Potter HG, Nestor BJ, Sculco TP. The cellular and molecular biology of periprosthetic osteolysis. *Clin Orthop Relat Res.* 2007; Jan; 454:251-61.
- 84. Puri L, Wixson RL, Stern SH, Kohli J, Hendrix RW, Stulberg SD. Use of helical computed tomography for the assessment of acetabular osteolysis after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2002; Apr; *84-A(4)*:609-14.
- 85. Rabischong P, Bonnel F, Oohishi H, Asaada P, Micaleff JP. [The biomechanical behavior of the normal pelvis and of the pelvis with total hip prosthesis: experimental study]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1977; *63 Suppl 2*:95-9.
- 86. Rahbek O, Overgaard S, Lind M, Bendix K, Bunger C, Soballe K. Sealing effect of hydroxyapatite coating on peri-implant migration of particles. An experimental study in dogs. *J Bone Joint Surg Br.* 2001; Apr; 83(3):441-7.
- 87. Rakshit DS, Ly K, Sengupta TK, Nestor BJ, Sculco TP, Ivashkiv LB, et al. Wear debris inhibition of anti-osteoclastogenic signaling by interleukin-6 and interferon-gamma. Mechanistic insights and implications for periprosthetic osteolysis. *J Bone Joint Surg Am*. 2006; Apr; 88(4):788-99.
- 88. Ries MD, Harbaugh M. Acetabular strains produced by oversized press fit cups. *Clin Orthop Relat Res.* 1997; Jan; *(334)*:276-81.
- 89. Rimnac C, Pruitt L. How do material properties influence wear and fracture mechanisms? *J Am Acad Orthop Surg.* 2008; *16 Suppl 1*:S94-100.

- 90. Rokkum M, Brandt M, Bye K, Hetland KR, Waage S, Reigstad A. Polyethylene wear, osteolysis and acetabular loosening with an HA-coated hip prosthesis. A follow-up of 94 consecutive arthroplasties. *J Bone Joint Surg Br.* 1999; Jul; *81(4)*:582-9.
- 91. Sabokbar A, Fujikawa Y, Neale S, Murray DW, Athanasou NA. Human arthroplasty derived macrophages differentiate into osteoclastic bone resorbing cells. *Ann Rheum Dis*. 1997; Jul; *56*(7):414-20.
- 92. Saleh KJ, Thongtrangan I, Schwarz EM. Osteolysis: medical and surgical approaches. *Clin Orthop Relat Res.* 2004; Oct; *(427)*:138-47.
- 93. Sandhu J, Waddell JE, Henry M, Boynton EL. The role of T cells in polyethylene particulate induced inflammation. *J Rheumatol*. 1998; Sep; *25(9)*:1794-9.
- 94. Santos EM, Vohra S, Catledge SA, McClenny MD, Lemons J, Moore KD. Examination of surface and material properties of explanted zirconia femoral heads. *J Arthroplasty*. 2004; Oct; *19*(7 Suppl 2):30-4.
- 95. Schmalzried TP, Akizuki KH, Fedenko AN, Mirra J. The role of access of joint fluid to bone in periarticular osteolysis. A report of four cases. *J Bone Joint Surg Am*. 1997; Mar; 79(3):447-52.
- 96. Schmalzried TP, Brown IC, Amstutz HC, Engh CA, Harris WH. The role of acetabular component screw holes and/or screws in the development of pelvic osteolysis. *Proc Inst Mech Eng [H]*. 1999; *213(2)*:147-53.
- 97. Schmalzried TP, Callaghan JJ. Wear in total hip and knee replacements. *J Bone Joint Surg Am*. 1999; Jan; *81(1)*:115-36.
- 98. Schmalzried TP, Jasty M, Harris WH. Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty. Polyethylene wear debris and the concept of the effective joint space. *J Bone Joint Surg Am*. 1992; Jul; 74(6):849-63.
- 99. Schwarz EM. What potential biologic treatments are available for osteolysis? *J Am Acad Orthop Surg.* 2008; *16 Suppl 1*:S72-5.
- 100. Schwarz EM, Lu AP, Goater JJ, Benz EB, Kollias G, Rosier RN, et al. Tumor necrosis factor-alpha/nuclear transcription factor-kappaB signaling in periprosthetic osteolysis. *J Orthop Res.* 2000; May; *18*(3):472-80.
- 101. Selvik G. Roentgen stereophotogrammetry. A method for the study of the kinematics of the skeletal system. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1989; *232*:1-51.
- 102. Shih CH, Lee PC, Chen JH, Tai CL, Chen LF, Wu JS, et al. Measurement of polyethylene wear in cementless total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1997; May; 79(3):361-5.

- 103. Simonet WS, Lacey DL, Dunstan CR, Kelley M, Chang MS, Luthy R, et al. Osteoprotegerin: a novel secreted protein involved in the regulation of bone density. *Cell*. 1997; Apr 18; *89(2)*:309-19.
- 104. Soballe K. Hydroxyapatite ceramic coating for bone implant fixation. Mechanical and histological studies in dogs. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1993; *255*:1-58.
- 105. Soballe K, Hansen ES, Brockstedt-Rasmussen H, Bunger C. Hydroxyapatite coating converts fibrous tissue to bone around loaded implants. *J Bone Joint Surg Br*. 1993; Mar; 75(2):270-8.
- 106. Soubigou L. Restitution anatomique et disposition intra-osseuse d'une tige impactée à blocage antéro-postérieur. *Thèse de Médecine*. 2003:33-4.
- 107. Stulberg BN, Della Valle AG. What are the guidelines for the surgical and nonsurgical treatment of periprosthetic osteolysis? *J Am Acad Orthop Surg.* 2008; *16 Suppl 1*:S20-5.
- 108. Stulberg SD, Wixson RL, Adams AD, Hendrix RW, Bernfield JB. Monitoring pelvic osteolysis following total hip replacement surgery: an algorithm for surveillance. *J Bone Joint Surg Am*. 2002; *84-A Suppl 2*:116-22.
- 109. Sutula LC, Collier JP, Saum KA, Currier BH, Currier JH, Sanford WM, et al. The Otto Aufranc Award. Impact of gamma sterilization on clinical performance of polyethylene in the hip. *Clin Orthop Relat Res.* 1995; Oct; *(319)*:28-40.
- 110. Teinturier P, Terver S, Jaramillo CV, Besse JP. [Biomechanics of the acetabulum]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1984; 70 Suppl 2:41-6.
- 111. Tradonsky S, Postak PD, Froimson AI, Greenwald AS. A comparison of the disassociation strength of modular acetabular components. *Clin Orthop Relat Res.* 1993; Nov; *(296)*:154-60.
- 112. Tsao AK, Jones LC, Lewallen DG. What patient and surgical factors contribute to implant wear and osteolysis in total joint arthroplasty? *J Am Acad Orthop Surg.* 2008; *16 Suppl 1*:S7-13.
- 113. Tuan RS, Lee FY, Y TK, Wilkinson JM, Smith RL. What are the local and systemic biologic reactions and mediators to wear debris, and what host factors determine or modulate the biologic response to wear particles? *J Am Acad Orthop Surg.* 2008; *16 Suppl 1*:S42-8.
- 114. Walde TA, Weiland DE, Leung SB, Kitamura N, Sychterz CJ, Engh CA, Jr., et al. Comparison of CT, MRI, and radiographs in assessing pelvic osteolysis: a cadaveric study. *Clin Orthop Relat Res.* 2005; Aug; *(437)*:138-44.

- 115. Wasielewski RC, Jacobs JJ, Arthurs B, Rubash HE. The acetabular insert-metal backing interface: an additional source of polyethylene wear debris. *J Arthroplasty*. 2005; Oct; 20(7):914-22.
- 116. Wilkinson JM, Hamer AJ, Stockley I, Eastell R. Polyethylene wear rate and osteolysis: critical threshold versus continuous dose-response relationship. *J Orthop Res.* 2005; May; *23(3)*:520-5.
- 117. Willert HG. Reactions of the articular capsule to wear products of artificial joint prostheses. *J Biomed Mater Res.* 1977; Mar; *11(2)*:157-64.
- 118. Willert HG, Ludwig J, Semlitsch M. Reaction of bone to methacrylate after hip arthroplasty: a long-term gross, light microscopic, and scanning electron microscopic study. *J Bone Joint Surg Am.* 1974; Oct; *56*(7):1368-82.
- 119. Willmann G, Fruh HJ, Pfaff HG. Wear characteristics of sliding pairs of zirconia (Y-TZP) for hip endoprostheses. *Biomaterials*. 1996; Nov; *17(22)*:2157-62.
- 120. Witvoet J. Méthodes d'évaluation des prothèses totales de hanche et leur étude critique. *Cahier d'enseignement de la SOFCOT*. 2005; *90*:351-67.
- 121. Wroblewski BM, Siney PD, Fleming PA. Wear of enhanced ultra-high molecular-weight polyethylene (Hylamer) in combination with a 22.225 mm diameter zirconia femoral head. *J Bone Joint Surg Br*. 2003; Apr; 85(3):376-9.
- 122. Wroblewski M, Siney PD, Nagai H, Fleming PA. Wear of ultra-high-molecular-weight polyethylene cup articulating with 22.225 mm zirconia diameter head in cemented total hip arthroplasty. *J Orthop Sci.* 2004; *9*(3):253-5.
- 123. Yamaguchi M, Bauer TW, Hashimoto Y. Deformation of the acetabular polyethylene liner and the backside gap. *J Arthroplasty*. 1999; Jun; *14(4)*:464-9.

NOM: PHILIPPEAU PRENOM: Jean-Marie

TITRE DE LA THESE: ETUDE DE L'INCIDENCE DE L'OSTEOLYSE ACETABULAIRE APRES IMPLANTATION D'UNE CUPULE ATLAS[®]. A PROPOS DE 217 PROTHESES A PLUS DE 13 ANS DE RECUL.

RESUME

Le suivi des patients porteurs d'une arthroplastie totale de hanche comportant une cupule ATLAS[®] a mis en évidence des ostéolyses acétabulaires singulières longtemps asymptomatiques.

Notre série rétrospective a regroupé 217 cupules élastiques à fente ATLAS® posées consécutivement entre janvier 1993 et juin 1995, revues au recul moyen de 13,1 ans.

L'incidence de l'ostéolyse acétabulaire était de 16%, cause principale des changements de ces implants dont la survie actuarielle était de 76% à 13,5ans. L'ostéolyse était associée à une usure importante (p<0,0001), chez des patients jeunes (p=0,0002), actifs (p=0,0005), porteurs d'une cupule ATLAS[®] sans HAP (p=0,008) et une faible épaisseur de polyéthylène (p<0,05). Les taux d'usure étaient plus importants en présence d'un couple de frottement Zr/PE (p<0,01). Les résultats de l'analyse macroscopique des explants incitent à incriminer le concept d'élasticité de ces cupules dans la survenue des ostéolyses.

Notre travail a souligné l'intérêt du suivi radio-clinique des patients porteurs d'une prothèse totale de hanche, afin de détecter précocement des situations longtemps asymptomatiques.

MOTS-CLES

Ostéolyse périprothétique Cupule sans ciment Usure Prothèse totale de hanche.