



ROYAUM DU MAROC
UNIVERSITE SIDI MOHAMMED BEN ABDELLAH
FACULTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE
FES



Année 2016

Thèse N°057/16

Les descellements aseptiques des prothèses totales de hanches (A propos de 11 Cas)

THESE

PRESENTEE ET SOUTENUE PUBLIQUEMENT LE 08/03/2016

PAR

M. JELLALI ABDELKODDOUCE

Né le 26 Novembre 1990 à Meknès

POUR L'OBTENTION DU DOCTORAT EN MEDECINE

MOTS-CLES :

PTH – Reprise de PTH– Descellement aseptique

JURY

M. BOUTAYEB FAWZI..... PRESIDENT ET RAPPORTEUR
Professeur de Traumatologie –orthopédie

M. LAHRACH KAMAL }
Professeur agrégé de Traumatologie –orthopédie

M. MARZOUKI ZEROUALI AMINE..... } JUGES
Professeur agrégé de Traumatologie –orthopédie

M. SHIMI MOHAMMED..... }
Professeur agrégé de Traumatologie –orthopédie

SOMMAIRE

INTRODUCTION	5
HISTOIRE DE L'ARTHROPLASTIE TOTALE DE LA HANCHE	8
PHYSIOPATHOLOGIE DES DESCELLEMENTS ASEPTIQUES	33
I- Définition	34
II- Le descellement aseptique au niveau cellulaire et moléculaire :.....	36
III- Le descellement aseptique au niveau radiologique :.....	40
IV- Classification radiologique du descellement aseptique des PTH :.....	49
1. Classifications des pertes de substance osseuse fémorales	49
2. Classifications des pertes de substance osseuse cotyloïdienne :.....	56
3. Classification de la SOO:	64
MATERIELS ET METHODES	67
I- Présentation de la série	68
II- Fiche d'exploitation :.....	69
III- Méthode d'évaluation :.....	74
RESULTATS ET ANALYSE	79
I- EPIDEMIOLOGIE :.....	80
1. Age.....	80
2. Sexe	81
3. Antécédents.....	82
II- ARTHROPLASTIE INITIALE	84
1. Age lors de la première PTH.....	84
2. Indications de la PTH de première intention :.....	86
3. Caractéristiques de la PTH initiale	87
4. Type du descellement aseptique :.....	88
5. Coté du descellement :.....	88
III- LA REPRISE.....	89
1. Etude pré-opératoire :.....	89
2. Etude d'opérabilité :.....	91
3. L'intervention chirurgicale :.....	92
4. Complications :.....	99
IV- Résultats de la reprise.....	100
1. Résultats cliniques.....	100

2. Résultats radiologiques	102
V- Cas clinique	106
1. Cas numéro 1 :	106
2. Cas numéro 2:	110
3. Cas numéro 3:	113
4. Cas numéro 4:	116
VI- TABLEAUX RECAPITULATIFS :	119
DISCUSSION	122
I- Méthodologie	123
II- Effectif	124
III- Age	124
IV- Le sexe	126
V- Délai du descellement :	127
VI- Recul	127
VII- Etiologies primitives	128
VIII- Type de descellement	130
IX- Classification radiologique	131
X- Complications	133
XI- Résultats fonctionnels	136
XII- Survie de l'implant et reprise chirurgicale	137
XIII- Facteurs de risque du descellement aseptique ;	137
1. Facteurs démographiques ;	137
2. Facteurs prothétiques	140
3. Le Ciment	150
XIII- Reconstruction osseuse	154
XIV- Avenir de la reprise des PTH	157
CONCLUSION	158
RESUME	160
BIBLIOGRAPHIE	164

ABREVIATIONS

AAOS : American Academy of Orthopedic Surgeons

AG : Anesthésie Générale

AINS : Anti-Inflammatoires Non Stéroïdiens

DM : Double mobilité

F : Femme

H : Homme

IL : Interleukine

PE: Polyéthylène

PMA : Perle Merle d'Aubeginé

PR: Polyarthrite Rhumatoïde

PTH: Prothèse Totale de la Hanche

RANK-L: Receptor Activator of NFKappaB Ligand

Rot. Int.: Rotation Interne

SOFOT: Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique

SPA : Spandylarthrite ankylosante

TNF: Tumor Necrosis Factor

INTRODUCTION

L'arthroplastie totale de la hanche représente le moyen thérapeutique le plus efficace et le plus efficient du traitement des différentes affections inflammatoires, dégénératives et traumatiques qui mettent en jeu le pronostic fonctionnel de l'articulation coxo-fémorale.

Néanmoins; ce n'est pas une méthode indemne de complications; parmi ces complications, nous retrouvons le descellement aseptique.

Le descellement aseptique correspond à la perte de contact entre l'implant prothétique et l'os receveur survenant en dehors de tout infection, il représente une complication majeur des PTH; qu'elle soit cimentée ou non cimentée et survient en générale après plusieurs années de sa mise en place mettant fin ainsi à la durée de vie de la prothèse qu'il faudra par la suite reprendre ou remplacer.

La chirurgie de reprise des prothèses totales de hanche s'est développée à partir des insuffisances des prothèses de première Intention. Insuffisance ou détérioration programmée puisque comme le soulignait déjà John Charnley [6], une prothèse de hanche n'est pas faite pour durer éternellement et ne peut que se détériorer avec le temps. Cette détérioration est plus ou moins rapide, mais tout implant devra théoriquement être changé.

Le nombre de reprise augmentera inéluctablement vu le nombre croissant d'arthroplasties pratiquées chaque année dans une population de plus en plus jeune, de plus en plus active avec une espérance de vie de plus en plus élevée.

Si la technique de mise en place d'une prothèse de première intention est aujourd'hui bien standardisée, il n'en est pas de même pour les reprises.

L'analyse de près de 3000 dossiers par le groupe AVIO [1] démontre que si la survie d'un implant de reprise est inférieure à celle d'une prothèse de première intention, elle diminue régulièrement avec le nombre de reprises. La première prothèse de reprise a une durée moyenne de 7,5 ans, la deuxième 6 ans et la troisième franchit à peine le cap de la cinquième année. Les résultats fonctionnels restent également inférieurs à ceux des arthroplasties de première intention [2][3], mais ils sont excellents ou bons chez près de deux tiers des patients, en plus ces interventions sont grevées de complications nombreuses, variées et parfois sévères, avec un nombre plus important de descellements et de luxations qu'après une chirurgie de première intention [4].

Le coût d'une reprise de prothèse totale de hanche peut en outre représenter jusqu'à près de quatre fois le coût d'une prothèse de première intention [5].

Au terme de cette étude, nous allons essayer de faire ressortir le profil d'un patient porteur d'une PTH descellée, et à la lumière de la littérature mondiale, nous allons essayer de :

Identifier les causes ;

Préciser les moyens du diagnostic ;

Etudier les diverses modalités thérapeutiques ;

Comparer les résultats préliminaires de notre étude avec ceux des différentes séries mondiales

HISTOIRE DE L'ARTHROPLASTIE TOTALE DE LA HANCHE

1. Premières tentatives

Les premières interventions chirurgicales sur la hanche remontent du début du XIXe siècle. C'est à cette époque qu'une idée a germé : remplacer l'articulation détruite le plus souvent par une infection pyogénique ou tuberculeuse par une endoprothèse. La prothèse totale de la hanche a ouvert la voie au remplacement prothétique d'autres articulations.

Barton réalise à Boston, en 1826, les premières ostéotomies fémorales. En 1885, Ollier [7] publia ses travaux sur les différentes ostéotomies réalisables autour de l'articulation de la hanche.

Thoms Gluck implanta en 1890 la première « prothèse de hanche » ; constituée d'une boule, remplaçant la tête fémorale, et d'une cupule en ivoire ; la boule étant fixée sur le col du fémur par une vis et une sorte de « colle à os » [8] faite de colophane, de poudre de pierre ponce et de plâtre.

En 1903, Delbet [9] remplaça la tête fémorale par un implant. En 1915, Murphy [10] à Chicago a combiné une ostéotomie et une interposition de tissus mous entre les surfaces osseuses acétabulaire et fémorale. Hey-Groves [11] [12], Hoffa [13], König [14] et plusieurs autres chirurgiens [15] ont aussi essayé d'implanter différents matériaux de remplacement de la tête fémorale. Les résultats probants au début se détérioraient rapidement. On en revint aux techniques de résection du siècle précédent [16].

2. Arthroplastie par cupule

En 1939, Smith–Petersen [17] publiait ses travaux sur un matériau d'interposition plus performant : ayant découvert dans une hanche un fragment de tissu synovial entourant du verre, il supposa que l'implantation d'une cupule de verre sur la tête fémorale provoquerait une prolifération d'un tissu fibro–cartilagineux issu l'os sous–jacent et que l'ablation de cette cupule permettrait de laisser une nouvelle articulation congruente.

La première tentative fut effectuée en 1923 : suite à la pose de la cupule, un fibrocartilage se développait de façon parfois impressionnante. L'ablation de la cupule de verre se révéla souvent impossible ou encore inutile. De nouveaux matériaux d'interposition furent testés :

- Fascia lata
- Vessie de porc [18]
- Feuille de métal [8]. En 1902, Robert Jones [19] utilisa une feuille d'or.
- Viscaloïde utilisé en 1925 mais rapidement abandonnée car trop irritante
- Pyrex en 1933
- Bakélite en 1937
- Vitallium (Alliage de chrome, cobalt et molybdène) en 1938.

Dans la moitié des cas, les douleurs diminuaient voire disparaissaient. Ce taux de réussite insuffisant et l'impossibilité de corriger des déformations anatomiques comme le raccourcissement eurent raison de cette technique d'arthroplastie par cupule bien qu'elle ait donné une impulsion importante aux développements de prothèses totales articulaires.

3. Prothèse céphalique

En 1939, Bohlmann [20] implanta chez 3 patients une prothèse de tête fémorale : le montage consistait en une sphère de chrome-cobalt ajustée à un clou à ailettes. La même année, Haboush [21] utilisa un dispositif semblable. En 1943 [22][23], Moore et Bohlmann implantèrent une mégaprothèse en chrome-cobalt pour remplacer les 30 centimètres proximaux du fémur détruits par une volumineuse tumeur.

En 1946, les frères Robert et Jean Judet à Paris développèrent une prothèse formée d'une tête en polyméthylméthacrylate (PMMA) montée sur une tige métallique destinée à être introduite dans l'axe du col fémoral. L'opération était facile et ne nécessitait pas d'instrumentation spéciale. Les suites postopératoires étaient remarquablement simples, mais quelques années, voire seulement quelques mois plus tard, les douleurs et une instabilité imposaient une reprise chirurgicale pour fracture de la tige, descellement de la prothèse ou fissuration du PMM



Figure 1 : Prothèse des frères Judet en PMMA

Au début des années 50, Moore mit au point et implanta une prothèse en vitallium avec une tige intramédullaire améliorant la stabilité. Concomitamment, Palmer Eicher en fait de même, mais avec un implant en acier inoxydable [24].



Figure 2 : Prothèse de Moore

La tige de Moore était fenêtrée pour l'alléger et permettre une repousse osseuse à travers les fenestrations. L'évolution se faisait souvent vers un descellement : la tige était trop courte, trop fine et il n'existait qu'une taille unique quel que soit le calibre du fémur. En 1961, Moore changea le concept de sa prothèse en allongeant la tige. En 1954, Thompson [25] développa le même type de prothèse, mais sans fenestration de la tige.

4. Prothèse totale de la hanche

Dans les années 30, Philip Wiles [19], au Middlesex Hospital à Londres, a posé six prothèses totales de la hanche à des personnes souffrant de la maladie de Still . Toutes les pièces de la prothèse étaient en métal : une cupule vissée à l'acétabulum et une tête fémorale montée sur une tige dans l'axe du col fémoral, elle-même fixée à une plaque vissée sur la corticale externe sous le grand trochanter. La Seconde Guerre Mondiale l'empêcha de

poursuivre ces arthroplasties. A la fin de la Guerre, il présenta un joli succès à long terme. Un des ses cas bilatéraux montrait une excellente fonction à 13 ans de recul.



Figure 3: Prothèse de Wiles

Un peu plus de dix ans après, Jaenichen–Collison présente un modèle équivalent à celui de Wiles. Ce type de fixation continuera à faire des émules. Deux Suisses, Huggler et Jacob, s'inspirèrent du concept pour développer une nouvelle prothèse de hanche à la fin des années 70 [26]. L'idée est de conserver un maximum de stock osseux diaphysaire chez des patients jeunes qui nécessiteront une reprise dans le futur.

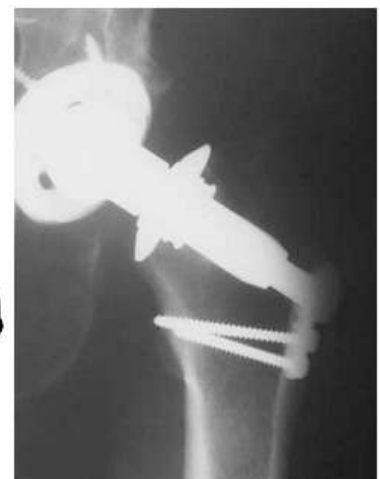
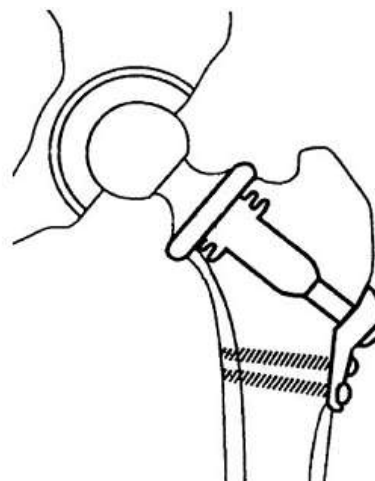


Figure 4 : Prothèse totale de hanche de Huggler et Jacob [26].

Au milieu des années 60, Maurice E. Müller présente sa tige recourbée permettant d'éviter l'ostéotomie du grand trochanter. En 1977, il présente sa tige droite en raison des résultats cliniques initiaux supérieurs à ceux de la tige recourbée. La tige est autobloquante dans le plan frontal et, dans le plan sagittal, la courbure du fémur fournit le deuxième point de blocage. Le ciment permet d'assurer une fixation complémentaire de la tige. Le succès est indéniable ; en 2003, la millionième tige est implantée.



Figure 5 : Tige droite de Müller. A droite, modèle 1977 et à gauche, modèle 2007

En 2006, Carlsson [27] [28], présente un nouvel implant en titane permettant une ostéo-intégration de l'implant, technique déjà utilisée par les dentistes depuis environ 40 ans. La tige est en titane et se visse dans le col. L'instrumentation permet de créer un pas de vis adapté très précisément ne lésant pas la vascularisation de l'os.



Figure 6: Prothèse de Carlsson

5. Prothèse bipolaire

Giliberty [29] et Bateman [30] conçurent une prothèse avec une cupule libre entre l'acétabulum et l'implant fémoral. L'idée était de diminuer le frottement entre la tête fémorale et le cartilage acétabulaire. La partie fémorale était soit cimentée ou impactée sans ciment. L'implant acétabulaire était formé d'une cupule en métal contenant un polyéthylène afin d'éviter le contact métal-métal.

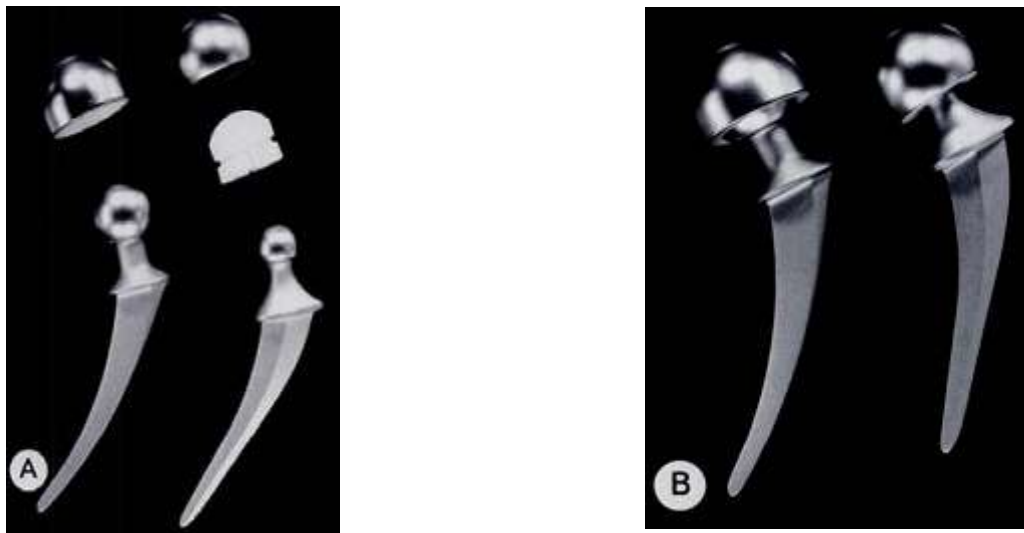


Figure 7 : Prothèses de Giliberty (à gauche) et de Bateman (à droite).

(A): Eléments séparés. (B) : Eléments assemblés.

6. PTH cimentée ; le polyméthyle méthacrylate

L'utilisation du polyméthyle méthacrylate (PMMA) fut un pas-de-géant dans l'histoire de l'arthroplastie totale de hanche. Le PMMA a été utilisé initialement par les dentistes américains dans les années 30. Wiltse et collaborateurs démontrèrent la bonne tolérance de l'acrylate sur les animaux de laboratoire [31].

John Charnley découvrit le PMMA lors d'un voyage en Californie. Pour la première fois en 1958, il l'utilisa comme moyen de stabilisation pour les composants acétabulaire et fémoral. Le ciment au PMMA était utilisé comme un mortier ou un enduit formant un manchon dans lequel l'implant était scellé.

L'ancrage prothétique au ciment a été le premier mode de fixation. L'avantage était de permettre une stabilité primaire immédiate et une reprise de l'appui précoce. L'évolution de ce type de prothèse s'est essentiellement faite sur le choix du couple de frottement, le dessin des implants et la technique de cimentage. La nature même du ciment n'a, elle, que peu évolué.

Les premières arthroplasties dérivées de la prothèse de Mc Kee et Farrar, utilisant une tête fémorale de grand diamètre (41 mm) et un couple de frottement métal/métal ont montré des résultats variables selon les publications à moyen et long terme [32] [33] [34].

Charnley, en 1960, met au point une prothèse totale de hanche à couple de frottement hétérogène avec cotyle en polyéthylène et pièce fémorale en alliage d'acier. Cette innovation est née de son expérience des cupules

métalliques de Smith–Petersen et de la prothèse fémorale acrylique de Judet [35]. L'avantage de ce couple de frottement, associé à une tête fémorale de petit diamètre (22mm) était d'abaisser le coefficient de friction. La conséquence en est la diminution des contraintes sur l'ancrage cotyloïdien. Les résultats à 10 ans de recul sont alors satisfaisants tant sur le plan fonctionnel que sur le taux de descellement [36].

Muller [37] en 1966, conçoit une prothèse de première génération reprenant le principe du couple de frottement mixte métal/polyéthylène mais initialement avec une tête de gros diamètre. Le dessin de l'implant fémoral diffère également avec une tige plus remplissante, triangulaire à la coupe et dont la courbure est accentuée afin d'augmenter la latéralisation et le moment du moyen fessier. Les résultats préliminaires étaient également satisfaisants au recul de 6 ans [38].

Cependant, l'évolution à long terme de cette première génération de prothèse montre un taux de descellement important atteignant 40% en fémoral et 30% en cotyloïdien à 15 ans de recul [39] [40].

La deuxième génération de prothèse cimentée apparaît dans les années 1975–1980. Elle est caractérisée essentiellement par la modification du dessin de l'implant fémoral. Muller [41] introduit le concept d'implant autobloquant avec une tige la plus anatomique possible dans le plan frontal. Kerboull modifie le dessin initial de la prothèse de Charnley en augmentant également la largeur de l'implant et l'angle cervico–diaphysaire (130°).

De nouveaux composants plus résistants et moins rigides apparaissent comme les alliages de titane pour les tiges.

La technique de scellement évolue également avec l'utilisation de bouchon intramédullaire augmentant la pression du ciment lors de la polymérisation afin d'obtenir des interfaces ciment-os et ciment-prothèse optimales [42].

Ces évolutions ont permis d'abaisser le taux de descellement fémoral mais la survie de l'implant cotyloïdien, elle, n'a que peu évolué [42] [43].

Nous disposons actuellement d'un recul important atteignant 30 ans, sur ce type d'implant, comme le montrent différentes publications récentes [44] [45] [46]

7. PTH non cimentée

Les prothèses (tige ou cupule) sans ciment, se stabilisent dans un délai de six à douze semaines par un phénomène de repousse osseuse. Leur zone de contact avec l'os fait l'objet d'un traitement de surface pour favoriser cette repousse osseuse.

Le principe des revêtements de surface ostéoconducteurs des prothèses est apparu en 1986: on projette (par une torche à plasma) une fine couche (150 microns en moyenne) d'hydroxyapatite qui vient se fixer à la surface des prothèses. L'hydroxyapatite est un composant minéral de l'os qui peut être fabriqué chimiquement. L'os voisin identifie l'hydroxyapatite comme un de ses constituants et repousse rapidement sur le revêtement de la prothèse.

Avec un recul supérieur à dix ans, les revêtements ostéoconducteurs apparaissent comme le meilleur procédé de fixation des prothèses de hanche, aussi bien au niveau du fémur qu'au niveau du cotyle. Actuellement, le consensus est fait d'une coquille métallique, fixée par encastrement modéré, des vis, et comportant un revêtement ostéoconducteur [47][48][49].

8. PTH à double mobilité

Conçue par Gilles Bousquet dès 1975, elle a connu un essor important à la suite du passage du brevet dans le domaine public et lorsque la fixation secondaire (par repousse osseuse sur la surface prothétique) des cupules métal-back est devenue fiable avec l'apport de l'hydroxyapatite [50].

Ce type de cupule est indiqué chez les patients ayant un risque élevé de luxation : âge élevé (> 70 à 75 ans), pathologies neurologiques, alcoolisme, faible trophicité musculaire, reprise de prothèse, pathologie tumorale. Des problèmes d'usure sont survenus au début de l'expérience car l'état de surface et la géométrie du col prothétique interviennent aussi dans les phénomènes d'usure, amenant à privilégier des cols lisses dépourvus d'encoche d'extraction. Malgré un taux d'usure et de survie comparable au polyéthylène fixe, le risque de luxation intra-prothétique (2%), propre à ce type d'implant, doit rendre leur indication prudente notamment chez les sujets jeunes et actifs. En revanche, il est possible de recommander leur usage en raison de leur excellente stabilité dès qu'il s'agit d'une hanche à risque comme détaillé plus haut.



Figure 8 : Prothèse totale de hanche à double mobilité

9. Les prothèses de révision

Dans certains cas on pourra utiliser en révision des prothèses identiques à celles qu'on utilise en première intention. Le plus souvent il faudra utiliser des prothèses spécialement conçues pour ces révisions. Elles sont en général fixées sans ciment mais souvent avec des greffes osseuses qui vont remplacer l'os qui a été détruit par le descellement [51].

9.1. Les cotyles de révision

Elles peuvent être divisés en trois groupes : les cupules primaires scellées ou non cimentées, les anneaux de soutien et autre matériel de renforcement acétabulaire, et les cupules de grands diamètres ou les cupules modifiées.

* *Les cupules primaires* : sont les même que celles utilisées pour les arthroplasties de première intention.

Elles peuvent être scellées, ou non cimentées. Dans le cadre d'une révision acétabulaire, elles sont utilisées le plus souvent en association avec l'un des

procédés de reconstruction osseuse. Cela améliore le recentrage de la cupule et garantit la pérennité du résultat de la révision à long terme.

De nouvelles cupules en tantale poreux ont été récemment développées pour les révisions acétabulaires. Leur structure semblerait permettre une réhabilitation osseuse plus rapide et plus large [52], mais une évaluation à long terme reste nécessaire avant d'en répandre son utilisation.

* *Les anneaux de soutien* : sont des implants métalliques vissés dans l'os coxal et comprenant la plupart du temps un appui distal par crochet obturateur, apportant une stabilité primaire immédiate. Ils permettent un recentrage du cotyle, la protection d'une éventuelle greffe, et certains autorisent une ostéosynthèse en cas d'interruption pelvienne [53]. Une cupule adaptée est ensuite scellée à l'intérieur de l'anneau. Plusieurs concepts existent :

- *L'anneau de soutien de Muller* [54] : présentant un appui périphérique et une fixation par vissage dans le toit et la colonne postérieure ;
- *L'anneau de Ganz* [55] *et la croix de Kerboull* [56] qui possèdent un crochet obturateur et une fixation par vissage périphérique. Ceci leur confère une excellente stabilité primaire immédiate ;
- *L'armature anti-protrusion de Burch-Schneider* [56] qui comporte une palette supérieure prenant appui sur l'aile iliaque et une palette inférieure prenant appui dans l'ischion.

Certains cotyles de reconstruction sont à rattacher aux anneaux de soutien.

Il s'agit de cupules métalliques hémisphériques stabilisés par vissage

supérieur via des pattes tectales ou directement dans l'arrière fond, et par un crochet obturateur distal. Ils sont représentés par le cotyle Octopus utilisé en Amérique du Nord, ou par le cotyle de reconstruction Saturne (Laboratoire Amplitude ou Gyros (Laboratoire De Puy) en Europe.



Figure 9 : Différents concepts d'anneaux de soutien ; a) Anneau de soutien de Muller ; b) Anneau de Ganz ; c) Croix de Kerboull ; d) Armature anti-protrusion de Burch-Schneider.

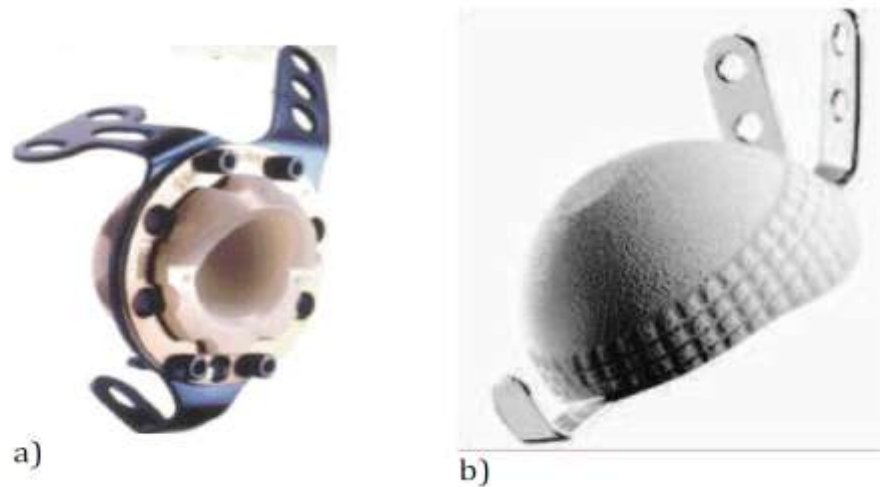


Figure 10 : Exemples de cotyles de reconstruction. a) Module anatomique de reconstruction Octopus®; b) Cotyle de reconstruction Saturne

* Les cupules de grand diamètre ou les cupules modifiées ont pour but d'augmenter la surface de contact prothétique avec l'os sain natif afin de favoriser la fixation biologique, tout en assurant une stabilité primaire satisfaisante. Non cimentées, elles peuvent être impactées ou stabilisées par vissage. On retrouve dans la littérature :

- Les cupules « Jumbo » [58]: il s'agit de cupules hémisphériques impactées, de diamètre compris entre 65 et 80 mm. Leur grand diamètre autorise un appui circonférentiel sur l'os sain plus important malgré la perte de substance osseuse. Leur utilisation permet de se passer d'une greffe, mais présente l'inconvénient de médialiser le centre de rotation coxo-fémoral. Pour éviter cela, Blumenfeld et Bargar proposent de cimenter une deuxième cupule à l'intérieur de la cupule jumbo afin de restaurer l'offset [59] .

- Les cupules oblongues (Fig.11 a) : ces cupules bilobées s'adaptent aux défauts supérieurs et permettent un abaissement du centre de rotation coxo-fémoral sans réaliser de greffe structurale [60]. Leur surface poreuse d'une superficie supérieure à celle d'une cupule standard favorise la fixation biologique.
- La cupule triflange (Fig. 11b) : cette cupule de reconstruction réalisée sur mesure à partir d'une reconstruction tomodensitométrique 3D n'est utilisée qu'en Amérique du Nord [61]. Elle est fixée par des VIS via un triple appui sur l'ilium, l'ischium et le pubis, ce qui les rapproche des armatures anti-protrusion.
- Parmi les cotyles modifiés, on peut inclure les cotyles à plot. Il s'agit d'un cotyle double mobilité possédant un plot solidaire de son métal-back. Ce plot peut être impacté ou cimenté dans la portion de l'isthme du bassin qui reste une zone toujours présente, quels que soient les défauts des colonnes [62]. Ce type de cotyle de reconstruction a été initialement développé pour la cancérologie et commence à être étudié sur de petites séries pour les révisions avec pertes de substances sévères [63].

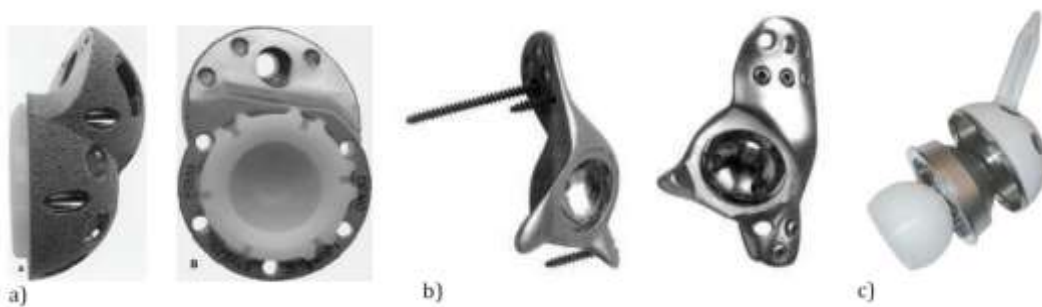


Figure 11 : Exemples de cupules modifiées. a cupule oblongue ou cupule bilobée A vue de profil, B vue de face; b cupule triflange sur mesure ; c cotyle à plot, exemple de la cupule Intégra (Lépine@, Genay, France).

9.2. Les tiges de révisions

Elles sont le plus souvent plus longues et modulaire pour pouvoir s'adapter à toutes les situations, car le descellement est responsable d'usure, de déformation et parfois même de fractures ; On peut donc selon les cas choisir des tiges plus ou moins longues, plus ou moins grosses, et parfois on pourra même les fixer dans le fémur grâce à des vis transversales. [64]



Figure 12 : Différente types de tiges de reprise

10. Les couples de frottement :

Il existe différents couples de frottement :

- ceux comportant un composant acétabulaire en polyéthylène associé à une tête fémorale en métal ou en céramique, appelés couple de frottement « dur-mou »
- ceux comportant soit un cotyle en céramique avec une tête en céramique soit un cotyle en métal couplé à une tête en métal, appelés couple de frottement « dur-dur ».

Le premier couple de frottement décrit a été le couple métal/métal décrit par Mac Kee en 1940 (fig.13) néanmoins, compte tenu des importants descellements, ce couple est tombé en désuétude dans les années 1970 au profit du couple métal/polyéthylène développé par Sir John Charnley en 1962 [46].

En 1970, un chirurgien français, Pierre Boutin [64] mit en place, pour la première fois à Pau, une prothèse avec un couple céramique/céramique .

Le couple de frottement métal-métal :

Ce couple métal-métal parfaitement bien conçu, a l'avantage de diminuer considérablement l'usure évaluée à 25 microns pendant la première année.

Le développement de ce couple a concerné le diamètre qui est devenu plus grand destiné soit à des prothèses de type resurfaçage soit à des prothèses avec de grosses têtes afin d'éviter les luxations ; Cependant des questions demeurent, car il a été établi, en particulier par l'équipe du Professeur SAILLANT, que cette friction méta-métal entraîne la libération de chrome

et de cobalt dans l'organisme, qui sont toxiques et peuvent entraîner des pathologies hématologique et des lyses tissulaires [66].

Enfin il existe un risque important de métallose avec libération d'ions métalliques dans les tissus et dans la circulation pouvant aller jusqu'à la formation de pseudotumeurs (fig. 14), parfois malignes localement.

Ce couple métal/métal est surtout à éviter chez les femmes jeunes.



Figure 13 : Prothèse de Mac Kee Métal/Métal.

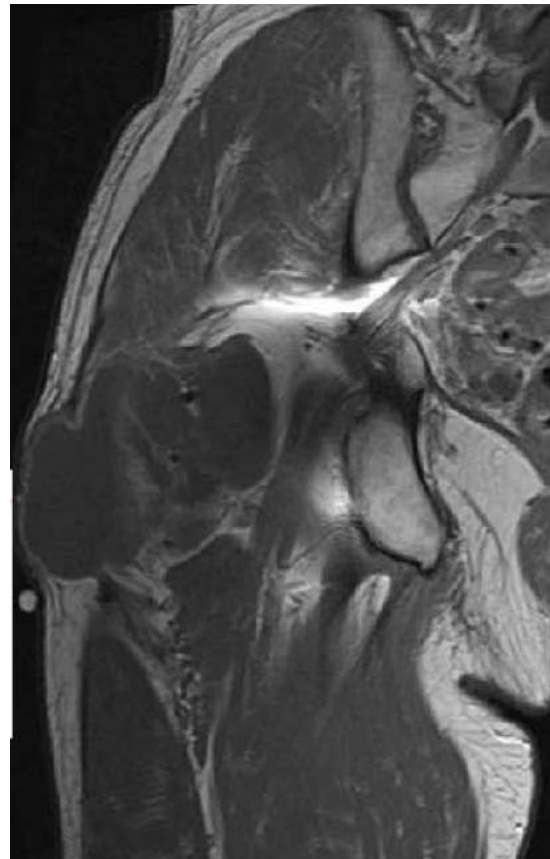


Figure 14 : Pseudotumeur après problème Métal/Métal

Le couple de frottement métal-polyéthylène :

L'une des grandes contributions de Sir John Charnley fut la découverte du principe de « low friction arthroplasty » basé sur:

- l'utilisation d'un composant en plastique pour le cotyle faisant face à un élément métallique [67] [68] du côté fémoral. •

- le choix d'une tête fémorale de petit diamètre (22mm) permettant de réduire considérablement la sollicitation en friction [69] et donc l'usure de l'implant acétabulaire.

Les premiers essais avec le Téflon® furent infructueux, suivis d'une usure rapide avec production de particules réactives entraînant une lyse osseuse. Charnley changea de matériau et utilisa un composant acétabulaire en polyéthylène de haute densité.

Le couple céramique-céramique :

Mis en place pour la première fois par le Pr Boutin en 1970 (fig.15), le couple céramique - céramique a pour avantage essentiel de résister à l'usure et d'éviter l'ostéolyse péri prothétique induite par les débris de polyéthylène. Cependant, plusieurs études, ont émis de sérieux doutes sur l'utilisation d'un tel matériau dans les PTH, en insistant sur le risque de fracture des implants, de descellements cotyloïdiens, voir même d'ostéolyse [70] [71] [72].



Figure 15 : Première prothèse Céramique/Céramique.

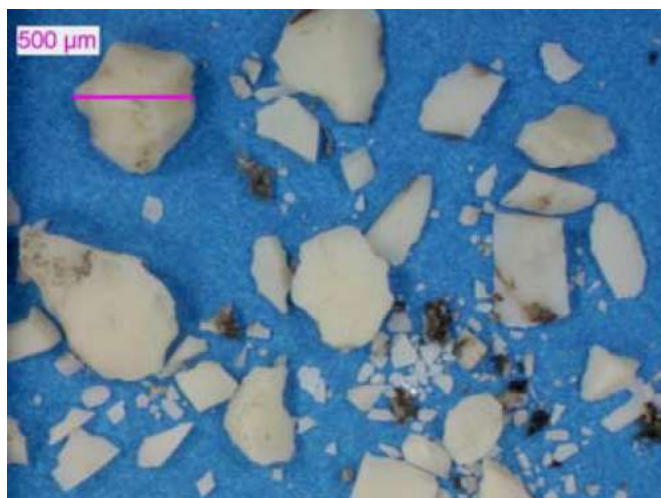


Figure 16 : Fracture d'une tête fémorale en céramique

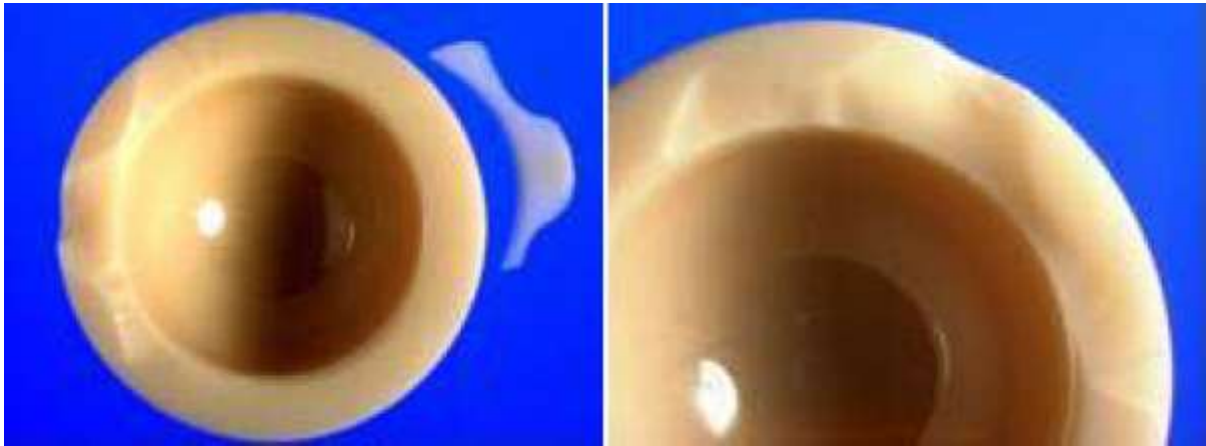


Figure 17 : Ecaillage (shipping) de la céramique.

Le couple céramique/céramique, de façon à éviter les fractures, a connu un développement important surtout chez les sujets jeunes, ainsi de nouvelles céramiques, outre celles d'alumine, ont été imaginées comme la céramique de Zircone (vtrium oxyde). Si cette céramique est beaucoup plus résistante, elle peut être génératrice d'une instabilité de surface avec un arrachement de grains, cette transformation de phase pouvant être à l'origine d'usure prématurée.

De façon à améliorer la résistance de la céramique d'alumine, a été fabriquée une alumine composite associant 75 % d'alumine et 25 % de zircone dénommée BioloX Delta (fig.18).



Figure 18 : Céramique Alumine-Zircone dite alumine BioloX Delta

Le couple métal - polyéthylène reste le couple de référence compte tenu de son recul clinique et de son taux de survie. Le maillon faible est le polyéthylène dont le taux d'usure linéaire est de l'ordre de 0,1 mm par an et est à l'origine de libération de particules qui favorisent l'ostéolyse.

Le couple céramique-polyéthylène permet de diminuer le taux d'usure du polyéthylène.



Figure 19 : Différents types de couples de frottement.

<u>Auteurs</u>	<u>Prothèse</u>	<u>Année</u>
Th.gluck	Boule en ivoire sur le col du fémur.	1890
Delbet	Remplacement de la tête fémorale	1903
Hey-Groves	Boule en ivoire et une tige.	1906
Smith-Peterson	Cupule de verre sur la tête du fémur.	1923
Wiles	Cupule vissée à l'acétabulum et tête fémorale fixé par une tige dans le col à une plaque externe verrouillée par une vis et un boulon.	1930
Bohlmann	Sphère de chrome-cobalt ajustée à un clou cervical à trois ailettes	1939
Mac Kee	Cotyle vissé par trois vis et pièce fémorale en deux parties se fixant à une plaque sur la corticale externe.	1941
Robert et Jean Judet	Tête en PMMA sur tige cervicale fémorale.	1946
Jaenichen	Prothèse totale de hanche avec une plaque vissée sur la corticale externe du fémur.	1947
MacBride	Prothèse « door-knob », cotyle métallique et tige vissée intramédullaire.	1948
Mac Kee	Invention du cotyle « rétentif ».	
Majnoni	Prothèse en acrylique de type inversée (petite tête enfoncée dans la partie supérieure du cotyle s'articulant dans une tulipe dont la queue s'insère dans le fémur).	1949
Moore	Prothèse intramédullaire en vitallium.	1950
Habousch	Prothèse constituée de deux cupules fixée avec du ciment dentaire.	1951
Mac Kee	Prothèse totale de hanche avec cotyle « à encoche ».	1953
Thompson	Prothèse céphalique en vitallium, tige non fenêtrée.	1954
Charnley	Première utilisation du méthyle méthacrylate comme ciment.	1958
Moore	Prothèse avec tige intramédullaire allongée.	1961
Müller	Tige fémorale recourbée, cimentée	1966
Boutin	Première utilisation de l'alumine	1971
Engh	Utilisation du « porouscoat » sur les queues des tiges fémorales.	1977
Giliberty et Bateman	Cupule libre entre acétabulum et implant fémoral.	1977
Müller	Tige droite, cimentée	1977
Huggler et Jacob	Thrust plate prosthesis	1978
Carlsson	Prothèse avec ostéointégration	2006

Tableau 1 : Evolution de l'arthroplastie de la hanche

PHYSIOPATHOLOGIE DES DESCELLEMENTS ASEPTIQUES

I- Définition

Le descellement de la prothèse totale de la hanche se caractérise par la perte de fixation de cette pièce à l'os, il peut survenir soit au niveau du cotyle ou du fémur isolément, soit au niveau des deux de manière simultanée.

Etymologiquement est consacré par l'usage courant, sceller c'est fixer grâce à un liant quelconque (plâtre, ciment, plomb, résine). Au sens strict du terme les prothèses non cimentées ne peuvent donc se desceller.

On définit donc le descellement comme l'absence de fixation initiale de l'implant à l'os ou la détérioration de celle-ci. Par analogie et en raison de ces conséquences qui sont du même ordre, les prothèses non cimentées sont aussi incluses. En effet la mobilité de la pièce prothétique sur l'os porteur altère le résultat fonctionnel et l'os lui-même et conduit généralement tout comme pour les prothèses cimentées à la faillite de l'arthroplastie et à la réintervention.

Descellement est synonyme de mobilité dans bien des cas. Mais tout comme une pierre descellée peut se recoiner dans une position autre que celle où elle avait été fixée, une prothèse après rupture de sa fixation initiale, qu'elle soit cimentée ou non peut en s'enfonçant dans le fût fémoral ou dans sa gaine de ciment, se recalcr plus ou moins solidement, parfois transitoirement, parfois d'une façon durable, quelques millimètres plus bas. Cette prothèse « recalée », refixée, est descellée puisqu'elle a quitté peu ou prou son site primitif d'implantation après échec de sa fixation initiale.

Il faut donc considérer descellée toute prothèse dont la fixation a été un échec quelle qu'en soit la traduction clinique nulle ou patente.

Deux grandes classes de descellement existent : septique et aseptique.

Le descellement septique se définit par la présence d'une infection bactérienne comme cause du descellement de la prothèse. Les infections peuvent être de 2 types : postopératoire aiguë (< 1 mois) et tardive.

Les infections tardives peuvent se présenter de 2 manières : chronique avec parfois des douleurs qui n'ont pas disparues depuis l'intervention ou aiguë.

On peut retrouver un tableau simulant une infection postopératoire aiguë dans les suites d'une maladie ayant mené à une septicémie (infection urinaire, spondylodiscite, endocardite, pneumonie) ou en cas de porte d'entrée traumatique (plaie au pied par exemple).

La douleur est un signe cardinal, les signes accompagnants (fièvre, rougeur de la cicatrice, hyperleucocytose) s'atténuent en fonction de l'éloignement de l'intervention. La CRP permet de guider le diagnostic si elle reste au-dessus des valeurs normales quelques mois (3-6) après l'opération, le suivi de la vitesse de sédimentation peut être utile.

Le descellement aseptique doit être un diagnostic d'exclusion. Les paramètres inflammatoires (CRP, VS, FSC) doivent être vérifiés. Des prélèvements per-opératoires lors de la révision (bactériologie, biopsies multiples) sont faits pour s'assurer de l'absence d'infection à bas bruits. D'autres examens sont effectués pour l'exclusion de la cause infectieuse comme le scanner, la scintigraphie aux immunoglobulines marquées, ponction de hanche (numération des globules blancs, mise en culture, Gram). Des moyens complémentaires d'imagerie peuvent être utilisés pour compléter le bilan comme une scintigraphie osseuse trois phases suivie d'une immunoscintigraphie [73] permettant de différencier de manière

efficace entre un descellement aseptique et descellement septique (sensitivité et spécificité 92 % et 64 % respectivement pour la scintigraphie, 67 % et 75 % pour l'immunosciintigraphie). La valeur prédictive négative est de 93 % pour les deux examens ensemble. Des résultats équivalents [74] sont publiés pour la scintigraphie (spécificité 100 %, sensibilité 73 %). En cas de doute, un PET-scan [75] au 18 F-FDG permet également de différencier entre une origine septique ou non. Mais actuellement, les études à ce sujet sont encore rares.

II- Le descellement aseptique au niveau cellulaire et moléculaire :

- Les débris générés par l'arthroplastie entraînent une usure à 3 composantes :

Les débris métalliques sont présents à des concentrations variables dans la néo-capsule et à l'interface os-ciment qu'ils colorent d'une teinte bleue noirâtre. Il s'agit de grains noirâtres, de siège intra ou extracellulaire, affectant les histiocytes et les cellules géantes. On retrouve les traces de ces débris parfois à distance dans la diaphyse fémorale.

La quantité des débris métalliques augmente très nettement après descellement [76] [77] [78]. Leur importance est liée à la nature de l'alliage constituant la prothèse plus qu'à la durée d'implantation de celle-ci. Ils sont provoqués soit par la corrosion due au frottement (ou fretting corrosion d'autant plus productive que la dureté de l'implant est faible), soit par l'usure

anormale du métal soumis à l'abrasion du ciment et de ses opacifiants lorsque le pivot se mobilise dans son fourreau de ciment.

Les traces de cette usure sont souvent visibles sous forme de plages dépolies à la surface de l'implant.

Ces débris peuvent se rencontrer avec tout type de matériau [77] [79] ; Après descellement, les concentrations de chrome-cobalt dans le liquide articulaire sont multipliées par sept mais par vingt et un si on utilise un pivot et une tête en alliage de titane [80, 81, 82, 83, 84].

L'abrasion de ce matériau particulièrement tendre entraînerait de fortes concentrations sanguines et tissulaires de titane, de vanadium et d'aluminium. L'incarcération de particules métalliques entre la tête fémorale et le cotyle de polyéthylène viendrait encore aggraver le processus. La métallose ainsi créée serait responsable d'une ostéolyse.

Forest [85] signale l'existence d'une importante réaction lymphocytaire qui pourrait faire évoquer une réaction allergique de type IV par hypersensibilité cellulaire, mais cet aspect serait plus fréquemment rencontré après prothèse métal-métal.

Par comparaison avec les autres débris d'usure [86], les fibres de polyéthylène entraînent la plus forte réaction cellulaire. Willert [87] a montré leur forte concentration dans le granulome des prothèses descellées, non seulement dans la capsule articulaire mais aussi dans le canal fémoral proximal où ce granulome agressif attaque le support osseux.

- Mécanismes biologique impliqué dans l'ostéolyse et le descellement des PTH :

Lors d'une révision chirurgicale consécutive au descellement aseptique d'une PTH, on observe une pseudomembrane fibreuse entre l'os et la prothèse, que l'on appelle «granulome» [88] [89][90] ; A l'examen histologique, cette pseudomembrane est le théâtre d'une réaction inflammatoire intense [91] impliquant des granulocytes, des macrophages, des lymphocytes T, ainsi que des ostéoblastes et des ostéoclastes. Les ostéoclastes jouent un rôle déterminant dans ce processus, car ce sont les effecteurs cellulaires ultimes provoquant la destruction osseuse péri prothétique aboutissant au descellement de la PTH [92] [93] . Toutes ces interactions cellulaires sont contrôlées par des médiateurs moléculaires : les cytokines.

On trouve également autour du ciment une membrane « synovial-like [94]» infiltrée de cellules géantes dues à une réaction contre des corps étrangers : qui ne sont que des particules de PMMA. Des hybridations in situ [95] révèlent la présence d'interleukine-1 et interleukine-6 en concentration importante au niveau des tissus adjacents aux prothèses descellées à l'inverse des prothèses scellées.

IL-1 et IL-6 modulent et régulent la croissance et la différenciation des cellules de l'immunité et jouent également un rôle important dans le remodelage osseux et des tissus mésenchymateux. Les cytokines sécrétées stimulent le recrutement des précurseurs des ostéoclastes et leur

différenciation, l'augmentation de la survie et l'activation ne jouant qu'un rôle mineur [96].

En schématisant, les particules de PMMA phagocytées par les macrophages stimulent la sécrétion de cytokines (IL-1 et TNF). Le TNF stimule les ostéoblastes adjacents à sécréter du GM-CSF d, IL-6 et PGE-2 qui mènent au recrutement des ostéoclastes et des macrophages à l'interface ciment-os. Le recrutement de ces cellules amplifie la réponse inflammatoire conduisant à une résorption osseuse et finalement au descellement.

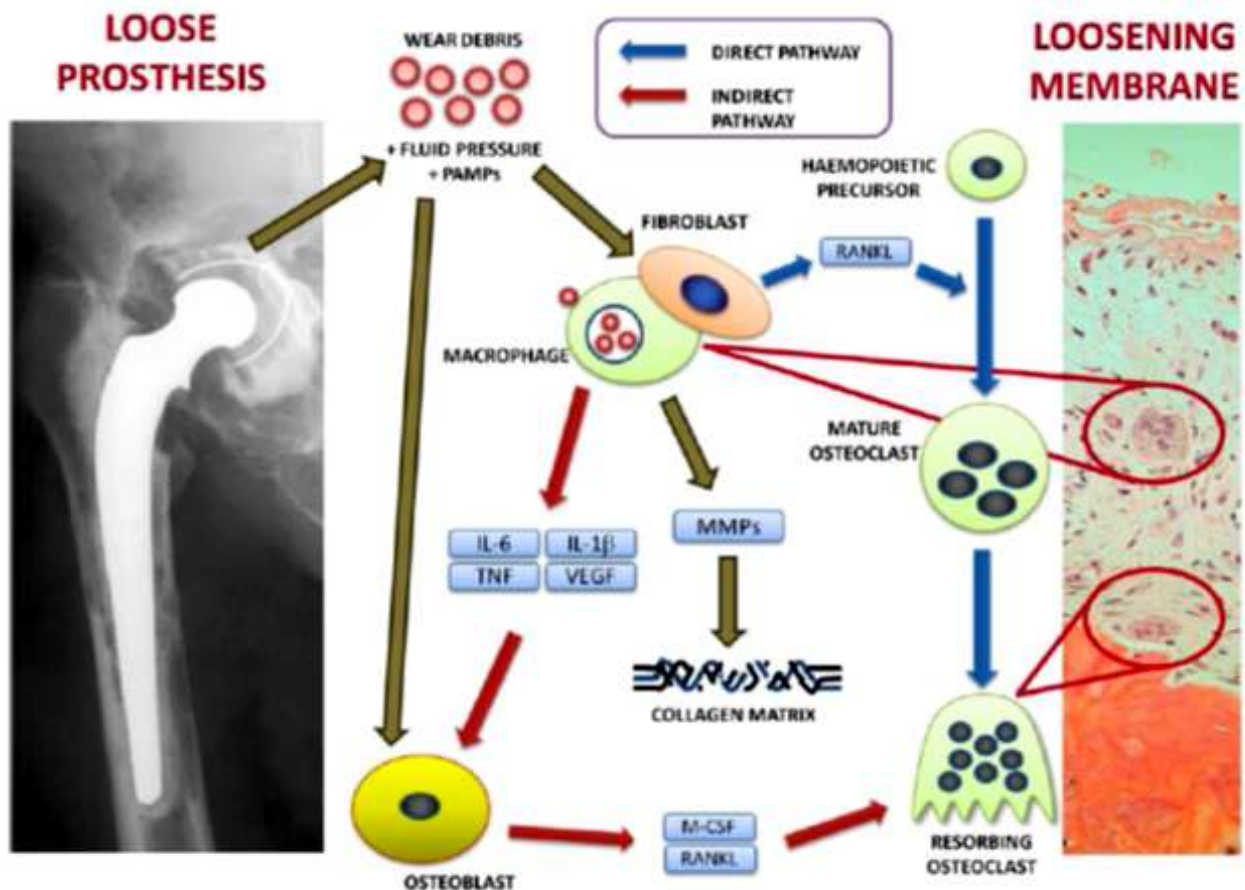


Figure 20 : Résumé de la réponse physiologique au débris d'usure lors du descellement aseptique

III- Le descellement aseptique au niveau radiologique :

Le signe principal du descellement est le liseré, il est volontiers asymétrique, suit les contours de la prothèse et présente des limites nettes et régulières.

L'analyse est différente entre prothèse cimentée et prothèse non cimentée.

Les prothèses cimentées peuvent présenter un liseré non pathologique fin, mesurant moins de 2 mm, peu étendu, régulier et non progressif. Il serait lié à une résorption osseuse par traumatisme thermique au moment de la polymérisation.

En cas de prothèse non cimentée, un liseré de moins de 2 mm s'accompagnant d'une sclérose marginale peut être présent et est associé à une sclérose endostale, il peut exister un affaissement modéré de la pièce fémorale pendant la première année.

Pour localiser ces liserés, il existe deux classifications :

- La classification de DeLee [96] pour le cotyle avec trois zones sur la face.
- La classification de Gruen pour le fémur avec sept zones sur le cliché de face et sept zones sur le cliché de profil.

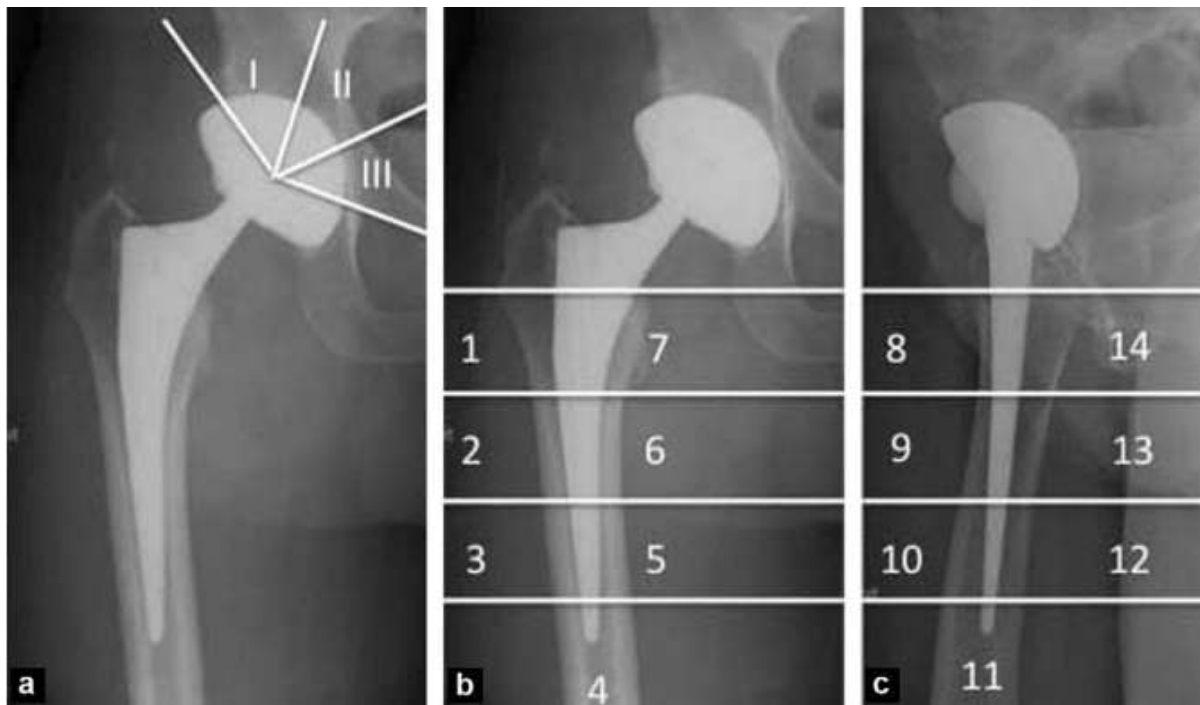


Figure 21 : Classification des liserés sur les clichés standard : a : classification de Lee pour le cotyle avec 3 zones sur la face ; b et c : Classification de Gruen pour le fémur avec sept zones sur le cliché de face (b) et sept zones sur le cliché de profil(c).

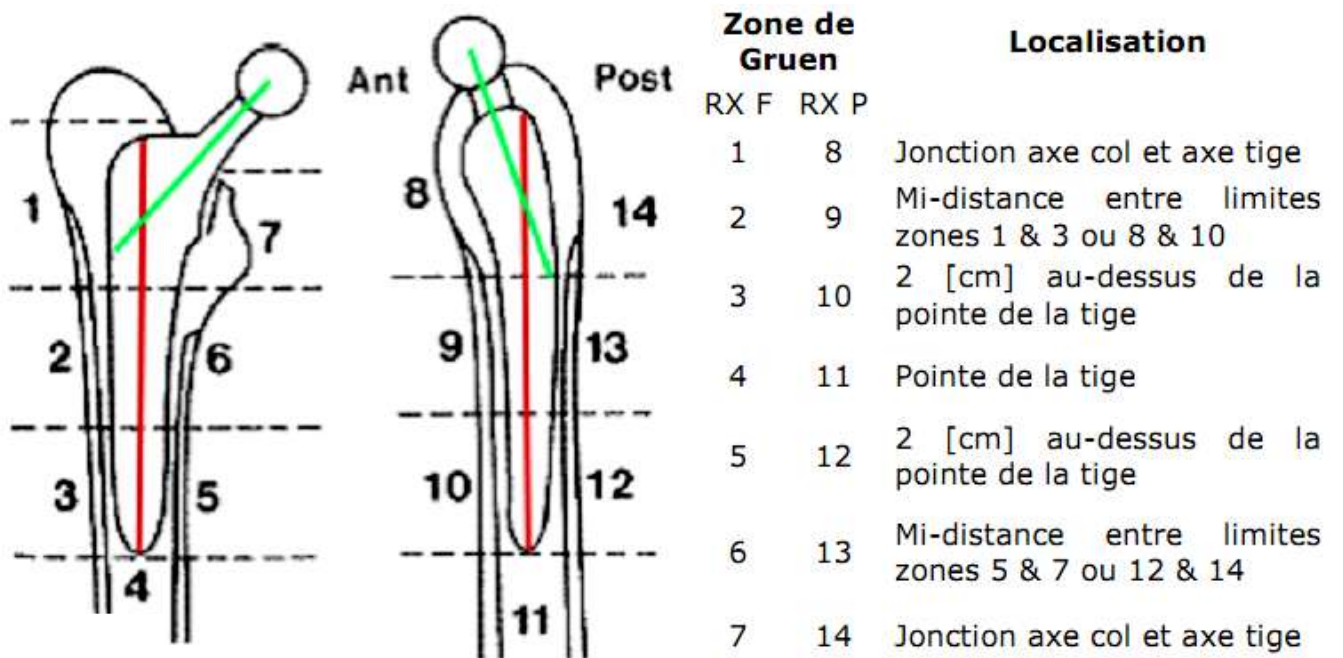


Figure 22 : Zones de Gruen. RX F : radiographie face, RX P : radiographie de profil, en rouge : axe tige et en vert : axe col.

En cas de prothèse cimentée, O'Neill et Harris [98] classifient les descellements au niveau radiologique en trois catégories :

1. Certain (présence de migration sur le cliché).
2. Probable (100 % de liseré autour du ciment sur un ou plus de clichés).
3. Possible (>50 % et <100 % de liseré autour du ciment sur un ou plus de clichés).

Ainsi le descellement peut être affirmée s'il existe un ou plusieurs des signes suivants :

- Une migration des implants jugée sur les bilans radiographiques successifs avec des mesures si nécessaire : migration crâniale et verticalisation pour le cotyle, migration caudale pour la pièce fémorale ;
- Un liseré clair de plus de 2 mm d'épaisseur, progressif et extensif ;
- Des granulomes endostaux (Fig.25 et 26);
- Une libération de particules du traitement de surface (Fig.27) ;
- Une fracture du ciment

En cas de prothèse non cimentée [99], le signe majeur de descellement reste le liseré évolutif. D'autres signes peuvent s'observer : lyse de l'éperon de Merkel (fig.23) ; l'absence de piédestal dense à la pointe de la tige et migration évolutive ou bascule de l'implant après un an (fig.24).

Le piédestal correspond à une condensation du spongieux située sous le bout de la tige fémorale, témoignant d'une bonne stabilité de l'implant.



Figure 23 : **Descellement de cupule** : a : cliché de face ; b : scanner, reconstruction MPR frontale. Granulome par débris d'usure fémoraux associé à une lyse du calcar (flèches noires). Ostéolyse autour de la cupule (flèche blanche) à l'origine du descellement de cette dernière. Avec usure marquée du polyéthylène.



Figure 24 : **Suivie Radiographique d'une prothèse non cimentée : Descellement** : a :Cliché initial ;b,c :suivie montrant une mobilisation secondaire de la cupule liée à un descellement, avec verticalisation dans le plan frontal et bascule postérieure de profil



Figure 25 : **Granulome par débris d'usure sur PTH non cimentée.** Usure du polyéthylène (flèche noire), volumineux granulome par débris d'usure autour des plots d'ancrage (flèche blanche) et résorption osseuse au contact de la cupule (tête de flèche).

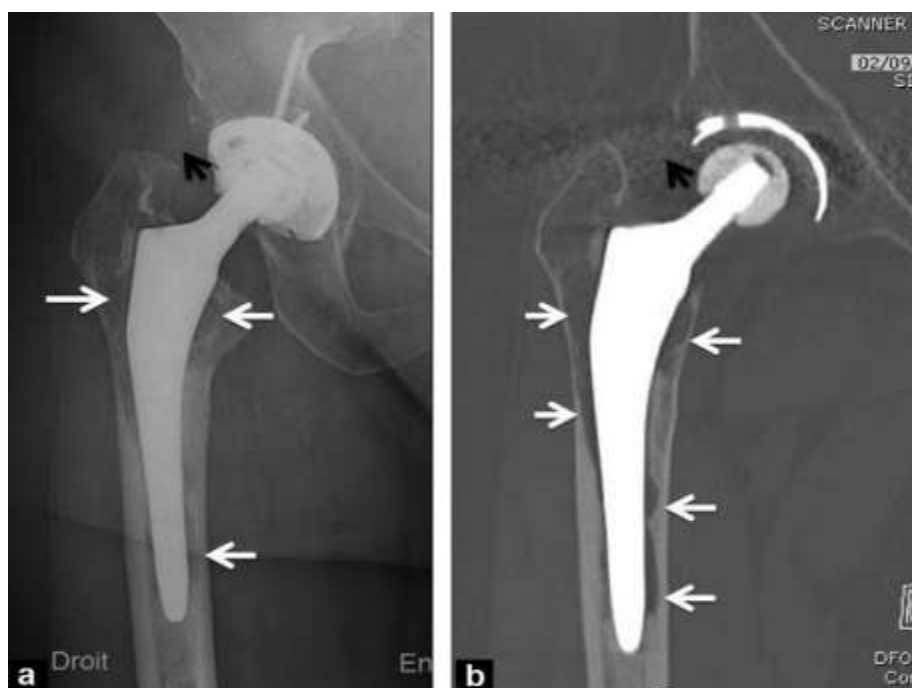


Figure 26 : **Granulome par débris d'usure sur PTH cimentée en fémoral, Intérêt du scanner.** a : cliché standard montrant des granulomes par débris d'usure (flèches blanches) et une usure du polyéthylène (flèche noire) ; b : TDM en reconstruction MPR frontale montre que l'extension des granulomes est beaucoup plus importante que ne le laissait présager le bilan standard

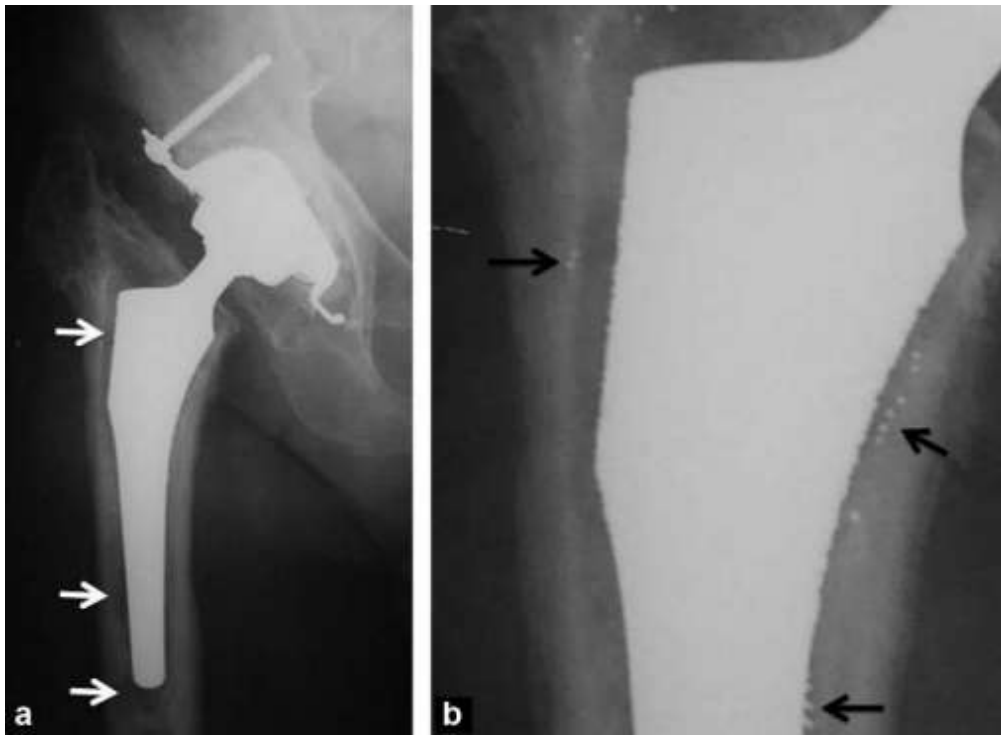


Figure 27 : Descellement fémorale due aux particules de traitement de surface.
 a : descellement de la pièce fémorale (flèches blanches) ; b : microbilles métallique (flèches noirs) .

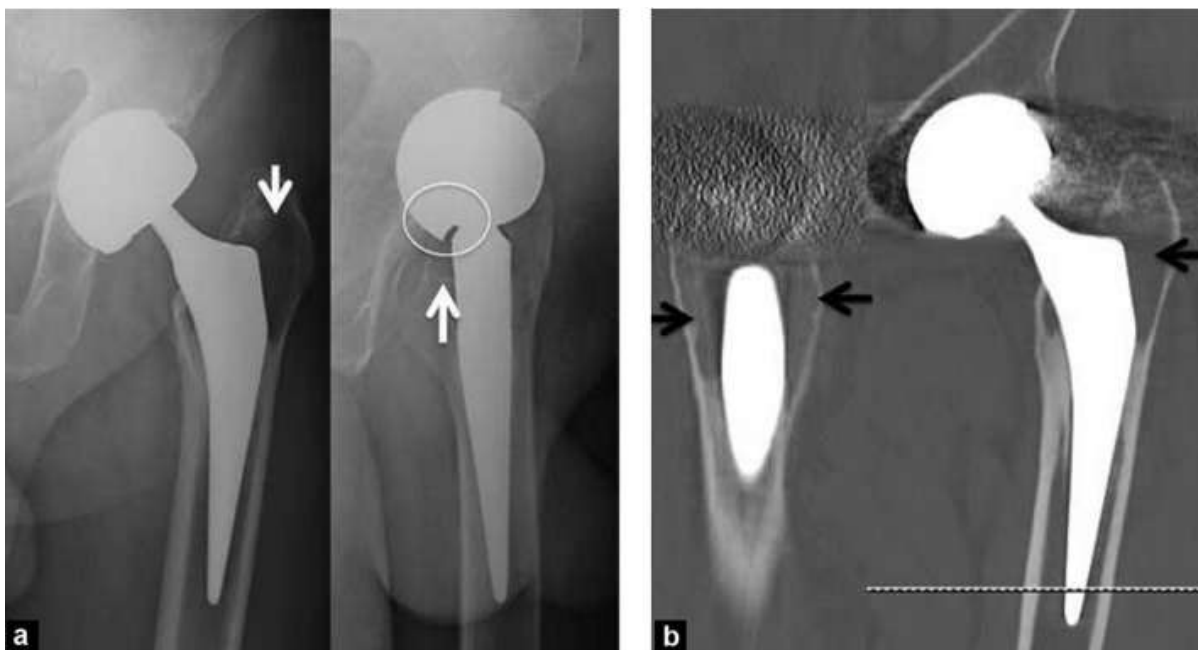


Figure 28 : PTH non cimentée à coupe de frottement Métal-métal : a : clichés de face et profil .l'excès d'antéversion de la cupule et à l'origine d'un conflit postérieur entre cette dernière et le col prothétique (cercle blanc). On note l'existence d'une ostéolyse fémorale liée à la métallose (flèches blanches) ; b : la TDM en reconstruction MPR frontale et sagittale confirme le diagnostic (flèches noires)

Les mécanismes d'échec ont été décrits par Gruen [100] en fonction de l'image radiologique. Les images classiques de descellement (fracture du ciment, liseré évolutif) ne sont pas catégorisées dans cette classification. Elle s'est faite sur le suivi de 76 hanches dont 56 présentait un liseré radiotransparent évolutif.

- Mode I : pistonnage

Ce mode est caractérisé par un pistonnage d'un matériel par rapport à l'autre:

- Mode Ia : Tige métallique pistonnant dans le manteau de ciment. Il survient comme résultat d'un manteau incomplet ou perte subséquente de soutien proximomédial lors de la charge axial qui mène au déplacement distal de la tige.



- Mode Ib : Manteau de ciment contenant la tige pistonnant dans le canal médullaire. Le stress appliqué tend à disjoindre la liaison mécanique à l'interface ciment-os avec glissement subséquent. Ce phénomène peut être aggravé par la mauvaise interdigitation du ciment dans l'os trabéculaire.

Ce mode est caractérisé par une zone radio-transparente à l'interface ciment-os avec une réaction osseuse de type « halo » scléreux.



- Mode II : pivot médial au milieu de la tige

Caractérisé par la migration médiale de la partie proximale de la tige couplée à la migration latérale de la partie distale de l'implant. Causé par une faiblesse combinée de soutien proximo-médiale et un manque de soutien du ciment distal. La progression continue avec simultanément une migration proximo-médiale et une bascule de la tige distale due aux fractures du ciment au niveau du milieu de la tige.



- Mode III : pivot sur le calcar

Causé par une bascule médiale et latérale de l'extrémité inférieure de l'implant entourée de ciment dû à un manque de soutien du ciment distal avec réaction osseuse sous-jacente. La prothèse peut avoir une fixation proximale adéquate ou un « décrochage » au bord de la partie médiale du col fémoral sur lequel elle pivote.



- Mode IV : bras de levier

Caractérisé par une perte complète ou partielle de soutien avec une migration médiale de la partie proximale de la tige, alors que la partie inférieure reste solidement fixée au ciment. Après que la tige se soit séparée de l'enveloppe du ciment proximal ou de l'interface proximale ciment-os, le transfert de charge à la partie proximale du fémur est perdu et la tige est ensuite transformée en un bras de levier qui ploie lors de chaque mise en charge. Ce mode est reconnu clairement dans les stades précoces par le début d'une zone radiotransparente le long de la surface latérale de la tige avec une autre zone radiotransparente à l'interface ciment-os proximomédiale, alors que la partie distale est bien cimentée dans le canal médullaire.



Au totale le bilan radiologique du descellement repose avant tout sur les clichés radiographique standards (face, profil chirurgical et parfois $\frac{3}{4}$ alaïre et $\frac{3}{4}$ obturateur pour évaluer les dégâts du cotyle) qui sont souvent suffisants. La scintigraphie montre une hyperfixation péri-prothétique. En cas de doute, un scanner, grâce à sa résolution spatiale et à l'étude multi-planaire, peut confirmer le diagnostic, en montrant un liseré et des granulomes souvent plus étendus que ne laisse penser le bilan radiographique.

IV- Classification radiologique du descellement aseptique des PTH :

1. Classifications des pertes de substance osseuse fémorales

Le descellement aseptique fémoral est secondaire à une ostéolyse, il existe donc une perte de substance osseuse qu'il est important d'évaluer en pré opératoire. Cela se fait sur des radiographies du bassin de face avec le fémur atteint en entier de face et de profil. Nous utilisons la classification SOFCOT 99 [204] et la classification d'Antonio de l'AAOS publiée en 1993 [205].

En effet à l'occasion du symposium de la SOFCOT en 1999 sur « La reprise fémorale dans les arthroplasties itératives aseptiques de la hanche » les auteurs ont montré que la classification de la SOFCOT 88 et la classification de l'AAOS pour le niveau II étaient les plus fiables et reproductibles. La classification de l'AAOS pour les niveaux I et III ainsi que la classification de PAPROSKY avaient une très faible reproductibilité [204] .

1.1 La classification SOFCOT : Classification fonctionnelle

La classification SOFCOT 99 reprend la trame de la classification SOFCOT 88. Les modifications portent sur l'ajout de suffixes aux stades précédemment décrits en 1988 et sur la création d'un stade « zéro » à savoir un fémur sans lésion osseuse [204]. Les participants à ce symposium ont donc ajouté un stade 0 pour les fémurs sans lésion osseuse qui sont repris pour bris de matériel, allergie aux composants ou malposition de l'implant (mais sans préjuger des dégâts osseux engendrés par l'ablation d'une tige non descellée) et un suffixe intéressant les différentes portions de l'extrémité supérieure du fémur

Stade 0 : Absence de lésion

Stade I : Corticales amincies mais correctes avec lyse du Merckel plus ou moins importante.

Stade II : Corticale latérale très amincie, corticale médiale amincie mais correcte.

Stade III : Corticale latérale très amincie, corticale médiale en partie détruite sous le petit trochanter.

Stade IV : Fémur pellucide ou disparu.

Suffixe T

T0 : Trochanter intact.

T1 : Trochanter altéré ou déjà coupé et consolidé.

T 2 : Trochanter pseudarthrosé.

Suffixe D : Diaphyse distale atteinte, à plus de 10 cm sous le petit trochanter.

Suffixe F : Fracture du fémur.

Suffixe V : Cal vicieux ou déformation.

Cette classification doit permettre de reprendre le caractère aisé et reproductible de celle de 88 en l'élargissant au-delà des pertes de substance purement métaphysaires.

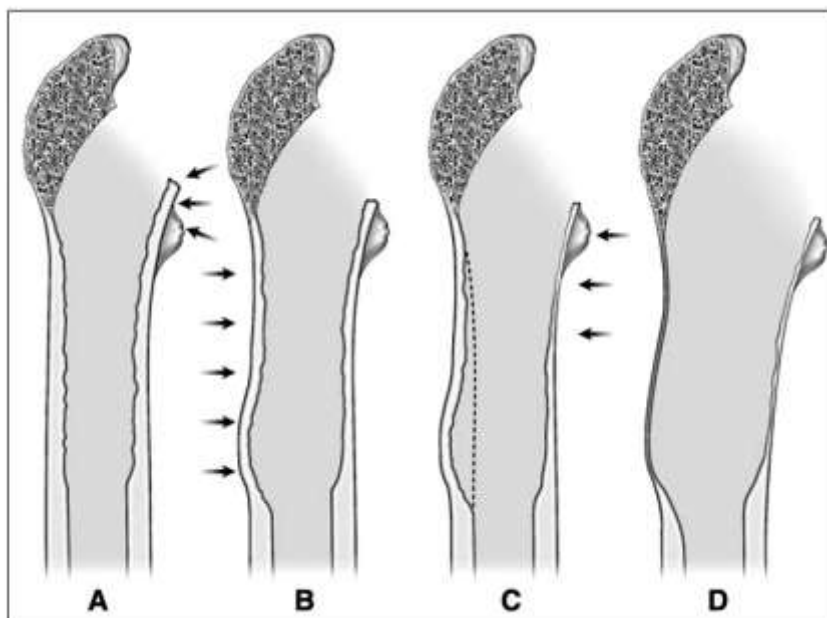


Figure 29 : Classification des descellements fémoraux selon la SOFCOT

1.1 La classification de l'AAOS : Classification analytique (fig)

Elle divise le fémur en trois niveaux.

Niveau I : du grand trochanter jusqu'à la partie basse du petit trochanter

Niveau II : de la partie basse du petit trochanter jusqu'à dix centimètres en dessous de celui-ci

Niveau III : correspond à la partie distale du fémur en dessous du niveau II

Pour chaque niveau il existe plusieurs types de perte de substance

Les pertes de substance segmentaires : ce sont les types I

IA1 : perte de substance segmentaire proximale partielle

IA2 : perte de substance segmentaire proximale complète

IB : perte de substance segmentaire intercalaire

IC : perte de substance segmentaire du grand trochanter

Les pertes de substance cavitaires : ce sont les types II

IIA : perte de substance cavitaire en os spongieux

IIB : perte de substance cavitaire en os cortical

IIC : perte de substance cavitaire de type ectasie

Les formes combinées et autres : ce sont les types

III : perte de substance cavitaire et segmentaire combinée

IVA : défaut d'alignement rotationnel

IVB : défaut d'alignement angulaire

V : sténose

VI : fracture

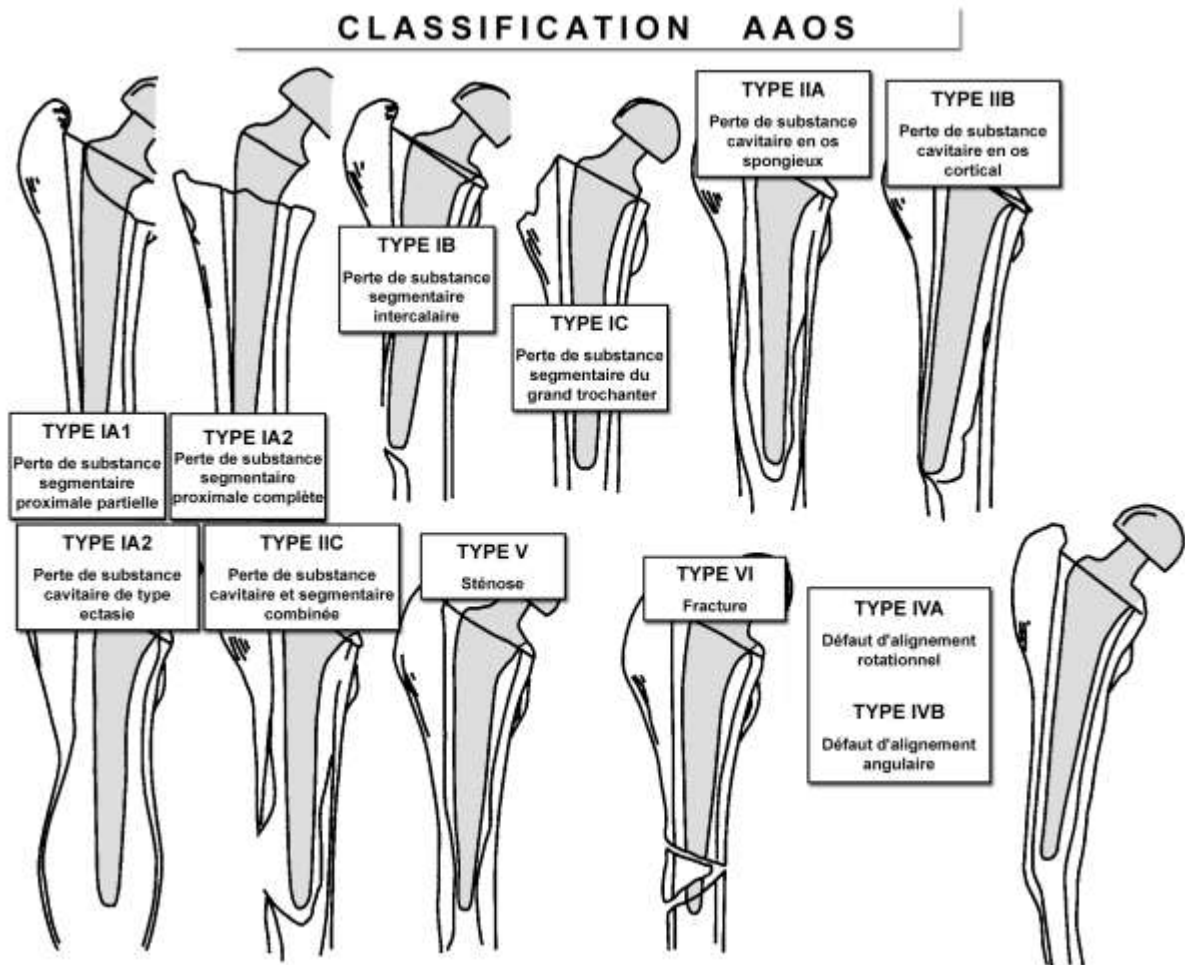


Figure 30 : Classification des descellements fémoraux selon l'AAOS.

1.2 Classification de Paprosky (1990): classification descriptive

- Type 1 : le fémur est similaire au fémur d'une arthroplastie primaire de la hanche.
- Type 2A : perte de substance au niveau du calcar sans atteinte de l'os sous trochantérien.
- Type 2B : ostéolyse au niveau de la région antéro-latérale sous trochantérienne métaphysaire.
- Type 2C : destruction de la paroi métaphysaire postéro-médiale
- Type 3 : destruction métaphysaire et diaphysaire.

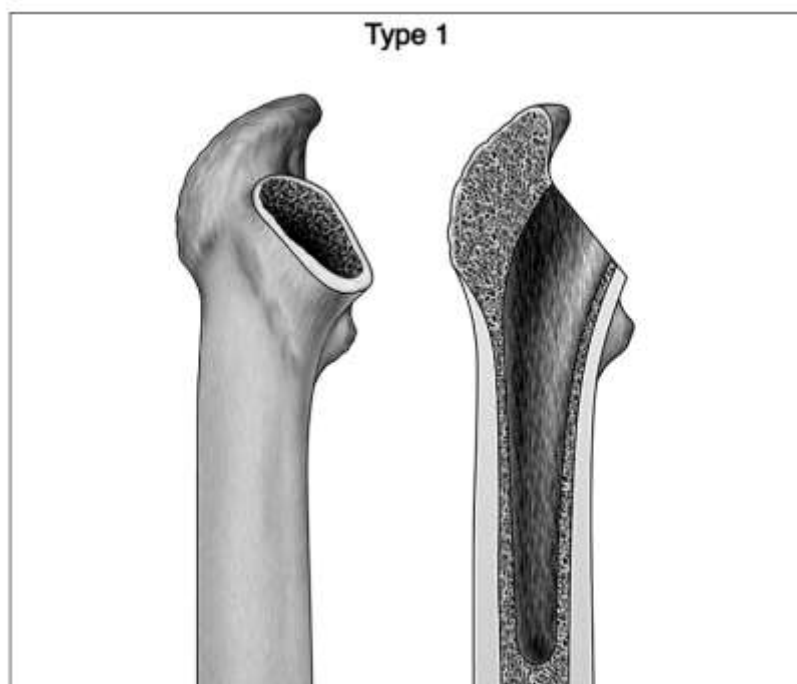


Figure 31 : Type 1 de « PAPROSKY » ; le fémur est similaire au fémur d'une arthroplastie primaire de la hanche.

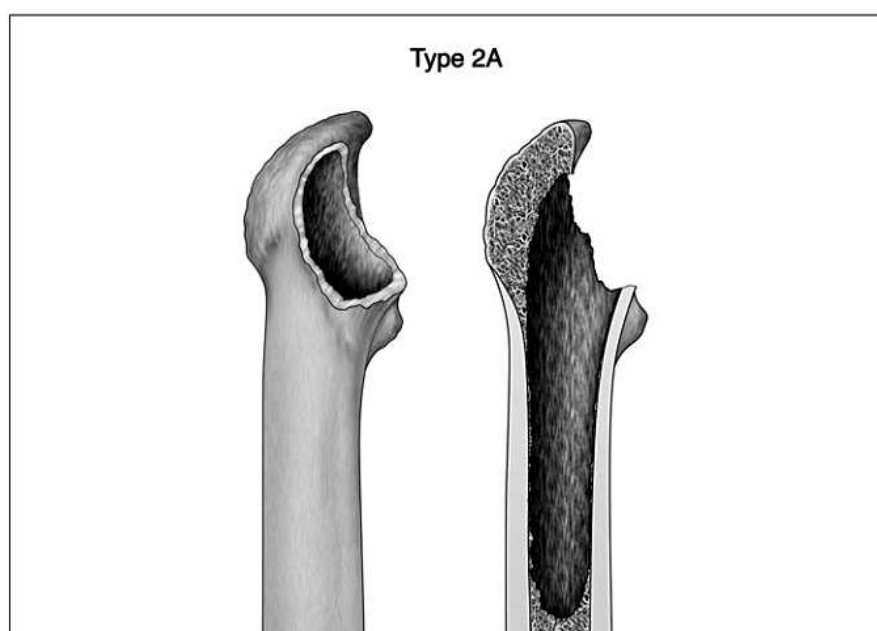


Figure 32 : Type 2A de « PAPROSKY » ; perte de substance au niveau du calcar sans atteinte de l'os sous

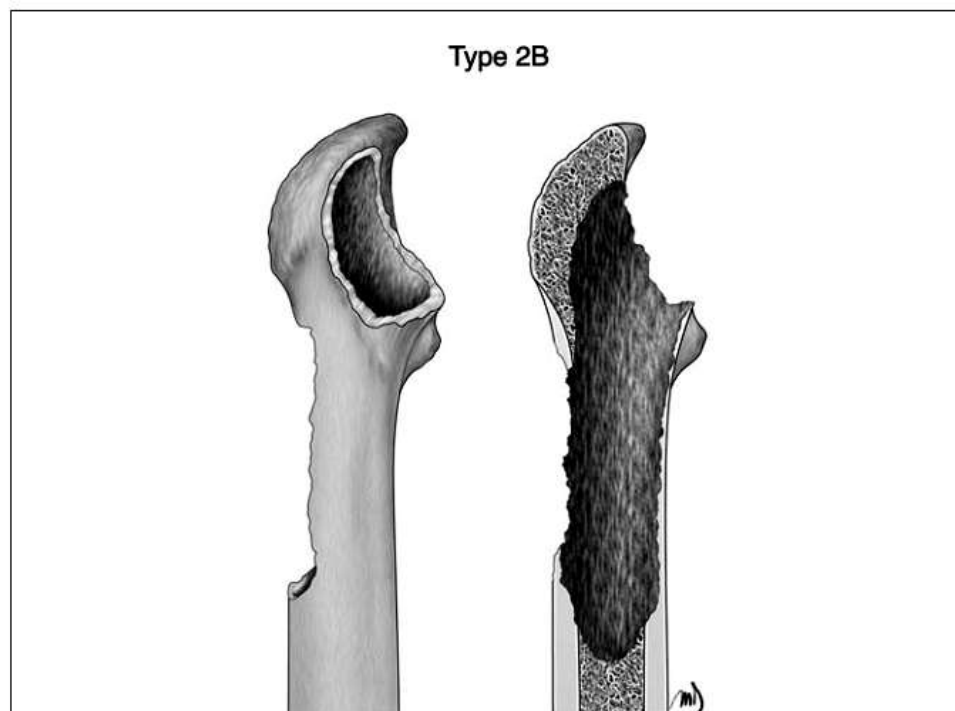


Figure 33 : Type 2B de « PAPROSKY » ostéolyse au niveau de la région antéro-latérale sous trochantérienne métaphysaire.

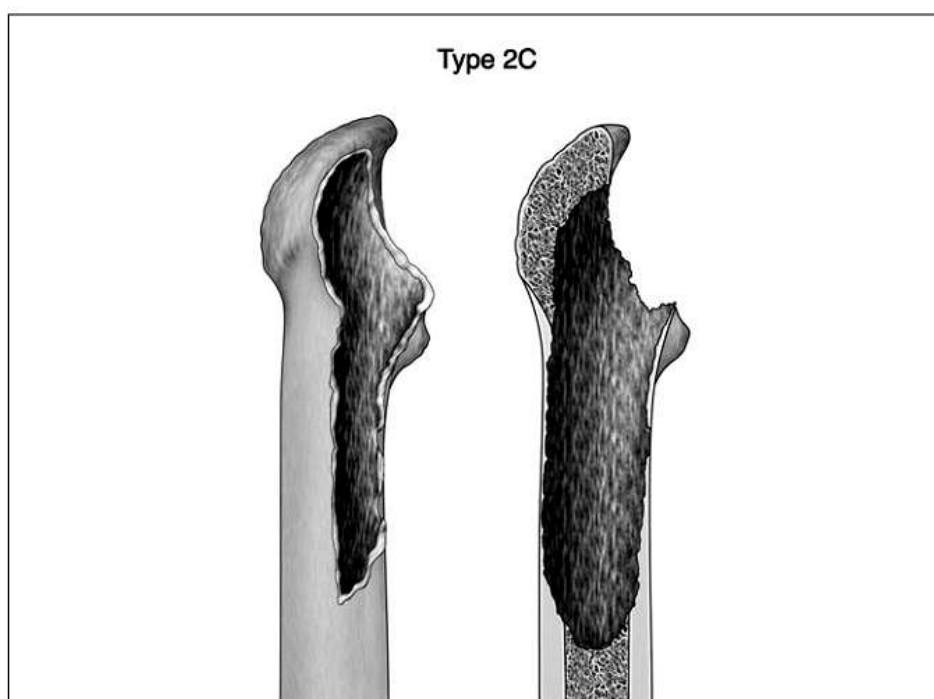


Figure 34 : Type 2C de « PAPROSKY » ; destruction de la paroi métaphysaire postéro-latéral

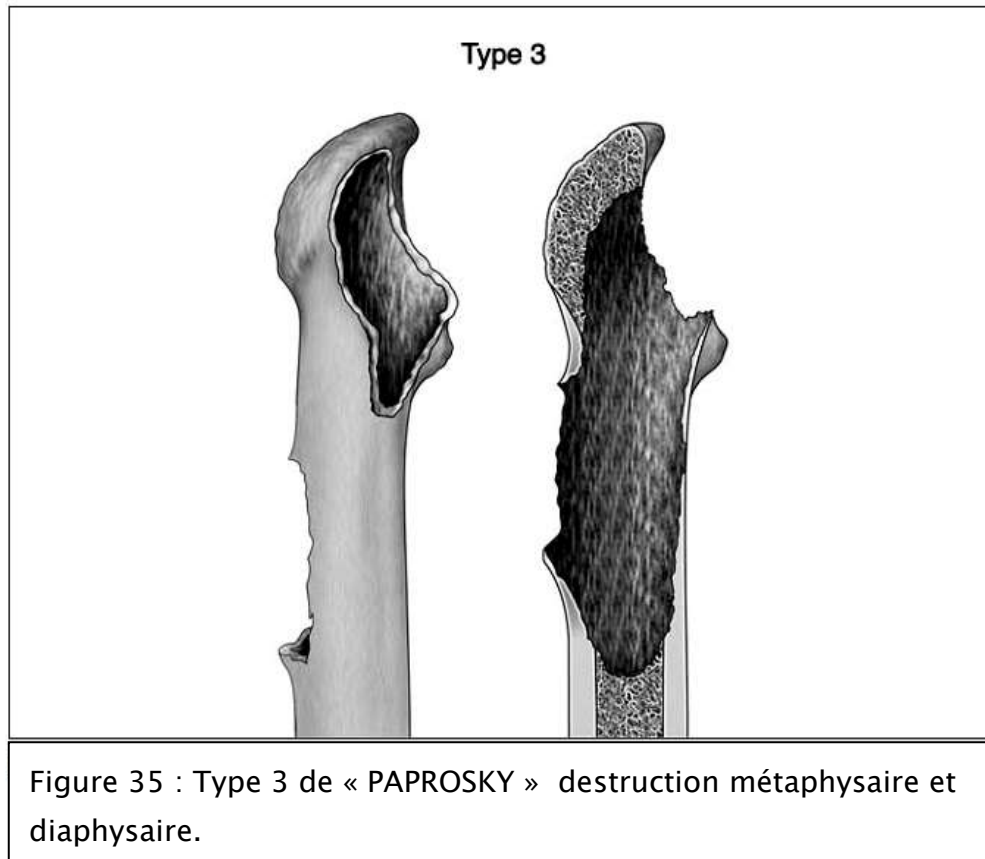


Figure 35 : Type 3 de « PAPROSKY » destruction métaphysaire et diaphysaire.

2. Classifications des pertes de substance osseuse cotyloïdienne :

Affirmer le descellement, l'usure ou la fracture de l'implant cotyloïdien peut être aisé sur certains clichés radiographiques.

En revanche, il est souvent nécessaire de faire une comparaison détaillée de 2 clichés radiologiques distants dans le temps afin de mettre en évidence des modifications ceci on se basant sur les 2 classifications de DeLee [97] pour le cotyle et de Gruen pour le fémur.

D'autres classifications ont été soumises et adoptées par une grande partie de la communauté des chirurgiens orthopédistes. L'American Academy of Orthopaedic Surgeons (A.A.O.S.) a aussi proposé une classification [206]

qui porte son nom et a été la première à effectuer une analyse assez précise des défauts osseux chez les patients présentant par exemple une ostéolyse péri-acétabulaire. La Classification de Paprosky [207] datant de 1994 reste une des plus utilisées. Il faut noter aussi la classification proposée par Vivès [208] en 1989 et émise par la Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique (SOFOT) lors d'un symposium [209] sur la stratégie dans les reprises de prothèses totale de hanche en 2006.

2.1. Classification de la SOFCOT

Le cotyle est divisé en quatre parois : antérieure, supérieure (le toit) postérieure, interne (le fond), les quatre stades de gravité croissante sont :

Stade I : Le capital osseux est correct.

Stade II : Le cotyle est continu, fragile, voire pellucide avec ou non un trou au fond.

Stade III : Il y a disparition de deux parois.

Stade IV: Il y a disparition de plus de deux parois et/ou une fracture, c'est à dire qu'en cas de fracture, quelles que soient les lésions par ailleurs, il s'agit d'un stade IV.

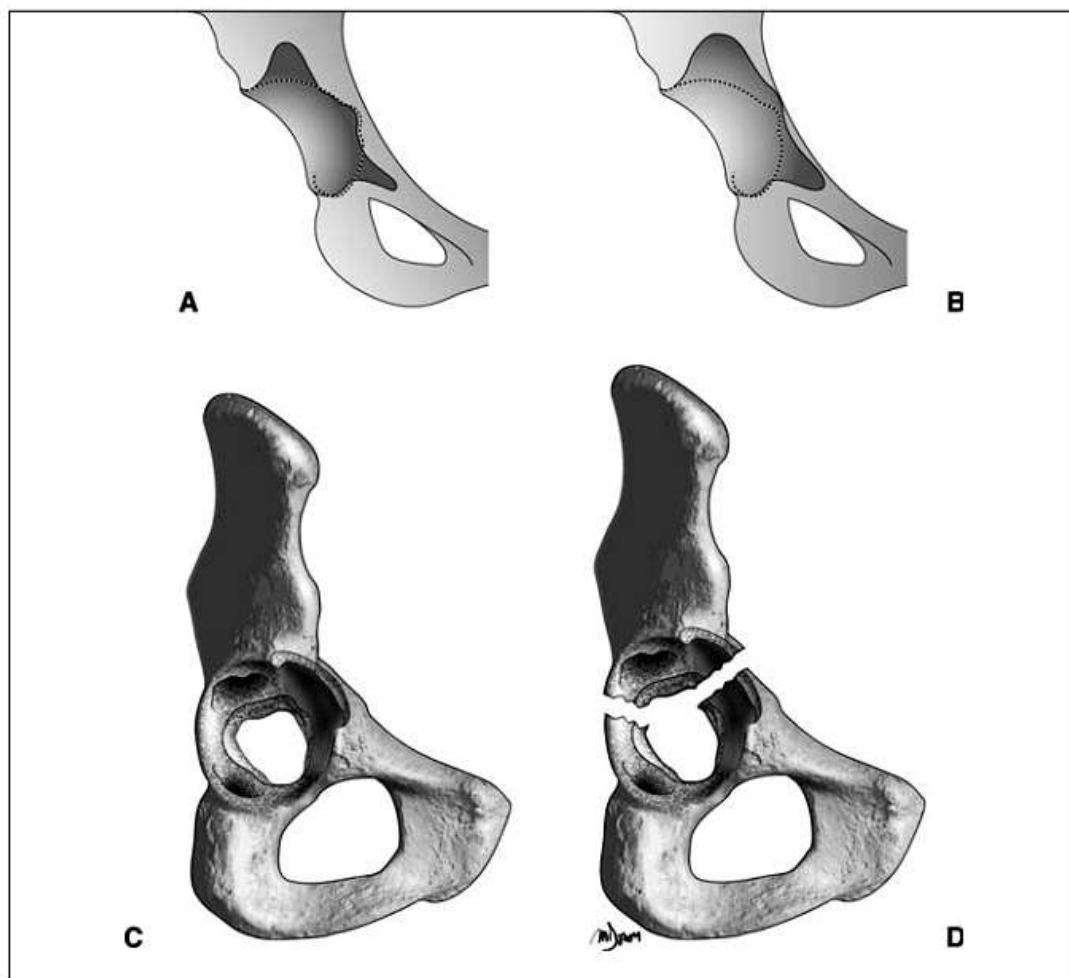


Figure 36 : Classification des descellements cotyloïdiens de la SOFCOT

2.2. Classification de l'AAOS : descellement cotyloïdien

Type de défaut	Description
Type 1 (segmentaire centrale)	Lyse paroi médiale
Type 1 (périphérique segmentaire)	Lyse du rebord acétabulaire
Supérieure	
Antérieure	
Postérieure	
Type 2 (cavitaire centrale)	Paroi médiale intacte
Type 2 (cavitaire périphérique)	Rebord acétabulaire intact
Supérieure	
Antérieure	
Postérieure	
Type 3 (Atteinte mixte)	Lyse rebord et fond acétabulaire
Type 4 (Discontinuité pelvis)	Fracture transverse acétabulaire
Type 5 (Arthrodèse)	Arthrodèse de la hanche

Tableau 2 : Classification des descellements cotyloïdiens de la AAOS

2.3. Classification de Paprosky (per-opératoire) :

Défet	Rebord	Mur -toit	Colonne	Arrière fond
Type 1	Intact	Intact, lyse sur vis	Intacte	> 50% Spongieux
Type 2A	Ovalisation, rebord sup intact ; migration sup < 2cm	Ovalisation pôle sup	Intact ; peut servir d'appui	< 50% Spongieux Os scléreux
Type 2B	Ovalisation, rebord sup atteint ; migration sup-lat < 2cm	Ovalisation pôle sup	Intact ; peut servir d'appui	< 50% Spongieux Os scléreux
Type 2C	Ovalisation	Ovalisation et lyse paroi médiale	Intact ; peut servir d'appui	< 50% Spongieux Os scléreux
Type 3A	Défet sup et migration > 2cm +/- lyse type teardrop	Sévèrement atteint	Ne peut servir d'appui	Membrane scléreuse
Type 3B	Défet sur toute la moitié sup, migration > 2 cm sup ou médial	Sévèrement atteint	Ne peut servir d'appui	Membrane scléreuse

Tableau 3 : Classification des descellements cotyloïdiens Selon PAPROSKY

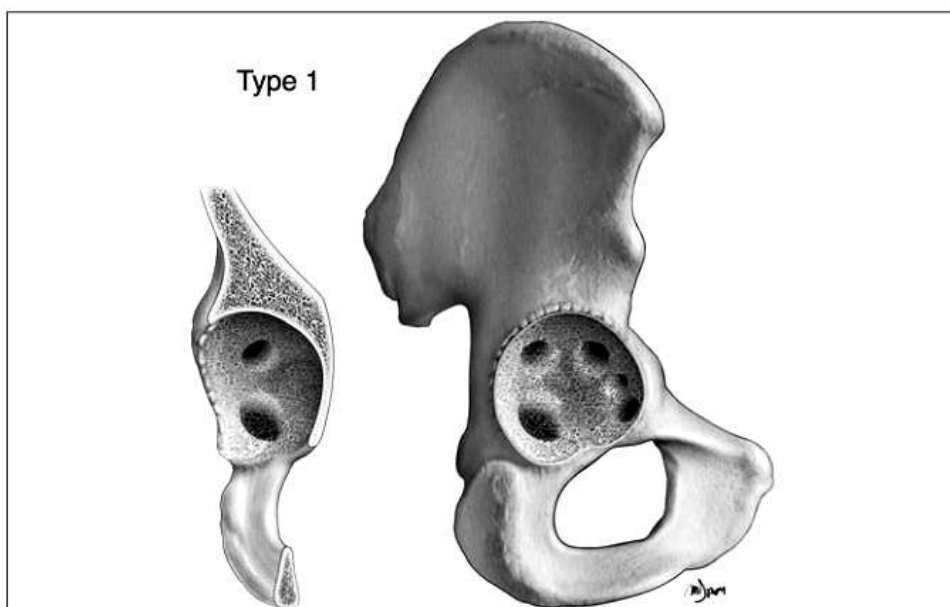


Figure 37 : Type 1 du descellement cotyloïdien selon Paprosky

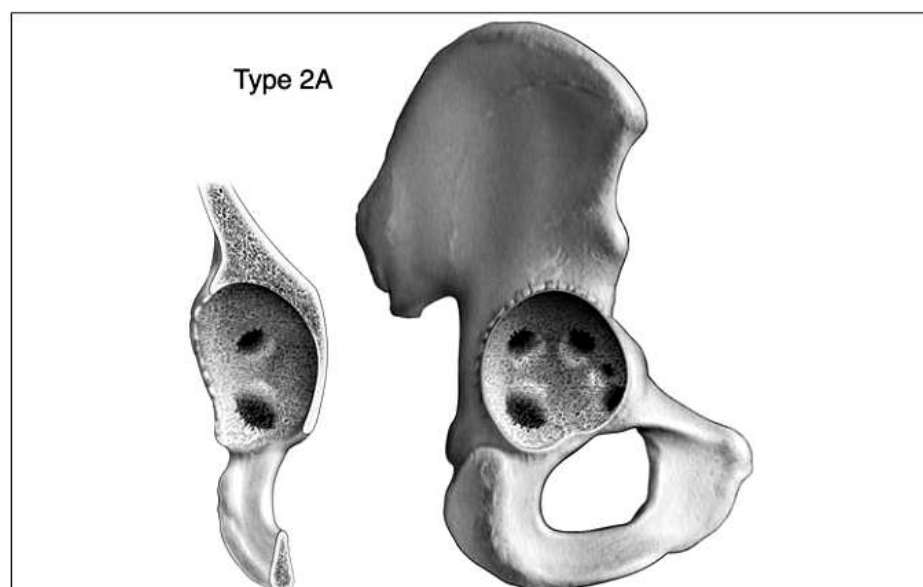


Figure 38 : Type 2A du descellement cotyloïdien selon Paprosky

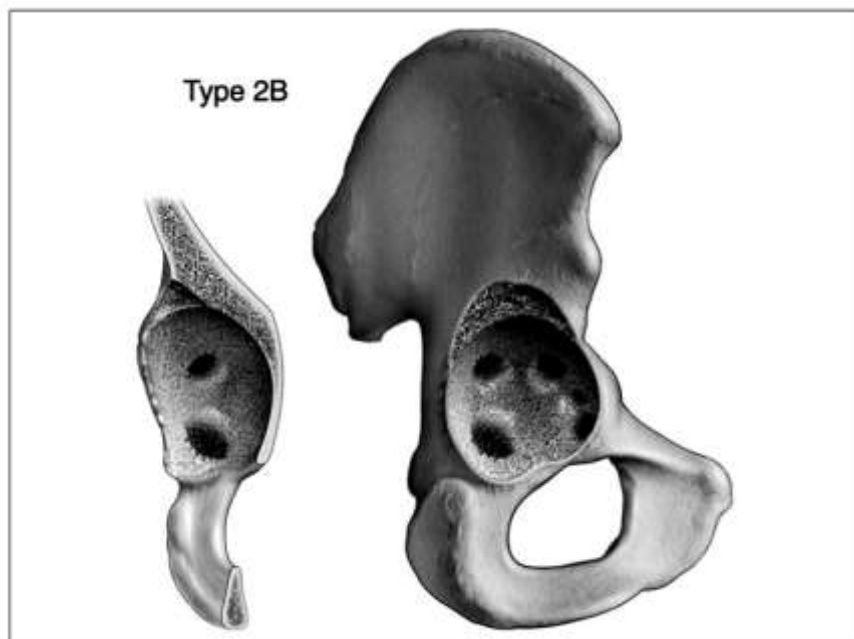


Figure 39 : Type 2B du descellement cotyloïdien selon Paprosky

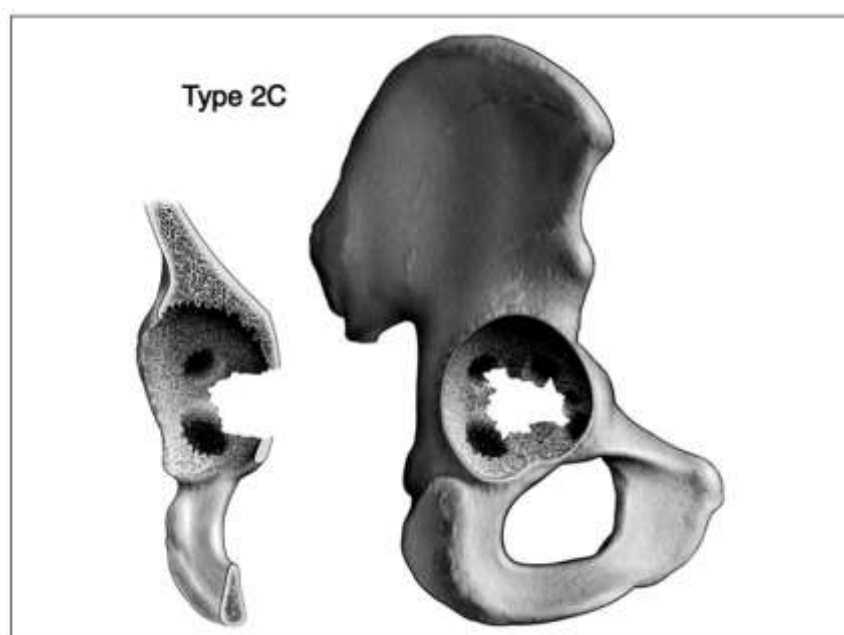


Figure 40 : Type 2C du descellement cotyloïdien selon Paprosky

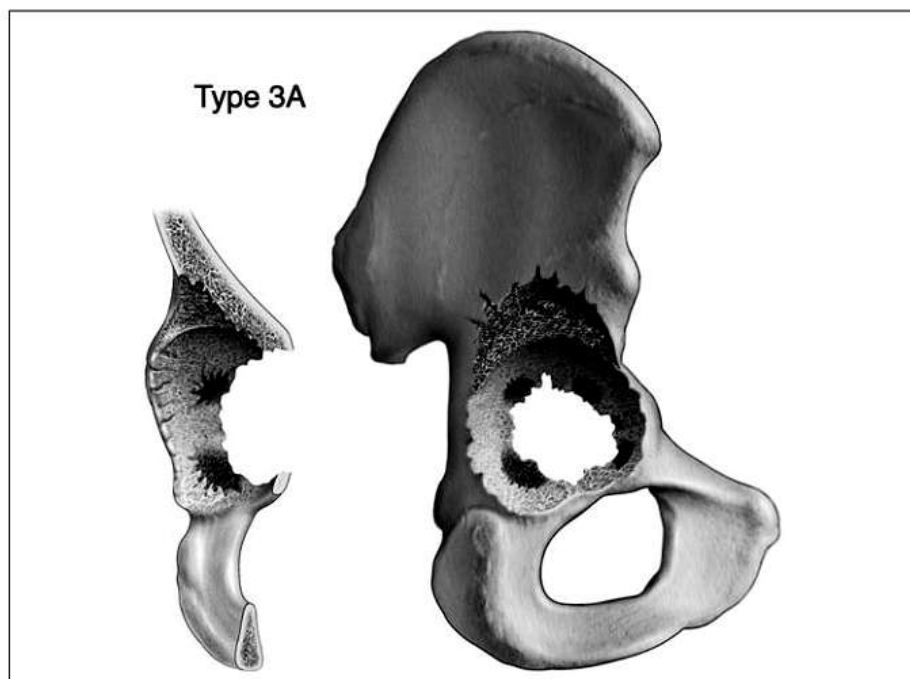


Figure 40 : Type 3A du descellement cotyloïdien selon Paprosky

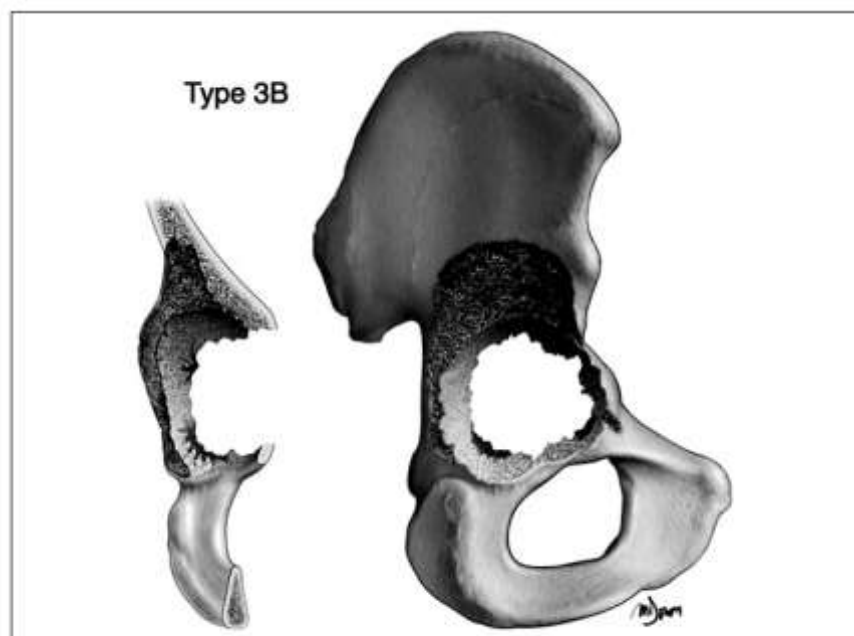


Figure 41 : Type 3B du descellement cotyloïdien selon Paprosky

3. Classification de la SOO:

La classification proposée par la Société Orthopédique de l'Ouest lors de sa table ronde de 2004 étudie le centrage radiographique de la cupule. C'est une classification « analytique » qui s'affranchit de la description anatomique des lésions osseuses mais les déduits de la migration constatée de la cupule. [210]

Les promoteurs de cette classification mettent en avant l'hypothèse que le centrage de la cupule descellée est le reflet fidèle de la perte de substance acétabulaire. Ainsi, un cotyle médialisé signe une perte de substance plutôt localisée sur les colonnes antérieure et postérieure, alors qu'une ascension du cotyle est la conséquence de l'usure du toit. Un défaut cavitaire de la fosse acétabulaire peut ne pas conduire à la migration du cotyle si les parois et le toit sont intacts (anneau acétabulaire conservé).

Par cette classification ; 2 paramètres sont évalués : l'ascension et la médialisation de la cupule.

Des repères fixes, toujours faciles à tracer, sont :

- la ligne des U en inférieur, la ligne joignant les parties les plus basses des sacro-iliaques en supérieur ;
 - la ligne de Köhler en médial.
- L'ascension de la cupule est évaluée en étudiant le rapport a/b où a est la distance séparant le centre de la tête fémorale ou prothétique de la ligne des U et b la distance qui sépare la ligne des U de la ligne des sacro-iliaques (voir Fig.41)

Nous obtenons les 4 types suivants :

- Type I si a/b est compris entre 0 et 0,25.
- Type II si a/b est compris entre 0,26 et 0,50.
- Type III si a/b est compris entre 0,51 et 0,75.
- Type IV si a/b est compris entre 0,76 et 1.

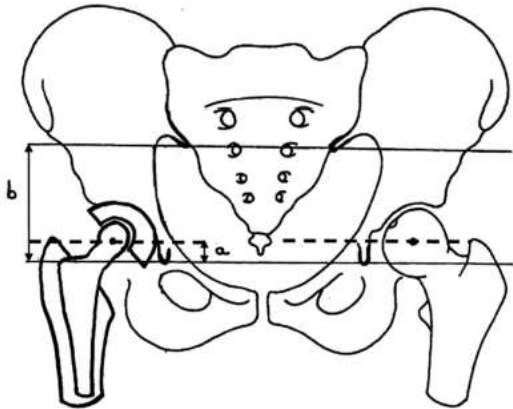


Figure 41 : Evaluation de l'ascension de la cupule

o La médialisation de la cupule est évaluée en fonction de la position la plus médiale de la cupule prothétique par rapport à la ligne de Köhler:

- Type A si la cupule est située 5 mm au plus en dehors de la ligne de Köhler.
- Type B si la cupule est située à moins de 5 mm de part et d'autre de la ligne de Köhler.
- Type C si la cupule est située à 5 mm ou plus en dedans de la ligne de Köhler.

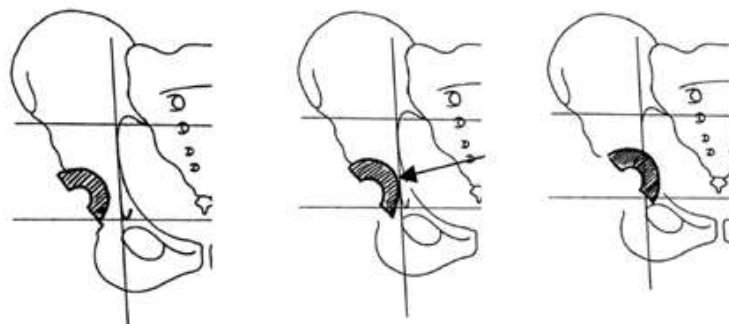


Figure 42 : Evaluation de la médialisation de la cupule

Cette classification semble plus reproductible que les analyses purement anatomiques, mais ne dispense pas de la description anatomique des lésions osseuses en pré-opératoire qui reste nécessaire à la planification du geste. Elle doit encore être validé sur le plan scientifique.

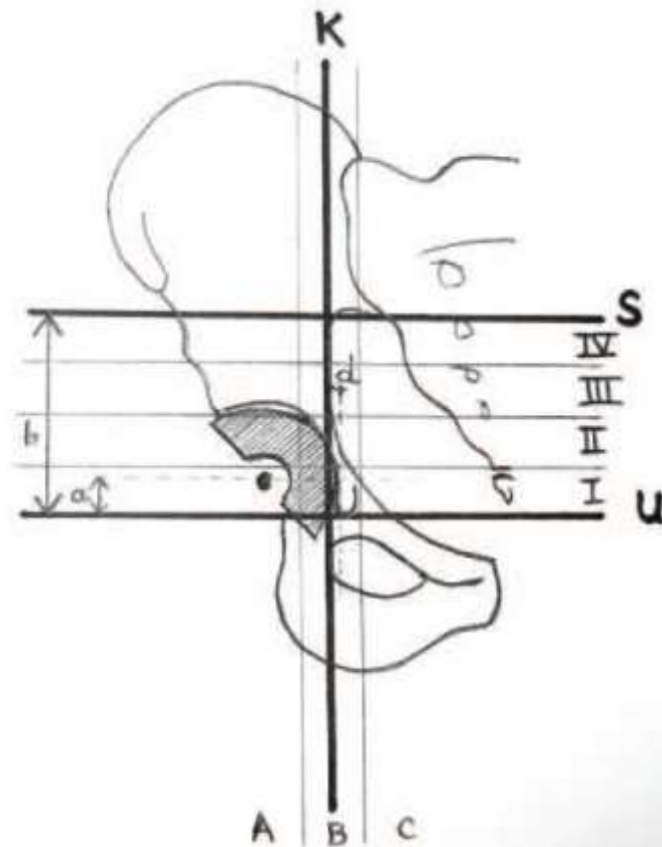


Figure 43 : Schématisation des lignes repères pour la classification SOO 2004 des pertes de substances acétabulaires. K : ligne de Köhler ; U : ligne des U cotyloïdiens ; ligne passant par la partie la plus basse des sacro-iliaques ; a z distance entre le centre de rotation coxo-fémoral prothétique et la ligne des U ; b distance entre la ligne des U et la ligne joignant les parties les plus basses des sacro-iliaques ;

MATERIELS ET METHODES

I- Présentation de la série

Critères d'inclusion

Les patients retenus pour notre étude étaient tous des patients repris pour échec de leur arthroplastie totale de hanche de première intention à cause d'un descellement aseptique et ce pendant la période de l'étude.

Critères d'exclusion

Ont été exclus tous les patients ayant nécessité une reprise de leur arthroplastie totale de hanche pour autre causes ; notamment les fractures péri-prothétique ; luxation ; infection ; et fracture d'implant pendant la période de l'étude.

Population

Il s'agit d'une étude rétrospective portant sur 11 cas de descellement aseptique de prothèses totales de hanche, toutes reprises au sein du service de traumatologie-orthopédie I du CHU Hassan II Fès, durant une période de 4 ans entre 2010 et 2014.

II- Fiche d'exploitation :

Numéro de la fiche:.....

Numéro d'ordre:.....

Identifiant du patient (IP) :

Données relatives au patient :

- Nom et Prénom :
- Sexe :
- Date de naissance (Age) :
- Profession :
- Adresse :

Antécédents :

- Médicaux : Diabète :
HTA :
Cardiopathie :
Autre :
- Chirurgicaux :
- Orthopédiques :
 - 1- Hanche étudiée
 - Arthrodeèse :
 - Ostéosynthèse :
 - Ostéotomie :
 - Prothèse :
 - Autre :
 - 2- Hanche controlatérale :
 - Prothèse :
 - Autre :

Prothèse totale de la hanche initiale :

- Indication de la PTH 1 :

1- Coxarthrose:

a- Coxarthrose primitive:

b- Coxarthrose secondaire:

α - Coxarthrose sur vice architectural:

- Coxarthrose sur dysplasie (congénitale) :

- Coxarthrose sur dystrophie (acquise):

- Autre :

β - Coxarthrose sans vice architectural:

- Coxarthrose post-traumatique :

• Fracture du cotyle :

• Fracture du col fémoral (NTF) :

• Luxation traumatique de la hanche (NTF):

- Coxarthrose d'origine métabolique (Micro-cristalline) :

• Goutte :

• Hémochromatose :

• Chondrocalcinose :

- Autre :

2- Nécrose de la tête fémorale (NTF) :

a- NTF primitive :

b- NTF secondaire :

- Ostéonécrose post-traumatique :

- Ostéonécrose post-corticothérapie générale :

- Ostéonécrose de la maladie lupique :

- Ostéonécrose de la drépanocytose :

- Ostéonécrose post- radiothérapie :

- Autre :

3- Coxites inflammatoires :

- Poly-arthrite rhumatoïde :

- Spondylarhrite ankylosante :

- Autre :

4- Coxite infectieuse :

- A germe banale, staphylocoque :

- A germe spécifique, tuberculeuse (Coxalgie) :

- Autre :

5- Fracture du col du fémur :

6- Autre :

- Date de mise en place de la PTH 1 :.....
- Opérateur :.....

b- Voie d'abord :

- Antérieure :
- Postérieure :
- Trochantérotomie :
- Autre :

c- Type de prothèse cotyloïdienne:

Type de cotyle

Mode de fixation

Diamètre

Type de tige fémorale :

Mode de fixation

Taille

d- Suites postopératoires :

- Simples :
- Complications :

Le descellement

Date de découverte-Délai :

Diagnostic :

Clinique :

La douleur : Localisation :

Type :

Boiterie :

Inégalité des membres inférieurs :

Amplitude articulaire :

Radiologie :

Pré op :Classification SOFCOT 99 :

Classification AAOS :

Classification per-op de Paprosky :

Classification de la SOO :

Niveau du descellement :

- Cotyle :
- Tige fémorale :
- Bipolaire :

La reprise

Date de la reprise :

Opérateur :

Bilan d'opérabilité :

Evaluation clinique préopératoire selon

Postel et Merle d'Aubigné (PMA):

Score de HHS :

Catégorie de Charnley :

Attitude thérapeutique:

A- Voie d'abord :

B- Type de reconstruction du cotyle :

1- Reconstruction osseuse (greffes) :

a- Type de greffes :

b- Siège de greffes :

2- Reconstruction prothétique :

a- Cupules de grand diamètre et cupules modifiées :

b- Anneaux de soutien :

- Anneau de soutien (Cupule cimentée):

- Anneau de soutien sans ciment (Cupule non cimentée):

c- Autres :

C- Type de cupule :

- Cupule cimentée (en polyéthylène) :

- Cupule non cimentée : Cupule vissée :

Cupule impactée :

Cotyle tripode

D-Insert :

Type :

Taille :

E-Intervention sur le fémur :

Tige : Taille

Fixation

Verrouillage

Suites postopératoires :

A- Simples :

B- Complications :

1- Per-opératoires :

2- Postopératoires:

- Descellement (septique ou aseptique) :

- Luxation (précoce ou tardive) :

- Infection (précoce ou tardive) :

- Ossifications péri-articulaires :

Classification de Brooker

- Stade 1 : îlot osseux dans les parties molles

- Stade 2 : poussées osseuses du pelvis ou de l'extrémité supérieure du fémur à 1 cm au moins de distance

- Stade 3 : poussées osseuses distantes de moins de 1 cm

- Stade 4 : ankyloses osseuses de la hanche entre fémur et hanche

- Complications thromboemboliques :

- Fracture du fémur postopératoire :

- Paralysie du nerf grand sciatique :

- Usure :

- Hématome :

- Décès :

- Autre

Résultats thérapeutiques:

A- Recul :

B- Résultat final :

1- Clinique

Postel et Merle d'Aubigné (PMA):

Score de HHS :

2- Radiologique:

- Etude des liserés :

- Migration de la cupule :

- Inclinaison de la cupule :

- Ossifications péri prothétiques :

III- Méthode d'évaluation :

Différents score d'évaluation du patient ont été enregistrés dans notre étude :

- *le score fonctionnel de Postel et Merle d'Aubigné* [101] (PMA) qui évalue la douleur, la mobilité de la hanche avec ou sans attitude vicieuse et la marche (cotation sur 18).

Point	Douleur	Mobilité	Marche
6	Aucune	Amplitude en flexion $\geq 90^\circ$	Stabilité parfaite Marche normale et illimitée
5	Rare et légère, n'empêchant pas une activité normale	Amplitude en flexion entre 75° et 85°	Stabilité imparfaite Légère boiterie à la fatigue Canne parfois pour les longues distances
4	Compatible avec une activité physique réduite, permettant une demi-heure de marche ou plus.	Amplitude en flexion 55° à 70°	Légère instabilité Boiterie nette Souvent une canne pour sortir
3	Arrêtant la marche au bout de 20 mn	Amplitude en flexion 35° à 50°	Instabilité Forte boiterie Une canne en permanence
2	Arrêtant la marche au bout de 10 mn	Amplitude en flexion $\leq 30^\circ$	Forte instabilité 2 cannes 1 béquille parfois
1	Très vive à la mobilisation et à l'appui, ne permettant que quelques pas	Flexion réduite associé à une attitude vicieuse importante	Appui monopodal impossible 2 béquilles
0	Très vive et permanente, ne permettant pas la marche, confinant le malade au lit et entraînant l'insomnie	Flexion réduite associée à une attitude vicieuse importante	Station debout impossible Appui impossible Grabataire

Tableau 4 : Score fonctionnel de Postel et Merle d'Aubigné

Le score fonctionnel Harris Hip Score [102] (HHS) fondé sur l'évaluation de la douleur, la fonction, les mobilités de hanche ainsi que les attitudes vicieuses. Il est coté sur un total de 100 points.

Douleur (44 points possibles)		Nombre de points
Absente	Aucune	44
Légère	Douleurs occasionnelles ou conscience d'une douleur faible ne compromettant pas les activités.	40
Moyenne	Douleurs sans effet sur les activités courantes ou modérées lors des activités inhabituelles Antalgiques simples (paracétamol, aspirine).	30
Modérée	Douleurs tolérables, mais le patient fait quelques concessions à sa douleur. Quelques limitations aux activités habituelles, mais peut travailler régulièrement. Nécessitant parfois antalgiques plus puissants	20
Importante	Douleurs parfois sévères. Limitation importante des activités. Prises fréquentes d'antalgiques plus puissant que l'aspirine ou paracétamol.	10
Invalidante	Douleurs importantes même au lit, obligeant le patient à garder la chambre, invalide en raison de la douleur.	0

Fonction Activités (A+B=46 points possibles)		
A-Fonction (33 possibles)		
Boiterie	Absente	11
	Légère	8
	Modérée	5
	Sévère	0
Appuis	Absent	11
	Une canne pour longue marche	7
	Une canne la plupart du temps	5
	Une béquille	3
	Deux cannes à main	2
	Deux béquilles	0
	Marche impossible	0
Distance	Illimitée	11
	>2km	8
	>500m	5
	Ne sort pas	2
	Lit et Fauteuil	0
B-Activités quotidiennes (13 possibles)		
Escaliers	Marche après marche sans rampe	4
	Marche après marche avec rampe	2
	Capable avec autres aides	1
	Incapable	0
Chaussures et chaussettes	Met chaussettes et noue chaussures normalement	4
	Met chaussettes et chaussures mais difficilement	2
	Incapable de mettre chaussettes et chaussures seul	0
Assis	Confortable dans un siège 1 heure	4
	Confortable dans une chaise haute une demi heure	2
	Incapable d'être assis confortablement dans un siège	0
Transports	Capable de conduire ou d'emprunter les transports en commun	1

Déformations/Limitations (4 points possibles)	Nombre de points
Aucune	4
Abduction < 10°	0
Rotation interne < 10°	0
Inégalité de longueur des membres inférieurs > 3,2cm	0
Flexion < 30°	0

Mobilités articulaires (6 points possibles)	
Flexion (normale à 140°) + Abduction (normale à 40°) + Adduction (normale à 40°) + Rotation externe (normale à 40°) + Rotation interne (normale à 40°)	
Total de la somme des amplitudes :	Nombre de points
210-300°	6
160-210°	5
100-160°	4
60-100°	3
30-60°	2
0-30°	1

Tableau 5 : Score fonctionnel Harris

Les catégories de Charnley [103]

Pour éviter que le handicap des autres articulations des membres inférieurs n'interfère dans l'analyse des résultats, Sir John Charnley établit des catégories informant sur d'autres atteintes pouvant modifier les résultats fonctionnels :

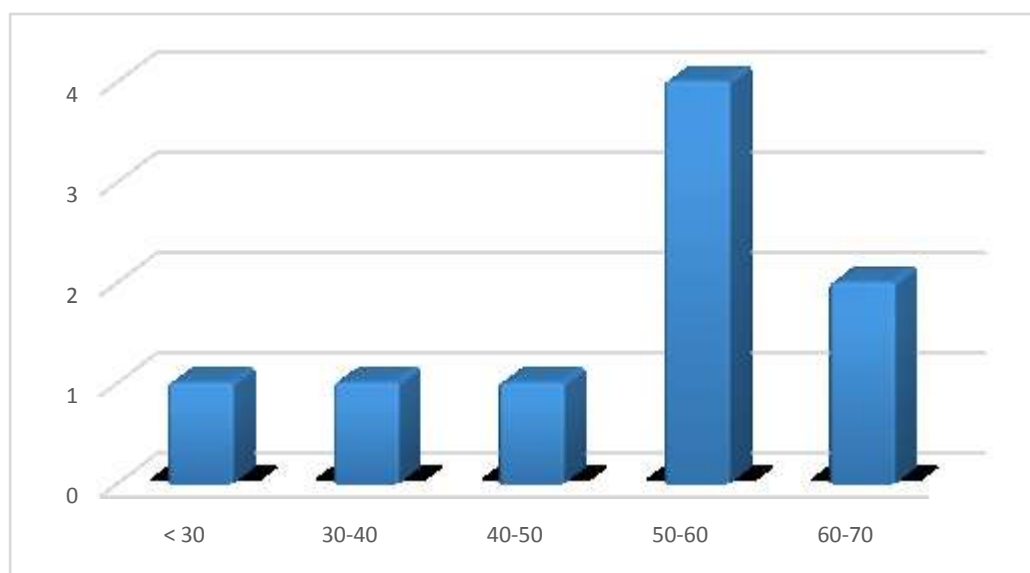
- A. Une seule hanche atteinte.
- B. Les 2 hanches sont atteintes, reste des articulations sans anomalie.
- C. Autres pathologie limitant la déambulation (autres articulation, PR, Insuffisance respiratoire, insuffisance cardiaque, hémiplégie)

RESULTATS ET ANALYSE

I- EPIDEMIOLOGIE :

1. Age

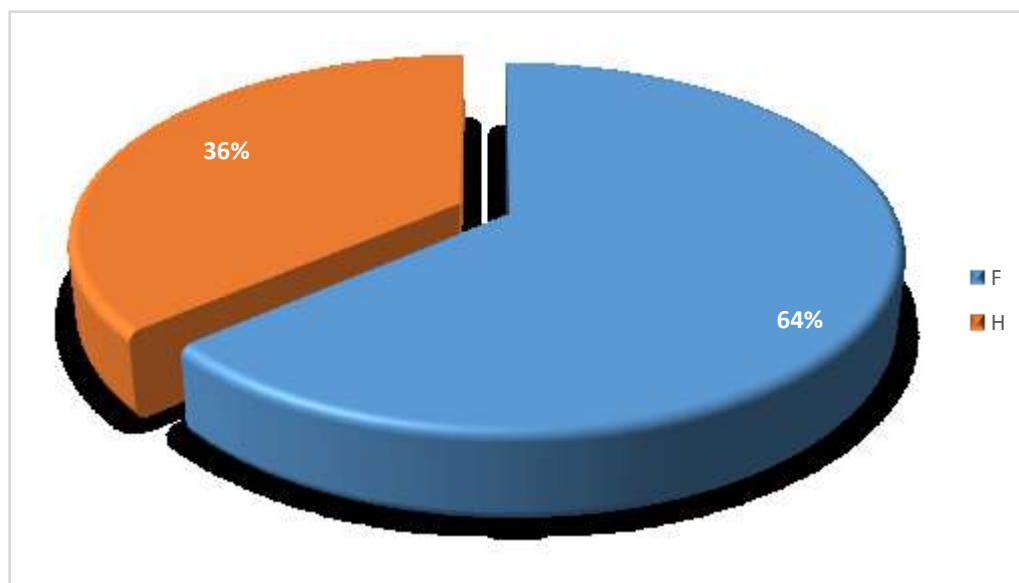
L'âge moyen des patients présentant un descellement aseptique dans notre série est de 56 ans avec des extrêmes de 28 et 74 ans.



Graphique 1: Répartition des patients par catégorie d'âge lors de la reprise.

2. Sexe

Parmi les 11 cas de descellement aseptique nous relevons : 7 femmes soit 64%, et 4 hommes, soit 36%.



Graphique 2 : Répartition des patients selon le sexe

Nous remarquons que dans notre série il y a une prédominance du descellement aseptique chez les patients de sexe féminin avec un sexe ratio de 0,57.

3. Antécédents

3.1. Médicaux

Sur les 11 patients présentant un descellement aseptique, 6 avaient des antécédents médicaux, soit 54,5 % répartis comme suit :

Pathologie	Nombre de patient	Pourcentage %
Hypertension artérielle	3	27,3 %
Diabète	2	18,2 %
Spondylarthrite ankylosante	2	18,2 %
Cardiomyopathie dilaté	1	9 %
Goutte	1	9 %
Gastrite	1	9 %

Tableau 6 : Antécédents médicaux des patients inclus dans l'étude.

3.2. Chirurgicaux

Sur les 11 patients présentant un descellement aseptique, 3 avaient des antécédents chirurgicaux, soit 27,7 % répartis comme suit :

Pathologie	Nombre de patient	Pourcentage %
PTH controlatérale	3	27,3 %
Fracture du fémur homolatéral	1	9 %
Hernie ombilicale	1	9 %
Traumatisme vasculaire MI	1	9 %

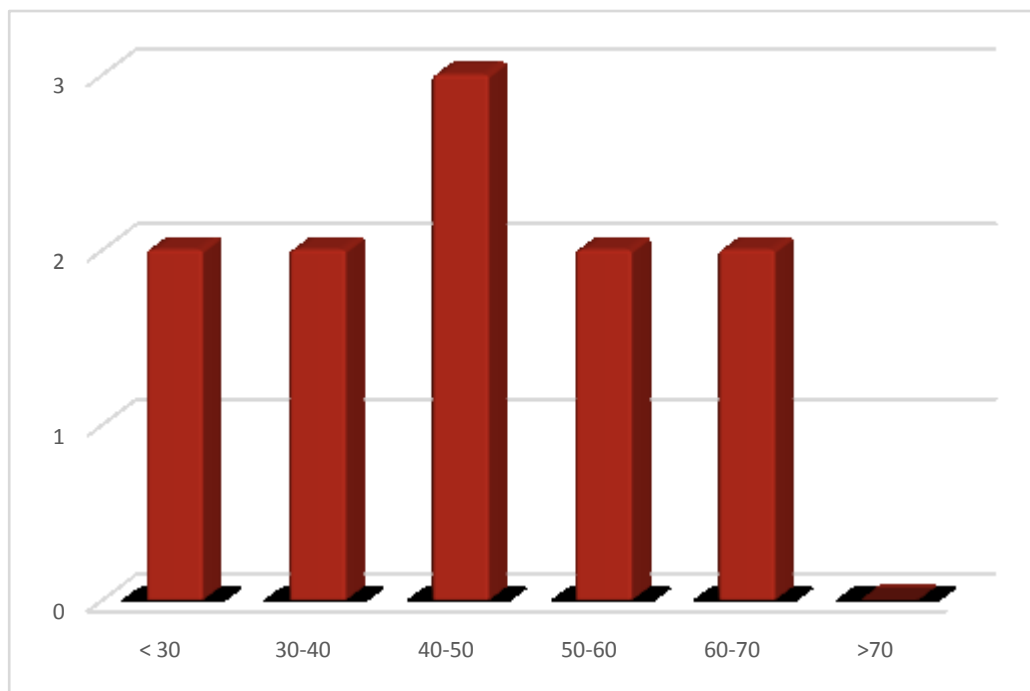
Tableau 6 : Antécédents chirurgicaux des patients inclus dans l'étude.

II- ARTHROPLASTIE INITIALE

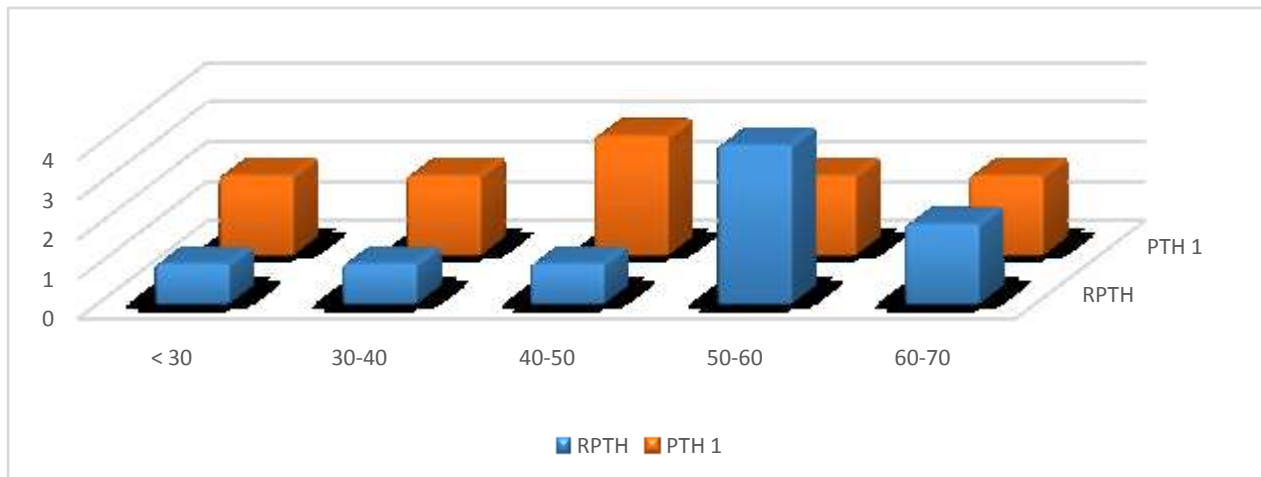
En se basant sur les données retrouvées dans les dossiers médicaux et les comptes rendu opératoire ; nous avons essayé de recueillir le maximum d'information concernant la prothèse de première intention ;

1. Age lors de la première PTH

L'âge moyen de pose de prothèse de première intention était de 47 ans avec des extrêmes de 24 et 69 ans



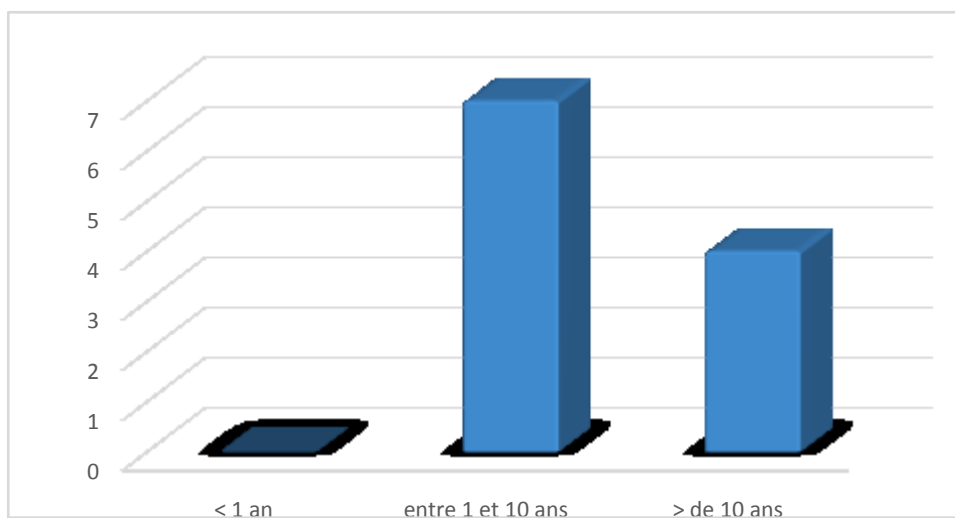
Graphique 3: Répartition des patients par catégorie d'âge lors de la PTH de première intention.



Graphique 4 : Comparaison de l'âge des patients entre la prothèse de première intention et la prothèse de reprise

La durée de vie moyenne des prothèses a ainsi pu être estimée ; elle est de 9 ans et 1 mois, avec des extrêmes allant de 2 ans à 19 ans.

Nous avons alors réparti les patients, comme l'a proposé Clohisy [104], en trois groupes épidémiologiques : les échecs à court terme (< 1 an), où nous ne retrouvons aucun patient, à moyen terme (1 à 10 ans) avec 7 patients et à long terme (> 10 ans), ce dernier groupe comportant 4 patients.



Graphique 5 : Répartition des patients par délai entre l'arthroplastie totale de hanche primaire et la reprise.

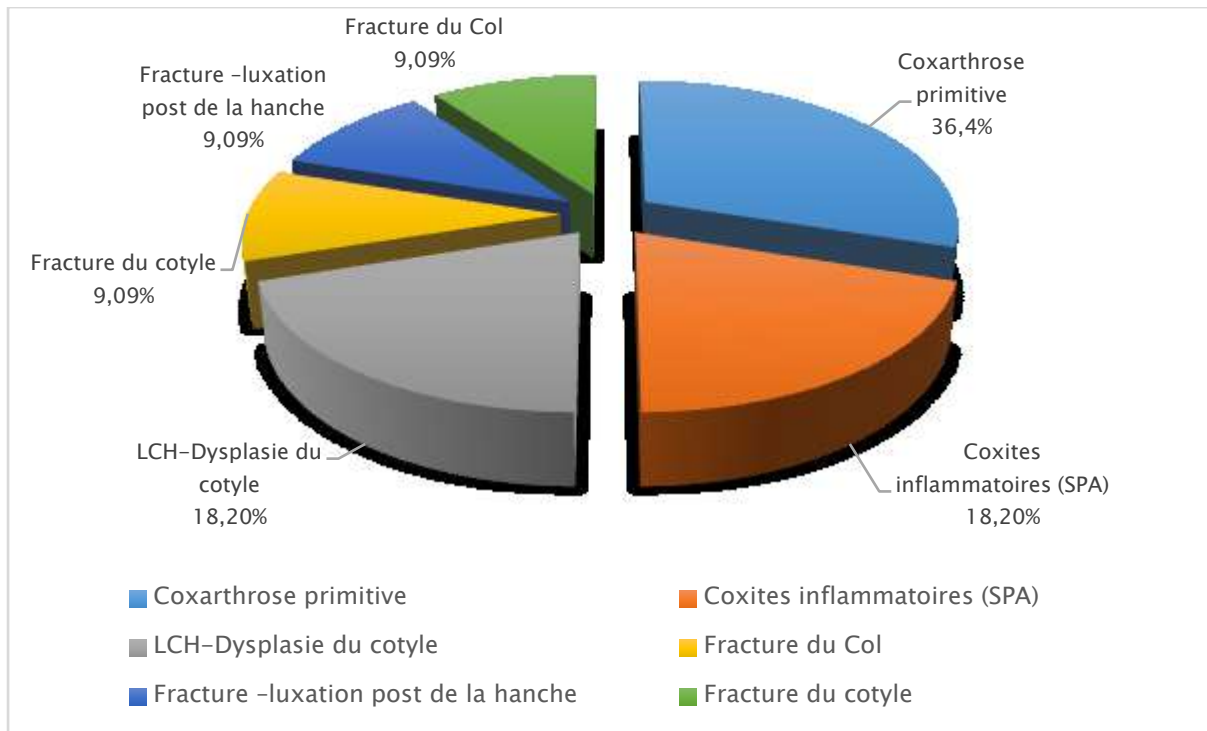
2. Indications de la PTH de première intention :

Indication de la PTH	Nombre	Pourcentage
Coxarthrose primitive	4	36,4 %
Coxites inflammatoires (SPA)	2	18,2 %
LCH-Dysplasie du cotyle	2	18,2 %
Fracture du Col	1	9,09 %
Fracture -luxation post de la hanche	1	9,09 %
Fracture du cotyle	1	9,09 %

Tableau 7 : les indications de la prothèse totale de hanche initiale.

Dans notre série ; l'indication initiale de l'arthroplastie totale de hanche est dominée par la coxarthrose primitive, représentant 36,4 % de toutes les indications confondues.

Les coxarthroses sur spondylarthrite ankylosante viennent en second lieu avec 18,2% des indications.



Graphique 6 : les indications de la prothèse totale de hanche initiale.

3. Caractéristiques de la PTH initiale

8 patients inclus dans l'étude, soit 72,7 %, avaient bénéficiés d'une prothèse totale de hanche de première intention cimentée ; 2 des PTH hybride, et une PTH non cimentée pour le dernier patient.

La PTH double mobilité a été utilisé lors de l'arthroplastie initiale chez trois patients.

Une seule patiente, dont l'indication initiale de la première PTH été une fracture luxation négligée, avait bénéficié de la mise en place d'une PTH double mobilité cimenté avec anneau de soutien de Kerboull.

4. Type du descellement aseptique :

Type descellement	Nombre	pourcentage
Bipolaire	7 cas	63,6%
Cotyle seule	4 cas	36,4%

Tableau 8 : Répartition selon le type de descellement aseptique

Nous remarquons que les descellements bipolaires représentent 63,6% de tous les descellements aseptiques, les descellements cotyloïdiens représentent 36,4% alors qu'aucun cas de descellements fémoral seul n'a été retrouvés.

5. Coté du descellement :

Côté	Nombre	Pourcentage
Hanche droite	7 cas	63,6 %
Hanche gauche	4 cas	36,4 %

Tableau 9 : Répartition selon le coté de descellement aseptique

III- LA REPRISE

1. Etude pré-opératoire :

1.1. Clinique

Tous nos patients ont bénéficié d'un examen somatique complet, nous avons ainsi pu établir les scores cliniques et fonctionnels de la hanche représentés dans le tableau

Cas Num	PMA	HHS	Charnley
1	8	29	B
2	3	31	A
3	11	56	A
4	10	73	A
5	13	61	A
6	12	68	A
7	9	55	B
8	13	85	A
9	7	54	B
10	9	76	A
11	12	48	C

Tableau 10 : Scores fonctionnels de la hanche en pré-opératoire.

1.2. Radiologique

Tous nos patients ont bénéficié, dans le cadre du bilan radiologique à visé diagnostique, d'une radiographie du bassin face et une radiographie de la hanche concerné de face prenant toute la prothèse.

D'autre investigation radiologique ont été réalisé notamment une radiographie standard des genoux face et profil.

Le recours à d'autres moyens d'imagerie pour établir le diagnostic, notamment la tomodensitométrie et la scintigraphie de la hanche ; n'a pas été nécessaire.

L'analyse des clichés standards du bassin et de la hanche étudiée s'est faite premièrement dans le sens de la recherche des signes évocateurs du descellement de la pièce cotyloïdienne et de la tige fémorale ; et dans le sens de classifier les lésions et la perte osseuse en second lieux

Pour cela nous nous somme basé sur la classification de Delee (cotyle) et de Guren (tige) pour localisé le liseré, et sur la classification de la SOFCOT 99 et de celle de l'AAOS pour classifié le descellement, la classification de Paprosky été plutôt utilisée en per-opératoire.

Cas Num	SOFCOT99		AAOS	
	Cotyle	Tige	Cotyle	Tige
Cas 1	Stade VI	Stade II T1	Type 1	Type IC
Cas 2	Stade I	Stade II	Type 5	Type IIA
Cas 3	Stade II	Stade I	Type 1	Type IA
Cas 4	Stade II	Stade II	Type 2	Type IA2
Cas 5	Stade I		Type 1	
Cas 6	Stade II	Stade I	Type 1	Type IC
Cas 7	Stade II	Stade II	Type 2	Type IIB
Cas 8	Stade II		Type 1	
Cas 9	Stade II		Type 2	Type IA
Cas 10	Stade I		Type 2	
Cas 11	Stade II	Stade II V	Type 3	Type IA

Tableau 11 : Résultats de l'analyse radiologique préopératoire.

2. Etude d'opérabilité :

2.1. Etude clinique et radiologique :

Tous nos patients ont bénéficié d'un examen clinique complet à la recherche d'une pathologie sous-jacente pouvant contre indiquer l'acte chirurgical, l'anesthésie ou le traitement par les AINS ; la recherche d'un foyer infectieux et son traitement étaient systématiques.

Le bilan clinique et radiologique à permis :

- de préciser le type de descellement et son niveau,
- d'étudier l'état du bassin, les articulations sacro-iliaques de même que la hanche controlatérale.

- de rechercher l'inégalité de longueur, l'attitude vicieuse, ainsi que les autres lésions associées.

2.2. Etude para clinique :

Tous nos patients ont bénéficié d'un bilan paraclinique préopératoire comportant :

- Une NFS
- Un groupage sanguin
- Un dosage de la glycémie, de l'urée et la créatinine sanguine
- Un bilan d'hémostase (TP- TCK)
- Une radiographie pulmonaire de Face
- Un ECG; une Radiographie thoracique de face
- Une VS, CRP
- Un ECBU

D'autres consultations spécialisées et examens para-cliniques spécifiques ont été réalisés selon la nécessité.

3. L'intervention chirurgicale :

3.1. Information du patient :

La chirurgie de reprise de PTH et une chirurgie lourde et grevé de complications ; le consentement du patient doit donc être obtenu avant l'intervention, et c'est le chirurgien orthopédiste, en tant que professionnel de santé qui explique au patient l'intervention et ses risques.

Ce devoir est d'ailleurs partagé avec les anesthésistes ou tout autre prestataire participant aux soins. L'information doit être transparente, son contenu doit être large mais adapté à la compréhension du patient.

3.2. Préparation du malade – salle d'opération :

Comme pour les PTH de première intention tous nos patients ont bénéficié d'une préparation locale qui a consisté en un rasage du membre inférieure et du pubis et une désinfection cutanée de la région opératoire par de la Bétadine dermique avant l'intervention.

L'intervention s'est déroulée dans une salle réservée exclusivement à la chirurgie aseptique.

3.3. Type d'anesthésie :

Tous les patients rapportés dans notre étude ont été opérés sous anesthésie générale.

3.4. Séquence et voie d'abord :

La reprise s'est faite en 1 temps pour 10 patients, le dernier patient ayant nécessité une reprise en 2 temps pour perte de substance importante du capital osseux cotyloïdien.

Toutes les malades ont été repris par la même incision initiale, c'est-à-dire la voie d'abord postéro-externe selon Moore.

3.5. Attitude thérapeutique :

Le traitement a intéressé la pièce cotyloïdienne seule chez 4 patients ; et les deux pièces prothétiques chez 6 patients pour descellement bipolaire alors que pour le dernier patient le changement de l'implant fémoral a été réalisé pour qu'il soit adapter à la nouvelle pièce cotyloïdienne (remplacement de principe)

L'utilisation de prothèse totale de la hanche non cimentée a été enregistrée dans 10 cas, soit 90,9 % des cas, tandis que chez le dernier patient restant une PTH hybride a été utilisé.

Nous avons réalisé des prélèvements cyto bactériologique peropératoire pour confirmer le caractère aseptique chez tous les patients.

- *Versant acétabulaire*

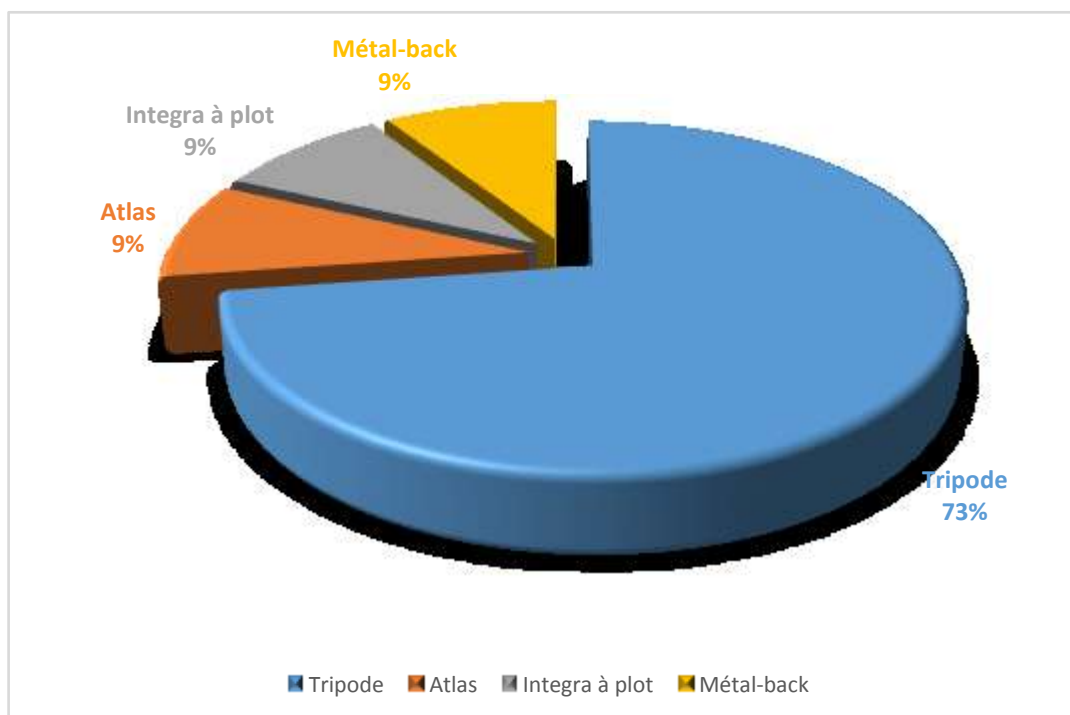
Un cotyle Tripode a été utilisé chez 8 patients, soit 72,7 % des cas ; d'autre types de cotyle ont été utilisé chez les 3 autres patients ; un cotyle Atlas ; un cotyle Integra à Plot et un cotyle métal-back cimenté pour le dernier patient, La taille de la pièce cotyloïdienne été comprise entre 48 et 58

Le recours à une fixation par ciment été nécessaire chez 1 patient.

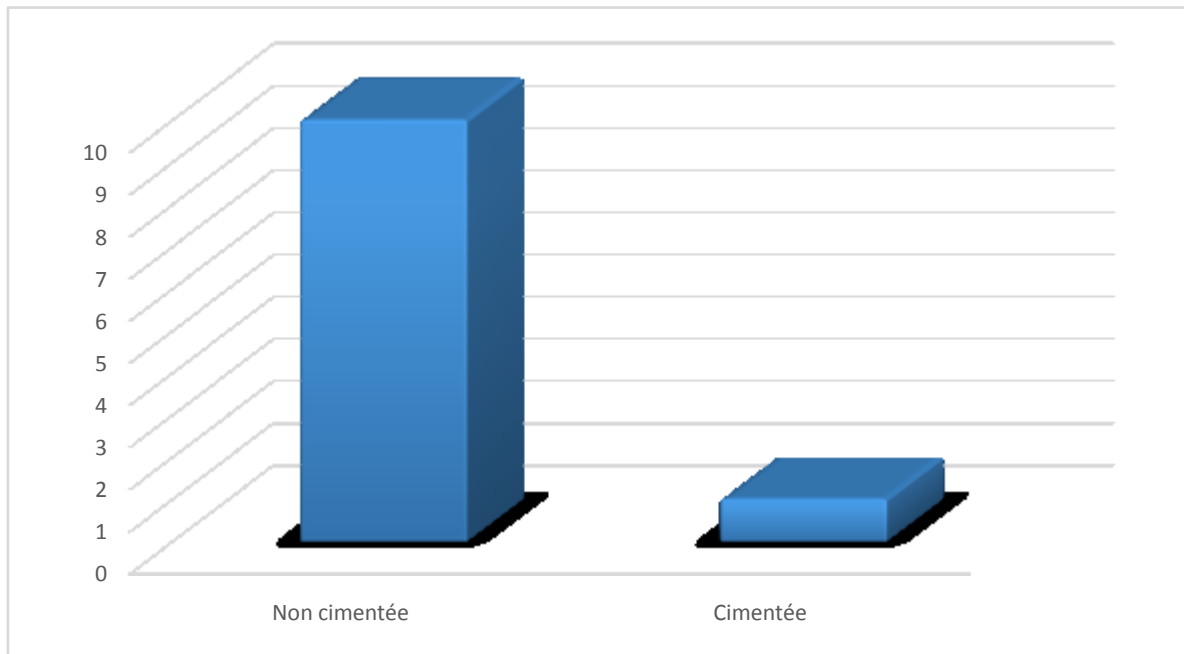


Figure 44 : Différents type de cotyle utilisé dans notre série

a : Cotyle Tripode b: Cotyle Atlas; c : Cotyle Integra à Plot d : Cotyle Metal-back



Graphique 7 : Répartition des différents type de cotyle utilisé dans notre série.



Graphique 8 : Nombre de patient par mode de fixation du cotyle utilisé dans notre série.

- *Versant fémoral*

La tige fémorale a été changée chez 7 patients ; pour 6 patient l'indication de reprise été le descellement ; alors que pour le dernier patient, le changement de la pièce été un changement de principe.

Toute les tiges utilisées été des tiges non cimentée.

Nous rapportons l'utilisation d'une seule tige longue verrouillée chez un seul patient.

- *Type d'insert*

Nous avons utilisé exclusivement des inserts en polyéthylène, 10 patients avaient bénéficiés d'une PTH double mobilité ; alors qu'une seule patiente a bénéficié d'un cotyle Atlas.

- *Les pertes de substance osseuse*

L'appréciation de la perte du stock osseux en per-opératoire été basée sur la classification de Paprosky [207].

Cas Num	Paprosky	
	Cotyle	Tige
Cas 1	Type 2B	Type 2A
Cas 2	Type 2A	Type 2B
Cas 3	Type 1	Type1
Cas 4	Type 1	Type1
Cas 5	Type 2A	
Cas 6	Type 1	Type2A
Cas 7	Type2A	Type1
Cas 8	Type1	
Cas 9	Type1	Type 1
Cas 10	Type 2A	
Cas 11	Type 2C	Type1

Tableau 12 : Type de descellement selon la classification per opératoire de Paprosky

Le comblement des pertes de substance osseuse cotyloïdiennes été assuré par du substitut osseux d'hydroxyapatite chez 2 patients, soit 18 % des cas, classés respectivement type 2B et type 2C selon la classification de Paprosky.

3.6. Durée de l'intervention

La moyenne de durée des interventions été de 2h30 min avec des extrême allons de 2h à 4h30 pour dix de nos patient.

Le onzième patient ayant bénéficié du remplacement en deux temps à 2 mois d'intervalle vu la perte de substance importante.

3.7. Le séjour hospitalier

Le séjour hospitalier été en moyenne de 27 jours avec des extrêmes de 3 jours à 4 mois.

3.8. Le traitement post-opératoire :

- *Le traitement médical :*

Tous nos patients ont reçu un traitement médical à base de :

- ❖ Antibiothérapie curative à base de céphalosporine de deuxième génération pendant une semaine.
- ❖ Anticoagulant par héparine à bas poids moléculaire à dose préventive.
- ❖ Anti-inflammatoire à base d'anti-inflammatoires non stéroïdiens pendant trois semaines.
- ❖ Antalgique.

- *La rééducation :*

La rééducation a été entreprise dès l'ablation des drains de Redon. Elle a consisté à des exercices de mobilisation de pieds, et de quelques contractions isométriques mais avec limitation des contraintes surtout chez les patients ayant une perte importante du capital osseux.

La rééducation a été retardée dans les cas de prothèse non cimentée, et dans les cas de perte du capital osseux important.

L'entraînement à la marche s'est fait à l'aide de deux béquilles ou du déambulateur afin de soulager la hanche du poids du patient dès les 48 premières heures.

L'appui a été soulagé sous couverture de 2 cannes pendant 45 jours.

4. Complications :

4.1. Complication peropératoires :

Un seul patient a installé une bradycardie extrême au bloc opératoire, qui a été géré par l'équipe d'anesthésie ; le patient a bénéficié d'une transfusion peropératoire par 2 culots globulaires.

4.2. Complications post-opératoire

Un patient a présenté une paraplégie suite à un bloc lombaire ; qui s'est amélioré spontanément.

Les complications post opératoire été rare puisque nous n'avons eu que 3 cas de complications au totale, un cas d'infection superficielle, un cas d'hématome et un cas de calcification péri-prothétique.

IV- Résultats de la reprise

1. Résultats cliniques

Après un recul moyen de 28 mois, avec des extrêmes allons de 13 à 64 mois ; les résultats cliniques de notre étude ont été appréciés par les différents scores fonctionnels de la hanche.

Cas	PMA		HHS	
	Pré-op	Recul	Pré-op	Recul
Cas 1	8	14	29	76
Cas 2	3	13	31	82
Cas 3	11	15	56	87
Cas 4	10	16	73	98
Cas 5	13	17	61	90
Cas 6	12	16	68	96
Cas 7	9	14	55	89
Cas 8	13	18	85	97
Cas 9	7	14	54	96
Cas 10	9	15	76	94
Cas 11	12	16	48	78
Moyenne des Scores	9,73	15,30	57,80	89,40

Tableau 13 : Comparaison entre les scores fonctionnel en pré-op et au dernier recul.

Le score moyen de la douleur été de 4,5 points par rapport à 3,6 points.

Le score moyen de mobilité été de 5,8 /2,4

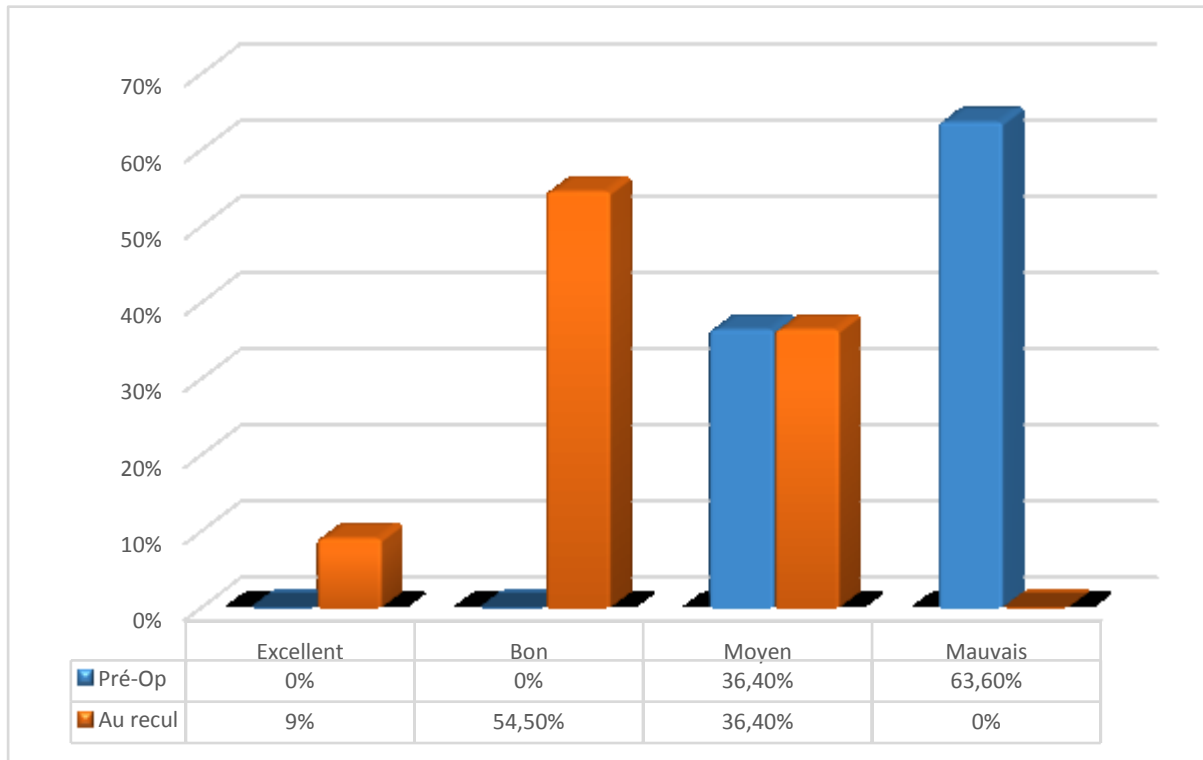
Le score moyen de marche été de 3,7/2,5

L'évaluation fonctionnelle de la hanche montrait un gain significatif global en faveur de la reprise chirurgicale avec un score de PMA passant de 9,73 points en préopératoire à 15,30 au dernier recul (Min 13 Max 18)

De même le score de Harris global était significativement amélioré en passant de 57,80 en pré opératoire à 89,40 au plus long recul. (Min 76 Max 98)

Cotation PMA	Excellent	Bon	Moyen	Mauvais
Pré-Op			4 cas (36,4%)	7 cas (63,6%)
Au recul	1 cas (9%)	6 cas (54,5%)	4 cas (36,4%)	

Tableau 14 : Nombre de cas par classe fonctionnelle selon la classification de PMA.



Graphique 9: Comparaison entre les résultats fonctionnel pré-op et au dernier recul

Excellent 18 ; Bon 15-17 ; Moyen 12-14 ; Mauvais <12

2. Résultats radiologiques

2.1. Analyse radiologique postopératoire

En post-opératoire, et sur des clichés radiographiques standards du bassin face strict et de la hanche (F+P) étudiée prenant toute la prothèse, des mesures radiologiques ont été faites afin de s'assurer de l'implantation de la PTH de reprise que ça soit du côté de la pièce cotyloïdienne ou de la tige fémoral ; une analyse radiologique a été réalisé en post-op immédiat et au dernier recul.

- Versant cotyloïdien :
 - le positionnement de l'implant
 - L'inclinaison de l'implant sur l'horizontale a été mesurée par rapport à la ligne bi-ischiatique, ce qui permettait d'obtenir pour chaque implant un angle alpha postopératoire immédiat et un angle alpha au recul. Toute variation de l'angle alpha $> 3^\circ$ signait une migration de l'implant. L'angle d'inclinaison de la cupule par rapport à la ligne bi-ischiatique, il est normalement de 40° , par contre l'angle d'inclinaison de l'anneau, en cas de reconstruction prothétique, est normalement de 60° , cet anneau est maintenu par 3 à 5 vis inclinés de 20° par rapport au plan frontal et 20° vers l'arrière.
 - Les liserés acétabulaires (au dernier recul) ont été étudiés dans les trois zones définies par De Lee et Charnley pour poser le diagnostic de descellement, ces liserés ont été étudiés en fonction de leur localisation, de leur taille et de leur caractère évolutif : les hanches avec descellement cotyloïdien s'accompagne toutes de liserés os-ciment, supérieur à 2 mm;
 - L'allongement a été mesuré par la distance verticale entre U radiographique et le sommet du petit trochanter avant et après l'intervention.
 - Les ossifications péri-prothétiques ont été évaluées suivant la classification de Brooker [134];

- Versant fémoral :
 - Mesure de la distance entre le sommet du grand trochanter et la pointe de la tige fémorale afin de détecter un enfoncement de la tige.
 - Détermination de la position de la tige par rapport à l'axe fémoral dans le plan frontal, sur le cliché de face (Normale, Varus ou Valgus supérieur à 5°).
 - Détermination de l'intégration de l'extrémité de la tige dans le canal distal (tige libre, effet console ou englobement).
 - Évaluation pour chaque zone de Gruen de face et de profil :
 - contact entre la tige et l'os cortical.
 - présence de corticale déficiente (moins de 2mm d'épaisseur).
 - présence de liseré.
 - présence d'une réaction corticale.
 - Présence d'ossifications hétérotopiques péri-prothétiques classées selon la classification radiologique de Brooker

2.2. Résultats postopératoire

- Versant cotyloïdien :
 - Le positionnement vertical et horizontal de l'implant a été jugé correct dans toutes les hanches de la série (c'est-à-dire en zone II B de la classification de la SOO).
 - Ce positionnement a été stable dans le temps pour toutes les hanches étudiées ;
 - L'inclinaison moyenne de la cupule était en moyenne d'environ 42°, aucune différence significative des valeurs moyennes n'a été trouvée entre les valeurs postopératoires immédiates et les valeurs au dernier recul.

- La correction moyenne du raccourcissement préopératoire était de 10mm (minimum -5 mm, maximum 28 mm).
- un cas d'ossification péri-prothétique a été observé dans notre série, classé stade I selon Brooker.
- Aucun cas de descellement acétabulaire n'a été retrouvé au dernier recul.
 - Versant fémoral :
 - Sur les clichés de face ; la position des tiges révisées est normale, on ne note ni varus ni valgus de la tige au dernier recul.
 - La mesure de la distance entre le sommet du grand trochanter et la pointe de la tige n'a pas révélé d'enfoncement des 7 tiges réimplantées.
 - L'analyse des zones de Gruen de face et de profil n'a pas objectivé de liserés.

V- Cas clinique

Nous rapportons ici 4 cas différents des patients de notre série

1. Cas numéro 1 :

Patiente de 29 ans, sans antécédents particuliers victime en 2012 d'un traumatisme de la hanche droite suite à la chute d'un mure sur le bassin occasionnant chez elle une douleur avec impotence fonctionnelle totale ;

Diagnostic : Fracture-luxation postérieure négligée de 3 semaines.



Clichés 1 et 2 : Fracture -luxation postérieure de la hanche droite négligée de 3 semaines.



La patiente a bénéficié d'une tentative de réduction au bloc initialement non réussie d'où la mise en place d'une PTH double mobilité avec anneau de soutien type croix de Kerboull .



Cliché 3 : Radio de la hanche droite face montrant la PTH initiale ;PTH double mobilité avec croix de Kerboull.

L'évolution a été marquée 2 ans après par l'apparition d'une douleur de la hanche opérée avec limitation des mobilités articulaire.



Cliché 4 : Descellement cotyloïdien droit ; après 2 ans d'évolution.

La décision été de reprendre la pièce cotyloïdienne descellée par un cotyle tripode avec 2 vis au niveau de la palette.



Cliché 5 et 6 : Reprise de la pièce cotyloïdienne descellée par une PTH double mobilité non cimentée, cotyle Tripode avec 2 vis au niveau de la palette.

2. Cas numéro 2:

Patient de 54 ans, suivi pour SPA depuis 1990, ayant bénéficié d'une PTH gauche en 1994 reprise en 2003 pour descellement aseptique ; du côté droit le patient a bénéficié d'un PTH en 1993.

Le patient a été admis pour prise en charge d'une douleur de la hanche droite associé à une diminution du périmètre de marche évoluant depuis plus de 6 mois avant l'admission.

Au bilan radiologique : descellement bipolaire de la prothèse droite avec ascension de la tête prothétique et luxation de la pièce cotyloïdienne.



Cliché 7 : Descellement bipolaire de la PTH droite après 17 ans d'évolution.

Lors de la reprise, découverte d'une perte de substance classé type 2C selon la classification de Paprosky, la décision été de mettre en place un Spacer et de reprendre le patient dans un deuxième temps



Cliché 8 : Dépose de PTH droite avec mise en place d'un Spacer de ciment.

Après 2 mois, le patient a été repris pour repose de prothèse totale de la hanche double mobilité non cimentée cotyle Intégra à plot avec comblement de la perte de substance cotyloïdienne par du substitut osseux d'hydroxyapatite.



Cliché 9 et 10 : Repose de PTH double mobilité non cimentée cotyle à plot INTEGRA.

3. Cas numéro 3:

Patient de 52 ans, opéré en 2010 pour coxarthrose de la hanche droite ayant bénéficié d'une PTH double mobilité cimentée avec bonne évolution radio-clinique initiale (marche sans douleur et sans aide avec reprise de son activité professionnelle).



Cliché 11 : radiographie du bassin face objectivant une Coxarthrose primitive droite

Cliché 12 : PTH double mobilité cimentée droite.



L'évolution a été marquée 3 ans après la première PTH par l'installation d'un blocage de la hanche sans notion de traumatisme obligeant le patient à rester au lit pendant 1 semaine compliqué par une boiterie après reprise de la marche.



Cliché 13 et 14 : Descellement et luxation unipolaire de la PTH concernant la pièce cotyloïdienne après 3 ans d'évolution.

La décision été la reprise de la PTH initiale par une prothèse double mobilité non cimentée cotyle tripode



Cliché 15 et 16: Dépose -repose de la pièce cotyloïdienne, PTH double mobilité non cimentée cotyle tripode.



4. Cas numéro 4:

Patiente de 74 ans, opérée 6ans avant sans admission pour coxarthrose droite ayant bénéficié d'une PTH cimentée.



Cliché 17 : PTH double mobilité cimenté sur coxarthrose primitive droite.

L'évolution a été marquée 5 ans après la première intervention par l'apparition de douleur mécanique intermittente augmentant progressivement d'intensité avec diminution du périmètre de la marche.

Au bilan radiologique : descellement cotyloïdien de la PTH initiale



Cliché 18 : Descellement unipolaire de PTH initiale de la hanche droite sur coxarthrose primitive après 5 ans d'évolution.

La décision été de reprendre la PTH initiale en remplaçant la pièce cotyloïdienne par un cotyle Tripode non cimenté avec vis sur la palette.



Cliché 19 et 20 : PTH de reprise ; PTH double mobilité non cimentée cotyle Tripode et vis sur la palette .



VI- TABLEAUX RECAPITULATIFS :

Cas	Numéro	Age	Sexe	Indication de la PTH initiale	Côté	Délai	Niveau du descellement
1	217-10	50 ans	M	SPA	Droit	16 ans	Bipolaire
2	974-11	38 ans	M	Dysplasie cotyloïdienne	Gauche	12 ans	Bipolaire
3	220-13	66 ans	F	Coxarthrose I	Droit	7 ans	Bipolaire
4	705-13	45 ans	F	LCH	Gauche	8 ans	Bipolaire
5	828-13	49 ans	M	coxarthrose	Droit	4 ans	Cotyle
6	980-13	53 ans	F	Fr du cotyle	Droit	9 ans	Cotyle
7	1100-13	56 ans	M	SPA	Gauche	19 ans	Bipolaire
8	162-14	28 ans	F	Fracture-lux post de la hanche	Droite	2 ans	Cotyle
9	288-14	70 ans	F	Coxarthrose I	Gauche	6 ans	Bipolaire
10	613-14	74 ans	F	Coxarthrose I	Droit	5 ans	Cotyle
11	760-14	63 ans	F	Fracture du col	Droit	12 ans	Bipolaire

Numéro	Clinique				Classification SOFCOT	
	Douleur	Marche	Mobilité	PMA	Fémur	Cotyle
217-10	Permanente	Boiterie	Limitation Rot. Int Limitation Flexion	8	Stade II T1	Stade VI
974-11	Permanente	Avec 2 béquilles	Ankylose	3	Stade II	Stade I
220-13	A la marche	Avec canne	Limitation Rot. Int Limitation Flexion	11	Stade I	Stade II
705-13	A la marche	Avec 2 béquilles	Limitation Rot. Int Limitation Flexion	10	Stade II	Stade II
828-13	A la marche	Avec canne	Rot. Int : ° Flexion : 90°	13	---	Stade I
980-13	A la marche	Avec 2 béquilles	Rot. Int : ° Flexion : 90°	12	---	Stade II
1100-13	A la marche	Avec 2 béquilles	Limitation Rot. Int Flexion : 60°	9	Stade II	Stade II
162-14	A la marche	Avec canne	Conservée	11	---	Stade II
288-14	A la marche	Avec 2 béquilles	Limitation Rot. Int Flexion : 90°	7	Stade I	Stade II
613-14	A la marche	Avec une canne	conservée	9	---	Stade I
760-14	Permanente	Avec une canne	Flexion 60°	12	Stade II V	Stade II

Cas	Numéro	Traitement							Résultat PMA
		Anes	VA	Gestes					
				Cotyle	Comblement osseux	Ciment Fémur	Ciment Cotyle	Tige	
1	217-10	AG	Post-ext	Cotyle A plot	Sub .Os	non	non	Taille 12 avec collerette+ Fil d'acier	14
2	974-11	AG	Post-ext	Cotyle DM Metal-back	non	non	oui	Taille 2	13
3	220-13	AG	Post-ext	Tripode	non	non	non	Taille 9	15
4	705-13	AG	Post-ext	Tripode	non	non	non	Taille 7	16
5	828-13	AG	Post-ext	Tripode	non	---	non	---	17
6	980-13	AG	Post-ext	Atlas	non	---	non	---	16
7	1100-13	AG	Post-ext	Tripode	non	non	non	Longue verrouillé	14
8	162-14	AG	Post-ext	Tripode	non	---	non	---	17
9	288-14	AG	Post-ext	Tripode	non	non	non	Taille 2	14
10	613-14	AG	Post-ext	Tripode	non	---	non	---	15
11	760-14	AG	Post-ext	Tripode	Sub Os	non	non	Taille 4	16

Tableaux 15 ;16 ;17 :tableaux récapitulatifs des données des patients

DISCUSSION

I- Méthodologie

Notre étude est faite de manière rétrospective sur dossiers, elle est donc soumise à certaines critiques méthodologiques.

Ainsi nous retrouvons un biais de recrutement en raison de la multiplicité des étiologies, de stades de descellement variable, nous avons essayé d'éviter ou plutôt de minimiser l'effet de ce biais en ne recrutant que les patients ayant bénéficié d'une reprise unique.

Le biais de performance a pu être contrôlé, en effet, notre travail correspond à une série mono-opérateur et mono-centrique.

Par contre ; le biais de susceptibilité est retrouvé dans notre étude car nous avons utilisé pour la reprise, des implant cotyloïdien différent, mais dont la plupart du temps (81% des cas) l'implant utilisé été un cotyle tripode à double mobilité.

La taille de l'échantillon étudiée est inférieure à 30 ainsi l'utilisation des tests statistiques classiques été difficile.

L'examineur ayant recueilli les données était différent des opérateurs et n'était ni promoteur ni concepteur de matériel implanté. Ceci doit en principe augmenter l'objectivité de l'étude.

Les résultats des reprises de prothèses totales de hanche sont souvent difficiles à interpréter. En effet certains auteurs rapportent des taux de révision [105] [106] alors que d'autres rapportent des taux de descellement avec ou sans infection [107] [108] [109] Certaines séries étudient des premières révisions [107], alors que d'autres étudient des patients ayant bénéficié d'une ou plusieurs révisions avant l'inclusion [110]. On sait pourtant que le nombre de révisions sur une même hanche influence de

façon péjorative les résultats cliniques et radiologiques [111]. Certaines études étudient uniquement le versant cotyloïdien, d'autres uniquement le versant fémoral, d'autres encore les deux.

II- Effectif

Le travail que nous avons réalisé était basé sur la revue clinique et radiologique de 11 cas de révision de prothèse totale de hanche. Cet effectif est plutôt réduit par rapport au série occidental, mais reste sensiblement comparable à ceux des séries de Ghazaili [112] (n=12), ELhouari [113] (n=15).

III- Age

Dans notre étude, l'âge moyen lors de la reprise était dans notre série de 56 ans, les extrêmes allant de 28 à 74 ans, il rejoint la moyenne d'âge des série marocaine de Dahmani [114] ; Elhouari [113] et surtout la série de Ghazaili [112] qui représente la série la plus proche de la nôtre ; par contre l'âge moyen de notre travail supérieur par rapport à celui de la série chinoise de Liu[115]; mais il reste nettement inférieur à ceux notés dans les séries occidentales (cf tableau)

Cette moyenne d'âge basse est expliquée par le jeune âge de la population marocaine par rapport à la population occidentale et par la fréquence des pathologies touchant le sujet jeune : coxites inflammatoires, coxarthrose post-traumatique et les dysplasies cotyloïdiennes.

L'âge est un facteur important déterminant le résultat fonctionnel et la longévité de la prothèse. Il a été prouvé que le risque de descellement aseptique diminue d'environ 1,8 % avec chaque an de plus de l'âge du

patient au moment de la pose [116] pour les descellements septiques, l'âge constitue également un facteur de diminution de la résistance à l'infection et donc plus l'âge augmente plus le risque d'infection de la PTH augmente. Par ailleurs, plusieurs études ont montré que plus l'âge du patient, au moment de l'acte chirurgical, est élevé plus le résultat fonctionnel, est moins satisfaisant [117].

Séries	Age moyen
Philippe[118]	69,5 ans (42—86 ans)
Wegrzyn [119]	67±10 ans
Douglas[120]	67,8 ans
Liu [115]	48,2 ans
Costa[121]	66,4 ans (46—85)
Dahmani[114]	51 ans
El Houari [113]	57 ans (20-76)
Ghazaili [112]	58 ans (40-77)
Boutayeb	56 ans (28-74)

Tableau 18 : comparaison de la moyenne d'âge entre les différentes séries.

IV- Le sexe

Séries	VIVES [122]	MELCHIOR et LC [123]	GHAZAILI	BOUTAYEB
% Hommes	35,64%	29,2%	75%	36%
% Femmes	64,36%	70,8%	25%	64%

Tableau 19 : comparaison de la répartition du sexe entre les différentes séries.

Dans notre série : le sexe féminin est largement prédominant ce qui rejoint les séries de VIVES et MELCHIOR où le sexe féminin représente respectivement 64,36% et 70,8%.

La détérioration du squelette receveur due à l'ostéoporose post-ménopausique expliquerait la plus grande fréquence des descellements féminins dans la littérature.

V- Délai du descellement :

Séries	VIVES	MELCHIOR et LC	GHAZAILI	BOUTAYEB
Délai moyen	6 ans	12 ans	12 ans	9ans et 1 mois

Tableau 20 : Délai du descellement dans les différentes séries

Le délai moyen de l'apparition du descellement dans notre série est de 9 ans et 1 mois avec des extrêmes allant de 2 ans et 19 ans

Ce résultat se situe entre le délai moyen des séries de MELCHIOR et LC et de GHAZAILI et ceux de la série de VIVES où le délai moyen du descellement n'est que de 6 ans.

VI- Recul

Le recul moyen de notre étude est de 28 mois, avec des extrêmes allons de 13 à 64 mois, les résultats donc de notre étude ne peuvent ainsi être interprété que comme des résultats préliminaires, surtout du point de vue radiologique. En fait, d'un point de vue clinique, un recul moyen de 2 ans peut être considéré comme un minimum à la fois nécessaire et suffisant pour apprécier un résultat dans sa forme définitive. En effet, l'état clinique d'un patient n'évolue guère après un an (en l'absence de complications) et tout au plus, on peut noter une légère diminution de la boiterie ou une amélioration de quelques degrés de la flexion, si le patient n'est pas

handicapé par sa hanche controlatérale. En ce qui concerne les douleurs, celles-ci sont en règle générale absentes après un an d'évolution. Si elles persistent après ce délai, il faut rechercher un descellement.

Sur le plan radiologique, un recul moyen de 2 ans est nécessaire pour apprécier les premiers résultats, en sachant que, s'il est possible dans cet intervalle, d'évaluer la reconstruction du stock osseux et la qualité de l'ostéo-intégration, il faut un recul plus important pour évaluer le remodelage osseux adaptatif et les autres complications inhérentes à toute arthroplastie (usure, descellement, etc). Migaud [124] et Boisgard [125] n'ont pas retrouvé de modifications radiologiques au-delà de 18 mois après l'intervention. Boisgard [125] a également signalé la stabilité des signes cliniques comme la boiterie ou la douleur après 12 mois d'évolution.

VII- Etiologies primitives

Les pathologies conduisant à la mise en place d'une prothèse totale de hanche sont multiples et bien connues [126]. La revue du registre suédois des prothèses de hanche portant sur plus de 86000 prothèses posées entre 1992 et 2000 retrouve près de 75% d'arthroplasties réalisées dans un contexte d'arthrose, puis pour des fractures du col fémoral et pour des arthrites inflammatoires. Les autres causes majeures fréquemment retrouvées sont les ostéonécroses aseptiques de la tête fémorale, les dysplasies de hanche, les coxites destructrices rapides et les arthroses post traumatique.

Le registre français, qui se développe progressivement depuis quelques années, permet des constatations similaires, avec une majorité de prothèses implantées pour cause d'arthrose.

Série	Coxarthrose I	ONA	LCH/Dysplasie	Fr du col	Coxarthrose post trauma	Coxites Inflam	Autres
Boceno [127]	8 (38%)	1(5%)	8 (38%)	0	1(5%)	0	3(14%)
Ghazaili [112]	2(16,7%)	0	1(8,3%)	5(41,7%)	3(25%)	1(8,3%)	0
Guillou [128]	48(50,5%)	9(9,5%)	12(12,7%)	11(11,5%)	3(3,2%)	4(4,2%)	8(8,4%)
DAO [129]	15(28%)	2(3%)	24(44%)	6(11%)	0	2(3%)	5(8%)
BOUTAYEB	4(36,4%)	0	2(18,2%)	1(9,1%)	2(18,2%)	2(18,2%)	0

Tableau 21 : comparaison des étiologies de la PTH initiale entre les différentes séries.

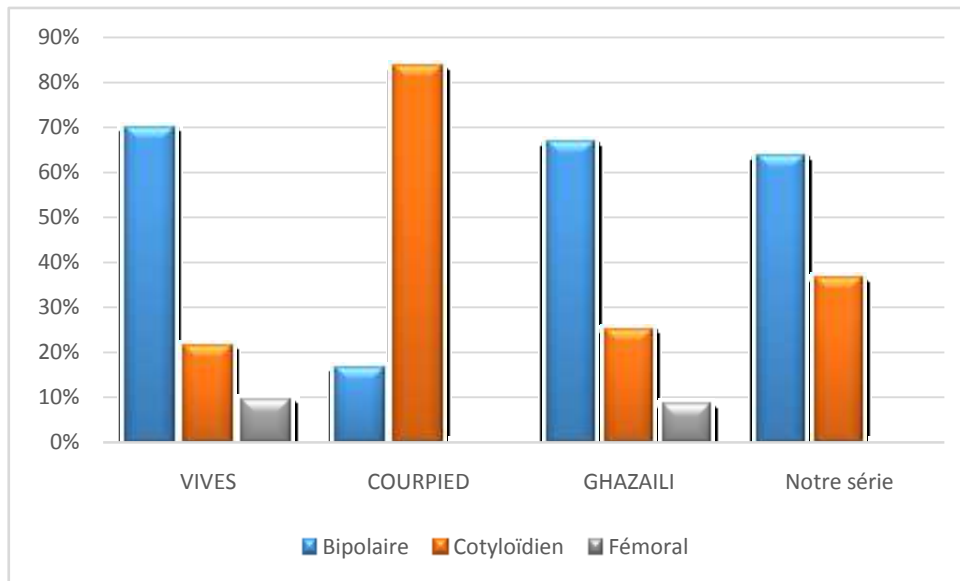
Dans notre série l'étiologie primitive de la PTH initiale est la coxarthrose primitive avec 36,4% des cas, ces résultats rejoignent ceux de la série de de Guillou [128] (50,5%), ce qui n'est pas le cas des série de Ghazaili (Fracture du col 41,7%) et de celle de DAO [129] où la pathologie dysplasique vient au premier rang avec un pourcentage de 44% ; ce dernier explique la fréquence élevé de descellement aseptique chez les patients ayant bénéficié d'une PTH initiale sur dysplasie, par le faite que l'arthroplastie chez ces patients reste plus délicate techniquement que chez les autres patients ; ce même constat a été rapporté dans la série de Boceno [127] où la reprise pour descellement aseptique été plus fréquente sur les hanches dysplasiques de sujets de moins de 50 ans.

VIII- Type de descellement

Dans notre série, les descellements aseptiques bipolaires sont les plus fréquents et représentent 63,6%, alors que les descellements cotyloïdiens isolés viennent au second plan avec 36,4% et au aucun cas de descellement fémoral isolé n'a été reporté, ceci rejoint les résultats de la série de VIVES. Dans la série de COURPIED [130] les descellements cotyloïdiens isolés sont les plus fréquents alors qu'aucun cas de descellement fémoral seul n'a été retrouvé.

Type de descellement	VIVES [122]	COURPIED [130]	GHAZAILI	BOUTAYEB
Bipolaire	70%	16,6%	66,6%	63,6 %
Cotyloïdien	21,4%	83,4%	25%	36,4%
Fémoral	9,6 %	0	8,4%	0

Tableau 22: comparaison du Type du descellement entre séries

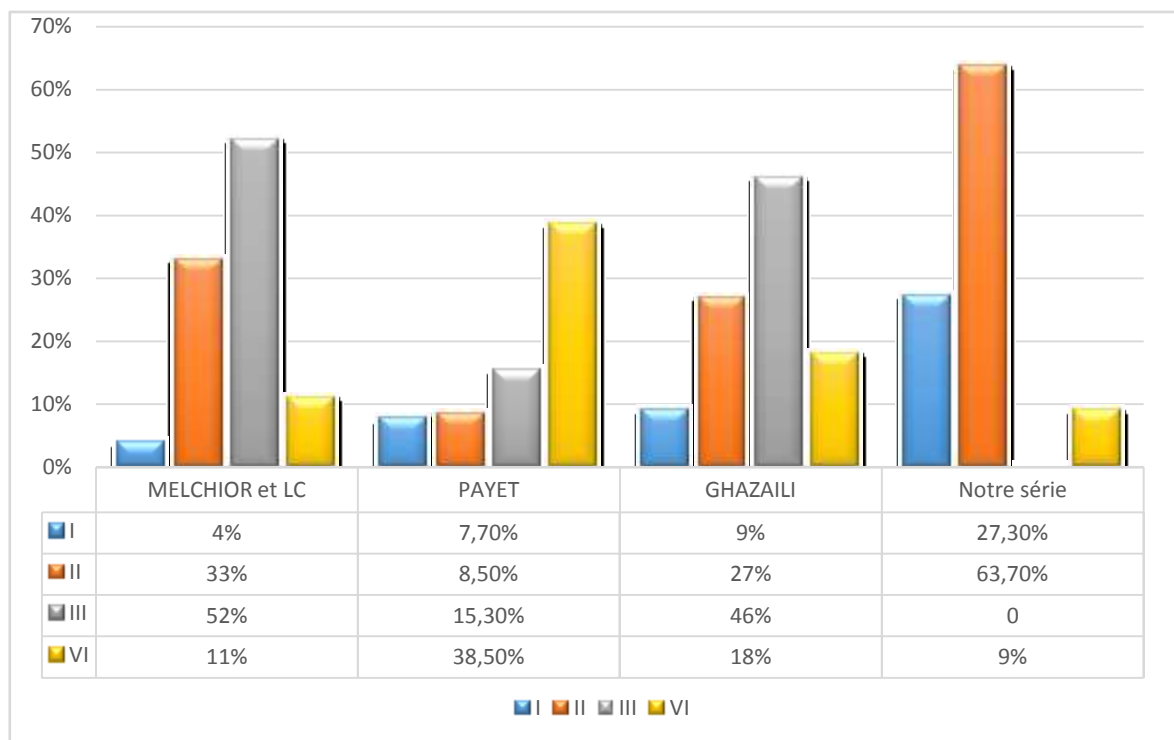


Graphique 10: comparaison du typt du descellement.

IX- Classification radiologique

Séries	MELCHIOR et LC [123]	PAYET [131]	GHAZAILI [112]	BOUTAYEB
Cotyle	I : 4%	I : 7,7%	I : 9%	I : 27, 3%
	II : 33%	II : 38,5%	II : 27%	II : 63,7%
	III : 52%	III : 15,3%	III : 46%	III : 0
	IV : 11%	IV : 38,5%	IV : 18%	IV : 9%

Tableau 23 : Stade de descellement cotyloïdien dans les différentes séries selon la classification de la SOFCOT.



Graphique 11 : Stade de descellement cotyloïdien dans les différentes séries selon la classification de la SOFCOT.

Series	SYNAVE [132]	DAO	GHAZAILI	BOUTAYEB
Fémur	I : 36%	I : 37%	I : 30%	I : 28,6%
	II : 44%	II : 31,5%	II : 50%	II : 42,8%
	III : 17%	III : 26%	III : 10%	II V : 14,3%
	IV : 4%	IV : 5%	IV : 10%	IIT1:14,3 %

Tableau 24: Stade du descellement fémoral selon la classification de la SOFCOT.

Du côté cotyloïdien, le stade II prédomine, et ceci coïncide avec les résultats obtenus dans la série de PAYET [131] , alors que dans les séries de MELCHIOR et LC et de GHAZAILI le stade prédominant et le stade III.

Nous remarquons que du côté fémoral, le stade II est le plus fréquent au moment du diagnostic, ceci rejoint les constatations faites dans les autres séries (SYNAVE, DAO, GHAZAILI).

X- Complications

Les complications dans la chirurgie de reprise de prothèse de hanche sont nombreuses et excessivement variées. Elles intéressent l'état général du patient qui peut être soumis à des complications liées à ses comorbidités.

Le rôle de l'anesthésiste ainsi que celui des chirurgiens est majeur en préopératoire afin de préparer le patient à supporter cette agression.

Il existe également des complications fonctionnelles qui vont perturber la qualité du résultat. Il ne s'agit pas toujours à ce stade de complication, mais plutôt d'insuffisance fonctionnelle potentielle que la seule chirurgie ne peut pas complètement résoudre. En revanche, il doit exister, chez ces patients âgés souvent multi-opérés, un compromis entre un résultat fonctionnel parfait inaccessible et un résultat fonctionnel permettant une autonomie raisonnable apportant le plus souvent l'indolence.

En rapport avec l'acte chirurgical proprement dit, les complications peropératoires surviennent lors de l'abord, de l'extraction du matériel ou de la reconstruction pour la fixation de la prothèse et du hauban externe.

Ces complications peropératoires peuvent apparaître importantes et nombreuses. Cependant, elles ne doivent pas, à condition d'être bien évaluées, contre indiquer la reprise. Ces complications peuvent être pour la plus grande partie évitées dès lors qu'on les connaît.

Dans notre série, nous avons eu un cas de bradycardie extrême qui a été géré par l'équipe d'anesthésie.

Aucun cas de complication liée à la reprise en elle-même n'a été retrouvé ; dans la série de DAO, 9 cas de fractures peropératoires dont 6 diaphysaires et 3 trochantériennes ont été rapportés ; un cas de fracture sur vis de verrouillage de la tige fémorale a aussi été rapporté dans la série de PAYET ; dans les séries de reprise cimentée de Gie [133] et de Migaud [124] ce type de complications a été respectivement de 3% et de 5%.

Cette complication peut survenir soit pendant la préparation du fût fémoral (ablation de tige et des débris de ciment) soit lors du passage de râpes ou de la mise en place de la tige définitive.

En post-opératoire immédiat, un seul patient a présenté une paraplégie qui s'est améliorée spontanément, cette dernière a été une conséquence du bloc lombaire ; un patient a par contre présenté un hématome.

Au plus grand recul, nous avons dénombré un cas d'infection cutanée superficielle et un autre cas d'ossification hétérotopiques. Les ossifications hétérotopiques apparaissent au cours du suivi postopératoire. Si les ossifications de petite taille, classées en grades 1 ou 2 selon Brooker [134], ne posent habituellement pas de problème, des ossifications de taille plus

importante, classées 3 voire 4 selon Brooker, peuvent être associées à une limitation significative de la mobilité. La fréquence de ces ossifications de grade supérieur ou égal à 3 est de l'ordre de 4 à 9 % . Lorsque ces ossifications sont de grande taille et qu'elles limitent les amplitudes de mouvement permises par l'arthroplastie, l'ablation de ces ossifications peut justifier une réintervention .

Ces reprises chirurgicales pour ablation d'ossifications sont rarement répertoriées dans les résultats publiés de reprises d'arthroplasties totales de hanche puisqu'elles n'interfèrent pas sur la survie des implants, ceux-ci étant habituellement conservés.

Concernant les luxations, l'augmentation du taux de luxation dans les reprises est évoquée par de nombreux auteurs. Les facteurs de ces luxations sont multiples (Huten [135]) : outre les défauts liés au positionnement des implants, les paramètres de la population étudiée comme l'âge élevé ou la chirurgie itérative sont des facteurs péjoratifs. Dans la série de DAO, ce taux été de 9% pour les luxations précoces et 12,9% en y ajoutant les luxations tardives à l'origine d'une reprise chirurgicale.

Il existe une relation significative entre épisodes de luxation et nombre d'interventions précédant la reprise ; dans notre série et au plus long recul aucun cas de luxation n'a été retrouvé, ceci peut être due à l'âge plutôt jeune de la population étudiée et au fait qu'il s'agissait d'une première révision pour tous les patients inclus, en plus du type d'insert utilisé ; en effet le concept de la double mobilité a été créé pour remédier, entre autre , à ce type de complication.

XI- Résultats fonctionnels

Pour l'évaluation des résultats fonctionnel post opératoire de la hanche nous avons utilisé les scores fonctionnels de Harris et de Postel et Merle d'Aubigné. Bien que le score PMA ne prenne que peu en compte l'activité globale du patient, cette cotation reste néanmoins simple et reproductible. Nous l'avons donc associé à la cotation de Harris (Harris Hip Score) afin d'optimiser l'évaluation fonctionnelle. Ces cotations ont enfin l'avantage d'être largement utilisées dans la littérature.

Score fonctionnels	REGIS [136]	PHILIPPE [118]	PAYET [131]	BOUTAYEB
PMA moyen	16,6	15,8	11,3	15,3
HHS moyen	75	71,1	69,1	89,4

Tableau 25: Score fonctionnel PMA et HHS dans les différentes séries.

D'après le score PMA nos résultats été jugé excellents chez un patient ; bon chez 6 patient et moyen chez les 4 derniers patients, dans la série de PAYET, les résultats été bon chez 4 patients ; moyen chez 3 patients et mauvais chez 5 patients , ainsi au moment de l'étude 5 des 11 patient de l'étude de PAYET présentait un bon résultat clinique fonctionnel (PMA >14 ou HHS > 79) soit 46% des patient alors que dans notre série un bon résultat (PMA >14 ou HHS > 79) a été retrouvé chez 7 patient soit 64% des cas.

XII- Survie de l'implant et reprise chirurgicale

Le recul de notre étude n'est pas assez important si on le compare aux séries mondiales ; ainsi on ne peut donner que des résultats préliminaires concernant le taux de survie de l'implant après révision chirurgicale.

Si l'on considère le plus long recul, le taux de reprise est de 0% ceci rejoint les résultats des séries de Migaud [124] (0%), Raman [138] (0%), Gie [133] (0%) ; ces dernières séries avaient aussi un recul limité allant de 2,5 à 3,6 ans, ce qui n'est pas le cas de la série de DAO (9%) d'Essig [137] (10%) et de Chandler [139] (4%), ainsi il semble logique que plus on s'avance dans le long terme, plus le nombre de reprises des implants augmente.

Avec un recul pareil, il nous a été difficile d'établir une courbe de survie de l'implant ; pour une meilleure évaluation.

XIII- Facteurs de risque du descellement aseptique ;

1. Facteurs démographiques ;

- **Âge et activité physique**

Les patients jeunes [140] [141] (< 40 ans) et actifs, sollicitent mécaniquement leur prothèse de façon plus importante en raison de leur meilleur état de santé. Même les patients de moins de 60 ans présentent un risque plus élevé [142]. Ainsi, pour Johnsson, chaque décennie de moins lors de l'intervention augmente le risque relatif de descellement de 1.8 [140]

- **Poids et Indice de masse corporel IMC**

Le poids [143] est un autre facteur de risque de descellement, la raison étant une sollicitation plus importante de l'implant. Chang et coll. [141] rapportent une incidence plus élevée d'échec pour un poids plus important et également pour une taille plus importante. Olsson rapporte un risque augmenté pour les patients de plus de 80 kg [142] ;

Historiquement, l'obésité a été considérée comme une contre-indication relative pour la PTH *, que la force de réaction conjointe connue à la hanche est directement proportionnelle au poids du corps, et donc l'obésité a été considérée comme un facteur de risque d'échec de la prothèse. L'obésité est associée à une incidence plus élevée de complications peropératoires, notamment les complications cardiovasculaires et respiratoires, thrombose veineuse, infection de la plaie, et la dislocation . Cependant, en dépit de l'augmentation de la charge sur la hanche chez ces patients, aucune augmentation constante de l'usure ou de l'ostéolyse n'a été objectivée dans la population étudiée, et donc l'implication de l'obésité dans le descellement aseptique reste un facteur de risque à démontrer.

- Sexe

Le sexe masculin [141] [143] est responsable de deux façons différentes dans les causes de descellement : les hommes sont en moyenne plus lourds et sont plus actifs que les femmes du même âge. Les hommes bénéficient également d'une intervention à un plus jeune âge que les femmes (68.5 ans pour les hommes en 1992 versus 70.5 ans ; 67 ans vs 70 ans en 2005).

- Os

La qualité et la quantité (épaisseur du calcar et aspect trabéculaire) d'os jouent également un rôle dans la survie de l'implant [144],[145] . En cas d'arthrose primaire, la survie à long terme devrait être meilleure, car les patients arthrosiques ont peu tendance à l'ostéoporose. Mais, à contrario, Carlsson [146] ne trouve pas de différence dans la survie des implants en fonction de la masse osseuse. Un curetage trop important de l'os trabéculaire ne permet pas une interdigitation suffisante du ciment et compromet la fixation à l'interface ciment-os. Mais un curetage insuffisant de l'os trabéculaire semble également être préjudiciable à la survie [148] de l'implant. Si l'épaisseur de l'os trabéculaire dans la région proximale et médiale du fémur est de < 2 [mm], la survie de l'implant est meilleure [147] .

2. Facteurs prothétiques

- Sur le versant acétabulaire :

Les contraintes qui s'exercent sur la cupule sont sous la dépendance de nombreux facteurs :

Positionnement de la cupule :

Lorsque le centre de rotation de la hanche prothétique est anormal c'est-à-dire en position haute et/ou latéralisée, les contraintes subies par la cupule sont élevées et exposent au descellement [149][150][151] . Pour Yoder [152] cependant le positionnement de la cupule serait sans effet.

Inclinaison de la cupule :

La verticalisation de la cupule réduit la surface portante et entraîne un pic de contraintes nocif à la tenue de l'implant qui déjà présente une certaine tendance à se verticaliser et à être expulsé sous l'action de la mobilité des cornes de l'acétabulum.

Par contre, une horizontalisation trop importante entraîne une découverte néfaste donc une diminution de la zone de soutien osseuse.

En fait l'étroite relation qui existe entre l'inclinaison de la cupule et sa couverture amène Sarmiento [153] à recommander la verticalisation de la cupule pour diminuer l'usure et le taux de liserés continus autour de la cupule.

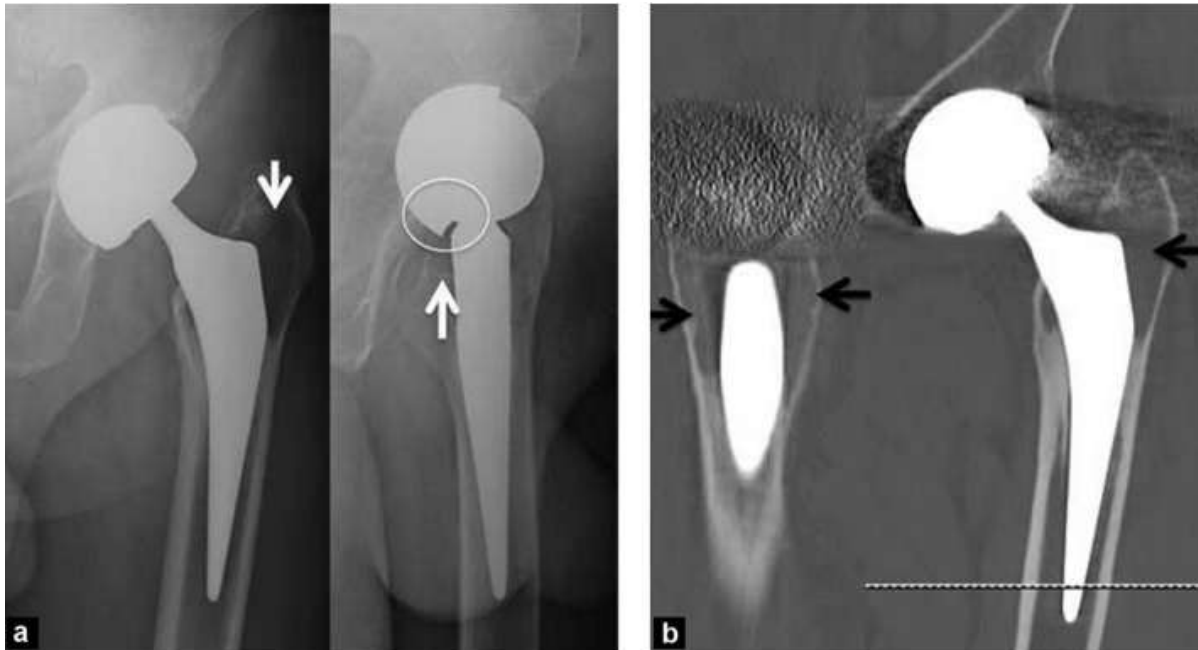


Figure 45 : PTH non cimentée à coupe de frottement Métal-métal : a : clichés de face et profil .l'excès d'antéversion de la cupule et à l'origine d'un conflit postérieur entre cette dernière et le col prothétique (cercle blanc). On note l'existence d'une ostéolyse fémorale liée à la métallose (flèches blanches) ;b : la TDM en reconstruction MPR frontale et sagittale confirme le diagnostic (flèches noires)

Extrusion de la cupule :

Elle augmente les contraintes et favorise le descellement [154][155] [156]. La série de Sutherland est à cet égard éloquente : le taux de descellement cotyloïdien à 10 ans est de 23% lorsque la couverture de la cupule est complète, il passe à 62% si la découverte est supérieure à 10%.

Cette découverte représente une donnée essentielle qui justifie pleinement la mise en place d'une butée lors de l'intervention.

Taille et épaisseur de la cupule :

Pour un cotyle donné, la cupule la plus épaisse améliore l'élasticité du polyéthylène et diminue le fluage. Elle autorise une meilleure répartition des contraintes et donc une moindre sollicitation de l'interface os-ciment.

Plusieurs études ont montré, a posteriori, la fragilité des cupules de petit diamètre : le taux de descellement des cupules de Müller de diamètre 50-54 mm est respectivement de 8% et de 12%, il atteint 25% avec des cupules de 44 mm . [155]

Il semblerait qu'une épaisseur de polyéthylène de 8 à 10 mm de part et d'autre de la tête fémorale suffise à limiter les conséquences du fluage qui s'exerce en périphérie de la cupule.

Phénomènes de butée (fig.45):

Le contact violent et passager du col sur le rebord cotyloïdien entraîne un brutal pic de contraintes transmis à l'interface os-ciment. Ces pics de contraintes violents et réitérés sont à terme nocifs pour l'interface os-ciment mais leur rôle dans le descellement reste très discuté. Les raisons de ce contact anormal seraient liées au dessin du rebord de la cupule, à une malposition opératoire mais aussi à la taille de la tête fémorale, son épaisseur, l'orientation et la longueur du col ainsi qu'à l'usure de l'implant.

- **Sur le versant fémoral :**

La distribution des contraintes fait aussi intervenir de très nombreux facteurs qui sont le module d'élasticité dépendant du matériau utilisé, le dessin de l'implant et ses caractéristiques : diamètre, longueur et forme de la tige, présence d'une collerette et état de la surface enfin.

Les matériaux qui constituent le pivot sont choisis en raison de leur module d'élasticité qui reste toujours trop éloigné de celui de l'os. Qu'il s'agisse du titane 5 fois plus rigide que l'os, de l'acier ou des alliages de chrome-cobalt dont le module de Young est respectivement 10 et 11 fois plus élevé que l'os cortical, le matériau retenu ne pourra être qu'un compromis entre son élasticité et sa résistance aux sollicitations.

Les aciers inox et les alliages de chrome cobalt utilisés depuis de nombreuses années se caractérisent par une grande dureté et une meilleure résistance à la fatigue. Les alliages à base de titane sont peu sujets à la corrosion mais, plus fragiles, ils résistent mal aux frottements et malgré un traitement de surface peuvent libérer des particules métalliques agressives.

Le dessin du pivot joue un grand rôle, notamment par sa forme, la longueur de sa tige et la géométrie de ses faces. La taille du pivot, les reliefs éventuels figurant sur ses faces ont fait l'objet de maints développements.

Pour diminuer les contraintes s'exerçant sur le ciment on s'orientera vers des tiges longues plutôt rectilignes, à bords mousses et à extrémité arrondie, volumineuses et rigides afin d'obtenir le meilleur remplissage du canal médullaire et la meilleure répartition des contraintes.

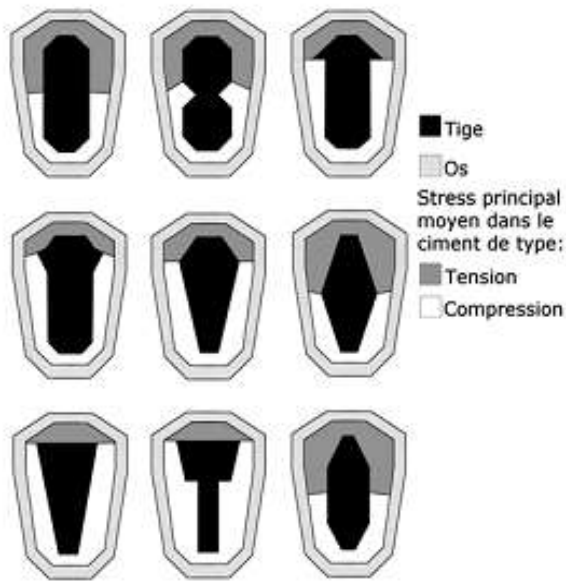


Figure 46 : Répartition entre tension et compression dans le ciment [157]

La collerette aurait plusieurs avantages : elle permettrait de maintenir le transfert des charges au col fémoral selon une direction longitudinale, de mieux pressuriser le ciment lors du scellement et de diminuer les contraintes exercées sur le ciment proximal.

Pour certains auteurs, la collerette aurait des effets néfastes : elle s'opposerait au recalage espéré de l'implant et en raison de la micromobilité favoriserait la production de débris métalliques par corrosion liée au frottement (fretting corrosion). La collerette serait responsable enfin d'une fragmentation du ciment qui aurait pu s'interposer sur la tranche du col.

En fait, les études de Rand [158] n'ont montré aucune différence statistique dans la fréquence des descellements, que la prothèse soit avec ou sans collerette, au recul moyen de 5,5 ans.

La longueur du col fémoral joue un rôle dans la transmission des contraintes. Le moment fléchissant qui s'exerce sur le pivot fémoral est d'autant plus élevé que le porte-à-faux du col est accentué. Le col long constitue dans la série de Hierton [159] un facteur hautement péjoratif

Le varus de la tige fémorale (fig) responsable des « sauts de contrainte », il augmente très nettement le risque de descellement. L'étude de Müller rapportée par Ruelle [160] montre bien la nocivité de ce varus – 28% de descellements – contre 4% lorsque la prothèse est bien centrée et 2% si elle est en valgus. Des constatations similaires ont été faites par Beckenbaugh, Mc Beath et Pellicci [161][162][163] .

Les sauts de contrainte ou « stress shielding » pour les anglo-saxons sont liés à une mauvaise adaptation entre la pièce fémorale et le fût fémoral. Ils sont favorisés quand l'appui de la pièce fémorale sur les corticales fémorales ne se fait pas en zone métaphysaire, mais sur les corticales diaphysaire en bout de queue. Ainsi, on retrouve sur le bilan radiologique une déminéralisation corticale en zones non contraintes, avec une résorption métaphysaire en zone sans appui, inversement il existe une condensation, un épaissement cortical et une hyperostose en zone d'appui, le plus souvent en bout de tige. Ce type d'anomalie peut être asymptomatique ou être responsable de douleur de la cuisse. La scintigraphie objective une hyperfixation en zone de contrainte. [164] (fig.)



Figure 47 : **Sauts de contrainte.** a : déminéralisation métaphysaire (flèches blanches), hyperostose endomédullaire et épaissement corticale ; b : hyperfixation en scintigraphie

Le cône morse employé dans de nombreux types de prothèses est responsable plus d'une fois sur deux d'une corrosion galvanique lorsqu'il est utilisé avec des matériaux différents tels que titane et chrome-cobalt [165].

De tels phénomènes ont même été décrits avec les alliages cobalt-chrome [166]. Cette corrosion qui serait la source de débris métalliques fait craindre à terme une désolidarisation de la tête fémorale.

Afin d'améliorer l'adhérence entre le pivot lisse et le ciment différents artifices ont été utilisés. L'un de ceux-ci est le «précoating» ou prérevêtement du pivot par le ciment acrylique qui améliorerait la résistance aux cisaillements [167] mais dont la tenue à longue échéance chez l'individu reste très discutée. Les conséquences de cette délamination sur éléments finis donnent des résultats très contradictoires : augmentation des sollicitations sur le ciment ou au contraire diminution de ces contraintes.

- **Le couple de friction :**

Le coefficient de friction d'une hanche normale est de 0,001 [168] mais il est de 0,007 dans le couple prothétique métal-polyéthylène placé dans les meilleures conditions d'utilisation. Ce couple de friction est donc très inférieur aux sollicitations qui mettent en danger l'interface os-ciment [169].

La friction des pièces prothétiques a été accusée d'entraîner une usure ce qui a amené Charnley à abandonner le poly-tétra-fluoroéthylène au bénéfice du polyéthylène de haute densité.

Pour tenter de réduire le couple de friction et l'usure plusieurs facteurs doivent être envisagés :

La taille de la tête prothétique :

Le choix du diamètre de la tête fémorale se fonde sur la notion de stabilité et de couple de friction.

Charnley a très tôt émis l'hypothèse que la réduction de la tête prothétique au diamètre de 22,2 mm permettait non seulement d'augmenter

l'épaisseur de la cupule mais qu'elle diminuait le couple de friction et de ce fait les sollicitations exercées au niveau de l'interface os-ciment. Cette théorie de la «low friction» repose sur le fait que pour une même angulation le balayage décrit par une sphère de petit diamètre est très nettement inférieur à celui exercé par une sphère de plus gros diamètre. Il en résulte des forces de torsion moindres et un couple d'arrachement du cotyle très diminué.

L'étude Livermore [170] a montré que la plus faible usure s'obtenait avec une tête de 28 mm, la plus importante avec une bille de 32 mm. Pour Langlais [171] les têtes de petit diamètre (22 mm) ne pénètrent pas plus le polyéthylène que les têtes de gros diamètre (32 mm).

Pour une pénétration équivalente de 3 mm, une tête de 22 mm abrase 363 mm^3 de polyéthylène tandis qu'une tête de 32 mm en abrase 768 mm^3 .

L'usure du polyéthylène:

Le calcul de l'usure reste étroitement lié à la méthode de mensuration utilisée : elle est en moyenne de 0,15 mm par an pour Halley [172] ou de 0,07 mm par an pour Griffith [173] avec des têtes de 22 mm . Clarac [174] par un artifice de mesure original rapporte une usure de 0,1 mm par an. Elle est de 0,2 mm par an avec une bille de 32 mm mais ces chiffres peuvent être triplés chez certains individus sans que l'on puisse prévoir ni éviter ces usures anormales.

L'usure se fait à la partie supérieure de la cupule, elle dépend de l'orientation du cotyle dans les trois plans de l'espace et des contraintes subies par la hanche.

La tête creuse sa propre cavité dans le plastique ce qui peut entraîner une fracture de fatigue ou une perforation de la cupule.

L'usure se fait surtout lors des premières années de pose de la prothèse témoignant vraisemblablement d'une période de rodage entre les deux pièces. Elle est nettement identifiable dès la 8 année de pose [174] .

Il n'existe aucune relation net entre l'importance de l'usure, l'âge, le poids ou l'activité des sujets.

Pour tenter de retarder cette usure plusieurs artifices sont utilisés : augmentation d'épaisseur du polyéthylène au pôle supérieur de la cupule là où l'usure est la plus importante, utilisation d'une coque métallique dans laquelle la cupule de plastique est sertie (*Metal-back*) ; L'étude de Cates [175] a montré, au recul de 6 ans, que l'usure de ces dernières était supérieure de 37% à celle notée avec des cupules conventionnelles de polyéthylène (0,11 mm contre 0,08 mm par an). De surcroît, un liseré continu autour de la cupule a été noté 3 fois plus souvent après ces cupules «Metal-back» probablement en raison des débris d'usure mais aussi de la plus grande rigidité de ce type d'implant.

L'usure facilite l'enfoncement progressif de la tête métallique dans le polyéthylène ce qui risque d'entraîner un contact anormal entre le col et la cupule et surtout, elle est responsable de la libération de particules de polyéthylène en grande quantité.

3. Le Ciment

- **Technique**

Gächter [176] a montré la fréquence des anomalies rencontrées lors de l'examen du fourreau plastique : celui-ci serait le siège de défauts dans 82% des autopsies réalisées alors que la prothèse était toujours bien scellée. Des fissures partielles ou non seraient localisées au tiers proximal du fémur dans 65% de ces cas alors que l'extrémité distale du pivot serait le plus souvent bien fixée. Les craquelures reconnaîtraient des causes multiples : contact direct entre l'os et le pivot, trajet d'extraction du drain de Redon, assèchement insuffisant de la cavité médullaire, modification tardive du positionnement du pivot. Ces malfaçons justifient le plaidoyer de Harris et Miller [177] [178] en faveur d'une meilleure technique de cimentage : le ciment ne serait pas en cause mais plutôt la façon de l'utiliser.

En effet une cimentation incorrecte [179] [180] peut créer des zones fragiles dans le manteau. Un grade Barrack [181] C ou D est un facteur d'échec important [182] (odds ratio 9.5). La viscosité du ciment semble également jouer un rôle, le ciment de basse viscosité n'améliore pas la fixation prothétique [183] et est corrélé avec un risque plus élevé de descellement [184]. La viscosité du ciment augmente au cours de la

polymérisation. Un implant inséré au bon moment sera plus correctement « habillé » de son manteau de ciment. Pour Keller [185], le meilleur moment d'insertion se situe entre la 2^{ème} et la 3^{ème} minute de polymérisation.

La présence d'un liquide (eau, sang par exemple) entre le ciment et la prothèse lors de l'implantation peut conduire une interface ciment-prothèse incomplète (absence de contact ciment-prothèse à certains endroits) [185]. Une liaison complète de l'interface ciment-prothèse réduit de 42 % l'amplitude de tension antéropostérieure, tandis que le ciment des faces médio-latérales et verticales subit un stress réduit de 21 % et 17 % respectivement [186].

- **Le ciment et son comportement :**

Le ciment acrylique est un matériel poreux subissant au cours de sa polymérisation une rétraction de 2% à 4% et une augmentation de volume qui dans une certaine mesure limite les effets nocifs de la rétraction. Il résiste très mal aux contraintes en traction, mieux aux contraintes de torsion et de compression bien qu'au cours d'expériences in vitro il puisse se tasser sous l'action des charges répétées [187].

L'élasticité du ciment est 100 fois moins importante que celle du métal et Lortat Jacob [188] a rappelé que le module de Young du ciment (2000N/M²) était plus élevé que celui de l'os spongieux (500 N/M²) mais moins élevé que celui de l'os cortical (20000 N/m²). On comprend ainsi que toute sollicitation transmise à la prothèse entraîne une déformation différente de chacun des composants et qu'il semble illusoire d'espérer une

fixation absolue et définitive des implants. Quelques études ont montré un certain degré de vieillissement du ciment avec le temps faisant craindre une dégradation enzymatique qui peut aboutir à une moindre résistance en flexion et à une perte de l'ordre de 10% de sa résistance en compression. Ces constatations sont cependant loin de faire l'unanimité.

- **Marque**

Selon le type de ciment utilisé, le risque de descellement semblerait plus élevé. Ainsi Möhler note une incidence plus importante de descellement pour le CMW® par rapport au Palacos®[189]. On retrouve le même résultat chez Massoud [190]. Wedderkopp [191] publie une série de 26 échecs (108 patients) avec du BoneLoc®, par contre pas d'échec pour le Palacos® (39 patients).

- **Constituant**

Des allergies à un composant du ciment (N, N-diméthylparatoluidine) sont connues chez les dentistes sont le nom de « denture sore mouth syndrom ». Sur une revue de 15 patients ayant un descellement rapide, sept patients ont eu un test cutané (patch) positif pour le N,N diméthylparatoluidine [192] .

Des allergies au peroxyde de benzoyle sont également évoquées [193]. Ce phénomène reste toutefois marginal. Haddad [192] propose de pratiquer des tests pour s'assurer de l'absence d'hypersensibilité aux constituants du ciment chez les patients ayant eu des expositions professionnelles ou chez le dentiste.

- **Manteau**

L'épaisseur du manteau de ciment est également un facteur important. Selon Noble [194] , l'épaisseur optimale du manteau de ciment dans la partie proximale du fémur est de 3 à 6 [mm]. Le stress dans le ciment peut être diminué de 50 à 90 % en contrôlant la géométrie du manteau. Sarmiento et Gruen [195] ont montré que l'incidence de l'enfoncement et la résorption du calcar augmentent significativement lorsque le manteau proximal devenait plus fin que 2 [mm]. Ebramzadeh [147] publie des résultats équivalents avec une meilleure survie pour les implants dont le manteau de ciment est de 2 à 5 [mm] dans la région proximale et médiale du fémur que les implants dont le manteau est plus fin ou plus épais.

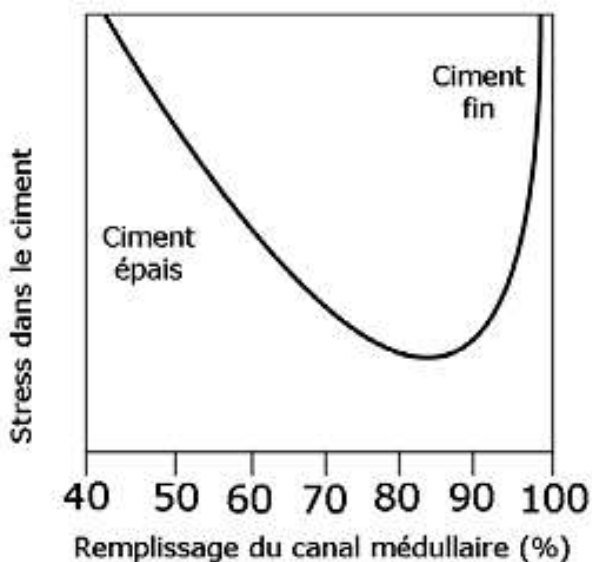


Figure 48 : Schéma le stress dans le ciment en fonction du remplissage médullaire par la tige fémorale. [194]

XIII- Reconstruction osseuse

La reconstruction osseuse dans le descellement aseptiques cotyloïdiens d'une prothèse totale de hanche pose de nombreux problèmes techniques. Le choix de la voie d'abord, l'extraction des pièces prothétiques, le traitement des pertes de substance osseuse, la nature et le mode de fixation de la prothèse de reprise représentent les points principaux et souvent controversés. L'expérience révèle que le scellement d'un cotyle de grande taille, ou le comblement des pertes de substance osseuse par du ciment, conduisaient rapidement à un nouvel échec [196].

Schreurs rapporte une série consécutive de 62 révisions par greffes spongieuses morcelées impactées et cupule cimentée avec un taux de survie de 79 % à 15 ans [197] ; Comba rapporte, avec la même technique, un taux de reprise de 4,5 % au recul moyen de 52 mois, dont une fois sur deux pour infection et une fois sur deux pour échec mécanique [198] ; Cette stratégie apparaît donc parfaitement défendable en l'absence de défaut segmentaire. Alors que pour Étienne la stratégie d'une Cupule non scellée et greffe morcelée a montré une incorporation complète des greffes de façon presque constante (98,2 % des cas) [199]. La réparation acétabulaire par greffe osseuse est donc une absolue nécessité ; mais comme de grandes quantités d'os sont indispensables à une réparation étendue, le recours aux allogreffes s'impose dans la plupart des cas et souvent d'une façon exclusive [196].

De nombreuses techniques de « reprise » cotyloïdienne ont été décrites. Elles peuvent se classer en 2 catégories :

La reprise avec un cotyle non cimenté, généralement hémisphérique impacté et vissé, oblige à rechercher des zones de contact avec un os vivant et conduit à utiliser des cotyles de grand diamètre et à les placer haut en cas de destruction importante du toit. Ceci n'est pas sans inconvénient mécanique. Enfin, les grandes destructions fracture transversale, dépassent les possibilités techniques de cette méthode.

La reprise avec comblement des pertes de substance et cotyle cimenté, parmi les reconstructions par allogreffes et cotyle cimenté, il convient de distinguer la reconstruction par allogreffes finement fragmentées et impactées et l'utilisation d'allogreffes structurales pour réparer les pertes de substance segmentaires. Les premières s'adressent essentiellement à des cavités élargies, mais closes ou réparées grâce à des grillages métalliques. Elles ont l'une et l'autre leurs limites, représentées essentiellement par l'importance de la destruction osseuse. Quand celle-ci est majeure, étendue, à la fois cavitaire et segmentaire, le recours à des armatures métalliques (Kerboull) est souvent nécessaire.

Dans une série rétrospective de 60 révisions par croix de Kerboull et allogreffe structurale, pour des stades III et IV de la classification de l'AAOS, Kerboull montre qu'une consolidation complète de l'allogreffe survenait dans tous les cas au délai de 12 mois et obtient un taux de survie à 13 ans, pour le critère descellement aseptique, de 92,1 % [200].

Un grand nombre d'auteurs ont recommandé l'utilisation de l'anneau de renforcement Schneider-Burch [201]. Cette méthode permet d'obtenir un grand degré de stabilité initiale et permet la mise en charge précoce. L'anneau protège également le greffon implanté sous de l'irritation mécanique, ainsi que la promotion de l'os processus de remodelage. L'ajustement étroit entre le greffon et cotyle, avec immobilité mécanique et la stabilité, sont considérés comme une condition cruciale pour le remodelage de l'allogreffe ; Les séries publiées dans la littérature font état d'un taux de descellement aseptique de 12 % au recul moyen de 5 ans (2 à 11 ans) selon Berry et Muller [202].

Dans la série d'Azarkane [203] ils ont traité 13 cas de descellement aseptique: 4 cas par fixation de la nouvelle cupule sur l'os sain au niveau de néocotyle créé par le descellement; 7 cas par anneau de kerboull sans greffe osseuse; 2 cas par anneau de kerboull avec greffe de l'os spongieux.

Elhouari [113] rapporte l'utilisation d'une fixation cimentée de la cupule avec l'utilisation d'anneau de renforcement (croix de Kerboull pour 2 patients et anneau de Bursch-Schneider pour 2 patients), alors qu'une greffe osseuse a été utilisée chez un des patients.

Dans notre série, nous avons opté pour l'utilisation d'un cotyle tripode non cimenté avec insert en polyéthylène à double mobilité chez presque la totalité des patient (9/11), les 2 derniers patients ayant eu respectivement un cotyle Atlas et un Métal back cimenté ; le recours au substitut osseux pour le comblement des pertes osseuse été nécessaire chez 2 patients seulement.

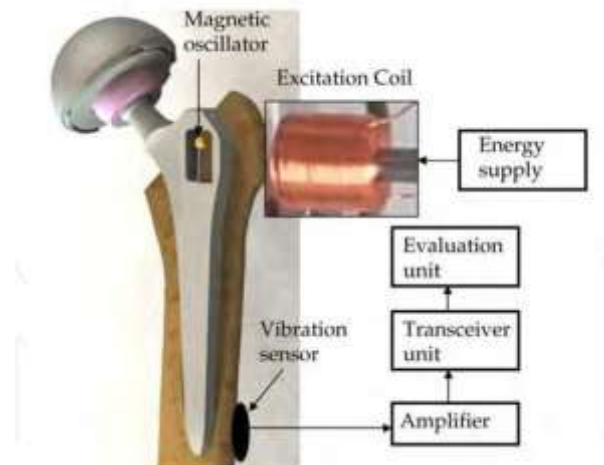
XIV- Avenir de la reprise des PTH

La chirurgie de révision des prothèses totales de hanche (PTH) connaît un essor important lié à l'augmentation du nombre de PTH implantées, à un âge moyen de plus en plus faible, alors que l'espérance de vie de la population augmente. La révision acétabulaire répond à des causes nombreuses : descellement de la cupule, luxation et impingement, usure, ostéolyse ou encore pathologie liée au couple de friction. Elle comporte ainsi des situations très diverses exposant à des difficultés chirurgicales très variables, du simple changement d'insert à la reconstruction osseuse et prothétique de défauts cavitaires et segmentaires avec en outre parfois discontinuité pelvienne.

La détection précoce d'un descellement aseptique par les moyens d'imagerie ne peut être précis à 100% ; ainsi la

demande de nouveaux moyens de diagnostic ou plutôt de détection précoce est devenue de plus en plus importante, à partir de ce principe, une étude sur l'utilisation de nouvelle étude qui propose une génération de prothèse dites « intelligentes » a été menée par

« Deutsche Forschungsgemeinschaft (DFG – German Research Foundation) » [204] ces prothèses sont munies d'un oscillateur mécanique qui est détecté par un vibromètre cutané, grâce à ce type d'implant, le diagnostic de descellement de la tige fémorale pourrait être fait plus précocement.



CONCLUSION

Le nombre des révisions d'arthroplastie totale de la hanche est en constante augmentation, la cause principale en est le descellement aseptique, il s'agit d'une intervention souvent difficile surtout si le stade de descellement est avancé avec une destruction osseuse importante. Les buts du traitement sont alors de reconstituer le stock osseux et d'assurer une stabilité suffisante à l'implant afin de permettre au patient une reprise précoce de la fonction de la hanche.

La chirurgie de reprise impose une planification préopératoire soigneuse. Le compte-rendu opératoire doit décrire l'état anatomique des structures acétabulaires portantes. L'utilisation d'une classification préopératoire est difficile et peu reproductible. Cet inconvénient peut être pallié par une classification basée sur des mesures et non des descriptions. Dans la revue de littérature les auteurs n'ont toutefois pas permis de départager clairement recentrage-reconstruction et fixation en place, aussi bien en termes de stabilité musculaire que de pérennité de la fixation de la cupule.

On peut espérer qu'à long terme l'amélioration des biomatériaux compensera l'affaiblissement du stock osseux et que l'on ne verra donc pas le handicap de nos patients s'accroître au fur et à mesure du vieillissement de leur arthroplastie. Mais pour l'instant, le meilleur traitement du descellement est préventif : le suivi régulier clinique et radiographique des patients devraient permettre l'augmentation des reprises à un stade précoce, plus faciles et moins traumatisantes pour le patient au détriment des interventions de sauvetage dans le cadre des descellements avancés.

RESUME

RESUME

L'arthroplastie totale de la hanche représente le moyen thérapeutique le plus efficace et le plus efficient du traitement des différentes affections, inflammatoire, dégénérative et traumatique qui mettent en jeu le pronostic fonctionnel de l'articulation coxo-fémorale.

Néanmoins; ce n'est pas une méthode indemne de complications; parmi ces complications, nous retrouvons le descellement aseptique.

Le descellement aseptique correspond à la perte de contact entre l'implant prothétique et l'os receveur survenant en dehors de tout infection, il représente une complication majeur des PTH; qu'elle soit cimenté ou non cimenté et survient en générale après plusieurs années de sa mise en place mettant fin ainsi à la durée de vie de la prothèse qu'il faudra par la suite remplacer.

Notre série comprend 11 reprises de prothèses totales de hanche, 7 Femmes et 4 Hommes; Il s'agit d'une série rétrospective entre 2010 et 2014. L'âge moyen était de 49 ans. Les indications d'arthroplastie initiale étaient prédominées par les coxarthroses (4 cas) suivi des coxites inflammatoires (2 cas) et des LCH-dysplasie (2 cas), un cas de luxation de hanche avec fracture du cotyle; et un cas de fracture du col de fémur. La série comprend 7 reprises bipolaires et 4 reprises cotyloïdiennes.

Un cotyle Tripode a été utilisé chez 8 patients, soit 72,7 % des cas ; d'autre types de cotyle ont été utilisé chez les 3 autres patients ; un cotyle Atlas ; un cotyle Integra à Plot et un cotyle métal-back cimenté pour le dernier patient. Le recours à une fixation par ciment été nécessaire chez 2 patients.

La perte de substance osseuse cotyloïdiennes a été classée selon la classification de PAPROSKY, nous avons eu recours au substitut osseux d'hydroxyapatite chez 2 patients, soit 18 % des cas, classés respectivement type 2B et type 2C.

Au dernier recul Nous avons eu un cas d'infection superficielle, un cas d'hématome et un cas de calcification péri-prothétique ; Au recul moyen de 2 ans, les résultats fonctionnels globaux selon la cotation de Merle d'Aubigné étaient très bons chez 4 patients, bons chez 5 patients et moyens chez 2 patients.

La reprise d'une prothèse totale de hanche nécessite un bilan préopératoire (clinique et radiologique) précis pour la détection de la cause du descellement de la prothèse primaire et à la recherche des lésions osseuses associées pour une éventuelle reconstruction, elle nécessite un matériel spécifique et une expérience de l'équipe chirurgicale.

ABSTRACT

Total Hip Arthroplasty represents the most effective and efficient way of managing many hip disorders: degenerative, inflammatory and traumatic all compromising the coxofemoral joint functional prognosis.

This procedure does not remain however free of complications, among which aseptic wearing out is retrieved.

Aseptic wearing out corresponds to the loss of contact between the prosthetic implant et the receiving bone happening outside any infection. It represents a major complication of THA, whether cemented or not, and occurs generally many years after its insertion, ending thus the prosthesis life-length that will need replacing.

Our study comprises 11 hip revisions: 7 females and 4 males. It is a retrospective study within 2010–2014. The mean age was 49 years. The initial arthroplasty indications were dominated by: coxarthrosis, inflammatory coxitis, (2 cases), Congenital Hip dislocation–dysplasia, a case of hip dislocation with acetabular fracture and a case of femoral neck fracture. Our study comprises 7 bipolar revisions and 4 acetabular revision.

A tripod acetabular cup was used in 8 patients: 72.7%. Other acetabular cup types were used: Atlas in a patient, Integra plot in another and cemented metal–black for the last patient. Fixation with cement was necessary in two patients.

Acetabular Bone Loss was evaluated using the PAPROSKY classification. Hydroxyapatite bone substitute was used in two patients (i.e: 18%), classified respectively 2B and 2C .

At last hindsight we had a case of superficial infection, a case of hematoma and a case of periprosthetic calcification. After two years follow-up: Functional results according to Merle d'Aubigné score were very good in four patients, good in 5 patients and medium in 2 patients.

Total hip revision requires a precise preoperative workup (clinical and radiological) to detect the cause of the primary aseptic wearing out and to look for associated lesions before an eventual reconstruction. It requires a specific material and a trained surgical team.

ملخص

يعتبر البديل الكامل لمفصل الورك أنجع وسيلة لعلاج مختلف الأمراض التي قد تؤدي إلى خلل وظيفي على مستوى مفصل الورك، لكنها ليست خالية من المضاعفات، و من بينها فك الختم الطاهر و يمثل فك الختم الطاهر فقدان التماس ما بين العظم المستقبل و الجزء المزروع خارج نطاق التعفن، و يعتبر من بين المضاعفات الرائدة للبذلة الكاملة للورك سواء الإسمنتية منها أو غير الإسمنتية التي تقع سنوات بعد وضعها مما يحتم عملية استبدالها إن هذا العمل عبارة عن دراسة استيعادية ما بين 2010 و 2014، تتضمن هذه الدراسة 11 شخصا خضعوا لإعادة استبدال البذلة الكاملة للورك، 7 منهم من النساء و 4 من الرجال يبلغ معدل عمرهم 49 سنة يتعلق الأمر بأربعة حالات من فصال الورك البدئي و حالتين من داء الورك الالتهابي و حالتين من عقابيل بعد الخلع الخلقي للورك و حالة لكسر عنق عظم الفخذ استعملت الجفرة ثلاثية القوائم لدى 8 أشخاص بنسبة 72.7 % و أنواع أخرى استعملت لدى المرضى المتبقين، تم استعمال الاسمنت لدى شخصين و استعمل تصنيف بابروسكي من أجل تقييم نسبة العظم المفقودة، و تم استعمال الهيدروكسيباتيت لدى شخصين ما يمثل 18% من المجموعة من خلال متابعتنا للحالات سجلنا حالة من التعفن السطحي و حالة واحدة لورم دموي و حالة واحدة من التكلسات لقد كانت النتائج بعد الجراحة مقنعة، إذ كان ترقيم "ميرل أوبيني" جيد جدا في 4 وركا جيد في 5 وركا ومستحسننا في وركان مع متوسط تراجع في حدود سنتين. إن عملية إعادة تركيب البذلة الكاملة للورك تتطلب إجراء مجموعة من الفحوصات القبلية (سريرية أو اشعاعية) التي من شأنها تحديد سبب فك الختم و البحث عن وجود إصابات أخرى على مستوى العظم، و تستدعي كفاءات و أدوات جراحية متميزة

BIBLIOGRAPHIE

- [1] **Gioghi P PF, Reig S, Charbonnel S, Terver S.**
Etude statistique des facteurs d'échec des PTH à partir de près de 3000 dossiers de l'A.V.I.O. collectés sur cinq ans.
Paris: Communication SOFCOT 2003.
- [2] **Bonnomet, F., et al.,**
[Global results and complications].
Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2000. 86 Suppl 1: p. 48–50.
- [3] **Saleh, K.J., et al.,**
Functional outcome after revision hip arthroplasty: a meta-analysis.
Clin Orthop Relat Res, 2003(416): p. 254–64.
- [4] **Retpen JB, Varmarken JE, Rôck ND, Jensen JS.**
Unsatisfactory results after repeated revision of hip arthroplasty. 61 cases followed for 5 (1–10) years.
Acta Orthop Scand. 1992 Apr;120–7.
- [5] **Klouche S, Sariali E, Mamoudy P.**
Total hip arthroplasty revision due to infection: a cost analysis approach.
Orthop Traumatol Surg Res. 2010 Apr;96(2):124–32.
- [6] **Charnley J.**
Low Friction Arthroplasty of the Hip : Theory and Practice. Verlag, 1979.
- [7] **LXEK O.**
Traité de résections et des opérations conservatrices qu'on peut pratiquer sur le système osseux. Masson, 1885.

- [8] **Duff-Barclay I, Scales JT, Wilson JN.**
Biomechanics. The development of the Stanmore total hip replacement.
Proc R Soc Med 1966; 59-10:948-51.
- [9] **Delbet P.**
Bull. Soc. Nat.
Chir 1903; 24:234.
- [10] **Hodges SD, Humphreys SC, Eck JC,**
Murphy RB. Intraoperative loosening of Bagby and Kuslich cages during anterior lumbar interbody fusion.
J Spinal Disord 2000; 13-6:535-7.
- [11] **Hey-Groves EW.**
Arthroplasty.
Brit. J. Surg 1923; 11: 234.
- [12] **Hey-Groves EW.**
Some contribution to the reconstructive surgery if the hip. Brit. J. Surg 1927;14:486.
- [13] **Hoffa A.**
Lehrbuch der Orthopädischen Chirurgie. 7th ed., 1925.
- [14] **Knahr K, Zerobin K, Salzer M, Konig B, Mostbeck A, Wickenhauser B.**
Value of scintigraphy in aseptic loosening of cemented and cement-free hip endoprotheses.
Z Orthop Ihre Grenzgeb 1987;125-4:413-7.

- [15] **MacAusland RW.**
Arthroplasty of the hip.
6th Congress Society of International Surgery. Vol. 1. Bruxelles.
- [16] **Allison M, Brooks B.**
The mobilization of ankylosed joints.
Surg. Gynaecol. Obstet. 1913-17:645.
- [17] **Smith-Petersen MN.**
Evolution of mould arthroplasty of the hip joint.
Journal Bone Joint Surgery 1948;30B:59.
- [18] **Boutin P,**
Les nouveaux matériaux utilisés dans les prothèses totales de hanche.
Cahier d'enseignement de la SOFCOT 1979;10:27-44.
- [19] **Wiles P.**
The surgery of the osteoarthritic hip.
Br J Surg 1958;45-193:488-97.
- [20] **Bohlmann HR.**
Replacement reconstruction of the hip.
Am J Surg 1952;84:268.
- [21] **Haboush EJ.**
A new operation for arthroplasty of the hip based on biomechanics,
photoelasticity, fast-setting dental acrylic, and other considerations.
Bull Hosp Joints Dis 1953;14:242.
- [22] **Moore AT, Bohlmann EJ.**
Metal hip joint: a case report.
J Bone Joint Surg Am 1943; 25:688.

[23] Moore AT.

Metal hip joint. A case report.

Clin Orthop 1970;72:3-6.

[24] Coventry MB.

A historical perspective and the present status of total hip arthroplasty.

In: Elsevier, ed. Excerpta International Congress Series. New York, 1983.

[25] Thompson FR.

Two and the half year's experience with a vitallium intramedullary hip prosthesis.

J Bone Joint Surg Am 1954;36-A:489.

[26] Huggler AH, Jacob HA.

A new approach towards hip-prosthesis design.

Arch Orthop Trauma Surg 1980;97-2:141-4.

[27] Carlsson LV, Albrektsson BE, Albrektsson BG, Albrektsson TO, Jacobsson CM, Macdonald W, Regner L, Rostlund T, Weidenhielm LR.

Stepwise introduction of a bone-conserving osseointegrated hip arthroplasty using RSA and arandomized study: I. Preliminary investigations -52patients followed for 3 years.

Acta Orthop 2006;77-4:549-58

- [28] **Carlsson LV, Albrektsson T, Albrektsson BE, Jacobsson CM, Macdonald W, Regner L, Weidenhielm LR.**

Stepwise introduction of a bone-conserving osteointegrated hip arthroplasty using RSA and a randomized study: II. Clinical proof of concept--40 patients followed for 2 years.

Acta Orthop 2006;77-4:559-66.

- [29] **Giliberty RP.**

Low friction bipolar hip endoprosthesis.

Int Surg 1977;62-1:38-41.

- [30] **Bateman JE.**

Experience with a multi-bearing implant in reconstruction for hip deformities.

Ortho.Trans. 1977;1:242.

- [31] **Wiltse LL, Hall RH, Stenehjem JC.**

Experimental studies regarding the possible use of the self-curing acrylic in orthopaedic surgery.

J Bone Joint Surg Am 1957;39-A:961.

- [32] **August, A. C.; Aldam, C. H.; and Pynsent, P. B.**

The McKee-Farrar hip arthroplasty. A long-term study.

J Bone Joint Surg Br, 68(4): 520-7, 1986.

- [33] **Mc Kee G. K, C. S. C.**

The statistics of the Mc Kee Farrar Method of total Hip Replacement.

Clin Orthop Relat Res, 1973.

[34] Zaoussis, A. L., and Patikas, A. F.

Experience with total hip arthroplasty in Greece, the first 20 years. A particular reference to long-term results with the McKee-Farrar technique.

Clin Orthop Relat Res, (246): 39-47, 1989.

[35] Charnley, J.

Arthroplasty of the hip. A new operation.

Lancet, 1(7187): 1129-32, 1961.

[36] Charnley, J., and Cupic, Z.

The nine and ten year results of the low-friction arthroplasty of the hip.

Clin Orthop Relat Res, (95): 9-25, 1973.

[37] Muller, M. E.

Total Hip Prothesis. Clin Orthop Relat Res, 1970.

[38] Olsson, S. S. Jernberger, A.; and Tryggo, D.

Clinical and radiological long-term results after Charnley-Muller total hip replacement. A 5 to 10 year follow-up study with special reference to aseptic loosening.

Acta Orthop Scand, 52(5): 531-42, 1981.

[39] Kavanagh, B. F.; Dewitz, M. A.; Ilstrup, D. M.; Stauffer, R. N.; and Coventry, M.B.

Charnley total hip arthroplasty with cement. Fifteen-year results.

J Bone Joint Surg Am, 71(10): 1496-503, 1989.

[40] Wroblewski, B. M.

15–21–year results of the Charnley low–friction arthroplasty.

Clin Orthop Relat Res, (211): 30–5, 1986.

[41] Muller, M. E.

Lessons of 30 years of total hip arthroplasty.

Clin Orthop Relat Res, (274): 12–21, 1992.

[42] Mulroy, R. D., Jr., and Harris, W. H.

The effect of improved cementing techniques on component loosening in total hip replacement. An 11–year radiographic review.

J Bone Joint Surg Br, 72(5): 757–60, 1990.

[43] Russotti, G. M.; Coventry, M. B.; and Stauffer, R. N.:

Cemented total hip arthroplasty with contemporary techniques. A five–year minimum follow–up study.

Clin Orthop Relat Res, (235): 141–7, 1988.

[44] Callaghan, J. J.; Templeton, J. E.; Liu, S. S.; Pedersen, D. R.; Goetz, D. D.; Sullivan, P. M.; and Johnston, R. C.

Results of Charnley total hip arthroplasty at a minimum of thirty years.

A concise follow–up of a previous report. J Bone Joint Surg

Am, 86–A(4): 690–5, 2004.

[45] Halley, D. K., and Glassman, A. H.

Twenty– to twenty–six–year radiographic review in patients 50 years of age or younger with cemented Charnley low–friction arthroplasty.

J Arthroplasty, 18(7 Suppl 1): 79–85, 2003.

- [46] **Kerboull, L.; Hamadouche, M.; Courpied, J. P.; and Kerboull, M.**
Long-term results of Charnley-Kerboull hip arthroplasty in patients younger than 50 years.
Clin Orthop Relat Res, (418): 112–8, 2004.
- [47] **Fayard JP, Chalencon F, Passot JP, Dupre Latour L, Edorh G.**
Ten-year results of ALIZE acetabular cup with hydroxyapatite coating and AURA hydroxyapatite-coated stem in total hip arthroplasty.
J Arthroplasty 2006;21:1021–5.147.
- [48] **Epinette JA, Manley MT, D'antonio JA, Edidin AA, Capello WN.**
A 10-year minimum follow-up of hydroxyapatite-coated threaded cups clinical, radiographic and survivorship analyses with comparison to the literature.
J Arthroplasty 2003;18: 140–8.
- [49] **Sanchez-Sotelo J, Haidukewych GJ, Boberg CJ.**
Hospital cost of dislocation after primary total hip arthroplasty.
J Bone Joint Surg Am 2006;88:290–4.
- [50] **MAY O; KRANTZ N; ESSIG J.**
Site chirurgie-hanche.fr Quoi de neuf sur la prothèse totale de la hanche ; la double mobilité ; 2013.
- [51] **DESBONNET P et FONTES O.**
Site AREOS, La reprise des prothèses totales de hanche ; 2013.
- [52] **Del Gaizo DJ, Kancherla V, Sporer SM, Paprosky WG.**
Tantalum augments for Paprosky IIIA defects remain stable at midterm followup.
Clin Orthop Relat Res ; 2012.

[53] Olivier H.

Traitement des détériorations cotyloïdiennes aseptiques des prothèses totales de hanche. In: Duparc J. Cahiers d'enseignement de la Sofcot 1995. Paris: Expansion scientifique; 1995, p23–34.

[54] Bonnomet F, Clavert P, Gicquel P, Lefèbvre Y, Kempf JF.

Reconstruction by graft and reinforcement device in severe aseptic acetabular loosening: 10 years survivorship analysis.

Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 2001 Apr;87(2):135–46.

[55] Gerber A, Pisan M, Zurakowski D, Isler B.

Ganz reinforcement ring for reconstruction of acetabular defects in revision total hip arthroplasty.

J Bone Joint Surg Am; 2003.

[56] Kerboull M, Hamadouche M, Kerboull L.

The Kerboull acetabular reinforcement device in major acetabular reconstructions.

Clin Orthop Relat Res. 2000 Sep;(378):155–68.

[57] Regis D, Sandri A, Bonetti I, Bortolami O, Bartolozzi P.

A minimum of 10-year follow-up of the Burch–Schneider cage and bulk allografts for the revision of pelvic discontinuity.

J Arthroplasty; 2012.

[58] Rees HW, Fung DA, Cerynik DL, Amin NH, Johanson NA.

Revision total hip arthroplasty without bone graft of high-grade acetabular defects.

J Arthroplasty. 2012 Jan; 27(1):41–7.

[59] Blumenfeld TJ, Bargar WL.

Surgical technique: a cup-in-cup technique to restore offset in severe protrusio acetabular defects.

Clin Orthop Relat Res. 2012 Feb;470(2):435–41.

[60] Moskal JT, Shen FH.

The use of bilobed porous-coated acetabular components without structural bone graft for type III acetabular defects in revision total hip arthroplasty: a prospective study With a minimum 2 year follow-up. J Arthroplasty; 2004.

[61] Dennis DA.

Management of massive acetabular defects in revision total hip arthroplasty.

J Arthroplasty. 2003 Apr;18(3 Suppl 1):121–5.

[62] Laffargue P.

Moyens de reconstruction de l'acétabulum dans les reprises de prothèse totale de hanche. Reprise des prothèses de hanche.

Cahiers d'enseignement de la Sofcot, Elsevier Masson 2010. P 143–160.

[63] Desbonnet P, Connes H, Escare P, Tricoire JL, Trouillas J.

Total hip revision using a cup design With a peg to treat severe pelvic bone defects.

Orthop Traumatol Surg Res ; 2012.

[64] Caton J, Papin P.

Typologie et épidémiologie des prothèses totales de hanche en France
Total hip arthroplasty in France.

e-mémoires de l'Académie Nationale de Chirurgie, 2012, 11 (2) : 001 – 007.

[65] Boutin P.

Alumina and its use in surgery of the hip. (Experimental study).

Presse Med 1971 ; 79 : 639–40.

[66] ARCHIBECK MJ., JACOBS JJ., BLACK J.

Alternate bearing surfaces in total joint arthroplasty. Biologic considerations.

Clin orthop 379: 12–21, 2000.

[67] Charnley J.

Acrylic cement in Orthopaedic.

surgery. Edinburgh: E & S Livingstone, 1970.

[68] Charnley J.

Faltn lecture: evolution of total hip replacement.

Ann Chir Gynaecol 1982;71–2:103–7.

[69] Charnley J.

Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur.

J Bone Joint Surg Br 1960;42–B:28.

[70] BIZOT P., LARROUY M., WITVOET J., et al.,

Press fit metal backed alumina sockets. A minimum 5–years follow up study.

clin orthop 2000, 379, 134–42.

- [71] **FARIZON F., DE LAVISON R., AZOULAI JJ, et al.,**
Results with a cementless alumina coated cup with a dual mobility, a twelve years follow-up study.
International Orthopedics (SICOT) (1998), 22:219–224.
- [72] **BIZOT P., NIZARD R., SEDEL L.**
Le couple alumine–alumine dans les prothèses totales de la hanche.
Maîtrise orthopédique, N° 111, Février 2002.
- [73] **Boubaker A, Delaloye AB, Blanc CH, Dutoit M, Leyvraz PF, Delaloye B.**
Immunoscintigraphy with antigranulocyte monoclonal antibodies for the diagnosis of septic loosening of hip prostheses.
Eur J Nucl Med 1995;22–2:139–47.
- [74] **Bohatyrewicz A, Birkenfeld B, Mazurkiewicz H, Tustanowski S.**
[Scintigraphic bone scans in evaluation of aseptic and septic hip prosthesis loosening].
Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol 1993;58–5:407–11.
- [75] **Manthey N, Reinhard P, Moog F, Knesewitsch P, Hahn K, Tatsch K.**
The use of [18 F]fluorodeoxyglucose positron emission tomography to differentiate between synovitis, loosening and infection of hip and knee prostheses.
Nucl Med Commun 2002;23–7:645–53.
- [76] **Dorr L D, Bloebaum R, Emmanuel J, Meldrum R.**
Histologic, biochemical and ion analysis of tissue and fluids retrieved during Total Hip Arthroplasty.
Clin. Orthop., 1990; 261: 82–95.

- [77] **Lewis CG, Belniak RM, Hopfer SM, Sunderman F.W.**
Cobalt in periprothhetic soft tissue.
Acta Orthop. Scand., 1991; 62:447–450.
- [78] **Mc Kellop H A, Sarmiento A, Schwinn C P, Ebramzadeh E.**
In vivo wear of titanium alloy hip prosthesis.
J. Bone Joint Surg., 1990; 72A, 512–517.
- [79] **Pezzaglia U E, Minoia C, Galtieri G, Gaiteri L. et coll.**
Metal ions in body fluids after arthroplasty.
Acta Orthop. Scand., 1986; 57: 415–418.
- [80] **Lombardi A VJ, Mallory TH, Vaughn B K, Drouillard P.**
Aseptic loosening in Total Hip Arthroplasty secondary to osteolysis induced by wear debris from titanium alloy modular femoral heads.
J. Bone Joint Surg., 1989; 71A; 1337–1342.
- [81] **Agins H J, Alcock N W, Bansal M, Salvati E A. et coll.**
Metallic wear in failed titanium alloy Total Hip replacements.
J. Bone Joint Surg., 1988; 70A: 347–356.
- [82] **Betts F, Wright T, Salvati E A, Boskey A, Bansal M.**
Cobalt alloy metal debris in periarticular tissues from total hip revision arthroplasties.
Clin. Orthop., 1992; 276: 75–82.
- [83] **Brien WW, Salvati E A, Betts F, Bullough P. et coll.**
Metal levels in cemented total hip arthroplasty.
Clin. Orthop., 1992; 276: 66–74.

[84] Witt J D, Swann M.

Metal wear and tissue response in failed titanium alloy total hip replacements.

J. Bone Joint Surg., 1991; 73B; 559–563.

[85] Forest M, Postel M, Kerboull M, Evrard J, Courpied J. P.

Arthroplastie totale de hanche.

Springer Verlag, 1985.

[86] Howie D W, Vernon Roberts B, Oakeshott R, Manthey B.

A rat model of resorption of bone at the cement bone interface in the presence of polyethylene wear particles.

J. Bone Joint Surg., 1988; 70A: 257–263.

[87] Willert H. G., Bertram H, Buchhorn G. H.

Osteolysis in allo arthroplasty of the hip. The role of ultra high molecular weight polyethylene wear particles. Clin. Orthop., 1990; 258: 95–107.

[88] Mandelin J, Lilijeström M, Kroon M E, et al.

Imbalance of RANKL/RANK/OPG system in interface tissue in loosening of total hip replacement.

J Bone Joint Surg 2003; 85: 1196–201.

[89] Goodman S B, Chin R C, Chin SS, et al.

A clinical–pathologic–biochemical study of the membrane surrounding loosened and nonloosened total hip arthroplasties.

Clin Orthop 1988; 244; 182–187.

- [90] **Lancet**
Granulomatous reaction in total hip arthroplasty.
1990
- [91] **Boynton E L, Henry M, Morton J, et al.**
The inflammatory response to particulate wear debris in total hiparthroplasty. *Can J Sur* 1995; 38: 507–515.
- [92] **Campbell P A, Wang M, Amstuz H C, et al.**
Positive cytokine production in failed metal–on–metal total hip replacements.
Acta Orthop Scand 2002; 73: 506–512.
- [93] **Sabokbar A, Fujikawa Y, Neale S, et al.**
Human arthroplasty derived macrophages differentiate into Osteoclastic bone resorbing cells.
Ann Rheum Dis 1997; 56: 414–420.
- [94] **Goldring SR, Jasty M, Roelke MS, Rourke CM, Bringham FR, Harris WH.**
Formation of a synovial–like membrane at the bone–cement interface. Its role in bone resorption and implant loosening after total hip replacement. *Arthritis Rheum* 1986;29–7:836–42.
- [95] **Goodman SB, Huie P, Song Y, Lee K, Doshi A, Rushdieh B, Woolson S, Maloney W, Schurman D, Sibley R.**
Loosening and osteolysis of cemented joint arthroplasties. A biologic spectrum.
Clin Orthop 1997–337:149–63.

- [96] **Greenfield EM, Bi Y, Ragab AA, Goldberg VM, Van De Motter RR.**
The role of osteoclast differentiation in aseptic loosening. J Orthop Res
2002;20-1:1-8.
- [97] **DeLee, J.G. and J.**
Charnley, Radiological demarcation of cemented sockets in total hip
replacement.
Clin Orthop Relat Res, 1976(121): p. 20-32.
- [98] **O'Neill DA, Harris WH.**
Failed total hip replacement: assessment plain radiographs,
arthrograms, and aspiration of the hip joint.
J Bone Joint Surg 1984 ;66 :540-6.
- [99] **Engh CA, Massin p, Suthers KE.**
Assessment Of the biologic fixation of porous-surfaced components.
Clin Orthop Relat Res 1990;257: 107-28.
- [100] **Gruen, T. A.; McNeice, G. M.; and Amstutz, H. C.**
"Modes of failure" of cemented stem-type femoral components: a
radiographic analysis of loosening.
Clin Orthop Relat Res, (141): 17-27, 1979.
- [101] **Merle D'Augibné R.**
Cotation chiffrée de la fonction de la hanche.
Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 1970 Aug;56(5):481-6.
- [102] **Harris W H, Barrack R L.**
Developments in diagnosis of the painful total hip replacement.
Orthopaedic review 1993; vol. 22, n°4, pp. 439-447.

[103] 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.

[104] Clohisy JC; Harris WH.

Matched-pair analysis of cemented and cementless acetabular reconstruction in Primary totale Hip arthroplasty.

J Arthroplasty 2001; 16(6):697-705.

[105] Raut VV, Siney PD, Wroblewski BM.

Revision for aseptic stem loosening using the cemented Charnley prosthesis. A review of 351 hips.

J Bone Joint Surg Br 1995;77(1):23-7.

[106] Haydon CM, Mehin R, Burnett S, et al.

Revision total hip arthroplasty with use of a cemented femoral component. Results at a mean of ten years.

J Bone Joint Surg Am 2004; 86-A(6):1179-85.

[107] Hultmark P, Karrholm J, Stromberg C, Herberts P, Mose CH, Malchau H.

Cemented first-time revisions of the femoral component: prospective 7 to 13 years' follow-up using second-generation and third-generation technique.

J Arthroplasty 2000;15(5):551-61.

[108] Eisler T, Svensson O, Iyer V, et al.

Revision total hip arthroplasty using thirdgeneration cementing technique.

J Arthroplasty 2000;15(8):974-81.

[109] Gramkow J, Jensen TH, Varmarken JE, Retpen JB.

Long-term results after cemented revision of the femoral component in total hip arthroplasty.

J Arthroplasty 2001;16(6):777-83.

[110] Raut VV, Siney PD, Wroblewski BM.

Outcome of revision for mechanical stem failure using the cemented Charnley's stem. A study of 399 cases.

J Arthroplasty 1996;11(4):405-10.

[111] Kavanagh BF, Fitzgerald RH, Jr.

Multiple revisions for failed total hip arthroplasty not associated with infection.

J Bone Joint Surg Am 1987;69(8):1144-9.

[112] Ghazali A.

Les descellement aseptiques des prothèse de la hanche ; Rabat; 2006.

[113] EI HOUARI

LA RECONSTRUCTION ACETABULAIRE DANS LES PROTHESES TOTALES DE LA HANCHE (A propos de 16 cas).

Thèse N° 035/14, FACULTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE de FES, 2014.

[114] O. Dahmani.

RECONSTRUCTION DU COTYLE DANS LES PROTHESES TOTALES DE LA HANCHE (Apropos de 26 cas).

Thèse N° 004/11, FACULTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE de FES, 2011.

[115] LIU Xian-zhe, YANG Shu-hua.

Clinical observation of particulate cancellous bone impaction grafting in combination with total hip arthroplasty for acetabular reconstruction

Chinese Journal of Traumatology 2008; 11(5):301–305.

[116] Peter Münger.

Patient-related risk factors leading to aseptic stem loosening in total hip arthroplasty a case-control study of 5,035 patients.

Acta Orthopaedica 2006; 77 (4):567–574.

[117] Nancy L.

Patient characteristics that affect the outcome of total hip arthroplasty: a review Can Jou of Sur 1998; 41:188–95.

[118] R. Philippea,* , O. Gosselinb, J. Sedaghatiana, C. Dezalya, O. Rochea,F. Sirveauxa, D. Moléa.

Reconstructions acétabulaires au moyen d'allogreffes fragmentées et d'un anneau de renforcement dans les reprises de prothèse totale de hanche avec perte de substance osseuse Paprosky type II ou III. Analyse de survie de 95 hanches à un terme de cinq à 13 ans

[119] Julien Wegrzyn, MD, PhD ,Vincent Pibarot, MD a, Alexandre Jacquél, MD a, Jean-Paul Carret, MDa, Jacques Béjui-Hugues, MD a, Olivier Guyen, MD, PhD a,cAcetabular.

Reconstruction Using a Kerboull Cross-Plate, Structural Allograft and Cemented Dual-Mobility Cup in Revision THA at a Minimum 5-Year Follow-UpThe Journal of Arthroplasty 29 (2014) 432–437.

[120] Douglas A.

Dennis, MD Management of Massive Acetabular Defects in Revision Total Hip Arthroplasty.

[121] André Miguel Castro Costa *, André Sarmento ,Francisco Almeida , Rolando Freitas.

Révision de la cupule acétabulaire dans l'arthroplastie totale de la hanche après descellement aseptique : une étude rétrospective de 34 patients.

[122] Vives P, De Lestang M, Paclot R, Lazeneuve.

Le descellement aseptique. Définition, classification.

Cahiers de la SOFCOT., 63e réunion annuelle nov, 1988.

[123] Melchior B, Le Couteur P, Jouan J-P.

Descellements cotyloïdiens aseptiques: Reconstruction du cotyle par croix de Kerboull. Analyse à moyen terme. –Ann.

Orthop. Ouest 2004; 36:25–30.

[124] Migaud, H.; Jardin, C.; Fontaine, C.; Pierchon, F.; d'Herbomez, O.; and Duquennoy, A.

[Femoral reconstruction with endosteal bone allografts protected by a metallic mesh in reoperation of total hip prosthesis. 19 cases with an average followup of 83 months].

Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 83(4): 360–7, 1997.

[125] Boisgard, S.; Moreau, P. E.; Tixier, H.; and Levai, J. P.

[Bone reconstruction, leg length discrepancy, and dislocation rate in 52 Wagner revision total hip arthroplasties at 44-month follow-up].

Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 87(2): 147–54, 2001.

[126] Malchau H, Herberts P, Eisler T, Garellick G, Söderman P.

The Swedish Total Hip Replacement Register.

J Bone Joint Surg Am. 2002;84-A Suppl 2:2—20.

[127] BOCENO A.

Reprise des arthroplastie totale de hanche de première intention : l'expérience Nantaise Univesité de Nante, Faculté de médecine, Thèse num 116-2012.

[128] GUILLOU R.

Révision fémorale des prothèses totales de hanche par des tiges verrouillées Univesité de Nante, Faculté de médecine Thèse num 116-2009.

[129] DAO C.

Résultats cliniques et radiologiques à long terme de l'implant PP, A propos de 54 cas de descellements aseptiques de prothèse totale de hanche

UNIVERSITE PAUL SABATIER - TOULOUSE III, FACULTES DE MEDECINE, 2007.

[130] Courpied JP, Migaud Het Coll.

Reprise fémorale dans les arthroplasties itératives aseptiques de la hanche. Symposium de la SOFCOT 1999. Rev. Chir. Orthop. 2000; 86, Suppl. 1: 33-90.

[131] PAYET E.

LA PROTRUSION ACÉTABULAIRE MAJEURE DANS LES REPRISES
D'ARTHROPLASTIE DE HANCHE

CONSÉQUENCES ANATOMIQUES ET IMPACT SUR LA STRATÉGIE DE
RÉVISION.

Étude rétrospective sur 11 années de pratique Rouennaise; 2012.

[132] Synave J, Rosset P.

Tige fémorale de reprise avec revêtement complet d'hydroxyapatite
Ann.

Orthop. Ouest 2003; 35: 129–138.

**[133] Gie, G. A.; Linder, L.; Ling, R. S.; Simon, J. P.; Slooff, T. J.; and
Timperley, A.J.**

Impacted cancellous allografts and cement for revision total hip
arthroplasty.

J Bone Joint Surg Br, 75(1): 14–21, 1993.

[134] Brooker, A. F.; Bowerman, J. W.; Robinson, R. A.; and Riley, L. H., Jr.

Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a
method of classification.

J Bone Joint Surg Am, 55(8): 1629–32, 1973.

[135] Hutten, D.

Luxation et subluxation des prothèses totales e hanches.

Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, 55, 1996.

[136] Dario Regis, MD, Bruno Magnan, MD, Andrea Sandri, MD, and Pietro Bartolozzi, MD.

Long-Term Results of Anti-Protrusio Cage and Massive Allografts for the Management of

Periprosthetic Acetabular Bone Loss.

The Journal of Arthroplasty Vol. 23 No. 6 2008

[137] Essig, J., and Puget, J.

La reprise d'arthroplastie totale de hanche par la prothèse de reconstruction du système PP.

Thèse, Université Toulouse III, 1993.

[138] Raman, R.; Kamath, R. P.; Parikh, A.; and Angus, P. D.

Revision of cemented hip arthroplasty using a hydroxyapatite-ceramic-coated femoral component.

J Bone Joint Surg Br, 87(8): 1061-7, 2005.

[139] Chandler, H. P.; Ayres, D. K.; Tan, R. C.; Anderson, L. C.; and Varma, A. K.

Revision total hip replacement using the S-ROM femoral component.

Clin Orthop Relat Res, (319): 130-40, 1995.

[140] Johnsson R, Franzen H, Nilsson LT.

Combined survivorship and multivariate analyses of revisions in 799 hip prostheses. A 10- to 20-year review of mechanical loosening.

J Bone Joint Surg Br 1994;76-3:439-43.

[141] Suh KT, Chang JW, Jung JS.

The role of inducible nitric oxide synthase in aseptic loosening 36 after total hip arthroplasty.

J Bone Joint Surg Br 2002;84-5:753-7.

[142] Olsson SS, Jernberger A, Tryggo D.

Clinical and radiological long-term results after Charnley-Muller total hip replacement. A 5 to 10 year followup study with special reference to aseptic loosening.

Acta Orthop Scand 1981;52-5:531-42.

[143] Hierton C, Blomgren G, Lindgren U.

Factors associated with early loosening of cemented total hip prostheses.

Acta Orthop Scand 1983;54-2:168-73.

[144] Aldinger G, Gekeler J.

Aseptic loosening of cement-anchored total hip replacements.

Arch Orthop Trauma Surg 1982;100-1:19-25.

[145] Kristiansen B, Jensen JS.

Biomechanical factors in loosening of the Stanmore hip.

Acta Orthop Scand 1985;56-1:21-4.

[146] Carlsson AS, Nilsson BE.

The relationship of bone mass and loosening of the femoral component in total hip replacement.

Acta Orthop Scand 1980;51-2:285-8.

- [147] **Ebramzadeh E, Sarmiento A, McKellop HA, Llinas A, Gogan W.**
The cement mantle in total hip arthroplasty. Analysis of long-term radiographic results.
J Bone Joint Surg Am 1994;76-1:77-87.
- [148] **Aldinger G, Gekeler J.**
Aseptic loosening of cement-anchored total hip replacements.
Arch Orthop Trauma Surg 1982;100-1:19-25.
- [149] **Johnston R C, Brand RA, Crowninshield R D.**
Reconstruction of the hips. A mathematical approach to determine optimum geometric relationship.
J. Bone Joint Surg., 1979; 61A: 639-652.
- [150] **Callaghan JJ, Salvati E A, Pellicci PM, Wilson PD, Ranawat C. S.**
Results of revision for mechanical failure after cemented total hip replacement. Analysis of recent cases with two to five year follow up.
J. Bone Joint Surg., 1985; 67A: 1074-1085.
- [151] **Lachiewicz PF, McCaskill B, Inglis A, Ranawat CS, Rosenstein B.**
Total Hip Arthroplasty in juvenile rheumatoid arthritis.
J. Bone Joint Surg., 1986; 68A: 502-508.
- [152] **Yoder S A, Brand RA, Pedersen D R, O'Gorinan T W.**
Total hip acetabular component position affects component loosening Rates.
Clin. Orthop., 1988; 228: 79-87.
- [153] **Sarmiento A, Ebramzadeh E, Gogan W J, McKellop H A.**
Cup containment and orientation in cemented total hip arthroplasties.
J. Bone Joint Surg., 1990; 72B: 996-1002.

[154] Volz RG, Wilson R.J.

Factors affecting the mechanical stability of the cemented acetabular component in total hip replacement.

J. Bone Joint Surg., 1977; 59A: 501–504.

[155] Boitzy A.

Pathogénie des descellements cotyloïdiens.

Ann. Orthop. Ouest, 1983; 15: 131–132.

[156] Dowling JM, Atkinson JR, Dowson D, Charnley J.

The characteristics of acetabular cup worn in the human body.

J. Bone Joint Surg., 1978; 60B: 375–382.

[157] Crowninshield, R. D. Brand, R. A.; Johnston, R. C.; and Milroy, J. C.:

An analysis of femoral component stem design in total hiparthroplasty.

J Bone Joint Surg Am, 62(1): 68–78, 1980.

[158] Rand JA, Ilstrup D M.

Comparison of Charnley and T28 total hip arthroplasty.

Clin. Orthop., 1983; 180: 201–205.

[159] Hierton C, Blomgren G, Lindgren U.

Factors associated with early loosening of cemented Total Hip Arthroplasties.

Acta Orthop. Scand., 1983; 54: 168–173.

[160] Ruelle J. P.

Les trahisons du chirurgien – les fautes techniques.

Ann. Orthop. Ouest, 1983; 15: 110–111.

[161] Mc Beath A A, Foltz R. N.

Femoral component loosening after Total Hip Arthroplasty.

Clin. Orthop., 1979; 141: 66–70.

[162] Pellicci P M, Salvati E A, Robinson H.J.

Mechanical failures in total hip replacement requiring reoperation.

J. Bone Joint Surg., 1979; 61A: 28–36.

[163] Beckenbaugh R D, Ilstrup D M.

Total hip arthroplasty.

J. Bone Joint Surg., 1978; 60A: 306–313.

[164] Fantino .O ; Tayot.O.

Imagerie des prothèses totales de hanche: aspect normal et pathologique, place de l'échographie, du scanner et de l'IRM

Elsevier Masson 2011.

[165] Collier JP, Surprenant V A., Jensen RE, Mayor M. B.

Corrosion at the interface of cobalt alloy heads or titanium alloStems.

Clin. Orthop., 1991; 271: 305–312.

[166] Mathiesen E B, Lindgren JU, Blomgren G G A , Reinholt F P.

Corrosion of modular hip prosthesis.

J. Bone Joint Surg., 1991; 73B: 569–575.

[167] Stone M H, Wilkinson R.

Some factors affecting the strength of the cement metal interface.

J. Bone Joint Surg., 1989; 71B: 217–221.

[168] Dumbleton J H.

The tribology of natural and artificial joints.

Amsterdam, Elsevier, 1981.

[169] Swanson S A. V. Freeman M. A. R.

The Scientific basis of joint replacement. :Pitman Medical Publishing Co. Ltd, 1977.

[170] Livermore J, Ilstrup D, Morrey B.

Effect of femoral head size on wear of the polyéthylène acetabularcomportent.

J. Bone Joint Surg., 1990; 72A, 518-528.

[171] Langlais F.

Le polyéthylène en orthopédie: comportement à long terme.

Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, no 25, pp. 51-60, Paris, Expansion Scientifique Française, 1986.

[172] Halley D. K., Wroblewski B M.

Long term results of low friction arthroplasty in patients 30 years of age or younger.

Clini. Orthop., 1986; 211: 43-50.

[173] Griffith M J, Seidenstein M K, Williams D, Charnley J.

Socket wear in Charnley low friction arthroplasty of the hip. Clin. Orthop., 1978; 137:37-47.

[174] Dowling JM, Atkinson JR, Dowson D, Charnley J.

The characteristics of acetabular cup worn in the human body.

J. Bone Joint Surg., 1978; 60B: 375-382.

[175] Cates H E, Faris PM, Keating E M, Ritter M A.

Polyethylene wear with cemented metal back acetabular cup in total hip arthroplasty.

Communication. 59° congrès American Academy of Orthopaedic Surgeon, Washington DC 1992.

[176] Gachter A, Morscher E.

The bone cement cuffin hip endoprotheses. Results of 80 post mortem studies in the cementless fixation of hip endoprotheses.

Berlin, Springer Verlag, 1984.

[177] Harris WH, McCarthy J C, O'Neill D A.

Femoral component loosening using contemporary technique of femoral cement fixation.

J. Bone Joint Surg., 1982; 64A, 1063–1067.

[178] Miller J, Burke D L, Stachiewicz JW, Ahmed A M, Kelebay LC.

Pathophysiology of loosening offemoral component in Total Hip Arthroplasty.

The Hip (6th open meeting), St-Louis, CV Mosby company, 1978.

[179] Carlsson AS, Gentz CF.

Mechanical loosening of the femoral head prosthesis in the Charnley total hip arthroplasty.

Clin Orthop 1980–147:262–70.

[180] Lindberg HO, Carlsson AS.

Mechanical loosening of the femoral component in total hip replacement, Brunswik design.

Acta Orthop Scand 1983;54–4:557–61.

[181] Barrack RL, Mulroy RD, Jr., Harris WH.

Improved cementing techniques and femoral component loosening in young patients with hip arthroplasty. A 12-year radiographic review.

J. Bone Joint Surg Br 1992;74-3:385-9.

[182] Chambers IR, Fender D, McCaskie AW, Reeves BC, Gregg PJ.

Radiological features predictive of aseptic loosening in cemented Charnley femoral stems.

J Bone Joint Surg Br 2001;83-6:838-42.

[183] Mjoberg B, Franzen H, Selvik G.

Early detection of prosthetic-hip loosening. Comparison of low- and high-viscosity bone cement.

Acta Orthop Scand 1990; 61-3:273-4.

[184] Hierton C, Blomgren G, Lindgren U.

Factors associated with early loosening of cemented total hip prostheses.

Acta Orthop Scand 1983;54-2:168-73.

[185] Keller JC, Lautenschlager EP, Marshall GW, Jr., Meyer PR, Jr.

Factors affecting surgical alloy/bone cement interface adhesion.

J Biomed Mater Res 1980;14-5:639-51.

[186] Crowninshield RD, Tolbert JR.

Cement strain measurement surrounding loose and wellfixed femoral component stems.

J Biomed Mater Res 1983;17-5:819-28.

[187] Chwirut D. J.

Long term compressive deformation and damage in acrylic bonecements.

J. Biomed. Mater. Res., 1984; 18, 25.

[188] Lortat Jacob A.

Ciments acryliques.

Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, no 25, pp. 71–81. Paris, Expansion Scientifique Française, 1986.

[189] Mohler CG, Callaghan JJ, Collis DK, Johnston RC.

Early loosening of the femoral component at the cement–prosthesis interface after total hip replacement. J Bone Joint Surg Am 1995;77–9:1315–22.

[190] Massoud SN, Hunter JB, Holdsworth BJ, Wallace WA, Juliusson R.

Early femoral loosening in one design of cemented hip replacement.

J Bone Joint Surg Br 1997;79–4:603–8.

[191] Wedderkopp N, Andersen–Ranberg F, Andersen MB, Termansen NB.

Aseptic loosening of BonelocR cemented hip prostheses.

Int Orthop 1997;21–2:87–90.

[192] Haddad FS, Cobb AG, Bentley G, Levell NJ, Dowd PM.

Hypersensitivity in aseptic loosening of total hip replacements. The role of constituents of bone cement.

J Bone Joint Surg Br 1996;78–4:546–9.

[193] Jager M, Balda BR.

Loosening of a total hip prosthesis at contact allergy due to benzoyl peroxide.

Arch Orthop Trauma Surg 1979;94-3:175-8.

[194] Noble P, Tullos H, Landon G.

The Optimum Cement Mantle for Total Hip Replacement: Theory and Practice.

Vol. 40 Rosemont, IL: The American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1991:145-50.

[195] Sarmiento A, Gruen TA.

Radiographic analysis of a low-modulus titanium-alloy femoral total hip component. Two to six-year follow-up.

J Bone Joint Surg Am 1985;67-1:48-56.

[196] Kerboull M et Kerboull L.

Descellements aseptiques cotyloïdiens.

Encycl Méd Chir (Elsevier, Paris), Techniques chirurgicales — Orthopédie-Traumatologie, 44-674, 1999, 7 p.

[197] Schreurs BW, Bolder SB, Gardeniers JW, Verdonschot N, Slooff TJ, Veth RP.

Acetabular revision with impacted morsellised cancellous bone grafting and a cemented cup. A 15- to 98 -year follow-up.

J Bone Joint Surg (Br) 2004 ; 86 : 492-7.

[198] Comba F, Buttaro M, Pusso R, Piccaluga F.

Acetabular reconstruction with impacted bone allografts and cemented acetabular components : a 2 to 13 year follow up study of 142 aseptic revision.

J Bone Joint Surg (Br) 2006 ; 88 : 865–9.

[199] LAFFARGUE P.

Moyens de reconstruction de l'acétabulum dans les reprises de prothèse totale de hanche.

[200] Kerboull M, Hamadouche M, Kerboull L.

The Kerboull acetabular reinforcement device in major acetabular reconstructions.

Clin Orthop 2000 ; 378 : 155–68.

[201] Kuno W, Eugen Winter.

Revision arthroplasty – acetabular aspect: cementless acetabular bone reconstruction International Orthopaedics (SICOT) (2003) 27 (Suppl.1):S29–S36.

[202] Berry DJ, Muller ME.

Revision arthroplasty using an anti–protrusio cage for massive acetabular bone deficiency.

J Bone Joint Surg (Br) 1992 ; 74 : 711–5.

[203] Azarkane M, Elmrini A.

Les complications tardives de prothèse totale de la hanche: à propos de 42 cas.

Pan African Medical Journal. 2013

[204] Courpied JP.

Femoral revision in iterative aseptic hip arthroplasties, Introduction.

Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 2000;86 Suppl I :37.

[205] D'Antomo J, McCarthy JC, Bargar WL, et al.

Classification of femoral abnormalities in total hip arthroplasty.

Clin Orthop Relat Res 1993(296):133–9.

[206] D'Antonio, J .A., et al.,

Classification and management of acetabular abnormalities in total hip arthroplasty.

Clin Orthop Relat Res, 1989(243): p. 126–37.

[207] Paprosky, W.G. and R.E.

Magnus, Principles of bone grafting in revision total hip arthroplasty.

Acetabular technique. Clin Orthop Relat Res, 1994(298): p. 147–55.

[208] Vives, et al.,

Le descellement aseptique, définitions, classifications.

La revue de chirurgie orthopédique, 1989. 75: p. 29–31.

[209] Puget, J.

Stratégie dans les reprises de prothèses totales de hanche.

Conférences d'enseignement de la SOFCOT, 2006: p. 43–68.

[210] PERRIER C., GOUIN F.

Table ronde : RECONSTRUCTION ACÉTABULAIRE DANS LES RÉVISIONS DE PROTHÈSES TOTALES DE HANCHE POUR DESCELLEMENT ANALYSE DE LA PERTE DE SUBSTANCE OSSEUSE : LIMITES DES CLASSIFICATIONS PRÉOPÉRATOIRES.

ANN. ORTHOP. OUEST – 2005 – 37 – 221 à 262.