

UNIVERSITE DE NANTES

---

FACULTE DE MEDECINE

---

Année 2009

N° 116

THESE

pour le

***DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN MEDECINE***

Qualification en Chirurgie Générale

par

**Ronan GUILLOU**

né le 8 décembre 1978 à Brest

---

Présentée et soutenue publiquement le 11 septembre 2009

---

**REVISION FEMORALE DES PROTHESES TOTALES DE  
HANCHE PAR DES TIGES VERROUILLEES**

(95 tiges, au recul moyen de 5 ans ½)

---

Président : Monsieur le Professeur N. PASSUTI

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur D. WAAST

# **SOMMAIRE :**

## **1. INTRODUCTION :**

## **2. GENERALITES :**

### **2.A. DESCHELLEMENT ASEPTIQUE**

#### **2.A.1. définition et diagnostic:**

2.A.1.a définition

2.A.1.b diagnostic

#### **2.A.2. les causes des descellements aseptiques :**

2.A.2.a causes mécaniques

2.A.2.b causes biologiques

#### **2.A.3. classifications des pertes de substance osseuse fémorales :**

2.A.3.a classification SOFCOT 99

2.A.3.b classification de Paprosky

2.A.3.c classification AAOS

#### **2.A.4. propositions thérapeutiques retenues par le symposium SOFCOT 99 :**

### **2.B. FRACTURES PERIPROTHETIQUES**

2.B.1. classification de Vancouver

2.B.2. classification de Johansson

### **2.C. DESCHELLEMENT SEPTIQUE**

#### **2.C.1. diagnostic**

2.C.1.a suspecter l'infection

2.C.1.b identifier le germe

#### **2.C.2. traitement**

### **2.D. VOIES D'ABORDS OSSEUSES FEMORALES**

2.D.1. voie métaphysaire

2.D.2. trochantérotomie

2.D.3. fémorotomie

## **3. MATERIEL ET METHODE :**

### **3.A. POPULATION**

### **3.B. MATERIEL UTILISE**

### **3.C. VOIES D'ABORD**

### **3.D. METHODE**

#### **3.D.1. critères cliniques**

- 3.D.1.a score de Postel Merle D' Aubigné
- 3.D.1.b score de Harris
- 3.D.1.c score ASA
- 3.D.1.d catégories de Charnley

#### **3.D.2. critères radiologiques**

- 3.D.2.a classification SOFCOT 99
- 3.D.2.b classification de Paprosky
- 3.D.2.c zones de Gruen
- 3.D.2.d index cortical de Hofmann
- 3.D.2.e index de remplissage
- 3.D.2.f consolidation osseuse
- 3.D.2.g réaction des corticales en zone de verrouillage
- 3.D.2.h migration prothétique

### **3.E. STATISTIQUES**

## **4. RESULTATS DE LA SERIE :**

### **4.A. SERIE :**

- 4.A.1. l'âge
- 4.A.2. le sexe
- 4.A.3. le coté
- 4.A.4. score ASA
- 4.A.5. score de Charnley
- 4.A.6. antécédents
- 4.A.7. interventions sur la hanche avant la 1ère arthroplastie
- 4.A.8. étiologie de la 1ère arthroplastie
- 4.A.9. nombre de révision pré opératoire
- 4.A.10. type de l'arthroplastie précédente

### **4.B. ETAT CLINIQUE ET RADIOGRAPHIQUE PRE OPERATOIRE :**

#### **4.B.1. état clinique pré opératoire**

- 4.B.1.a score de Postel Merle D' Aubigné
- 4.B.1.b score de Harris
- 4.B.1.c aide mécanique

#### **4.B.2. état radiographique pré opératoire**

- 4.B.2.a classification SOFCOT 99
- 4.B.2.b classification de Paprosky

### **4.C. ETIOLOGIE DES REPRISES FEMORALES :**

- 4.C.1. descellement aseptique
- 4.C.2. fractures périprothétiques
- 4.C.3. descellement septique
- 4.C.4. autres

## **4.D. INTERVENTION CHIRURGICALE :**

**4.D.1. l'opérateur**

**4.D.2. changement mono/bipolaire**

**4.D.3. ablation de la tige fémorale : voie d'abord, abord fémoral**

**4.D.4. caractéristiques des tiges fémorales verrouillées**

4.D.4.a type de tige

4.D.4.b longueur

4.D.4.c diamètre

**4.D.5. gestes cotyloïdiens**

**4.D.6. gestes associés**

4.D.6.a ostéosynthèse

4.D.6.b greffes osseuses

**4.D.7. verrouillage**

**4.D.8. complications per opératoires**

**4.D.9. pertes sanguines**

**4.D.10. durée de l'intervention chirurgicale / d'hospitalisation / de convalescence**

**4.D.11. reprise de l'appui**

**4.D.12. radiographies post opératoires**

4.D.12.a index cortical de Hofmann

4.D.12.b index de remplissage

4.D.12.c contact cortical en bout de tige

## **4.E. EVALUATION DES RESULTATS :**

**4.E.1. recul**

**4.E.2. perdus de vue**

**4.E.3. résultats cliniques**

4.E.3.a score de Postel Merle D'Aubigné

4.E.3.b score de Harris

4.E.3.c résultat subjectif

4.E.3.d aide mécanique

4.E.3.e douleurs de cuisse

4.E.3.f complications post opératoires

**4.E.4. résultats radiologiques**

4.E.4.a classification SOFCOT 99 et Paprosky

4.E.4.b index cortical de Hofmann

4.E.4.c index de remplissage

4.E.4.d consolidation des fémorotomies / des fractures

4.E.4.e réaction corticale en zone de verrouillage

4.E.4.f migration et fixation de l'implant

## **4. DISCUSSION :**

## **5. CONCLUSION :**

## 1. INTRODUCTION :

La chirurgie de reprise des prothèses totales de hanche s'est développée à partir des insuffisances des prothèses de première intention, en particulier en raison du descellement des implants responsable de leur durée de vie limitée.

Les prothèses de reprise représentent actuellement environ 15% du nombre des prothèses totales de hanche implantées [1].

Ce nombre de reprises va aller en augmentant, car le nombre d'arthroplasties pratiquées chaque année augmente et la population concernée est de plus en plus jeune, de plus en plus active avec une espérance de vie plus élevée.

Les résultats fonctionnels des prothèses de révision restent inférieurs à ceux des arthroplasties de première intention [2-4], mais ils sont excellents ou bons chez près des deux tiers des patients.

Il existe différents modes de reprise de l'implant fémoral.

Historiquement, la première technique a consisté en une simple réimplantation d'une tige scellée de même taille ou plus longue. Les reprises par implants cimentés seuls donnent néanmoins des résultats à long terme médiocres avec liserés précoces par dégradation de l'interface os / ciment surtout dans les pertes de substance importantes [5]. Vidal [6] proposait de recimenter une tige fémorale en conservant le fourreau de ciment. Cette technique rapide et peu traumatique trouve encore des indications surtout chez les sujets âgés et fragiles [7].

Des prothèses de reprise à tiges longues au revêtement de surface irrégulier « poro-coated » (tiges de Lord [8]) ont par la suite été développées. L'objectif était que cette surface irrégulière puisse être colonisée par le tissu osseux assurant ainsi l'ancrage définitif. Cependant ces tiges avaient une fixation essentiellement diaphysaire distale, responsable d'une raréfaction osseuse de la métaphyse supérieure (« stress-shielding ») par modification

des contraintes aux corticales péri-prothétiques. Engh [9] a rapporté un taux de « stress-shielding » de près de 23% dans une série d'arthroplastie de première intention. Or dans les reprises, il existe déjà une altération du fémur proximal. De plus, l'extraction de ces implants reste très difficile.

De nombreux auteurs ont essayé de reconstruire la perte de substance osseuse fémorale liée au descellement à l'aide de substituts osseux (biomatériaux) ou de greffes osseuses (autogreffes, allogreffes massives ou morcelées).

Des greffes impactées, en présence d'un fémur évasé aux corticales continues, peuvent être utilisées pour restaurer le stock osseux en association avec une tige cimentée ; cette technique dite d'Exeter a été décrite par Gie [10].

On peut également utiliser des tiges cimentées dans des allogreffes structurales cylindriques (allogreffes massives) dans les très importantes pertes de substance osseuse [11]. Cette technique a été développée et mise au point par Kerboull ; elle nécessite la proximité d'une banque d'os. Ces allogreffes massives peuvent soit être apposées au fémur distal lorsque le fémur proximal a totalement disparu, soit être encastrées dans le fémur hôte selon la technique du double fourreau.

Parallèlement, le concept des tiges non cimentées dans les reprises est apparu. Vives [12] a développé le principe des tiges à verrouillage distal. Il s'agissait initialement d'utiliser un implant temporaire caractérisé par un système de fixation primaire par clavettes. Dans l'esprit de son auteur, cet implant était temporaire, lisse, sans traitement de surface et devait être utilisé le temps de permettre une reconstruction du fémur, avant de réimplanter dans un second temps, un implant standard (effet « clou »). Dans la série même du promoteur, quelques cas seulement, ont pu bénéficier de cette deuxième intervention, car les patients n'allaient pas si mal et ne souhaitaient pas une nouvelle prise en charge chirurgicale. C'est ainsi qu'à partir de la fin des années 80 [13], on a pu voir se développer des implants verrouillés définitifs.

Encore aujourd'hui, malgré les conférences d'enseignement et les différents articles scientifiques, la reprise des arthroplasties de hanche laisse de nombreux choix à l'opérateur, tant dans la voie d'abord fémorale que dans le type d'implant :

- cimenté ou non
- monobloc ou modulaire
- recouvert d'hydroxyapatite (à revêtement partiel ou complet) ou de métal poreux (« poro-coat »)
- verrouillé ou non

Cette multiplicité suggère qu'il n'y a pas une technique de référence plus efficace que les autres. Mais elle peut aussi être une richesse pour le chirurgien qui pourra définir un plan thérapeutique adapté à chaque malade après un examen préopératoire rigoureux.

L'objectif de ce travail a été d'étudier et d'évaluer les révisions fémorales des prothèses totales de hanche par des tiges verrouillées au CHU de Nantes entre janvier 1998 et décembre 2005.

## **2. GENERALITES :**

### **2.A. DESCCELLEMENT ASEPTIQUE :**

#### **2.A.1 DEFINITION ET DIAGNOSTIC :**

##### **2.A.1.a DEFINITION**

Le descellement de la pièce fémorale d'une prothèse totale de hanche se caractérise par l'absence de fixation rigide de cette pièce à l'os.

Au sens strict du terme, les prothèses non cimentées ne peuvent donc se desceller. Toutefois par analogie, l'absence de fixation initiale d'un implant sans ciment à l'os ou la détérioration de celle-ci, aura des conséquences mécaniques qui sont du même ordre et fait qu'on peut parler de descellement pour ces prothèses.

Pour Kerboull [14], une prothèse dont la fixation primaire a été un échec, c'est-à-dire qui a subi un changement de position ou d'orientation, doit être considérée comme descellée, même si la traduction clinique est nulle. Donc, pour lui, le diagnostic de descellement est purement radiologique et n'implique pas forcément l'échec clinique de l'arthroplastie. Ainsi, une pièce fémorale, avec ou sans ciment, qui s'est recalée solidement plus bas, de façon plus ou moins durable, doit être considérée comme descellée.

### 2.A.1.b DIAGNOSTIC

On peut suspecter un descellement de l'implant fémoral devant l'apparition de douleurs de hanche, d'une boiterie, d'une dégradation de la fonction.

Le diagnostic de descellement est radiologique [15]. Il se dépiste précocement par l'analyse soigneuse des clichés répétés du bassin et de la hanche prothétique (face et profil).

Les principaux signes radiographiques sont [16] :

- L'apparition de liserés qui se manifestent par un espace clair souligné par une ligne bordante plus foncée. Ces liserés peuvent être situés à l'interface prothèse-ciment (type 1 pour la classification de Stauffer [17]) ou à l'interface ciment-os (type 2 de Stauffer) pour les prothèses cimentées. Lors de la découverte de liserés, il faut en préciser : le siège, l'étendue, l'évolutivité et l'épaisseur. La classification couramment utilisée pour situer le liseré sur le fémur est la classification de Gruen et Amstutz [18] : elle subdivise le fémur en 7 zones sur les incidences de face et de profil.
- L'enfoncement du pivot fémoral, même si cette migration s'accompagne d'un recalage de l'implant. Les repères les plus fiables pour mesurer cet enfoncement sont le sommet du grand trochanter et la saillie du petit trochanter.

Après ce bilan radiographique, pour Harris [16], on peut qualifier le descellement de :

- possible, s'il existe un liseré évolutif quelle qu'en soit l'épaisseur mais s'étendant sur plus de 50% de la surface de l'implant
- probable, si le liseré s'étend sur la totalité de l'implant
- certain, si on note une migration de l'implant, du fourreau de ciment, ou une fracture du ciment.

Pour Kerboull [14], la classification de Engh et Massin [19] semble être la plus rigoureuse pour les prothèses non cimentées.

## **2.A.2 LES CAUSES DES DESCHELLEMENTS ASEPTIQUES :**

Elles sont de 2 ordres : mécaniques et biologiques

### **2.A.2.a CAUSES MECANIKES**

- Pour les prothèses non cimentées : la principale cause est l'absence de fixation initiale solide de l'implant à cause d'un ajustage insuffisant de l'implant fémoral au canal cervico-diaphysaire. Soit parce que la prothèse est sous dimensionnée, soit parce qu'elle ne reproduit pas assez fidèlement la forme de l'os. En cas d'absence de fixation initiale solide, les irrégularités de surface seront colonisées par du tissu fibreux et non par de l'os néoformé.

- Pour les prothèses cimentées : les causes sont multiples ; elles peuvent venir de l'implant, du ciment, de la technique chirurgicale.

Le ciment acrylique doit transmettre à l'os les contraintes qu'il reçoit de la prothèse. Toute sollicitation transmise à la prothèse entraîne une déformation différente de chacun des composants (implant fémoral, ciment, os spongieux, os cortical) car ils ont des élasticités différentes [20], ceci aboutit avec le temps à un descellement. Le ciment acrylique supporte mal les contraintes de traction et de flexion, il résiste mieux aux contraintes de compression et de torsion [21]. Les défauts du ciment sont très fréquents (82%) lors de l'examen du fourreau alors que la tige est toujours bien scellée [22]. Les craquelures du ciment reconnaîtraient des causes multiples : contact direct entre l'os et l'implant, trajet d'extraction du drain de redon, assèchement insuffisant de la cavité médullaire, modification tardive du positionnement du pivot. Ceci justifie une meilleure technique de cimentage.

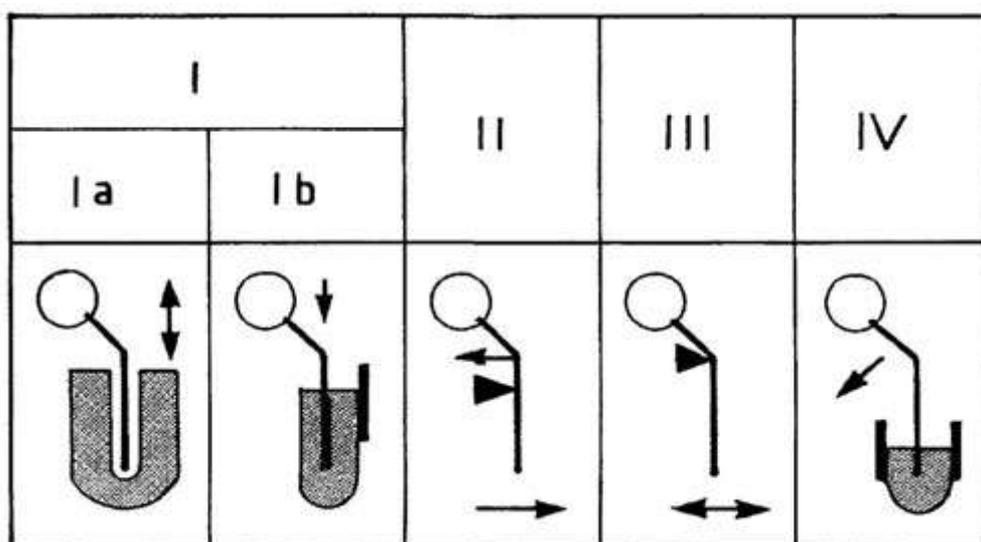
L'implant fémoral perturbe totalement la répartition des charges sur le fémur et aboutit à des contraintes multidirectionnelles de 3 types :

- Les contraintes en varisation : responsables d'un effet potence engendrant des contraintes de traction sur la face externe du fémur et des contraintes de flexion sur la face interne. Ces contraintes entraînent la bascule en varus du pivot, soit liée à un mauvais cimentage initial (type 2 de Gruen [18]), soit à la résorption du bord interne du col (type 3 voire 4).
- Les contraintes en pression : elles permettent à l'implant de s'enfoncer comme un coin dans le canal médullaire. Ces sollicitations correspondent aux types 1a et 1b de Gruen.

Elles engendrent des forces de cisaillement (ou de friction) qui aboutissent à plus ou moins long terme à une mobilité locale puis étendue de l'implant.

- Les contraintes de torsion : elles sont moins bien connues et paraissent liées au porte-à-faux du col ainsi qu'à l'importance de l'antéversion.

Plus le patient est lourd, actif, plus le bras de levier externe de la prothèse est long et la prothèse varisante (angle cervico-diaphysaire fermé, prothèse implantée en varus), plus le descellement est fréquent [23].



### 2.A.2.b CAUSES BIOLOGIQUES :

Elles sont représentées par les débris générés par l'arthroplastie qui sont responsables de l'ostéolyse. Ces débris sont de 3 types : débris métalliques, débris de polyéthylène, débris de méthacrylate de méthyl .

- Les débris métalliques générés par l'arthroplastie proviennent de l'usure du couple de frottement métal-métal, de l'usure d'une tête métal sur le métalback de l'implant cotyloïdien après usure complète du polyéthylène, de l'usure des zones de jonction dans les prothèses modulaires, du contact entre le col de la prothèse et le rebord de la coque métallique cotyloïdienne, de l'oxydation du cône morse et de la prothèse, de contacts anormaux entre la prothèse et l'os ou le ciment [24-26]. L'ostéolyse due aux débris métalliques est plus ou moins étendue en fonction du type de métal : limitée pour les débris de chrome-cobalt [27], étendue pour les débris de titane [28] .

- Les débris de polyéthylène proviennent de l'usure du cotyle en polyéthylène. Ces particules sont la principale cause des descellements cotyloïdiens et des ostéolyses géodiques du calcar. Ces débris possèdent un pouvoir ostéolytique important ; ils déclenchent une réaction à corps étrangers sous forme de granulomes [29].
- Les débris de méthacrylate de méthyl sont libérés par un descellement de la pièce cotyloïdienne cimentée, par une fracture ou une fissure du fourreau de ciment fémoral. Ces particules sont responsables d'une ostéolyse limitée.

Ces débris générés par l'arthroplastie sont phagocytés par les macrophages situés au niveau des interfaces via leurs enzymes lysosomiales . Les macrophages, en sécrétant des prostaglandines, stimulent la résorption ostéoclastique [30]. Le bon fonctionnement du système se fait normalement grâce à un équilibre entre la production et l'élimination des déchets. Mais quant ils sont libérés en trop grand nombre, il sont responsables de la lyse des macrophages et de la libération d'enzymes protéolytiques entraînant l'ostéolyse par granulome macrophagique.

### **2.A.3. CLASSIFICATION DES PERTES DE SUBSTANCE OSSEUSE FEMORALES:**

Le descellement fémoral s'accompagne d'une destruction des corticales fémorales. Cette perte de substance osseuse fémorale doit être évaluée en préopératoire. Cette analyse radiologique du stock osseux est fondamentale : elle guide à la fois le choix de l'abord osseux, le type des implants et détermine les difficultés de la reprise chirurgicale ; elle est réalisée sur des radiographies du bassin de face et du fémur atteint en entier de face et de profil. Aux dégâts fémoraux propres dus au descellement, il convient d'ajouter ceux dus à la chirurgie de reprise, ainsi les classifications préopératoires sous-estiment la gravité des lésions fémorales [31].

Les classifications sont multiples : SOFCOT 88 [32], SOFCOT 88 modifiée Kerboull [14], SOFCOT 99 [33] , AAOS [34], Paprosky [35].

### 2.A.3.a CLASSIFICATION SOFCOT 99 [33]

Elle reprend la classification SOFCOT 88 en y ajoutant un stade 0 et 4 suffixes intéressants l'état du grand trochanter, l'atteinte distale à plus de 10 cm sous le petit trochanter, la présence d'une fracture, la présence d'un cal vicieux ou d'une déformation.

Stade 0 : fémur sans lésion osseuse

Stade 1 : corticales amincies mais correctes avec une lyse plus ou moins importante du Merckel

Stade 2 : corticale latérale très amincie mais la corticale médiale amincie reste correcte

Stade 3 : corticale latérale très amincie et la corticale médiale en partie détruite sous le petit trochanter

Stade 4 : le fémur est pellucide ou amincie

Suffixe T : état du grand trochanter :

T0 : pas de lésion du grand trochanter

T1 : grand trochanter altéré ou déjà coupé ou consolidé

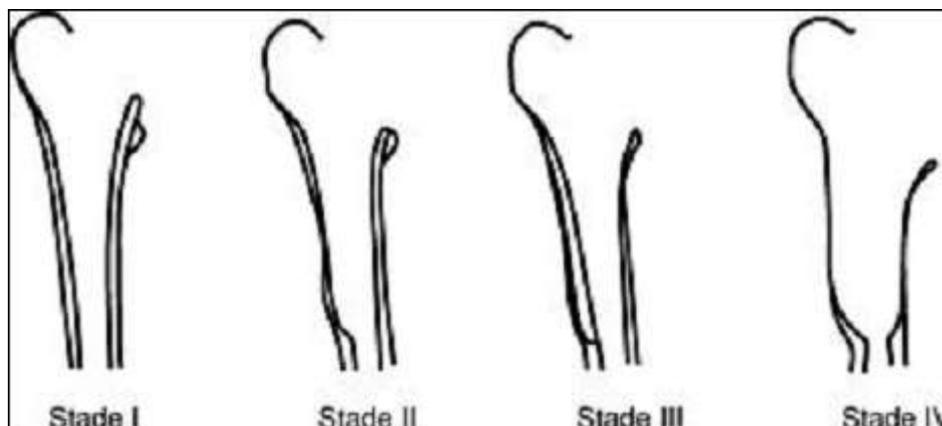
T2 : pseudarthrose du grand trochanter

Suffixe D : atteinte diaphysaire distale à plus de 10 cm sous le petit trochanter

Suffixe F : fracture

Suffixe V : cal vicieux ou déformation axiale

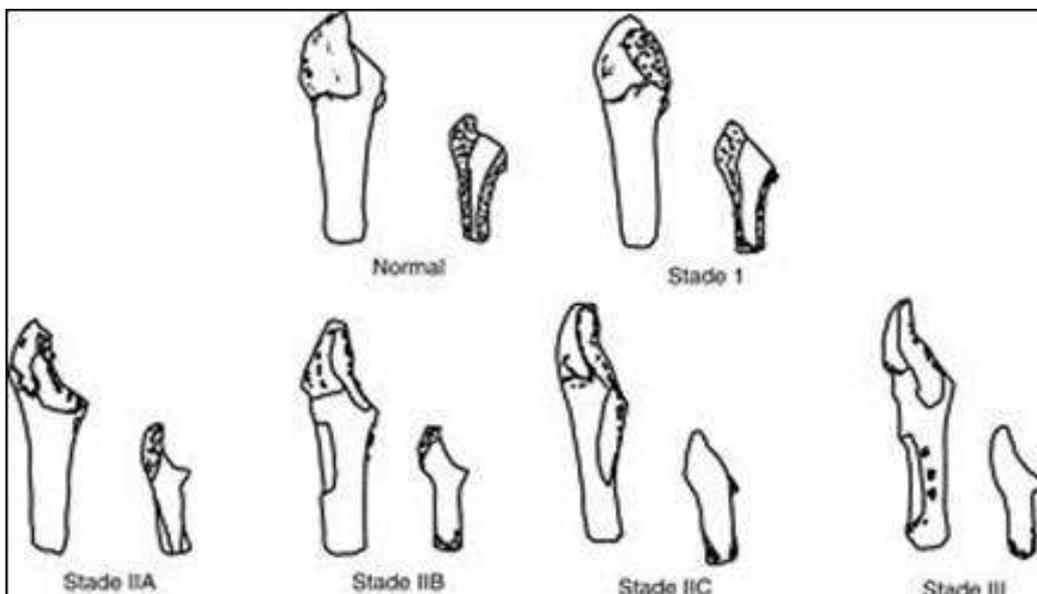
Cette classification permet de reprendre le caractère aisé de la classification SOFCOT 88 en l'élargissant au delà des pertes de substances purement métaphysaires.



### 2.A.3.b CLASSIFICATION PAPROSKY [35]

Elle comprend 3 stades avec 3 sous types pour le stade 2 :

- Stade 1 : destruction partielle du calcar. Métaphyse et diaphyse intactes
- Stade 2 : atteinte plus ou moins importante de la métaphyse. Destruction du calcar.  
Diaphyse peu ou pas altérée
- Stade 2 A : calcar détruit. La perte de substance osseuse ne dépasse pas la région sous trochantérienne
- Stade 2 B : destruction antéro-latérale de la région sous-trochantérienne
- Stade 2 C : corticale médiale métaphysaire détruite
- Stade 3 : perte de substance osseuse métaphysaire et diaphysaire



### 2. A.3.c CLASSIFICATION AAOS (American Academy of Orthopaedic Surgeons) [34]

Elle divise le fémur en 3 niveaux:

- Niveau 1 : du grand trochanter jusqu'à la partie basse du petit trochanter
- Niveau 2 : de la partie basse du petit trochanter jusqu'à 10 cm en dessous de celui-ci
- Niveau 3 : correspond à la partie distale du fémur sous la zone 2

Pour chaque zone, il existe plusieurs types de perte de substance :

- Type 1 : pertes de substance segmentaires
  - 1A1 : perte de substance segmentaire proximale partielle
  - 1A2 : perte de substance segmentaire proximale complète
  - 1B : perte de substance segmentaire intercalaire
  - 1C : perte de substance segmentaire du grand trochanter
- Type 2 : pertes de substance cavitaires :
  - 2A : perte de substance cavitaire en os spongieux
  - 2B : perte de substance cavitaire en os cortical
  - 2C : perte de substance cavitaire de type ectasie
- Type 3 : les formes combinées et autres :
  - 3 : perte de substance cavitaire et segmentaire combinée
  - 4A : défaut d'alignement rotationnel
  - 4B : défaut d'alignement angulaire
  - 6 : sténose
  - 7 : fracture

Il a été montré qu'aucune classification n'était reproductible [36]. Les classifications les plus reproductibles sont : la SOFCOT 88 et l'AAOS au niveau 2. De plus, il existe une corrélation entre la classification SOFCOT 88 et la classification AAOS au niveau 2. La classification SOFCOT 88 apparaît la plus facile à manipuler.

La classification AAOS est plus détaillée mais apporte peu en plus. Au niveau 2, elle suit assez fidèlement la classification SOFCOT 88, mais aux autres niveaux elle semble trop complexe et extrêmement peu reproductible.

#### **2.A.4 PROPOSITIONS THERAPEUTIQUES RETENUES PAR LE SYMPOSIUM SOFCOT 99 [33]:**

Les recommandations thérapeutiques retenues par le symposium SOFCOT 99 sont données suivant la classification des pertes de substance osseuse découlant de ce symposium.

- Stades 0 et 1 :

L'abord osseux extensif n'est pas nécessaire sauf en cas de difficultés d'extraction des implants (implant sans ciment à effet de surface, implant cimenté long ou de type

trochantéro-diaphysaire) et du ciment (long bouchon) ; il peut être également nécessaire en cas de révision sans descellement pour douleurs de cuisse, malposition ou faillite du versant cotyloïdien.

Les implants fémoraux peuvent être avec ou sans ciment :

Il est recommandé d'utiliser des implants cimentés courts (< à 180 mm) sauf en cas de cas de nécessité de ponter une fenêtre ou une fracture.

On peut également utiliser un implant non cimenté, verrouillé ou non, avec un traitement de surface (hydroxyapatite ou effet de surface) ; il semblerait que ces implants sans ciment diminueraient le taux de révision pour descellement itératif.

L'utilisation de greffes n'améliore pas le taux de survie des implants et sont donc inutiles sauf en cas de pertes de substance segmentaires.

- Stades 2 et 3 :

Ces stades ont une gravité particulière lorsqu'ils surviennent chez un sujet jeune : chez les patients âgés de moins de 58 ans, la probabilité de nouvelle révision itérative est augmenté de 300% par rapport à des sujets plus élevés ; il faut donc perfectionner la technique chirurgicale chez ces patients jeunes.

Il ne faut pas hésiter à réaliser des abords osseux extensifs (fémorotomie) car la fréquence des complications per opératoires s'accroît pour ces stades.

Il est possible d'utiliser des tiges longues cimentées de plus de 180 mm (elles ont une courbe de survie supérieure aux tiges courtes).

Pour les implants sans ciment, il faut toujours un traitement de surface pour l'implant et souvent des tiges avec un verrouillage car le taux d'enfoncement est nettement supérieur pour les tiges non verrouillées à ces stades (par rapport aux stades 0 et 1).

Les greffes peuvent être utilisées au stade 2 et surtout au stade 3. les greffes impactées morcelées et les greffes massives présentent de meilleurs résultats que les greffes de renforcement cortical ou l'absence de greffe. L'autre mode d'obtention d'une repousse osseuse est l'usage d'une tige sans ciment à traitement de surface qui favorise la repousse osseuse.

- Stade 4 :

L'abond osseux doit être large pour ne pas risquer d'aggraver les lésions et pour favoriser au mieux la fixation distale de la tige fémorale.

L'utilisation de greffes osseuses semble utile, pour mettre en place des longues tiges cimentées mais aussi des implants sans ciment qui devraient être verrouillés pour faciliter la stabilité primaire de l'implant.

## **2.B. FRACTURES PERIPROTHETIQUES :**

Les fractures périprothétiques peuvent être secondaires à un traumatisme à haute énergie et dans ce cas les conditions fémorales interviennent assez peu (bien que la différence d'élasticité entre la zone d'implantation prothétique et la diaphyse inférieure puisse favoriser la fracture).

Mais, en fait, il existe très souvent une fragilisation fémorale expliquant la survenue de la fracture à l'occasion d'un traumatisme minime. La présence d'un descellement fémoral est associée à une fracture périprothétique dans trois quarts des cas.

Il existe plusieurs classifications : Vancouver, Johansson, Bethea [37], AAOS [38].

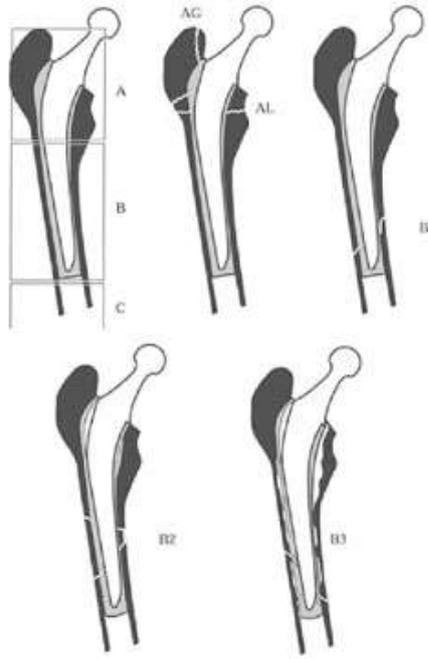
### **2.B.1. CLASSIFICATION DE VANCOUVER [39] :**

Elle prend en compte le siège du trait de fracture, la stabilité de l'implant, la qualité du stock osseux. Elle paraît la mieux adaptée pour discuter l'indication thérapeutique.

La reproductibilité inter observateur de cette classification est très bonne [40].

Les types suivants sont décrits :

- Type A : trait situé à la partie proximale de la prothèse : AG si le grand trochanter est concerné, et AL si c'est le petit trochanter
- Type B : trait situé autour de l'extrémité distale de la tige :
  - B1 : tige non descellée
  - B2 : tige descellée
  - B3 : tige descellée et perte de substance osseuse (liée à une ostéolyse ou à une autre cause)
- Type C : trait situé au-delà de l'extrémité distale de la pièce fémorale, soit à distance (C1), soit à proximité (C2)



## 2.B.2. CLASSIFICATION DE JOHANSSON [41] :

Il s'agit d'une des classifications les plus utilisées. Elle ne prend en compte que le siège du trait de fracture.

- Type 1 : il comprend les fractures situées au-dessus de l'extrémité distale de la pièce fémorale prothétique, celle-ci demeurant dans le canal médullaire
- Type 2 : les fractures appartenant à ce type s'étendent de la partie proximale du fémur au-delà de l'extrémité distale de la pièce fémorale prothétique
- Type 3 : le trait de fracture se situe au-delà de l'extrémité distale de la pièce fémorale prothétique

## 2.C. DESCALLEMENT SEPTIQUE :

### 2.C.1. DIAGNOSTIC :

Le diagnostic de descellement septique passe par 2 stades : il faut tout d'abord suspecter l'infection et ensuite, identifier la bactérie responsable.

### **2.C.1.a SUSPECTER L'INFECTION**

Le diagnostic repose la plupart du temps sur un faisceau d'arguments cliniques, biologiques et radiologiques.

- Clinique : l'interrogatoire et l'examen clinique sont souvent pauvres ; il faut penser à l'infection devant toute douleur de hanche chez un patient porteur d'une prothèse. On retrouve rarement des signes d'inflammation locale. La fistule est un signe formel d'infection. Les signes généraux sont souvent absents.
- Biologique : aucun des paramètres biologiques n'est spécifique de l'infection, ce ne sont que des témoins de l'inflammation. L'hyper leucocytose est très évocatrice d'une infection. La CRP est un élément diagnostique majeur [42].
- Radiographique : la radiographie standard permet souvent de porter une forte présomption d'infection. Le signe majeur est le descellement bipolaire associé à des liserés larges (supérieurs à 2 mm) continus, rapidement évolutifs. Il existe des signes plus spécifiques de l'infection : les géodes endostées, les appositions périostées [43]. La scintigraphie aux polynucléaires marqués est très spécifique de l'infection [44], mais elle n'a de valeur que si elle est positive.

### **2.C.1.b IDENTIFIER LE GERME :**

C'est la pierre angulaire du diagnostic et du traitement de la prothèse de hanche infectée.

La ponction de hanche est le geste diagnostique majeur [45]. Pour qu'elle soit contributive, il faut qu'elle soit faite dans des conditions d'asepsie optimale, l'aiguille doit traverser une peau saine, aller d'une part dans la cavité articulaire et d'autre part au contact du col de la prothèse, il faut que les antibiotiques soient arrêtés depuis au moins 15 jours avant la ponction, les prélèvements doivent être nombreux (au moins 3). Les prélèvements sont liquidiens articulaires et tissulaires (capsulaires) et doivent être envoyés au plus vite au laboratoire de bactériologie.

La ponction a un taux de sensibilité de 92% pour Lachiewicz [46] et la ponction-biopsie a une spécificité de 100% pour Piriou [47].

Le staphylocoque (doré ou blanc) est le micro-organisme le plus souvent retrouvé dans les descellements septiques.

11% des reprises chirurgicales pour des descellements sont faits pour des descellements septiques méconnus [48, 49]. Il faut donc réaliser des prélèvements bactériologiques lors de toute reprise de prothèse pour descellement.

Cette ponction quant elle est positive et cohérente est le seul moyen d'affirmer l'infection.

### **2.C.2. TRAITEMENT :**

Il comprend un volet médical et un volet chirurgical :

- Traitement médical : Bi antibiothérapie débutée après réalisation des prélèvements peropératoires, adaptée secondairement à l'antibiogramme, à fortes doses, durant au moins 3 mois, initialement intraveineuse et ensuite éventuellement per os en fonction du germe et du tropisme osseux des antibiotiques utilisés [50].
- Traitement chirurgical : Il est de 2 types :
  - Lavage simple avec synovectomie : il est indiqué dans les infections aiguës postopératoires jusqu'au 21ème jour postopératoire (il est susceptible d'apporter 50% de guérison [48]) et dans les premiers jours d'une infection aiguë hémotogène.
  - Ablation de la prothèse et nettoyage de l'interface associé à une repose de la prothèse en 1 ou en 2 temps. Le changement en 2 temps est indiqué en cas de destruction massive du stock osseux, en cas d'échec du changement en 1 temps.

### **2.D. VOIES D'ABORDS OSSEUSES FEMORALES :**

De nombreux éléments peuvent influencer le choix de l'abord fémoral : le type de la voie d'abord précédemment utilisée, l'âge du malade, la qualité osseuse fémorale, la longueur de l'implant et/ou du ciment, la présence d'un cal vicieux diaphysaire, une raideur de hanche préopératoire, des ossifications péri articulaires, un changement fémoral mono polaire ou bipolaire, l'étiologie du changement, les habitudes de l'opérateur, l'extractibilité de la pièce fémorale, la survenue d'un incident per opératoire [51, 52].

### **2.D.1. VOIE METAPHYSIAIRE : VOIE ENDOFEMORALE [53] :**

C'est la voie initiale de la mise en place de l'arthroplastie de hanche, qu'elle soit postéro latérale (Moore) ou antérolatérale (Hardinge et ses variantes).

Elle implique d'enlever le ciment et l'implant uniquement par voie haute donc plus ou moins à l'aveugle distalement.

L'ablation de l'implant nécessite la luxation première de la prothèse. Avant toute tentative de luxation, il est prudent de libérer toute la cavité articulaire de la fibrose. Quand la hanche est serrée, il faut réaliser les manœuvres de luxation avec prudence, surtout si le fémur est fragilisé.

La voie métaphysaire nécessite une parfaite exposition : il faut assurer une bonne extériorisation du fémur (libérer le fémur proximal de ses attaches fibreuses et capsulaires), car il n'est pas possible de bien préparer une cavité médullaire si le fémur reste fixé au fond de la cavité articulaire.

Avant d'explanter la tige fémorale, il est souvent nécessaire de libérer le sommet du grand trochanter pour exciser le ciment au niveau de l'épaule de la prothèse. Une large ouverture du grand trochanter permet d'avoir l'assurance d'être dans l'axe de la diaphyse fémorale et d'éviter une réimplantation en varus de l'implant.

L'ablation du ciment doit toujours être complète pour éviter un alésage excentré sur un fragment de ciment restant et pour faciliter une ostéointégration secondaire d'un implant sans ciment. Cet un temps opératoire toujours délicat. Si l'extraction du ciment est assez facile sur les premiers centimètres, plus on travaille à distance, plus il est difficile de donner à son ciseau la bonne inclinaison ce qui accentue les risques de fausse route. L'ablation du ciment se fait de proche en proche, par fractionnement à l'aide de ciseaux adaptés. Une lumière froide et un lavage avec aspiration peuvent être nécessaires à ce moment. Le perçage et l'ablation du bouchon de ciment est un geste à l'aveugle : dans un premier temps, il faut percer le bouchon à l'aide d'une mèche après s'être assuré de son bon centrage ; ensuite, il faut augmenter progressivement le diamètre des alésoirs et une curette vient compléter l'extraction du ciment.

En cas d'impossibilité d'ôter le ciment par en haut, une fenêtre corticale diaphysaire, après repérage soigneux du niveau souhaité, peut aider à l'extraction. Cependant pour éviter tout risque de fragilisation fracturaire, la fenêtre ne doit pas dépasser le tiers de la circonférence du fémur et la tige devra ponter la zone fragilisée de 5 cm.

Les limites de l'abord endofémoral sont représentées par les luxations difficiles ou à risque, une longueur importante du bouchon de ciment, les pertes osseuses importantes, les difficultés prévisibles d'extraction de l'implant, la survenue de complications per opératoires (fausse route, fracture fémorale). Ces différents cas peuvent justifier le recours à un abord osseux complémentaire.

### **2.D.2. TROCHANTEROTOMIE :**

Elle peut être réalisée de principe ou en complément de la voie endofémorale.

De nombreux types de trochantérotomies ont été décrits : la trochantérotomie classique [54] [55], la trochantérotomie digastrique [56] , la trochantérotomie en chevron [57], la barrette trochantérienne [58] .

Elle donne un accès direct au canal médullaire et au ciment sur 17 à 20 cm et permet donc d'avoir une bonne exposition de la métaphyse.

Elle peut être utile dans les luxations difficiles ou à risque, afin de diminuer le risque de fracture.

Elle permet également un passage plus facile des mèches et des alésoirs et donc diminue le risque de fausse route.

Par contre, la trochantérotomie a ses complications propres : métallose, absence de repère trochantérien pour la longueur du membre, possible réintervention liée au fil de cerclage, et surtout la pseudarthrose.

Le taux de pseudarthrose de la trochantérotomie est d'environ 10% [59] [60]. Pour diminuer le risque, il faut un gros médaillon trochantérien, un bon contact entre les fragments avec du spongieux, une bonne impaction de l'ostéosynthèse [61].

### 2.D.3. FEMOROTOMIE :

Il existe plusieurs techniques de fémorotomie :

- La fémorotomie longitudinale simple : elle consiste en une section longitudinale d'une corticale du fémur. Les 2 bords sont écartés en force, de façon à donner de l'aisance pour dégager l'implant qui est à retirer.
- La fémorotomie avec des volets pédiculés : elle a été décrite par Wagner [62] pour la reprise des descellements aseptiques et par Vielpeau [63] pour l'ablation des tiges fémorales infectées, et modifiée par Vives et Picault [13, 64]. Elle permet de tailler et de relever des segments osseux dont la vitalité est préservée en conservant toutes leurs attaches périostées, musculaires et aponévrotiques ou tendineuses (préservation des insertions des muscles fessiers et des attaches musculo-aponévrotiques du vaste latéral).

Le volet fémoral selon Wagner et Vielpeau : la longueur du volet est déterminée en préopératoire, en prenant pour référence proximale le sommet du grand trochanter. Une voie postéro-externe est réalisée : le fascia lata et le grand fessier sont incisés dans le sens des fibres, le vaste latéral est désinséré de la cloison intermusculaire en prenant soin de faire l'hémostase des artères perforantes. En distal, le vaste latéral est désinséré du fémur à une distance qui correspond à la longueur du volet. La corticotomie postérieure se situe un peu en avant du bord latéral de la ligne âpre ; elle est incurvée vers l'arrière en zone proximale du fémur, afin de respecter les insertions postérieures du moyen fessier. La corticotomie distale est transversale, perpendiculaire à l'axe de la diaphyse. La délimitation antérieure du volet est réalisée à l'aide d'un ciseau étroit, introduit de manière non traumatique en trans vaste, en réalisant une ostéotomie en « pointillé ». Le soulèvement du volet est effectué grâce à des ostéotomes, par la manœuvre de levier, qui permettent une ostéoclasie de la corticale antérieure. Une fois le volet relevé et la prothèse ôtée, la cavité médullaire est préparée : ablation du ciment, des granulomes, des membranes d'interposition. Parfois la ligne âpre est décortiquée, afin de favoriser la mobilisation du fémur. Le volet est refermé en fin d'intervention soit par ostéosuture, soit par des cerclages.

Le volet fémoral selon Picault et Vives est proche de celui décrit par Wagner et Vielpeau, il en est différent par :

La ligne âpre est décortiquée à l'ostéotome ou à la scie oscillante : une baguette osseuse postérieure d'environ 1 cm d'épaisseur est relevée, permettant que les éléments aponévrotiques extrêmement puissants qui s'insèrent sur elle et tous les éléments vasculo-nerveux qui la traversent soient entraînés automatiquement vers l'arrière après sa séparation du fémur. Le volet antérolatéral, qui représente au moins un tiers de la circonférence du fémur, est réalisé à la lame de Lambotte par un trait d'ostéotomie qui attaque le fémur près de la ligne âpre et qui se dirige quasi frontalement vers l'avant et le dedans. Lors de la fermeture du volet, les cerclages passent au dessous de la ligne âpre décortiquée.

Une variante à la technique décrite par Picault et Vives est la réalisation d'un véritable volet postérieur, réalisant ainsi la technique des « trois tiers ». Elle est utile si l'ablation de la prothèse est prévue difficile. Au lieu de faire une simple décortication de la ligne âpre en relevant une baguette osseuse, la technique consiste à réaliser un véritable volet postérieur. La pièce fémorale sera enlevée non pas par voie haute endomédullaire avant la réalisation du volet mais après réalisation de celui-ci : car sinon, cela fait perdre un des avantages de la fémorotomie à savoir une grande sécurité pour luxer la prothèse.

Ces techniques de fémorotomie permettent une ablation première de n'importe quel pivot fémoral sans risque de fracture fémorale lors de la luxation, en préservant le stock osseux restant. Ce sont les seules voies à permettre une ablation complète du ciment. Elles permettent d'éviter les fausses routes car la préparation fémorale s'effectue sous le contrôle de la vue. Ces ostéotomies ont la possibilité d'entraîner une restauration spontanée du stock osseux par les cals osseux cicatriciels.

Les risques propres de cette technique sont [65] : un risque de fracture à la jonction grand trochanter-diaphyse, une durée d'intervention plus importante, une pseudarthrose du volet, une mesure de la longueur du membre difficile, la présence de cerclages, une récupération du moyen fessier plus difficile, un risque d'extension des traits de refend lors de la taille du volet et une erreur de calcul dans la longueur du volet.

La fémorotomie est indiquée dans les stades lésionnels sévères, pour un hanche serrée et difficile à luxer, pour un bouchon de ciment important, pour des difficultés prévisibles d'extraction de l'implant, pour une nécessité d'ablation complète des granulomes.

### **3. MATERIEL ET METHODE :**

#### **3.A. POPULATION :**

Nous avons réalisé une étude rétrospective de 95 tiges fémorales verrouillées pour 93 patients (2 patients ayant bénéficié d'une prothèse bilatérale) opérés de janvier 1998 à décembre 2005 dans le service d'Orthopédie du CHU de Nantes.

#### **3.B. VOIES D'ABORD :**

La voie d'abord réalisée a été la voie postéro-externe de Moore dans 93 cas (une voie antéro-externe a été réalisée chez 2 patients : reprise de la même voie d'abord chez un patient opéré dans un autre centre par une voie antéro-externe et l'autre patient a bénéficié d'une voie antéro-externe car il était porteur d'une maladie de Little).

La voie postéro-externe de Moore [66] est la voie d'abord la plus utilisée pour la mise en place des arthroplasties de hanche. Le patient est installé en décubitus latéral strict, maintenu dans cette position par un appui postérieur (sacré) et deux appuis antérieurs (pubien et thoracique). L'incision cutanée est centrée sur la partie postérieure du bord supérieur du grand trochanter. Elle comporte deux parties : une partie inférieure dirigée selon le grand axe du fémur (plus près du bord postérieur que du bord antérieur du fémur), une partie supérieure se dirigeant en haut et en arrière vers l'épine iliaque postéro inférieure. Le fascia lata est incisé longitudinalement, plus près du bord postérieur du fémur que du bord antérieur, en regard du sommet du grand trochanter. Cette incision du fascia lata se coude ensuite en arrière le long de la direction des fibres du grand fessier. Après avoir traversé la bourse séreuse du grand fessier, le membre inférieur en rotation interne, le tissu cellulo-graisseux rétrotrochantérien est refoulé en dedans à l'aide d'une compresse, ce qui fait apparaître la terminaison des muscles pelvitrochantériens. Le muscle moyen fessier et son tendon sont repérés et écartés en avant à l'aide d'un écarteur de Faraboeuf. Une hémostase préventive de l'artère circonflexe postérieure est réalisée au sein du muscle carré fémoral. Le bord supérieur

du tendon du piriforme est repéré. Les tendons des muscles pelvitrochantériens et la capsule sous-jacente sont incisés en L inversé le long de leur insertion trochantérienne, au ras de l'os, de haut en bas, depuis la limite supérieure du tendon du piriforme jusqu'au muscle carré fémoral. Cette incision de la capsule, gardant l'attache des muscles pelvitrochantériens, permet de récliner un lambeau capsulotendineux en assurant une parfaite exposition de la tête, du col, et du versant postérieur du cotyle, ce lambeau peut en fin d'intervention être réinséré par des points trans osseux à travers le grand trochanter et un point d'angle capsulaire supérieur peut être réalisé. L'acétabulum peut être exposé par deux écarteurs contre coudés (un écarteur en avant du rebord antérieur du cotyle, l'autre au niveau du foramen obturé) et un ou deux clous de Steimann (au dessus du sourcil cotyloïdien en postéro supérieur). Pour exposer le fémur, la hanche est mise en flexion et rotation interne, un écarteur contre coudé est mis en place sous le petit trochanter. Lors de la fermeture, le fascia lata et le muscle grand fessier sont suturés au fil résorbable. La voie de Moore est une voie interstitielle anatomique sans interruption de la continuité longitudinale du muscle moyen fessier.

### **3.C. MATERIEL :**

Nous avons utilisé essentiellement 3 types de prothèse fémorale dans la série : LINEA (Tornier®), AURA (Biomet®), MODULA (Tornier®).

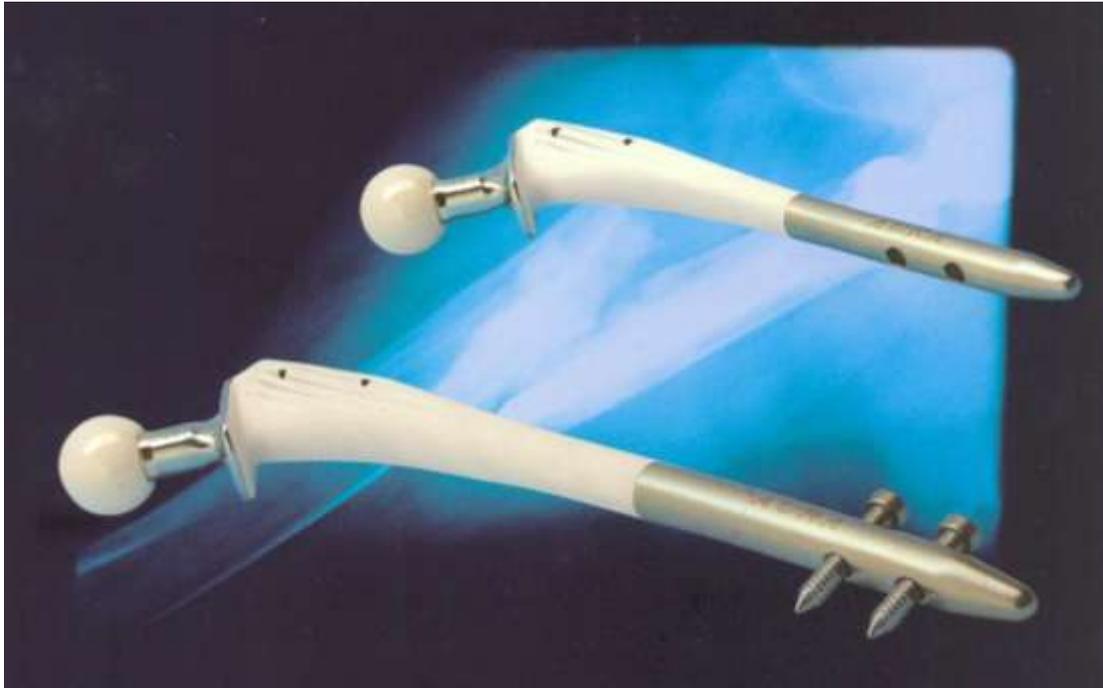
- la prothèse AURA (Biomet®) :

Il s'agit d'une tige anatomique à courbure antéro postérieure (rayon 1500 mm), en alliage titane aluminium vanadium (module d'élasticité plus proche de l'os que le chrome cobalt, bien qu'il en soit très éloigné), recouvert sur les deux tiers proximaux d'hydroxyapatite sur une épaisseur de 80 µm (l'hydroxyapatite est projeté par torche à plasma sur une surface faiblement rugueuse obtenue par sablage), la partie distale est lisse et dépolie. Elle présente également une collerette métaphysaire (qui permet par un appui sur le calcar une stabilité primaire de l'implant, en plus du verrouillage).

L'implant peut être verrouillé en distal par 2 clavettes de diamètre 6,5 mm. Un ancillaire externe fixé sur la partie haute de la tige assure le verrouillage. Ces clavettes présentent un filetage distal auto taraudeur permettant un vissage dans la corticale médiale du fémur.

Les tiges de Révision présentent une taille croissante : de 191 mm (avec un diamètre diaphysaire de 10 mm) à 215 mm (avec un diamètre diaphysaire de 15 mm). Le verrouillage des tiges AURA de Révision est possible à partir d'un diamètre diaphysaire de 11 mm.

Les tiges de Reconstruction ont toutes une longueur de 250 mm et un diamètre diaphysaire qui va de 11 à 16 mm.



- la prothèse LINEA (Tornier®) :

Il s'agit d'un implant anatomique à courbure antéro postérieure, avec une antéversion globale de 13 °, recouvert sur les deux tiers proximaux d'hydroxyapatite sur une épaisseur de 80 µm, la partie distale est lisse et dépolie.

L'implant peut être verrouillé en distal par des clavettes de diamètre 6 mm à filetage proximal (ce qui permet un rapport résistance-diamètre optimisé).

Les tiges de Révision présentent une taille croissante : de 170 mm (avec un diamètre diaphysaire de 10 mm) à 200 mm (avec un diamètre diaphysaire de 16 mm). Elles peuvent être verrouillées en distal par 3 clavettes.

Les tiges de Reconstruction ont une longueur de 260 mm et un diamètre diaphysaire de 12 ou 14 mm. Elles peuvent être verrouillées en distal par 5 clavettes.

- la prothèse MODULA (Tornier®) :

Il s'agit d'une tige modulaire.

## **3.D. METHODE :**

### **3.D.1. CRITERES CLINIQUES :**

L'évaluation clinique a été réalisée en pré opératoire et au plus grand recul.

Le score de Postel Merle d'Aubigné, le score de Harris, le score ASA et les catégories de Charnley ont été utilisés.

#### **3.D.1.a SCORE DE POSTEL MERLE D'AUBIGNE [67, 68] :**

Il s'agit d'un score d'évaluation clinique de la hanche. Il étudie 3 items : la douleur, la mobilité et la marche. Chaque item est noté de 0 (minimum) à 6 (maximum) ; ce qui permet d'obtenir un score global de la hanche allant de 0 (minimum) à 18 (maximum). Ce score prend en compte une éventuelle attitude vicieuse de la hanche. La seule amplitude articulaire pris en compte dans la cotation PMA est la mobilité en flexion, mais celle-ci est corrélée avec les mobilités des autres mouvements de la hanche [69].

	DOULEUR	MOBILITE*	MARCHE /STABILITE
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 75° à 85°	Stabilité imparfaite. Légère boiterie à la fatigue. Canne parfois pour les longues distances
4	Compatible avec une activité physique réduite, permettant 30 min ou plus de marche	Amplitude en flexion 55° à 70°	Légère instabilité. Boiterie nette. Souvent une canne pour sortir
3	Arrêtant la marche au bout de 20 min	Amplitude en flexion 35° à 50°	Instabilité. Forte boiterie. Une canne en permanence
2	Arrêtant la marche au bout de 10 min	Amplitude en flexion $\leq 30^\circ$	Forte instabilité. 2 cannes. 1 canne béquille parfois
1	Très vive à la mobilisation et à l'appui, ne permettant que quelques pas	Flexion réduite + attitude vicieuse importante	Appui monopode impossible. 2 béquilles ou cannes-béquilles
0	Très vive et permanente, ne permettant pas la marche, confinant le malade au lit et entraînant l'insomnie	Flexion réduite + attitude vicieuse importante	Station debout impossible. Appui impossible. Grabataire

\* PAS D'ATTITUDE VICIEUSE : Ne tenir compte que de l'amplitude en flexion

ATTITUDE VICIEUSE : Retirer

1 point pour 20° ou + de flexion ou de rotation externe irréductibles

2 points pour 10° ou + de rotation interne, d'abduction, d'adduction irréductibles

### 3.D.1.b SCORE DE HARRIS [15] :

Il s'agit du score le plus utilisé dans la littérature anglo-saxonne. Il s'agit d'un score plus complet que le score PMA quant à l'évaluation fonctionnelle. Ce score est composé de 3 items : la douleur (sur 44 points), la fonction (sur 47 points) et la mobilité (sur 9 points) :

- Douleur : 44 points

- Aucune : 44
- Rare et légère : 40
- Modérée (aspirine) : 30
- Importante : 20
- Sévère : 10
- Permanente : 0

- Fonction : 47 points

- Montée des escaliers :
  - Normale : 4
  - Avec rampe : 2
  - Difficile : 1
  - Impossible : 0
- Transports en commun :
  - Oui : 1
  - Non : 0
- Sièges :
  - Siège normal > 1 heure : 4
  - Siège haut > ½ heure : 2
  - Impossible : 0
- Chaussage :
  - Aisé : 4
  - Difficile : 2
  - Impossible : 0
- Boiterie :
  - Aucune : 11
  - Légère : 8
  - Modérée : 5
  - Sévère : 0

- Cannes :
    - Aucune : 11
    - 1 canne occasionnellement : 7
    - 1 canne en permanence : 5
    - 1 canne anglaise : 3
    - 2 cannes : 2
    - 2 cannes anglaises : 0
    - Incapable de marcher : 0
  - Distance :
    - Illimitée : 11
    - 600 mètres : 8
    - 200 à 300 mètres : 5
    - Quelques pas : 2
    - Lits + fauteuil : 0
- Examen clinique : 9 points
- Mobilité :
    - 210-300° : 5
    - 160-209° : 4
    - 100-159° : 3
    - 60-99° : 2
    - 30-59° : 1
    - 0-29° : 0
  - Attitude vicieuse :
    - Absence de flessum > 30° : 1
    - Absence d'adduction fixée > 10° : 1
    - Absence de rotation interne fixée > 10° : 1
    - Absence de raccourcissement > 3 cm : 1

### **3.D.1.c CATEGORIES DE CHARNLEY [59] :**

Elles prennent en compte l'état de la hanche opposée et d'autres atteintes articulaires (ou autre handicap pouvant retentir sur la fonction), pour éviter que ces handicaps n'interfèrent dans l'analyse des résultats :

Catégorie A : atteinte d'une seule hanche

Catégorie B : atteinte des 2 hanches

Catégorie C : atteinte de plusieurs articulations (comme un rhumatisme inflammatoire) ou autre handicap (hémiplégie, défaillance cardiaque ou respiratoire...) compromettant la marche normale.

### **3.D.1.d SCORE ASA [70]:**

Ce score permet de caractériser l'état général du patient en pré opératoire. Il permet d'évaluer le risque anesthésique et d'obtenir un paramètre prédictif de mortalité et de morbidité péri opératoire.

ASA 1 : patient sain, en bonne santé.

ASA 2 : patient présentant une atteinte modérée d'une grande fonction.

ASA 3 : maladie systémique sévère ou invalidante, patient présentant une atteinte sévère d'une grande fonction qui n'entraîne pas d'incapacité.

ASA 4 : patient présentant une atteinte sévère d'une grande fonction, invalidante, et qui met en jeu le pronostic vital.

ASA 5 : patient moribond dont l'espérance de vie ne dépasse pas 24 h, avec ou sans intervention chirurgicale.

### **3.D.2. CRITERES RADIOLOGIQUES :**

De nombreux critères radiographiques ont été étudiés sur des radiographies du bassin de face, du fémur en entier de face et de profil en pré opératoire et lors du suivi.

#### **3.D.2.a CLASSIFICATION SOFCOT 99 [33] :**

La classification SOFCOT 99 a permis d'évaluer, pour chaque patient, en pré opératoire et au dernier recul les pertes de substance osseuse fémorales.

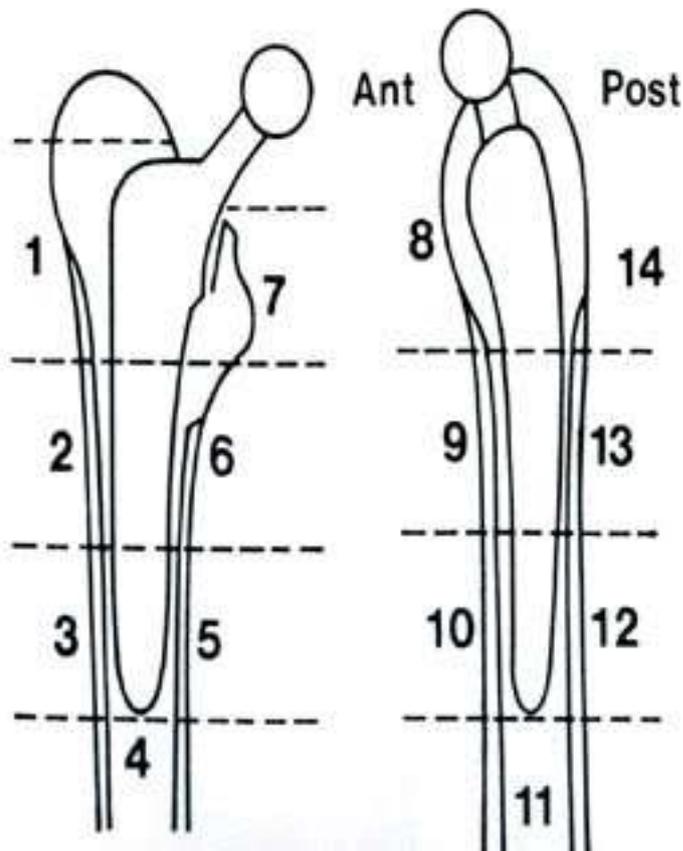
#### **3.D.2.b CLASSIFICATION PAPROSKY [35] :**

Les pertes de substance osseuse fémorales ont également été évaluées en pré opératoire et au dernier recul à l'aide de la classification de Paprosky.

### 3.D.2.c ZONES DE GRUEN [18] :

L'extension des liserés dus au descellement ont été évalués selon les zones de Gruen et Amstutz. Ils ont décrit 7 zones sur la radiographie du fémur de face et 7 autres zones sur la radiographie du fémur de profil.

Il existe une bonne reproductibilité inter observateur pour la mise en évidence de ces liserés selon les zones de Gruen [71].



### 3.D.2.d INDEX CORTICAL DE HOFMANN [72] :

Afin d'évaluer la reconstruction osseuse, nous avons mesuré l'index cortical (IC) de Hofmann sur des radiographies du fémur de face. Cet index a été mesuré à 1 cm sous le petit trochanter et au milieu de la zone de verrouillage, en post opératoire immédiat, à 3 mois, 6 mois, 1an post opératoire et lors de la révision.

Ce calcul d'index permet de s'affranchir des différences d'agrandissement d'un cliché à l'autre, contrairement au calcul d'épaisseur corticale simple.

Cet index se calcule en additionnant l'épaisseur de la corticale médiane (Em) à l'épaisseur de la corticale latérale (El), divisé par le diamètre de la diaphyse (D), l'ensemble multiplié par 100.

$$IC = ((Em + El) / D) \times 100$$

### **3.D.2.e INDEX DE REMPLISSAGE :**

L'index de remplissage (IR) métaphysaire a été calculé à 1 cm sous le petit trochanter et l'index de remplissage diaphysaire a été calculé au milieu de la zone de verrouillage, en post opératoire immédiat, à 3 mois, 6 mois, 1 an post opératoire et à la révision.

Cet index se calcule en divisant le diamètre de la tige par le diamètre du canal médullaire, l'ensemble multiplié par 100.

$$IR = (\text{diamètre de la tige} / \text{diamètre du canal}) \times 100$$

### **3.D.2.f CONSOLIDATION OSSEUSE :**

Le délai de consolidation osseuse des fractures pré et per opératoires, des fémorotomies, des trochantérotomies a été évalué sur les radiographies de contrôle du fémur (face et profil) lors du suivi.

### **3.D.2.g REACTION DES CORTICALES EN ZONE DE VERROUILLAGE :**

Nous avons recherché la présence ou non d'un épaissement cortical au niveau de la zone de verrouillage sur la radiographie du fémur de face à la révision. Cet épaissement a été qualifié de mineur ou majeur, de symétrique ou d'asymétrique.

### **3.D.2.h MIGRATION PROTHETIQUE :**

Nous avons recherché un enfoncement de la pièce fémorale entre les radiographies du fémur en entier de face en post opératoire immédiat et à la révision. Cette migration a été mesurée en mm. Le seuil retenu, dans la littérature, pour qu'un enfoncement soit considéré comme significatif est de 5 mm [73].

### **3.E STATISTIQUES :**

L'analyse statistique a été réalisée en collaboration avec le Dr Nguyen du service d'épidémiologie et de biostatistique du CHU de Nantes.

On a utilisé les tests suivants : le test de Student apparié, le test exact de Fischer, le test de Wilcoxon indépendant et le test de corrélation de Spearman.

## **4. RESULTATS DE LA SERIE :**

### **4.A. SERIE :**

#### **4.A.1. L'AGE :**

L'âge moyen des patients lors de la première arthroplastie était de 57.3 ans (écart type : 15.52 ; médiane : 62 ans).

Tandis que l'âge moyen des patients lors de la mise en place de la tige fémorale verrouillée était de 68.7 ans (écart type : 12.5 ; médiane : 70 ans).

#### **4.A.2. LE SEXE :**

La série comporte 49 hommes (53%) et 45 femmes (47%).

#### **4.A.3. LE COTE :**

47 côtés droits (49.5%) et 48 côtés gauches (50.5%) ont été opérés.

#### 4.A.4. SCORE ASA :

Le score ASA des patients à la consultation d'anesthésie avant la chirurgie pour la mise en place de la tige fémorale verrouillée était :

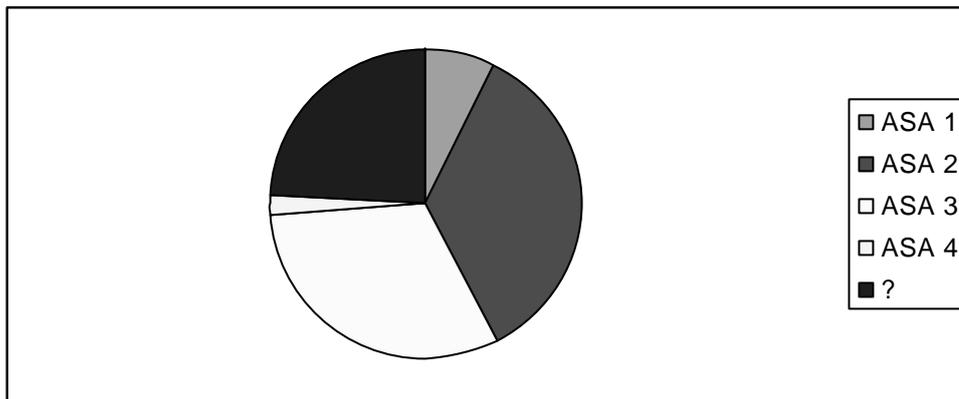
7 stade 1 (7.4%)

33 stade 2 (34.7%)

30 stade 3 (31.6%)

2 stade 4 (2.1%)

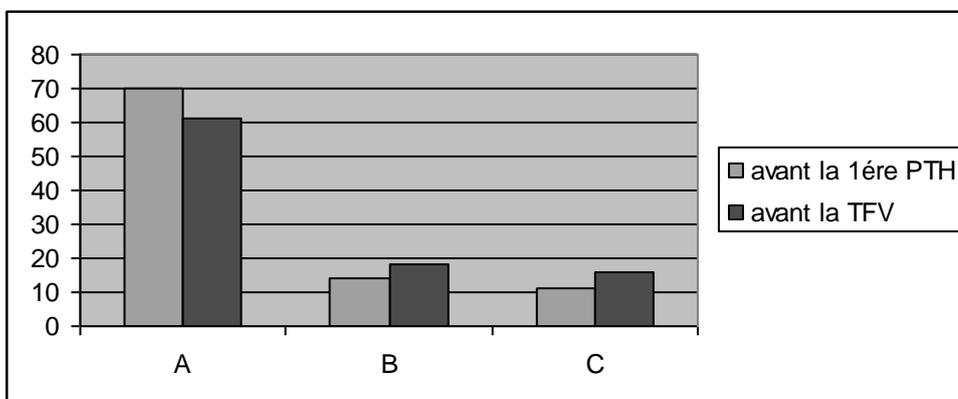
Et indéterminé pour 23 patients (24.2%).



#### 4.A.5. SCORE CHARNLEY :

La répartition des patients selon le score de Charnley avant la première arthroplastie était : 70 stade A (73.7%), 14 stade B (14.7%), 11 stade C (11.6%).

Tandis que le score de Charnley avant la mise en place de la tige fémorale verrouillée était : 61 stade A (64.2%), 18 stade B (18.9%), 16 stade C (16.8%).



#### **4.A.6. ANTECEDENTS :**

La série comportait :

- 13 patients sous anticoagulant (soit pour une arythmie cardiaque par fibrillation auriculaire, soit car ils étaient porteurs d'une valve cardiaque)
- 8 patients porteurs d'une néoplasie (sein, myélome, prostate, vessie, leucémie lymphoïde chronique, ORL)
- 14 patients ayant une cardiopathie (ischémique ou valvulaire)
- 3 patients insuffisants pulmonaires
- 6 patients insuffisants rénaux
- 5 patients porteurs d'un diabète
- 4 patients ayant comme antécédent un accident vasculaire cérébral
- 3 patients ayant un trouble de l'hémostase (1 maladie de Willebrand, 2 hémophilies A)

#### **4.A.7. INTERVENTIONS SUR LA HANCHE AVANT LA 1ERE ARTHROPLASTIE**

18 patients ont subi un geste chirurgical sur la hanche avant la mise en place de la 1ère arthroplastie :

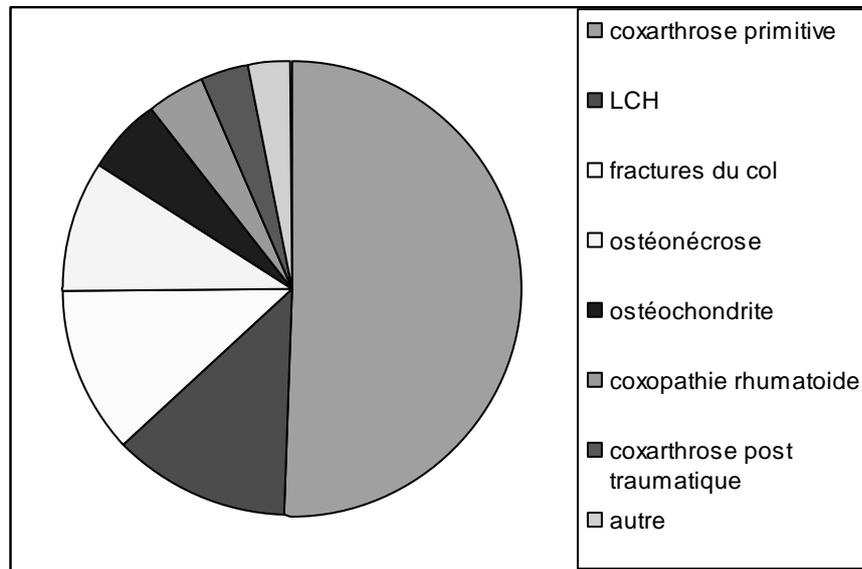
- 4 butées cotyloïdiennes
- 3 ostéotomies fémorales de varisation
- 2 ostéotomies de Milch
- 9 ostéosynthèses pour 7 fractures fémorales (3 fractures cervicales, 2 fractures perthrochantériennes, 2 fractures diaphysaires fémorales) et 2 fractures cotyloïdiennes.

#### **4.A.8. ETIOLOGIE DE LA 1ERE ARTHROPLASTIE :**

Les étiologies des premières arthroplasties de hanche étaient réparties de la manière suivante :

- 48 coxarthroses primitives
- 12 coxarthroses secondaires à une dysplasie de hanche
- 11 fractures du col fémoral
- 9 ostéonécroses (5 idiopathiques et 4 post traumatiques)
- 5 ostéochondrites post réductionnelle

- 4 coxopathies rhumatoïde
- 3 coxarthroses post traumatique
- 3 autres (1 ankylose, 1 arthrite septique, 1 dysplasie polyépiphysaire).



#### 4.A.9. NOMBRE DE REVISION PRE OPERATOIRE :

- Dans 68 cas, la tige fémorale pré opératoire était la tige initiale (72%). La survie moyenne de ces tiges était de 119 mois (10 ans) (écart type : 77 mois).

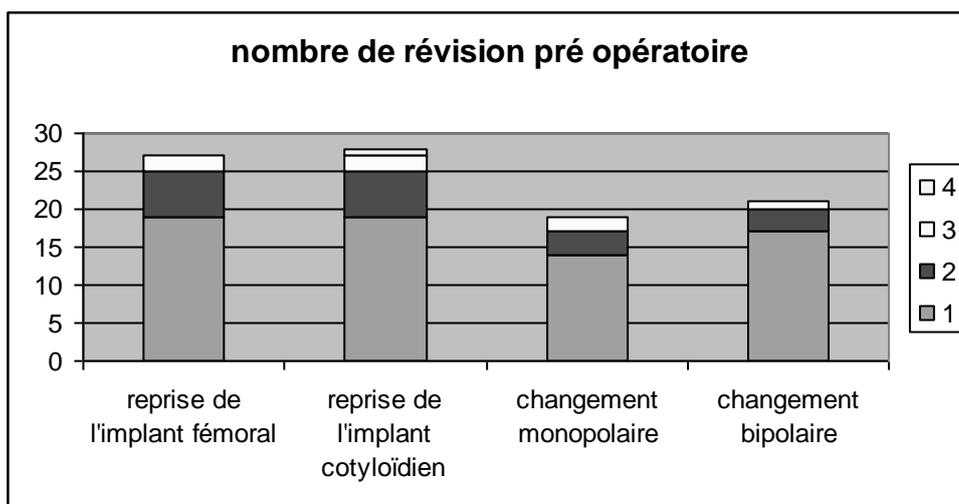
- Dans 27 cas, la tige fémorale pré opératoire était une tige de révision (28%). La survie moyenne de la dernière tige de révision était de 84 mois (7 ans) (écart type : 75 mois). L'implant fémoral avait été révisé 1 fois pour 19 patients, 2 fois pour 6 patients et 3 fois pour 2 patients.

- 63 patients n'ont pas eu de geste chirurgical sur leur hanche entre la première arthroplastie et la reprise par une tige fémorale verrouillée. Tandis que 32 patients ont subi un ou des changements prothétiques (bipolaire ou monopolaire) sur leur hanche avant la mise en place de la tige fémorale verrouillée : 1 intervention pour 18 patients, 2 interventions pour 9 patients, 3 interventions pour 4 patients et 4 interventions pour 1 patient.

- L'implant cotyloïdien a été révisé pour 28 patients : il a été changé 1 fois pour 19 patients, 2 fois pour 6 patients, 3 fois pour 2 patients et 4 fois pour 1 patients.

- 21 patients ont bénéficié d'au moins un changement bipolaire avant la mise en place de la tige fémorale verrouillée : 1 changement bipolaire pour 17 patients, 2 changements bipolaires pour 3 patients et 3 changements bipolaires pour 1 patient.

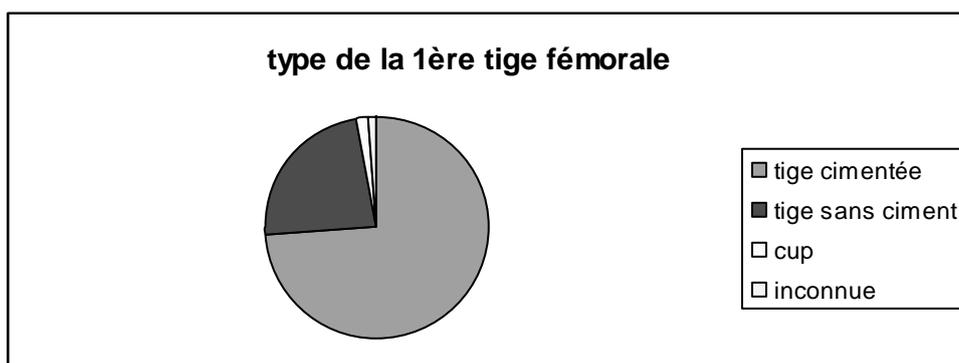
- 19 patients ont bénéficié d'au moins un changement monopolaire (fémoral ou cotyloïdien) avant la mise en place de la tige fémorale verrouillée : 1 changement monopolaire pour 14 patients, 2 changements monopolaires pour 3 patients et 3 changements monopolaires pour 2 patients.



#### 4.A.10. TYPE DE L'ARTHROPLASTIE PRECEDENTE :

- Le type de la première arthroplastie était au niveau fémoral :

- 70 tiges cimentées
- 22 tiges sans ciment (dont 3 tiges avec « effet de surface » et 3 prothèses de Moore)
- 2 cup
- 1 inconnue.



- Le type de la première arthroplastie était au niveau cotyloïdien :

- 51 cotyles cimentés
- 30 cotyles impactés
- 2 cotyles vissés
- 2 inconnus
- L'absence d'implant cotyloïdien dans 10 cas (6 prothèses intermédiaires, 3 prothèses de Moore, 1 cup).

- la type de l'implant fémoral avant la prothèse étudiée était :

- 77 tiges cimentées (81%)
- 18 tiges sans ciment (dont 2 tiges à « effet de surface », 2 prothèses de Moore et 1 implant fémoral vissé) (19%).



La longueur moyenne de ces implants fémoraux était de 14.8 cm (écart type : 2.6 cm et médiane : 14 cm).

Pour les 77 tiges fémorales cimentées, la longueur moyenne était de 14.6 cm (écart type : 2.3 , médiane : 14 cm). Parmi ces 77 tiges, un obturateur était présent dans 44 cas et la longueur moyenne du bouchon de ciment était de 2.3 cm (écart type : 1.72 ; médiane : 2.1). En l'absence d'obturateur, la longueur moyenne du bouchon était de 3.63 cm (écart type : 2.12 ; médiane : 3.35).

La longueur moyenne des implants non cimentés était de 15.5 cm (écart type : 3.5 ; médiane : 14 cm).

- le type de l'implant cotyloïdien avant la prothèse étudiée était :

- 52 cotyles cimentés
- 39 cotyles impactés
- 1 cotyle vissé
- L'absence d'implant cotyloïdien dans 3 cas (2 prothèses de Moore et 1 prothèse intermédiaire).

5 implants cotyloïdiens étaient renforcés par des anneaux de soutien et des greffes osseuses (4 allogreffes provenant de tête de banque et 1 greffon cortico-spongieux prélevé au dépend de la crête iliaque).

Des greffes osseuses ont été nécessaires pour 15 implants cotyloïdiens sans anneau de soutien (6 implants cotyloïdiens non cimentés et 9 cimentés). 7 butées cotyloïdiennes ont été réalisées par une autogreffe (prélevée au dépend de la tête fémorale native) et mise en place d'un cotyle cimenté.

## **4.B. ETAT CLINIQUE ET RADIOGRAPHIQUE PRE OPERATOIRE :**

### **4.B.1. ETAT CLINIQUE PRE OPERATOIRE :**

#### **4.B.1.a SCORE DE POSTEL MERLE D'AUBIGNE :**

L'item douleur pré opératoire était coté en moyenne à 2.3 (écart type à 1.4), avec une médiane à 2.

L'item mobilité pré opératoire était coté en moyenne à 5 (écart type à 1), avec une médiane à 5.

L'item marche pré opératoire était coté en moyenne à 2.9 (écart type à 1.5), avec une médiane à 3.

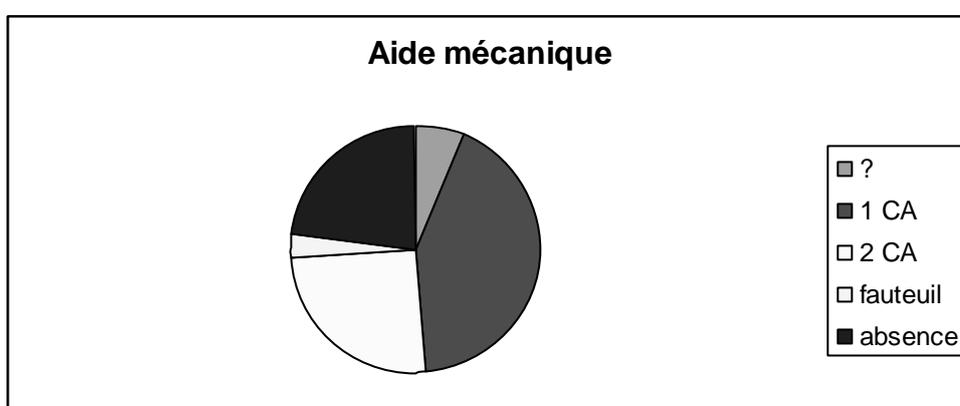
La moyenne du score PMA pré opératoire était de 10.3 (écart type à 2.9), avec une médiane à 10.

#### 4.B.1.b SCORE DE HARRIS :

La moyenne du score de Harris pré opératoire était de 49.7 (écart type de 19.9) avec une médiane à 49.

#### 4.B.1.c AIDE MECANIQUE :

Les patients avaient en pré opératoire une aide mécanique à la marche dans 67 cas : 1 canne anglaise dans 40 cas, 2 cannes anglaise dans 24 cas et se déplaçaient en fauteuil roulant dans 3 cas.



#### 4.B.2 ETAT RADIOGRAPHIQUE PRE OPERATOIRE :

##### 4.B.2.a CLASSIFICATION SOFCOT 99 :

Notre série comportait :

- 14 stades 0, tous T0
- 26 stades 1, dont 20 T0, 6 T1
- 13 stades 2, dont 7 T0, 6 T1
- 31 stades 3, dont 20 T0, 7 T1, 4 T2
- 11 stades 4, dont 2 T0, 4 T1, 5 T2.

La moyenne de la série pour le stade SOFCOT 99 était de 2.

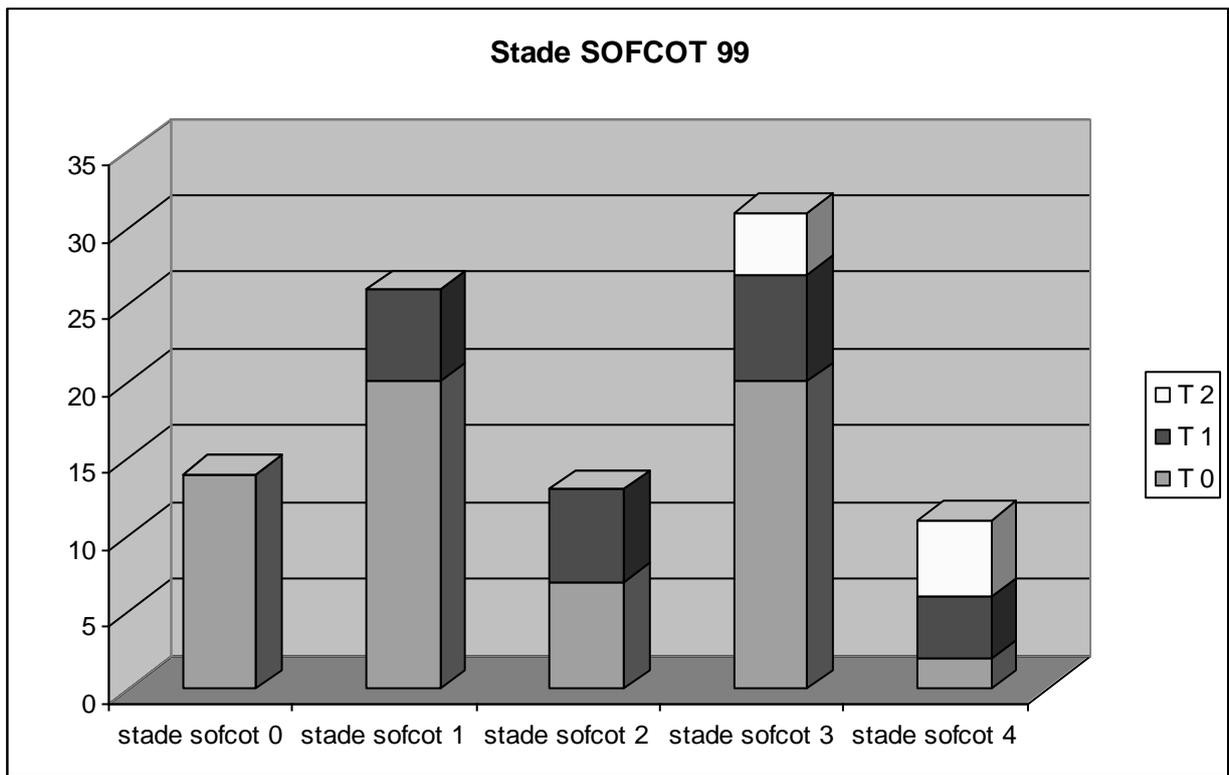


Figure 1 : stade 3 T0



Figure 2 : stade 4 T0

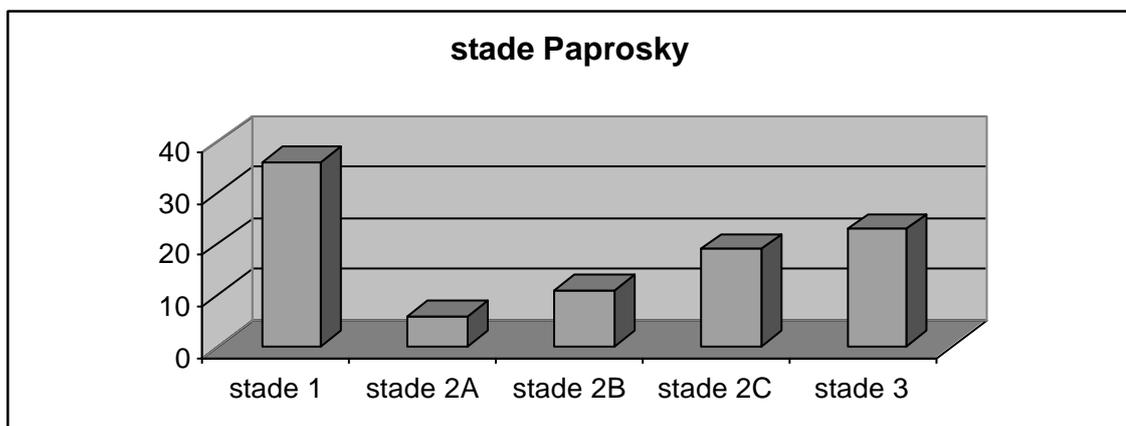


Figure 3 : stade 4 T2

#### 4.B.2.b CLASSIFICATION DE PAPROSKY :

Notre série comportait :

- 36 stades 1
- 36 stades 2, dont : 6 stades 2A, 11 stades 2B, 19 stades 2C
- 23 stades 3



## **4.C. ETIOLOGIE DES REPRISES FEMORALES :**

### **4.C.1. DESCHELLEMENT ASEPTIQUE :**

L'étiologie de la reprise fémorale a été un descellement aseptique dans 47 cas.

Le descellement était bipolaire dans 23 cas et mono polaire dans 24 cas ( dont 21 descellements fémoraux).

Pour éliminer un sepsis, une scintigraphie osseuse couplée a été réalisée dans 23 cas et une ponction de hanche dans 8 cas.

Le score PMA moyen était : pour l'item douleur : 2.3

pour l'item mobilité : 5.1

pour l'item marche : 3.3

soit un score PMA total moyen de 10.7

Le score de Harris moyen était de 52.3

### **4.C.2. FRACTURES PERIPROTHETIQUES :**

La mise en place d'une tige fémorale verrouillée a été motivée par une fracture périprothétique dans 24 cas.

Dans la classification de Johansson, on dénombrait 2 fractures de type 1, 19 de type 2 et 3 de type 3.

Les fractures périprothétiques étaient classées selon la classification de Vancouver en : 2 type A2, 4 type B1, 9 types B2, 8 types B3 et 1 type C1.

Le score PMA moyen était : pour l'item douleur : 3

pour l'item mobilité : 5.1

pour l'item marche : 2.7

soit un score PMA total moyen de 10.8

Le score de Harris moyen était de 55.2

Ces fractures périprothétiques ont eu une voie d'abord endofémorale dans 19 cas et un volet fémoral dans 5 cas.



Figure 4 : type B2 (Vancouver), type 2 (Johansson)

#### **4.C.3. DESCHELLEMENT SEPTIQUE :**

Un descellement septique a été la cause de la reprise dans 23 cas.

Une ponction de hanche a été réalisée dans 12 cas, permettant de mettre en évidence un germe dans 8 cas. Les germes retrouvés, lors de la ponction ou lors des prélèvements per opératoires, étaient des staphylocoques dans 18 cas.

15 patients ont bénéficié d'un changement en un temps et 8 patients d'un changement en 2 temps (avec mise en place transitoire d'un spacer).

Le score PMA moyen était : pour l'item douleur : 1.5  
pour l'item mobilité : 4.6  
pour l'item marche : 2.3

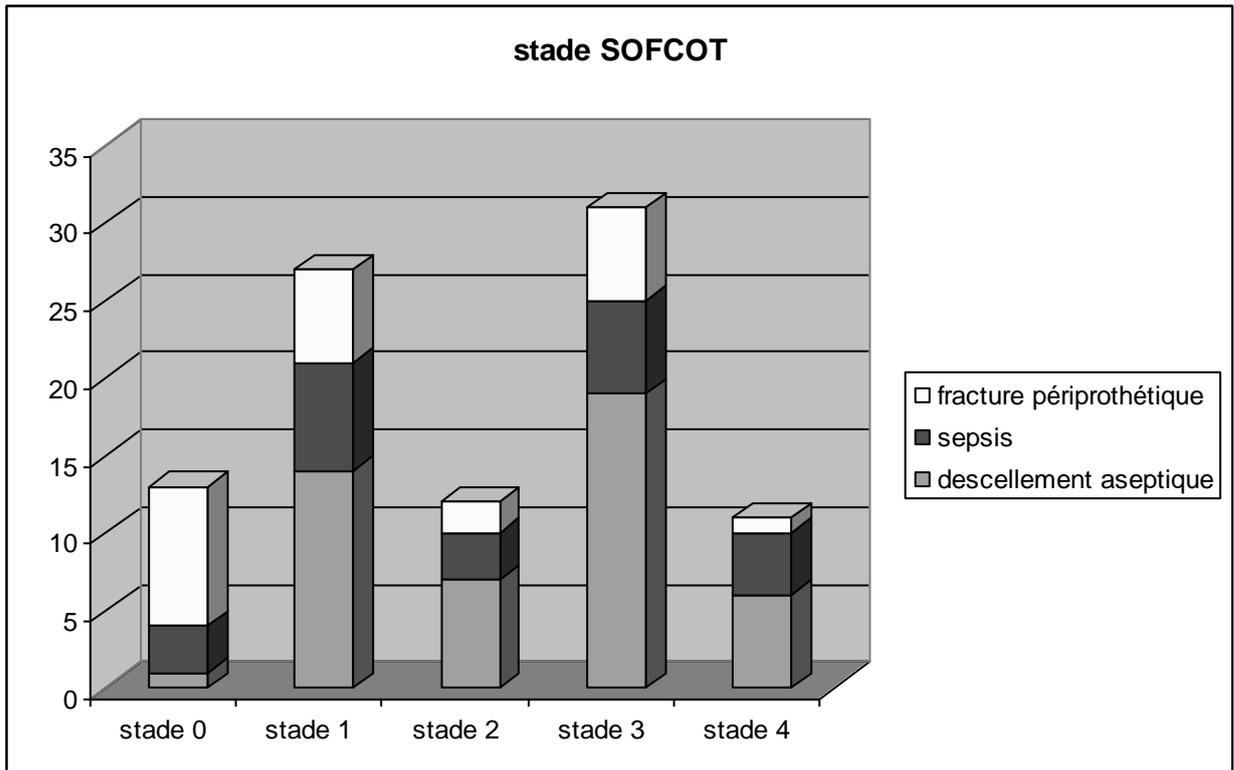
soit un score PMA total moyen de 8.5

Le score de Harris moyen était de 26.3

#### 4.C.4. AUTRES :

Les autres étiologies de la reprise de l'arthroplastie de hanche par une tige fémorale verrouillée étaient :

- 2 reprises pour des problèmes d'instabilité
- 2 reprises pour des fractures de l'implant



#### 4.D. INTERVENTION CHIRURGICALE :

##### 4.D.1. L'OPERATEUR :

Les révisions des arthroplasties de hanche par des tiges fémorales verrouillées ont été réalisées par 23 chirurgiens différents (PU-PH, PH, Chefs de Clinique).

3 chirurgiens ont opéré plus de 10 patients : Pr Letenneur (17 patients), Dr Perrier (16 patients), Dr Waast (11 patients).

#### **4.D.2. CHANGEMENT MONO/BIPOLAIRE :**

Un changement bipolaire a été réalisé pour 67 patients (71%), et donc le changement a été monopolaire dans 28 cas (29%)

#### **4.D.3. ABLATION DE LA TIGE FÉMORALE : ABORD FÉMORAL**

Le délai moyen entre l'arthroplastie précédente et la tige fémorale verrouillée est de 9 ans (écart type : 6.4 ans ; médiane : 9 ans).

Un abord endofémoral a été réalisé dans 44 cas (46.3%) (dont 2 trochantérotomies) et un abord transfémoral a été réalisé dans 51 cas (53.7%) (49 fémorotomies et 2 fenêtres).

La longueur moyenne du volet fémoral était de 15.3 cm (écart type : 3.7 cm ; médiane : 15 cm) avec une distance moyenne entre l'extrémité distale de la fémorotomie et le verrouillage de 3.6 cm (écart type : 3.2 ; médiane : 2.9 cm).

Il existe une relation significative entre la longueur de la fémorotomie et la longueur du bouchon de ciment de la tige précédente (plus le bouchon de ciment était long, plus la longueur de la fémorotomie était importante) ( $p=0.0027$ ).

En revanche, il n'existe pas de relation entre la longueur du volet et la longueur de la tige précédente.

Parmi les 49 fémorotomies, 3 ostéotomies de la corticale médiane ont été réalisées.

La raison de la fémorotomie a été :

- L'ablation de tout le ciment dans 28 cas. Dans 17 cas, la fémorotomie a été faite après l'ablation de la tige fémorale, donc après luxation première de la hanche.
- L'extraction de la tige dans 16 cas. Dans tous ces cas, la fémorotomie a été faite avec la tige fémorale en place.
- Le curetage de la cavité médullaire fémorale et l'ablation de tout le ciment pour sepsis dans 4 cas.
- L'extraction de la tige fémorale dans le cadre d'une fracture périprothétique sans descellement de la pièce dans 1 cas.

Le taux de fémorotomie selon les pertes de substances osseuses fémorales (classification SOFCOT) est :

- Stade 0 : 43% de fémorotomie (6/14)
- Stade 1 : 61.5% (16/26)
- Stade 2 : 61.5% (8/13)
- Stade 3 : 48.4% (15/31)
- Stade 4 : 36.4% (4/11)

Il n'a pas été mis en évidence de différence significative entre les taux de fémorotomie selon le stade SOFCOT 99 pré opératoire.



Figure 5 : fémorotomie et tige Linéa de Révision

#### **4.D.4. CARACTERISTIQUES DES TIGES FEMORALES VERROUILLEES :**

##### **4.D.4.a TYPE DE TIGE:**

Les tiges fémorales verrouillées étudiées sont :

- 44 tiges LINEA (35 tiges de révision et 9 tiges de reconstruction)
- 31 tiges AURA (13 tiges de révision et 18 tiges de reconstruction)
- 11 tiges MODULA
- 4 tiges TTHR (Biotechni®) : tiges modulaires complètement recouvertes d'hydroxapatite.
- 5 autres tiges : 1 tige EXTREME, 1 tige MORPHOMETRIC, 1 tige REEF, 1 tige ULTIME et 1 tige inconnue.

Toutes les tiges sont anatomiques sauf 3 (EXTREME, REEF, ULTIME).

Les tiges fémorales sont porteuses d'une collerette métaphysaire pour 37 d'entre elles (39%).

La série comporte 76 tiges monobloc (80%) et 19 tiges modulaires (20%).

86 tiges sont recouvertes partiellement d'hydroxyapatite, 5 tiges complètement, 1 sans revêtement et 3 avec un revêtement inconnu.

##### **4.D.4.b LONGUEUR :**

La longueur moyenne des tiges fémorales verrouillées implantées est de 22.7 cm (écart type : 4 cm ; médiane : 20.5 cm) avec une longueur maximale de 34 cm et un minimum de 17.5 cm.

Il n'existe pas de relation significative entre la longueur des implants et les pertes de substance osseuse pré opératoires.

##### **4.D.4.c DIAMETRE :**

Le diamètre distal moyen des tiges fémorales verrouillées est de 12.3 mm (écart type : 1.4 mm ; médiane : 12 mm) avec un diamètre maximal de 18 mm et un minimum de 11 mm.

Il n'existe pas de relation significative entre le diamètre de la tige et les pertes de substance osseuse pré opératoires.

#### **4.D.5. GESTES COTYLOIDIENS :**

L'implant cotyloïdien a été remplacé dans 67 cas : 30 implants cotyloïdiens non cimentés ont été impactés, et 37 implants cotyloïdiens ont été cimentés.

Un cotyle double mobilité a été mis en place dans 22 cas.

23 implants cotyloïdiens ont été renforcés par un anneau de soutien (21 croix de Kerboull et 2 anneaux de Bursch-Schneider).

Le cotyle a été greffé dans 59 cas : soit par une autogreffe (greffon cortico-spongieux prélevé au dépend de la crête iliaque, péroné), soit par un allogreffe (greffon provenant d'une tête de banque), soit par des biomatériaux, soit par une association de ces différents greffons.

#### **4.D.6. GESTES ASSOCIES:**

##### **4.D.6.a OSTEOSYNTHESE :**

Les fémorotomies, les fractures périprothétiques pré opératoires ainsi que les complications per opératoires (fractures métaphysaires, fractures du fémur distal, fausses routes) ont été ostéosynthésées par des Dall-miles ou par des fils d'acier.

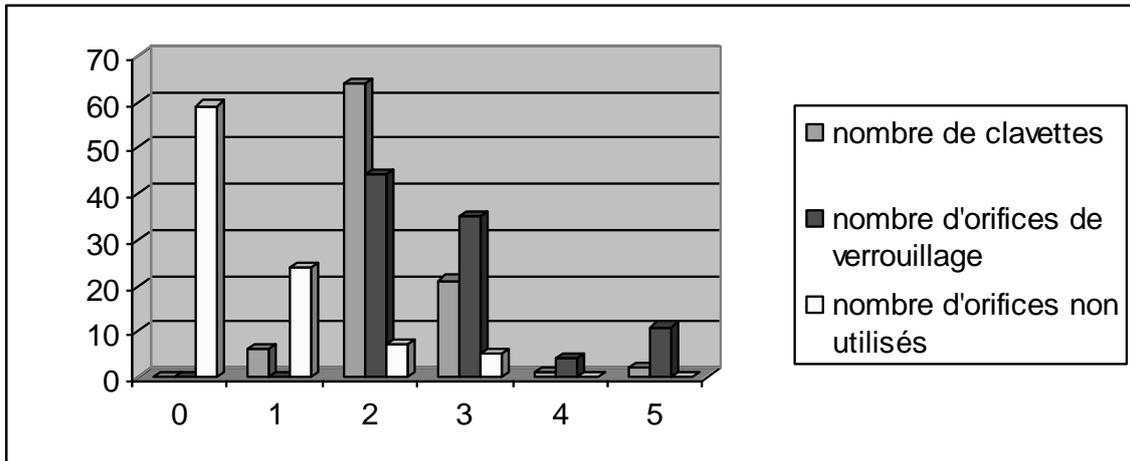
##### **4.D.6.b GREFFES OSSEUSES :**

Dans 22 cas, des greffes osseuses ont été réalisées au niveau du fémur :

- Dans 14 cas, pour des voies endofémorales : avec une localisation des greffons au niveau métaphysaire dans 12 cas et au niveau du foyer de fracture fémoral dans 2 cas.
- Dans 8 cas, pour des voies transfémorales : avec une localisation des greffons au niveau métaphysaire dans 6 cas et au niveau du volet dans 2 cas.

#### 4.D.7. VERROUILLAGE :

Les tiges fémorales ont été verrouillées dans la majorité des cas par 2 clavettes (dans 64 cas). Dans 59 cas, tous les orifices ont été utilisés. La grande majorité des verrouillages a été réalisée grâce à l'ancillaire (82 cas). Des clavettes, de diamètre 6 ou 6.5 mm, ont été utilisées dans 90 cas.



Il n'existe pas de relation significative entre le nombre de clavettes et les pertes de substance osseuse pré opératoires.

#### 4.D.8. COMPLICATIONS PER OPERATOIRES :

Les complications per opératoires ont été :

- 17 fractures métaphysaires (dont 6 fractures du grand trochanter) ; 10 de ces fractures sont survenues chez des patients ayant eu une voie transfémorale
- 7 fractures du volet de fémorotomie
- 4 fractures du fémur distal dont 3 chez des patients ayant eu une fémorotomie
- 5 fausses routes dont 2 chez des patients ayant eu une fémorotomie

Il existe une relation significative entre le taux de complications per opératoires et la voie d'abord osseuse (le taux de complications per opératoires est plus important avec les voies transfémorales) ( $p=0.0394$ ).

Il n'existe pas de différence significative entre le taux de complications per opératoires et les pertes de substance osseuse pré opératoires selon la classification SOFCOT 99.

#### **4.D.9. PERTES SANGUINES :**

Le nombre de culots globulaires transfusés pendant et après l'acte opératoire était de 6.5 culots (écart type : 4.4 ; médiane : 6).

Il n'existe pas de différence statistiquement significative entre les voies endomédullaires et les fémorotomies pour le taux de saignement per opératoire (nombre de culots globulaires transfusés).

Il existe une corrélation significative positive entre la longueur du volet de fémorotomie et le nombre de culots globulaires transfusés ( $p= 0.0126$ ).

#### **4.D.10. DUREE DE L'INTERVENTION CHIRURGICALE / D'HOSPITALISATION / DE CONVALESCENCE :**

La durée moyenne de l'intervention (de l'incision à la fermeture cutanée) était de 212 min (écart type : 90 min ; médiane : 190 min).

Il existe une différence statistiquement significative dans la durée moyenne d'intervention entre les voies endomédullaires (moyenne : 193 min) et les voies transfémorales (moyenne : 226 min) ( $p= 0.00144$ ).

La durée moyenne d'hospitalisation était de 12.5 jours (écart type : 5.2 ; médiane : 12).

37 patients ont fait un passage en Réanimation en post opératoire, avec une durée moyenne d'hospitalisation en réanimation de 1.9 jours (écart type : 2 ; médiane : 1).

La durée moyenne d'hospitalisation dans un centre de rééducation était de 60 jours (écart type : 24 ; médiane : 58). 12 patients sont rentrés directement à leur domicile à la sortie du CHU.

#### **4.D.11. REPRISE DE L'APPUI :**

La reprise de l'appui sur le membre opéré a eu lieu en moyenne au bout de 49 jours (écart type : 23 ; médiane : 45).

5 patients ont repris l'appui immédiatement sur le membre inférieur opéré, 49 patients au bout de 45 jours, et 19 au bout de 60 jours.

#### **4.D.12. RADIOGRAPHIES POST OPERATOIRES :**

##### **4.D.12.a INDEX CORTICAL DE HOFMANN :**

L'index cortical moyen post opératoire était de 26.2 (écart type : 10.8 ; médiane : 24.3) 1cm sous le petit trochanter, et de 41.7 (écart type : 10 ; médiane : 42.9) au milieu de la zone de verrouillage.

##### **4.D.12.b INDEX DE REMPLISSAGE :**

L'index de remplissage moyen post opératoire était de 73.5 (écart type :11.5 ; médiane : 74) à 1 cm sous le petit trochanter, et de 77.6 (écart type :11.9 ; médiane : 81) au milieu de la zone de verrouillage.

55 (57.9%) patients présentaient, sur les radiographies réalisées en post opératoire immédiat, un index de remplissage métaphysaire supérieur à 70.

##### **4.D.12.c CONTACT CORTICAL EN BOUT DE TIGE :**

Sur la radiographie de face du fémur en post opératoire, on observait un contact entre la queue de l'implant et la corticale dans 27 cas (28.4%) (19 contacts avec la corticale interne et 8 avec l'externe).

Sur la radiographie de profil du fémur en post opératoire, on observait un contact entre la queue de l'implant et la corticale dans 43 cas (45.3%) (41 contacts avec la corticale antérieure et 2 avec la postérieure).

Dans 9 cas, l'extrémité distale de la tige avait un contact avec les corticales fémorales sur la face et le profil.

## **4.E. EVALUATION DES RESULTATS :**

### **4.E.1. REcul :**

48 patients ont été revus en consultation, à la révision, en janvier et février 2009. Un examen clinique ainsi qu'un bilan radiographique (fémur en entier de face et de profil, bassin de face) a été pratiqué.

Le recul moyen, pour les patients revus à la consultation, est de 68 mois (5ans ½) (écart type : 19 ; médiane : 64).

### **4.E.2. PERDUS DE VUE :**

47 patients n'ont pu être revus à la révision :

- 31 patients sont décédés avant la date de la consultation de révision. Aucun décès n'était lié à l'intervention chirurgicale ou à ses suites.
- 6 patients n'ont pu être contactés : ils avaient changé d'adresse et de numéro de téléphone.
- 10 patients n'ont pas souhaité ni de venir à la consultation, ni de réaliser des radiographies près de leur domicile.

### **4.E.3. RESULTATS CLINIQUES :**

#### **4.E.3.a SCORE DE POSTEL MERLE D'AUBIGNE :**

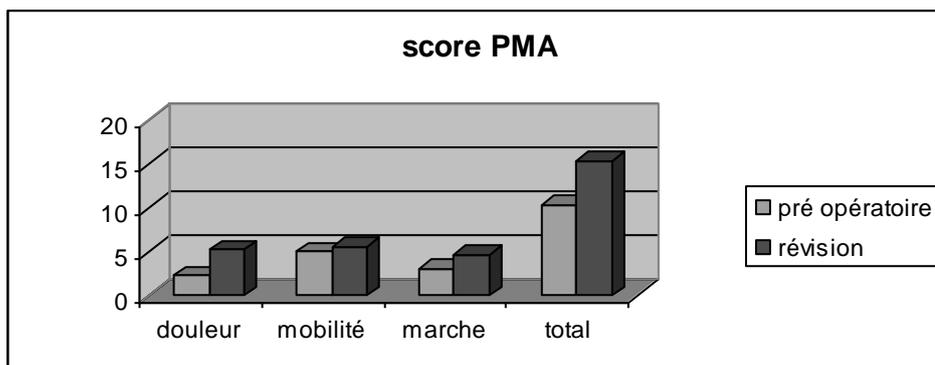
Le score PMA total moyen à la révision est de 15.3, soit un gain moyen de 5 points.

L'item douleur moyen à la révision est coté à 5.2, soit un gain de 2.9 points.

L'item mobilité moyen à la révision est coté à 5.5, soit un gain de 0.5 points.

L'item marche moyen à la révision est coté à 4.6, soit un gain de 1,7 points.

L'amélioration du score PMA repose essentiellement sur l'amélioration de l'item douleur (passage d'une douleur au bout de 10 min de marche à une douleur rare et légère).



Il existe une différence statistiquement significative entre le PMA pré opératoire et le PMA à la révision pour chaque item (douleur, mobilité, marche, total) ( $p < 0.0001$ ).

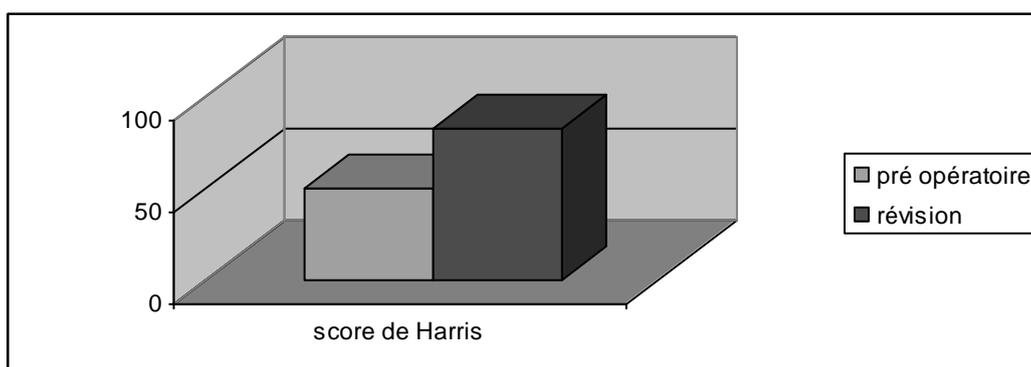
Il existe une différence significative dans le gain du PMA à la révision entre les voies endofémorales et les voies transfémorales (le gain du PMA est plus important avec les voies transfémorales) ( $p = 0.0086$ ).

Il existe une relation significative entre le gain du PMA et l'âge des patients lors de la mise en place de la tige verrouillée (plus le patient est jeune, plus le gain du PMA est important) ( $p = 0.0219$ ).

Il n'existe pas de relation significative entre le gain du PMA et le stade des pertes de substance osseuse pré opératoires.

#### 4.E.3.b SCORE DE HARRIS :

Le score de Harris moyen à la révision est de 82.2 points, soit un gain de 32.5 points.



Il existe une différence statistiquement significative entre le score de Harris pré opératoire et le score de Harris à la révision ( $p < 0.0001$ ).

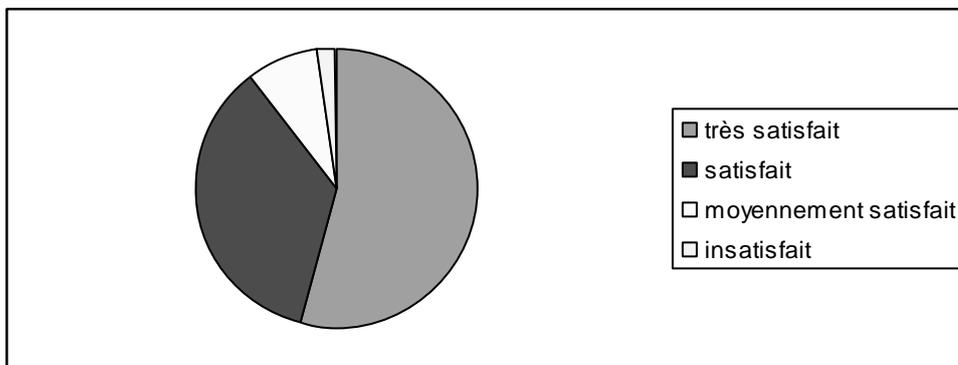
Il existe une différence significative dans le gain du score de Harris à la révision entre les voies endofémorales et les voies transfémorales (le gain du score de Harris est plus important avec les voies transfémorales) ( $p=0.0092$ ).

Il n'existe pas de relation significative entre le gain du score de Harris et le stade des pertes de substance osseuse pré opératoires.

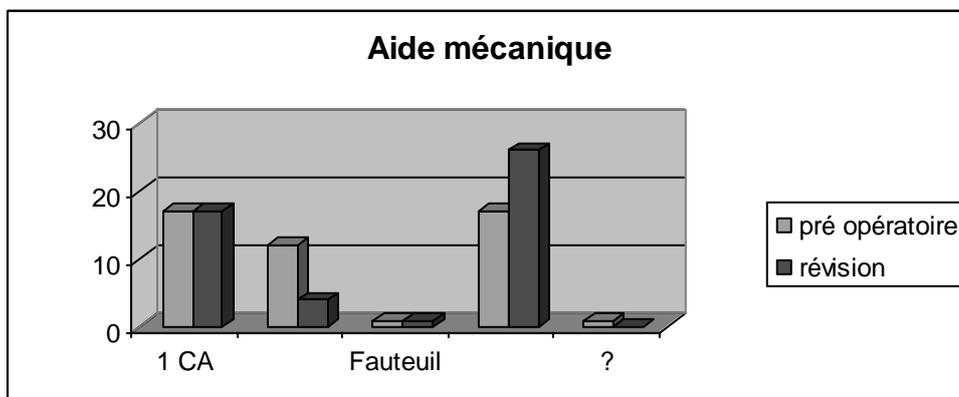
#### 4.E.3.c RESULTAT SUBJECTIF :

26 patients (54.2%) étaient très satisfaits de l'intervention, car il y avait une nette diminution de la douleur et une reprise des activités.

17 patients (17.9%) étaient satisfaits de l'intervention, 4 moyennement satisfaits (4.2%) et 1 insatisfait (1.05%).

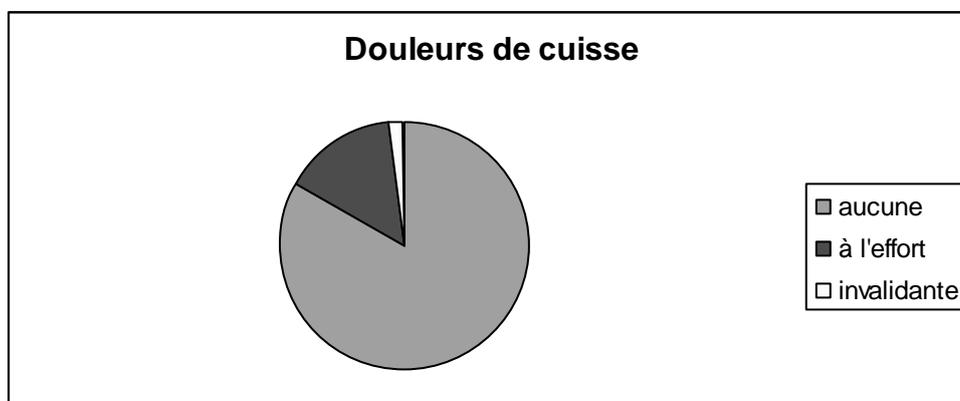


Pour les 48 patients revus à la révision, 26 patients marchaient sans aide, 17 avec 1 canne anglaise, 4 avec 2 cannes anglaises, et 1 patient se déplaçait en fauteuil.



#### 4.E.3.e DOULEURS DE CUISSE :

A la révision, 40 patients ne présentaient pas de douleur de cuisse, 7 des douleurs de cuisse à l'effort et un patient présentait des douleurs invalidantes.



Ces douleurs de cuisse n'ont pu être rattachées significativement à aucun élément : ni le stade SOFCOT, ni l'épaississement cortical en zone de verrouillage, ni la longueur de la tige fémorale verrouillée, ni le contact cortical en bout de tige, ni l'IR et l'IC à la révision n'ont pu expliquer ces douleurs.

#### 4.E.3.f COMPLICATIONS POST OPERATOIRES :

Les complications post opératoires ont été :

- 2 fractures d'implant à 8 et 13 mois post opératoires. Les tiges fémorales fracturées (1 tige Aura® de reconstruction et 1 tige Extreme®) ont été reprises par d'autres tiges verrouillées. A la révision, 1 des 2 patients était décédé, l'autre avait un résultat satisfaisant.

- 2 fractures fémorales sous prothétique. Ces fractures ont été ostéosynthésées par une plaque externe. A la révision, l'un des 2 patient a été perdu de vue, l'autre avait un très bon résultat fonctionnel.

- 3 sepsis : dans un cas, il s'agissait d'un hématome surinfecté qui a été traité par un traitement purement médical. Dans un autre cas, il s'agissait d'une récurrence de sepsis à 3 ans ½ du premier changement ; le traitement a consisté en un changement des implants

en un temps (reprise par un nouvel implant fémorale verrouillé) associé à une antibiothérapie intraveineuse. Enfin dans le dernier cas, le sepsis était précoce à 1 mois post opératoire ; le traitement a consisté à un lavage associé à une antibiothérapie intraveineuse. Il n'a pas été noté de nouveau réveil septique à la révision.

- 3 patients ont présenté 1 ou plusieurs épisodes de luxation. 3 épisodes de luxation (le premier à 1 mois post opératoire) chez un patient a nécessité un changement de la pièce métaphysaire d'un implant modulaire à 2 mois post opératoire ; ce patient n'a plus présenté d'épisode de luxation ensuite. Les 2 autres patients ont présenté de vrais mouvements luxant responsables d'un épisode de luxation chez chacun, sans récurrence à distance.

- 1 patiente a présenté un descellement cotyloïdien plus de 6 ans après la mise en place de la tige fémorale verrouillée dans le cadre d'une reprise monopolaire. Le changement cotyloïdien a donné un très bon résultat clinique à la révision.

- 3 complications thrombo-emboliques : 1 thrombose veineuse profonde et 2 embolies pulmonaires.

- 1 changement d'une tige fémorale pour un enfoncement de l'implant à 4 ans de recul de la mise en place de cette tige (avec expulsion et fracture des clavettes). Ce changement a consisté à la remise en place d'une nouvelle tige verrouillée avec un résultat très satisfaisant à la révision.

Au total, 5 tiges fémorales ont été révisées (5%) et 9 ré interventions ont été réalisées (9%).

#### **4.E.4. RESULTATS RADIOLOGIQUES :**

##### **4.E.4.a CLASSIFICATION SOFCOT 99 ET PAPROSKY :**

L'évaluation du stock osseux fémoral pour les 48 patients revus à la révision a été réalisée selon la classification SOFCOT 99 et la classification de Paprosky :

- classification SOFCOT 99 :

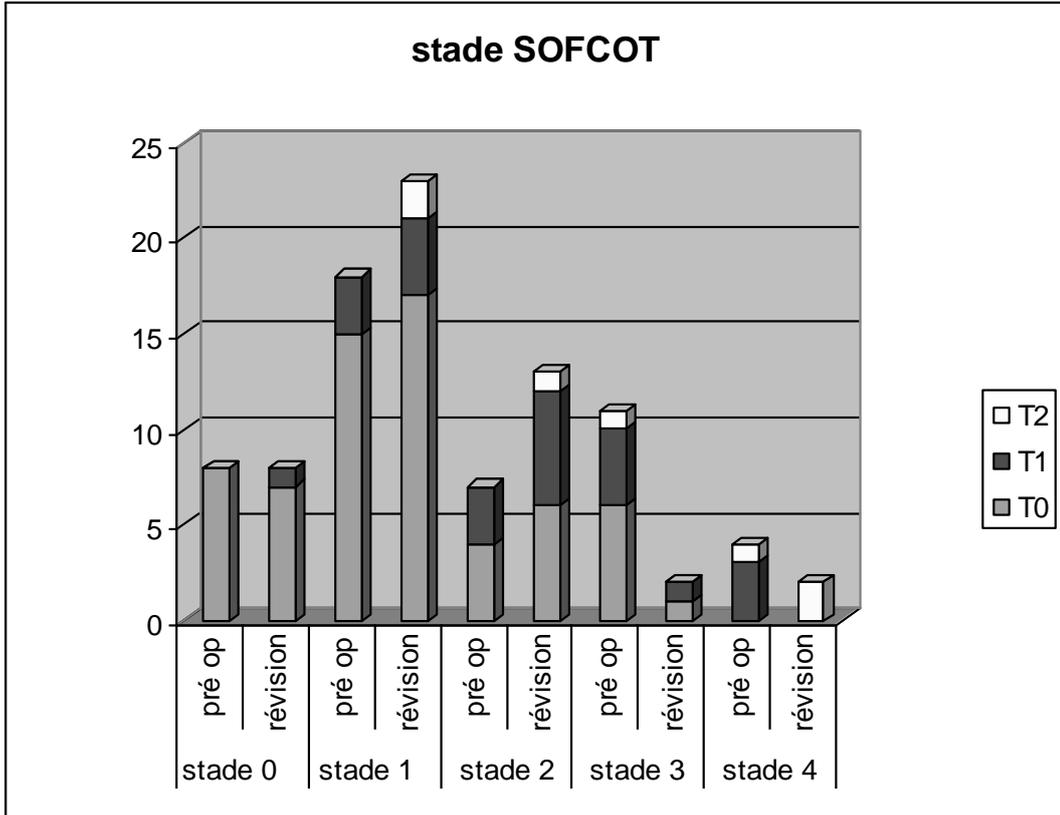
8 stade 0 dont 7 T0, 1 T1

23 stade 1 dont 17 T0, 4 T1, 2 T2

13 stade 2 dont 6 T0, 6 T1, 1 T2

2 stade 3 dont 1 T0, 1 T1

2 stade 4 dont 2 T2



- classification de Paprosky :

25 stade 1 ; 7 stade 2A ; 11 stade 2B ; 3 stades 2C ; 2 stades 3

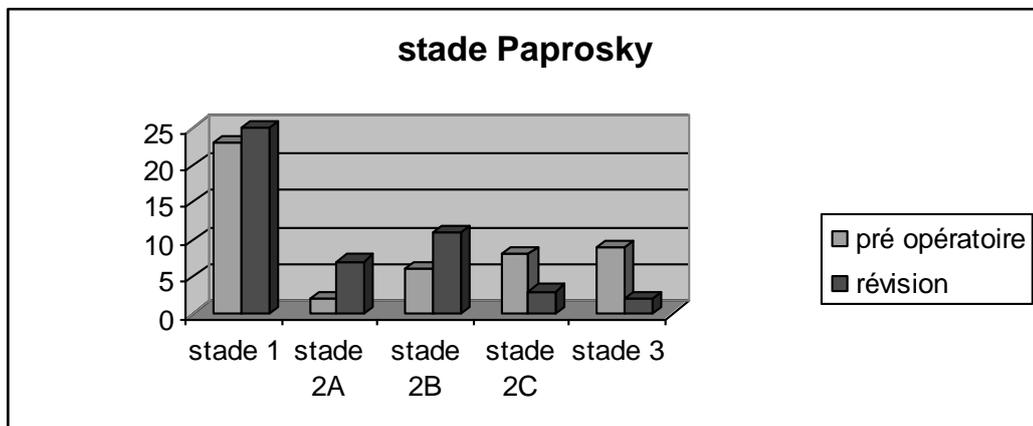
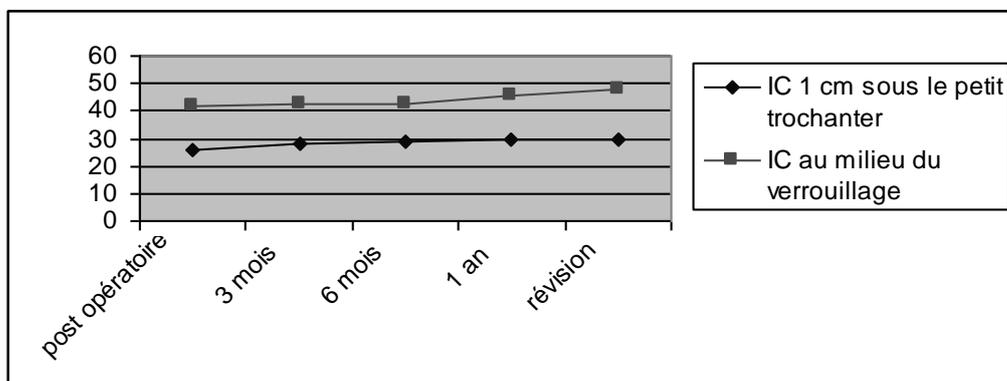




Figure 6 : stade 1 T0 selon la classification SOFCOT 99 à la révision

#### 4.E.4.b INDEX CORTICAL DE HOFMANN :

L'index cortical à la révision est en moyenne de 29.5 à 1 cm sous le petit trochanter et de 47.7 au milieu de la zone de verrouillage. Le gain moyen d'index cortical est de 3.3 à 1 cm sous le petit trochanter et de 6.1 au milieu de la zone de verrouillage.



Il existe une différence significative entre l'index cortical post opératoire immédiat et l'index cortical à la révision au milieu de la zone de verrouillage ( $p < 0.0006$ ), mais pas à 1 cm sous le petit trochanter.

Il n'existe pas de différence significative dans le gain d'index cortical à la révision entre les voies endomédullaires et les voies transfémorales, que ce soit en zone métaphysaire ou en zone de verrouillage.

Il n'existe pas de relation significative entre le gain d'index cortical à la révision en zone métaphysaire et le stade des pertes de substance osseuse pré opératoires, mais il existe une relation significative entre le gain d'index cortical à la révision en zone métaphysaire et l'âge des patients lors de la chirurgie (plus l'âge augmente, plus le gain d'IC diminue) ( $p = 0.0008$ ).

#### **4.E.4.c INDEX DE REMPLISSAGE :**

L'index de remplissage moyen à la révision est de 75.8 en zone métaphysaire (1 cm sous le petit trochanter) et de 78 au milieu de la zone de verrouillage. Le gain moyen est de 2.3 en zone métaphysaire et de 0.5 au milieu de la zone de verrouillage.

Il n'existe pas de différence significative entre l'index de remplissage post opératoire immédiat et celui à la révision que ce soit en zone métaphysaire ou au milieu de la zone de verrouillage.

Sur les radiographies du fémur de face à la révision, on note une amélioration subjective de la zone métaphysaire dans 25 cas (amélioration mineure dans 16 cas et majeure dans 9 cas) ; la zone métaphysaire est inchangée dans 23 cas.

#### **4.E.4.d CONSOLIDATION DES FEMOROTOMIES / DES FRACTURES :**

Sur les 49 fémorotomies réalisées, 29 ont été revues à la révision. La consolidation du volet de fémorotomie était acquise et totale dans 28 cas. Elle était partielle chez 1 patient, qui avait présenté une fracture du volet en per opératoire et une fracture de l'implant à 13 mois post opératoire, avec un résultat clinique jugé satisfaisant à la révision. Le délai moyen de consolidation radiographique complète du volet était de 6.1 mois, avec des extrêmes allant de 2 à 14 mois.

Le délai moyen de consolidation osseuse du groupe « fracture périprothétique » (24 cas) était de 5.6 mois avec des extrêmes allant de 2 à 12 mois. La consolidation des fractures a été complète dans tous les cas.

#### 4.E.4.e REACTION CORTICALE EN ZONE DE VERROUILLAGE :

Les corticales en zone de verrouillage sont inchangées dans 19 cas à la révision. On note un épaissement de ces corticales dans 29 cas : l'épaississement est majeur dans 15 cas, mineur dans 14 ; symétrique dans 19 cas, asymétrique dans 10 cas (épaississement externe dans 8 cas, interne dans 2 cas).



Figure 7 : épaissement majeur symétrique en zone de verrouillage

#### 4.E.4.f MIGRATION ET FIXATION DE L'IMPLANT :

La fixation de l'implant est certain dans 37 cas à la révision ; tandis qu'il est douteux dans 11 cas (dans 9 cas, il existe un enfoncement associé).

38 tiges fémorales verrouillées n'ont pas présenté d'enfoncement. Dans les 10 cas, où l'implant a migré, l'enfoncement était en moyenne de 11 mm et dans 9 cas, on notait l'expulsion des vis de verrouillage.

## 4. DISCUSSION :

Notre série est une série continue, rétrospective de 95 tiges fémorales verrouillées. Elle peut être comparée aux 3 grandes séries françaises : Série SOFCOT 99 [33], Série SOO 2006 [74], Série SFHG 2008 [75].

En terme de nombre de patients, notre série se situe entre les grandes séries qui sont souvent multicentriques [33, 74, 76] et les petites séries plus difficiles à analyser de façon statistique [77].

En terme de recul moyen (5 ans ½), notre série se situe près des séries de faible recul qui étudient essentiellement les résultats cliniques et les complications à court terme [78-80], et un peu loin des séries qui ont un fort recul (> 10 ans) qui étudient la survie de l'implant [81, 82]. Boisgard [83] a montré que les critères cliniques sont stabilisés à 12 mois et les critères radiologiques à 18 mois pour les prothèses de révision sans ciment (mais sans revêtement d'hydroxyapatite).

Notre série est une série hétérogène car : les étiologies de reprise sont nombreuses, les tiges verrouillées utilisées sont multiples, les opérateurs sont nombreux, les tiges précédentes sont cimentées ou non, la population est très hétérogène. Pour ces raisons, notre série peut être comparée aux séries multicentriques [33, 74, 75].

Dans les révisions d'arthroplastie de hanche, les dégâts osseux proximaux rendent la fixation proximale aléatoire ; par conséquent, il faut rechercher une fixation distale. La fixation primaire est assurée par la qualité du press-fit de la tige dans le fut diaphysaire et par le verrouillage. Le verrouillage par clavettes des tiges fémorales de reprise recouvertes d'hydroxyapatite permet d'améliorer leur fixation primaire dans le but de favoriser leur ostéointégration proximale métaphysaire en limitant au maximum les micro-mouvements à l'interface os-prothèse. L'ostéointégration des tiges recouvertes d'hydroxyapatite est possible si l'amplitude des mouvements à l'interface os-prothèse est inférieur à 150 µm [84]. Le verrouillage augmente la stabilité axiale de 230% et la stabilité rotatoire de 320% [85] ; ainsi le verrouillage s'oppose à l'enfoncement de la tige et aux sollicitations en rotation interne, sollicitations qui sont importantes lors du passage de la position assise à la position debout ou

dans les escaliers. La pérennité de la fixation de l'arthroplastie est assurée par sa fixation biologique métaphysaire secondaire.

Un abord transfémoral à type de fémorotomie a été réalisé dans 51.6% (49 cas) dans notre série, dans 75% des cas dans la série de la SFHG 08, dans 77.4% dans la série SOO 06 pour les tiges fémorales verrouillées avec un effet centre important. Pour la série SOFCOT 99, le taux de fémorotomie était seulement de 14% pour la reprise fémorale par des tiges sans ciment : c'est une série plus ancienne qui se trouvait au début de la diffusion de la technique chirurgicale de la fémorotomie et une tige verrouillée n'était pas forcément mise en place.

La répartition des fémorotomies selon la classification SOFCOT 99 est dans notre série : 12.2% stade 0, 32.7% stade 1, 16.3% stade 2, 30.6% stade 3, 8.2% stade 4 ; tandis que pour la SOO 06, la répartition des fémorotomies était la suivante : 47.3% stade 1, 34.9% stade 2, 5.4% stade 3, 12.4% stade 4.

Le taux de fémorotomie par stade de la classification SOFCOT 99 est dans notre série : 43% de fémorotomie pour le stade 0, 61.5% pour le stade 1, 61.5% pour le stade 2, 48.4% pour le stade 3, 36.4% pour le stade 4 ; tandis que pour la série de la SOFCOT 99, le taux des fémorotomies en fonction du stade lésionnel montre une croissance d'allure exponentielle en fonction du stade (4.5% de fémorotomie pour le stade 0, 5.6% pour le stade 1, 8.7% pour le stade 2, 14.7% pour le stade 3, 27.9% pour le stade 4). Ceci peut être expliqué par le fait que la technique chirurgicale de la fémorotomie était encore peu diffusée et donc mal maîtrisée par le chirurgien, qui était réticent à l'utiliser lors des pertes osseuses peu importantes.

La fémorotomie permet d'extraire les implants sans luxer la hanche (utilité en cas de fémur pellucide, de hanche raide, de protrusion cotyloïdienne), d'avoir un abord étendu du canal médullaire afin d'en réaliser son nettoyage complet et son avivement (utilité surtout dans les sepsis), d'extraire complètement un bouchon de ciment, d'avoir un abord plus aisé du cotyle, de réaliser l'ablation de toute tige sans ciment adhérente, de diminuer le risque de fausses routes. Elle peut aussi être associée à d'autres gestes (une corticotomie interne).

En revanche, elle expose également à des risques et à des contraintes techniques : risque de fracture à la jonction grand trochanter-diaphyse, risque de fracture du volet, risque de pseudarthrose du volet car la repose du volet bords à bords est parfois difficile surtout en cas de tige avec une métaphyse encombrante, verrouillage de la tige ou blocage en press-fit dans l'isthme obligatoire, mise en place de plusieurs cerclages afin de refermer le volet, durée de l'acte chirurgical plus longue.

Le taux de complications per opératoires était : pour la série SOO 06 de 17% (essentiellement des fractures du volet et quelques fausses routes), pour la série SFHG 08 de 6% de fractures du volet et pour notre série de 14% de fractures du volet et de 4% de fausses routes. Le taux plus élevé de complications per opératoires dans notre série peut s'expliquer par le fait que nos patients avaient des dégâts osseux pré opératoires plus importants et par le fait que le nombre d'opérateurs dans notre série était très important (23 chirurgiens) avec une expérience de ce type de chirurgie également très variée.

Le taux de pseudarthrose des volets est d'environ 5% pour la série SOO 06, inférieur à 3% pour la série SFHG 08, et de 3% pour notre série.

Sur les clichés radiographiques, on peut seulement évaluer la consolidation horizontale du volet. La consolidation horizontale des volets est acquise dans quasiment 100% des cas, tandis que les traits verticaux peuvent présenter des anomalies qui doivent être évaluées par TDM. Lambotte [86] a observé pour une série de 15 fémorotomies ayant une consolidation horizontale du volet, 73% d'anomalies de consolidation verticale des volets au TDM au délai post opératoire moyen de 3 ans. Ainsi, le TDM a un intérêt lors de l'évolution défavorable inexplicée d'une tige fémorale verrouillée à la recherche d'une pseudarthrose du volet.

La réalisation de la fémorotomie demande une technique exigeante si on veut en diminuer son taux de complications : il faut réaliser un volet épais, en gardant les muscles pédiculés sur ce volet, et le refermer soigneusement et complètement sur la prothèse par des cerclages solides après l'avoir avivé et nettoyé afin d'avoir un contact optimal entre l'implant et l'os (intérêt de la corticotomie interne et de la technique du fagotage).

Dujardin [87] a montré que la réalisation d'une fémorotomie favorisait la repousse osseuse spontanée, mais uniquement lorsque les lésions osseuses initiales étaient mineures (stade 0 ou 1). Ce résultat a également été retrouvé dans la série de la SOO 06 (la voie transfémorale favorise la restauration du stock osseux au contact de la prothèse dans la partie proximale du fémur). Dans notre série, il n'a pas été mis en évidence d'influence de la fémorotomie sur le gain d'index cortical.

Un des buts de l'utilisation des tiges fémorales verrouillées est la reconstruction osseuse proximale. Cette reconstruction ne peut être évaluée à l'œil nu, elle repose sur la mesure et l'évolution dans le temps de l'index cortical. Seule la radiographie de face permet d'obtenir une bonne reproductibilité de l'IC sur les clichés successifs [88]. Il existe plusieurs biais de mesure de l'IC dus : à l'orientation du membre inférieur sur le cliché de face, à la qualité du cliché de face principalement avec les clichés analogiques, à la vitesse très faible de la

régénération osseuse. Ainsi, ces techniques d'évaluation radiographique restent approximatives et il existe donc des variations importantes des résultats lors des mesures réalisées [89, 90]. Le potentiel de reconstruction proximale spontanée est important et sous estimé d'après Gouin [91] ; l'opérateur doit établir des conditions mécaniques favorables sans altérer la trophicité locale afin de guider cette reconstruction osseuse spontanée. Ainsi, l'os métaphysaire doit rester vivant et la vascularisation périostée doit être respectée quelque soit la voie d'abord (endofémoral ou volet fémoral). En ce qui concerne les conditions mécaniques, il faut s'efforcer d'assurer une transmission progressive des contraintes à l'os, sans pic, et en privilégiant la région proximale. La transmission des contraintes de la tige à l'os ne peut s'envisager que s'il existe un contact étendu entre les 2 structures, il faut donc obtenir un remplissage métaphysaire soit par recalibrage osseux sur l'implant (intérêt de la corticotomie interne lors de la réalisation des volets), soit par la forme anatomique de la partie métaphysaire de l'implant (intérêt des tiges modulaires). L'ajustage distal de la tige doit être également pris en compte, en évitant un pic de contrainte trop important sur l'extrémité distale de la tige lors d'un ajustage trop serré et pas assez réparti, et sur les clavettes lors de l'utilisation d'une tige « flottante ». Dans notre série, on observe un gain de l'index cortical entre la mesure post opératoire immédiat et la mesure à la révision dans tous les cas, sans que ce gain soit statistiquement significatif ; ceci peut s'expliquer par le fait qu'une corticotomie interne n'ait été réalisée que dans 3 cas et par le fait que les tiges modulaires aient été peu utilisées (19 tiges modulaires). La série de la SOO 06 montre que la capital osseux progresse de façon nette essentiellement sur le fémur proximal à la révision, et que cette augmentation de l'épaisseur de la corticale se fait essentiellement sur la corticale interne pour le fémur proximal et sur la corticale externe pour le fémur distal. Leur explication biomécanique est la suivante : le poids du corps exercé sur le centre de la tête fémorale génère des contraintes variées sur la tige fémorale ; la prothèse tend donc à prendre appui en haut sur la corticale interne et en bas sur la corticale externe. Ceci est source de pics de contrainte qui viennent stimuler la production osseuse. Le seul facteur retrouvé, dans la série de la SFHG 08, favorisant la reconstruction osseuse est l'état cortical pré opératoire (plus les corticales sont fines en pré opératoire, plus la reconstruction sera importante) ; et une bonne reconstruction osseuse donne un bon résultat sur la fonction.

Les douleurs de cuisse isolées sont une complication quasi exclusive des tiges sans ciment. Les douleurs de cuisse en regard des têtes des clavettes peuvent être dues soit à un simple conflit avec les parties molles, soit à une sollicitation excessive des clavettes liée à une

absence d'ostéointégration de l'implant. Notre série présente un taux de douleurs de cuisse invalidantes de 2% et un taux de douleurs de cuisse à l'effort de 14.6%. Ces douleurs n'ont pu être rattachées significativement à aucune élément. La série de la SFHG 08 retrouve des douleurs invalidantes dans 5% et l'absence de douleur dans 80% ; pour la série de la SOO 06, les douleurs de cuisse sont présentes dans 16% des cas.

Ces douleurs de cuisse sont encore mal expliquées. La stabilité de l'interface implant-os joue un rôle dans ces douleurs : les micromouvements à l'interface os-prothèse ont été incriminés par Brown [92] ; Campbell [93] a retrouvé une corrélation entre les douleurs de cuisse et l'enfoncement de la tige de plus de 2 mm, ainsi qu'avec la présence de réactions endostées en bout de tige (zone 3 et 5 de Gruen). Le défaut de remplissage métaphysaire joue également un rôle dans la genèse de ces douleurs [94], ceci est également retrouvé dans la série de la SFHG 08 : l'index de remplissage et l'index cortical métaphysaire post opératoire ont une influence sur les douleurs de cuisse (plus l'index est important, moins il existe des douleurs). La tige joue également un rôle dans les douleurs de cuisse. Paprosky [95] a montré que les douleurs de cuisse sont corrélées à un défaut de remplissage métaphysaire et à un contact radiographique de l'extrémité de la tige droite avec la corticale. Pour la SFHG 08, l'index de remplissage diaphysaire post opératoire et la présence d'une tige courbe ont une influence sur les douleurs de cuisse (moins de douleurs en présence d'une tige courbe et en présence d'un index de remplissage élevé). Le type de matériau utilisé a également une influence sur ces douleurs. Chandler [96] a mis en évidence une relation entre un diamètre de tige supérieur à 17 mm et les douleurs de cuisse, mais il s'agissait d'implants en chrome-cobalt dont le module d'élasticité est moins proche de l'os que celui du titane. Gustilo [97] et Burkart [98] ont montré que le titane, grâce à sa biocompatibilité et à son module d'élasticité plus proche de l'os, était moins souvent associé à des douleurs. La série de la SOO 06 montre que les douleurs de cuisse sont moindres en cas d'utilisation de tiges recouvertes totalement hydroxyapatite (6.8% vs 22% pour les tiges hydroxyapatite partiel). Ainsi on retrouve tous ces éléments responsables de douleurs de cuisse dans la série de Dorr [99] : un contact métaphysaire insuffisant, une surface réhabitable insuffisante, une différence de rigidité entre l'implant et l'os.

Au niveau de la zone de verrouillage, on observe 60% de réactions corticales à type d'épaississement sans aucune relation avec des douleurs de cuisse. Ces épaississements corticaux font craindre un défaut d'ostéointégration de la tige, car les contraintes appliquées à la tige se transmettent dans ces cas à l'os essentiellement par l'intermédiaire des clavettes.

Mais il existe de façon normale un léger remodelage osseux au niveau des clavettes, traduisant une absorption des contraintes axiales au sein de ces clavettes [100].

L'enfoncement de la tige est un problème spécifique des tiges de reprise sans ciment. Cet enfoncement implique la rupture ou l'expulsion des clavettes ou encore la progression vers le bas des clavettes en découpant les corticales fémorales. Il signe une instabilité et une non intégration de l'implant. L'enfoncement des tiges est difficile à mesurer sur les radiographies. Walker [101] et Malchau [102] retrouvent une précision de 5.3 mm pour une méthode manuelle et de 4.1 mm pour une mesure digitalisée. Dans notre série, l'enfoncement a été mesuré de façon manuelle en prenant comme facteur correctif le diamètre de la tête prothétique et la longueur de la pièce fémorale. On a observé un enfoncement de la tige dans 22.4% des cas ; mais cet enfoncement était responsable de douleurs de cuisse à l'effort dans 1 cas et d'un mauvais résultat subjectif (moyennement satisfait) dans 2 cas. Ceci peut s'expliquer par un recalage secondaire de l'implant et donc une ostéointégration secondaire. La SFHG 08 a montré que le point faible des tiges verrouillées est l'orifice proximal de verrouillage ; c'est au niveau de cet orifice que les contraintes sont maximales et que le risque de rupture de la tige est le plus important. Ils recommandent donc de toujours verrouiller cet orifice proximal. Dans notre série, cet orifice proximal n'a pas été verrouillé dans 9 cas et on a observé un enfoncement de la tige dans 3 cas et aucune rupture d'implant.

Les tiges verrouillées recouvertes totalement d'hydroxyapatite (HA) sont responsables de moins de douleurs de cuisse que les tiges recouvertes partiellement d'HA [75, 99]. Le revêtement HA total est également responsable de moins d'échecs radiologiques (absence de fixation de la tige) et globaux (enfoncement de la tige > 5mm) [75]. Les tiges HA total ont une meilleure fixation distale par l'association du revêtement d'HA et des clavettes. Un des inconvénients du revêtement HA total reste la difficulté d'extraction de ces tiges.

Les tiges fémorales verrouillées sont souvent comparées aux tiges sans ciment mises en « press-fit ». Le concept « press-fit » correspond à un procédé d'assemblage : l'exemple le plus connu est la liaison de 2 éléments séparés par un système de cônes morsés. Le concept « press-fit » permet d'assurer la stabilité primaire d'une tige fémorale sans ciment [62]. Pour obtenir cette stabilité primaire, il faut assurer au niveau de l'interface os-implant, une pression supérieure aux forces déstabilisantes que sont les contraintes à l'enfoncement et en rotation. Ainsi, on obtient un contact os-implant sous forme d'une surface et un parfait calage de la

prothèse. Mais le « press-fit » entraîne ainsi une rigidification de l'os environnant, modifiant ainsi la transmission des contraintes aux corticales périprothétiques [53]. Or le stock osseux ne peut se régénérer à court terme et se maintenir à long terme que si les corticales sont normalement sollicitées et soumises à des contraintes en traction et en compression. Cette rigidification de l'os environnant est responsable d'un « stress-shielding » [103-105], c'est-à-dire une modification des corticales au contact de l'implant. Cette modification des corticales va d'une simple diminution de la densité osseuse à l'atrophie des corticales. Ainsi les implants de reprise mis en « press-fit » sont responsables d'un « stress-shielding », surtout si une fixation proximale métaphysaire n'est pas possible à cause des pertes de substance osseuse et si la fixation se fait donc en zone diaphysaire sur une hauteur os-implant importante ; ainsi ces tiges mises en « press-fit » ne permettent pas une reconstruction du capital osseux métaphysaire et même au contraire entraînent une atrophie corticale métaphysaire. De plus, la technique chirurgicale reste d'utilisation difficile pour apprécier le « press-fit » lors de l'implantation : un « press-fit » trop serré pourrait favoriser une fracture, tandis qu'un « press-fit » insuffisant pourrait favoriser un enfoncement de la tige. Ainsi le « press-fit » est responsable de difficultés au positionnement de l'implant en hauteur.

## **5. CONCLUSION :**

L'objectif de ce travail était d'étudier et d'évaluer, par des critères cliniques et radiographiques, 95 révisions fémorales de prothèses totales de hanche par des tiges fémorales verrouillées au CHU de Nantes entre janvier 1998 et décembre 2005 avec un recul moyen de 5 ans ½.

Il s'agit d'une série hétérogène que ce soit pour l'étiologie de la révision chirurgicale (descellement aseptique, fracture périprothétique, sepsis), pour la voie d'abord (voie endofémorale, voie transfémorale), pour le type de tige fémorale implantée (essentiellement des tiges monobloc recouvertes partiellement d'hydroxyapatite).

Les résultats cliniques de la série sont encourageants avec à la révision un score PMA global de 15.3 et un score de Harris à 82.2, permettant d'obtenir 90% de patients satisfaits ou très satisfaits par l'intervention.

La stabilité primaire des tiges fémorales verrouillées est assurée par la qualité du « press-fit » et par le verrouillage au prix d'un très faible taux de complications.

Les résultats obtenus confirment l'intérêt des tiges sans ciment dans les révisions des arthroplasties de hanche par rapport aux tiges cimentées, du fait de la régénération osseuse obtenue et du fait d'une technique fiable et reproductible.

On observe, à la révision, dans la série 14.6% de douleurs de cuisse à l'effort sans qu'elles puissent être rattachées significativement à des éléments.

L'indication des fémorotomies dans les révisions des prothèses de hanche reste à être précisée : elles augmentent le taux de complications per opératoires (fractures métaphysaires et du volet) et la durée de l'intervention, mais elles permettent un gain plus important des scores cliniques à la révision grâce à un contact optimal entre l'os et l'implant qui peut être optimisé par une ostéoclasie de la corticale interne.

La tendance actuelle des nouvelles tiges fémorales verrouillées va vers des tiges modulaires recouvertes totalement d'hydroxyapatite, afin d'obtenir une ostéointégration sur toute la hauteur de la tige et d'avoir un contact optimal entre l'implant et l'os ; ce qui permet d'améliorer les scores cliniques et la reconstruction osseuse. Mais ces types d'implant posent le problème de leur extraction en cas de sepsis ou d'instabilité et de leur rupture au niveau des zones de faiblesse de ces tiges.

1. Clohisy, J.C., et al., *Reasons for revision hip surgery: a retrospective review*. Clin Orthop Relat Res, 2004(429): p. 188-92.
2. Bonnomet, F., et al., [*Global results and complications*]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2000. **86 Suppl 1**: p. 48-50.
3. Radcliffe, G.S., et al., *Revision hip surgery in the elderly: is it worthwhile?* J Arthroplasty, 1999. **14**(1): p. 38-44.
4. Saleh, K.J., et al., *Functional outcome after revision hip arthroplasty: a metaanalysis*. Clin Orthop Relat Res, 2003(416): p. 254-64.
5. Dohmae, Y., et al., *Reduction in cement-bone interface shear strength between primary and revision arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 1988(236): p. 214-20.
6. Vidal, J., et al., [*Preservation of the femoral cement cover in reoperations on hip prostheses*]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 1988. **74 Suppl 2**: p. 272-5.
7. Hutten, D., et al., [*Simple refixation: how far to go?*]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2000. **86 Suppl 1**: p. 72-5.
8. Lord, G., et al., *Cementless revisions of failed aseptic cemented and cementless total hip arthroplasties. 284 cases*. Clin Orthop Relat Res, 1988(235): p. 67-74.
9. Engh, C.A., J.D. Bobyn, and A.H. Glassman, *Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results*. J Bone Joint Surg Br, 1987. **69**(1): p. 45-55.
10. Gie, G.A., et al., *Impacted cancellous allografts and cement for revision total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Br, 1993. **75**(1): p. 14-21.
11. Poilvache, P., D. Hannouche, and N. Lecorre, [*Advantages and limitations of massive allografts*]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2000. **86 Suppl 1**: p. 80-2.
12. Vives, P., et al., [*Revision of interlocking rod for loosening of THP. Concept--preliminary results*]. Acta Orthop Belg, 1992. **58**(1): p. 28-35.
13. Vives P, P.C., *Voie d'abord transfémorale et tige à verrouillage distal dans les échecs fémoraux des prothèses totales de hanche*, ed. S. médical. 1999, Montpellier.
14. Kerboull, M., *traitement des descellements fémoraux aseptiques des prothèses totales de hanche*. conférences d'enseignement SOFCOT, 1996. **55**: p. 1-17.
15. Harris, W.H., *Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation*. J Bone Joint Surg Am, 1969. **51**(4): p. 737-55.
16. Harris, W.H., J.C. McCarthy, Jr., and D.A. O'Neill, *Femoral component loosening using contemporary techniques of femoral cement fixation*. J Bone Joint Surg Am, 1982. **64**(7): p. 1063-7.
17. Stauffer, R.N., *Ten-year follow-up study of total hip replacement*. J Bone Joint Surg Am, 1982. **64**(7): p. 983-90.
18. Gruen, T.A., G.M. McNeice, and H.C. Amstutz, "*Modes of failure*" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. Clin Orthop Relat Res, 1979(141): p. 17-27.
19. Engh, C.A., P. Massin, and K.E. Suthers, *Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral components*. Clin Orthop Relat Res, 1990(257): p. 107-28.
20. Lortat Jacob, A., *ciments acryliques*. Conférences d'enseignement SOFCOT, 1986. **25**: p. 71-81.

21. Chwirut, D.J., *Long-term compressive creep deformation and damage in acrylic bone cements*. J Biomed Mater Res, 1984. **18**(1): p. 25-37.
22. Gachter, A., *the bone cement cuff in hip endoprostheses. Results of 80 post mortem studies in the cementless fixation of hip endoprostheses*. Springer Verlag ed. 1984, Berlin.
23. Harrington, M.A., Jr., et al., *Effects of femoral neck length, stem size, and body weight on strains in the proximal cement mantle*. J Bone Joint Surg Am, 2002. **84-A**(4): p. 573-9.
24. Boby, J.D., et al., *Concerns with modularity in total hip arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 1994(298): p. 27-36.
25. Brien, W.W., et al., *Metal levels in cemented total hip arthroplasty. A comparison of well-fixed and loose implants*. Clin Orthop Relat Res, 1992(276): p. 66-74.
26. Urban, R.M., et al., *Migration of corrosion products from modular hip prostheses. Particle microanalysis and histopathological findings*. J Bone Joint Surg Am, 1994. **76**(9): p. 1345-59.
27. Langlais, F., et al., *[Intolerance to the products of wear of total hip prostheses. Anatomopathological and immunological study of 30 cases (author's transl)]*. Int Orthop, 1980. **4**(2): p. 145-53.
28. Buly, R.L., et al., *Titanium wear debris in failed cemented total hip arthroplasty. An analysis of 71 cases*. J Arthroplasty, 1992. **7**(3): p. 315-23.
29. Willert, H.G., H. Bertram, and G.H. Buchhorn, *Osteolysis in alloarthroplasty of the hip. The role of ultra-high molecular weight polyethylene wear particles*. Clin Orthop Relat Res, 1990(258): p. 95-107.
30. Chambers, T.J., *The cellular basis of bone resorption*. Clin Orthop Relat Res, 1980(151): p. 283-93.
31. Saleh, K.J., et al., *Reliability and intraoperative validity of preoperative assessment of standardized plain radiographs in predicting bone loss at revision hip surgery*. J Bone Joint Surg Am, 2001. **83-A**(7): p. 1040-6.
32. Vives P, D.I.M., Paclot M, Cazeneuve J, *le descellement aseptique. Definitions, classifications*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 1989. **75 suppl 1**: p. 23-60.
33. Courpied JP, M.H., Argenson JN, Bizot P, Bonnomet F, Caton J, et al., *Reprise fémorale dans les arthroplasties itératives de la hanche*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2000. **86 suppl 1**: p. 36-90.
34. D'Antonio, J., et al., *Classification of femoral abnormalities in total hip arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 1993(296): p. 133-9.
35. Paprosky, W., *Femoral defect classification*. Orthop rev, 1990. **21**: p. 9.
36. Migaud H, A.E.T., Demondion X, Jardin C, Laffargue P, dujardin F, courpied JP, *Classification des pertes de substance: Reproductibilité des classifications et groupements lésionnels*. Conférences d'enseignement SOFCOT, 2000. **86**: p. 38-42.
37. Bethea, J.S., 3rd, et al., *Proximal femoral fractures following total hip arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 1982(170): p. 95-106.
38. Petty, W., *Total joint replacement*. WB Saunders ed. 1991, Philadelphia. 291-314.
39. Duncan, C.P. and B.A. Masri, *Fractures of the femur after hip replacement*. Instr Course Lect, 1995. **44**: p. 293-304.
40. Brady, O.H., et al., *The reliability and validity of the Vancouver classification of femoral fractures after hip replacement*. J Arthroplasty, 2000. **15**(1): p. 59-62.

41. Johansson, J.E., et al., *Fracture of the ipsilateral femur in patients with total hip replacement*. J Bone Joint Surg Am, 1981. **63**(9): p. 1435-42.
42. Cuckler, J.M., et al., *Diagnosis and management of the infected total joint arthroplasty*. Orthop Clin North Am, 1991. **22**(3): p. 523-30.
43. Dihlmann, W., S.W. Dihlmann, and L. Hering, [*Alloarthroplasty of the hip joint. Radiologic diagnosis of loosening and infection in cemented total endoprotheses*]. Radiologe, 1991. **31**(10): p. 496-505.
44. Gouin F, M.P., Briddi B, Pham C, Huguet D, Passuti N, Bainvel JV, *Intérêt de la scintigraphie aux polynucléaires marqués dans le diagnostic des prothèses de hanche infectées*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 1996. **87 suppl 2**: p. 88.
45. Barrack, R.L. and W.H. Harris, *The value of aspiration of the hip joint before revision total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am, 1993. **75**(1): p. 66-76.
46. Lachiewicz, P.F., G.D. Rogers, and H.C. Thomason, *Aspiration of the hip joint before revision total hip arthroplasty. Clinical and laboratory factors influencing attainment of a positive culture*. J Bone Joint Surg Am, 1996. **78**(5): p. 749-54.
47. Piriou Ph, G.d.L.C., Wattincourt L, Judet T, *Valeur diagnostique de la ponction simple et de la biopsie true-cut lors du bilan bactériologique pour infection ostéo-articulaire. Etude prospective sur 54 cas*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 1997. **8 suppl 2**: p. 20-1.
48. Tsukayama, D.T., R. Estrada, and R.B. Gustilo, *Infection after total hip arthroplasty. A study of the treatment of one hundred and six infections*. J Bone Joint Surg Am, 1996. **78**(4): p. 512-23.
49. Espehaug, B., et al., *Antibiotic prophylaxis in total hip arthroplasty. Review of 10,905 primary cemented total hip replacements reported to the Norwegian arthroplasty register, 1987 to 1995*. J Bone Joint Surg Br, 1997. **79**(4): p. 590-5.
50. Norden, C.W., *Lessons learned from animal models of osteomyelitis*. Rev Infect Dis, 1988. **10**(1): p. 103-10.
51. Doré, J.L., *changement de tiges fémorales. voie d'abord*. AOO, 2007. **39**: p. 142-145.
52. Laffargue PH, D.L.M., Bonnomet F, Dupart I, Havet E, *techniques d'ablation des implants et du ciment: pièges et abords osseux*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2000. **suppl 1**: p. 51-54.
53. Le Béguec, p., *Reprise des prothèses fémorales descellées*, ed. s. médical. 2003. 180.
54. Charnley, J. and S. Ferreiraade, *Transplantation of the Greater Trochanter in Arthroplasty of the Hip*. J Bone Joint Surg Br, 1964. **46**: p. 191-7.
55. Kerboull, M., *Arthroplastie totale de hanche par voie transtrochantérienne*, ed. EMC. Vol. 44-665. 1994. 1-12.
56. Vinciguerra B, P.X., Mangione P, Honton JL, Chatelan JL, *La trochantérotomie digastrique dans les reprises de prothèses totales de hanche. A propos de 53 cas*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 1993. **79 (3)**: p. 200-4.
57. Muller ME, N.S., *Technique d'implantation des prothèses totales de Muller par une voie latérale transglutéale*. Vol. 44-666. 1991. 1-25.
58. Dambreville, A., *Traitement chirurgical par prothèse non cimentée des descelllements aseptiques cotyloïdiens et fémoraux des prothèses totales de hanche*, ed. EMC. Vol. 44-672. 1999. 1-13.
59. Charnley, J., *The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention*. J Bone Joint Surg Br, 1972. **54**(1): p. 61-76.

60. Mole D, B.E., Coudare H, *Descellement aseptique des prothèses totales de hanche, le choix de la voie d'abord*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 1989. **75 suppl 1**: p. 29-31.
61. Amstutz, H.C. and S. Maki, *Complications of trochanteric osteotomy in total hip replacement*. J Bone Joint Surg Am, 1978. **60**(2): p. 214-6.
62. Wagner, H., *[A revision prosthesis for the hip joint]*. Orthopade, 1989. **18**(5): p. 438-53.
63. Vielpeau, C., *Sauvetage des prothèses de hanche infectées*. Cahier d'enseignement de la SOFCOT, 1986. **26**: p. 161-84.
64. Picault, C., *Transfemoral approach and cementless distally locked stem in total hip replacement failures*. J Orthop Sci, 2004. **9**(2): p. 191-207.
65. Mardones, R., et al., *Extended femoral osteotomy for revision of hip arthroplasty: results and complications*. J Arthroplasty, 2005. **20**(1): p. 79-83.
66. Moore, A.T., *The self-locking metal hip prosthesis*. J Bone Joint Surg Am, 1957. **39-A**(4): p. 811-27.
67. D'Aubigne, R.M. and M. Postel, *Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis*. J Bone Joint Surg Am, 1954. **36-A**(3): p. 451-75.
68. Merle D'Augibne, R., *[Numerical evaluation of hip function]*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 1970. **56**(5): p. 481-6.
69. Bryant, M.J., et al., *A statistical analysis of hip scores*. J Bone Joint Surg Br, 1993. **75**(5): p. 705-9.
70. Owens, W.D., J.A. Felts, and E.L. Spitznagel, Jr., *ASA physical status classifications: a study of consistency of ratings*. Anesthesiology, 1978. **49**(4): p. 239-43.
71. Brand, R.A., S.A. Yoder, and D.R. Pedersen, *Interobserver variability in interpreting radiographic lucencies about total hip reconstructions*. Clin Orthop Relat Res, 1985(192): p. 237-9.
72. Hofmann, A.A., et al., *Endosteal bone loss after total hip arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 1989(245): p. 138-44.
73. Vielpeau C, H.C., Elmoataz H, Texier A, Geffard B, *Interêts et limites des greffons morcelés impactés*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2000. **86 suppl 1**: p. 77-80.
74. Vielpeau C, L.P., Burdin G, Doré JL, Lambotte JC, Massin P, Musset T, Pineau V, Rosset P, *reconstruction fémorale lors des révisions de prothèses totales de hanche*. AOO, 2007. **39**: p. 127-169.
75. Mertl P, *table ronde sur les tiges fémorales verrouillées*. SFHG, 2008.
76. Paprosky, W.G., S.H. Weeden, and J.W. Bowling, Jr., *Component removal in revision total hip arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 2001(393): p. 181-93.
77. Sotereanos, N., et al., *Revision total hip arthroplasty with a custom cementless stem with distal cross-locking screws. Early results in femora with large proximal segmental deficiencies*. J Bone Joint Surg Am, 2006. **88**(5): p. 1079-84.
78. Wirtz, D.C., et al., *A modular femoral implant for uncemented stem revision in THR*. Int Orthop, 2000. **24**(3): p. 134-8.
79. Kwong, L.M., A.J. Miller, and P. Lubinus, *A modular distal fixation option for proximal bone loss in revision total hip arthroplasty: a 2- to 6-year follow-up study*. J Arthroplasty, 2003. **18**(3 Suppl 1): p. 94-7.
80. Schuh, A., et al., *Cementless modular hip revision arthroplasty using the MRP Titan Revision Stem: outcome of 79 hips after an average of 4 years' follow-up*. Arch Orthop Trauma Surg, 2004. **124**(5): p. 306-9.

81. Aldinger, P.R., et al., *Cementless Spotorno tapered titanium stems: excellent 10-15-year survival in 141 young patients*. Acta Orthop Scand, 2003. **74**(3): p. 253-8.
82. Grant, P. and L. Nordsletten, *Total hip arthroplasty with the Lord prosthesis. A long-term follow-up study*. J Bone Joint Surg Am, 2004. **86-A**(12): p. 2636-41.
83. Boisgard, S., et al., *[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, 2001. **87**(2): p. 147-54.
84. Passuti, N., *Fixation à l'os sans ciment des prothèses*. Cahier d'enseignement de la SOFCOT, 2001. **78**: p. 51-62.
85. Mahomed, N., J. Schatzker, and T. Hearn, *Biomechanical analysis of a distally interlocked press-fit femoral total hip prosthesis*. J Arthroplasty, 1993. **8**(2): p. 129-32.
86. Lambotte JC, M.F., Langlais F, *Consolidation verticale des volets*. AOO, 2007. **39**: p. 159-162.
87. Dujardin F, M.N., *Régénération osseuse spontanée*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2000. **86**: p. 75-77.
88. Lequesne J, C.A., Bard H, Laredo JD, *Imagerie de la hanche*. 1999.
89. Migaud h, A.E.t., Demondion x, Jardin c, Laffargue p, dujardin f, courpied jp, *Classification des pertes de substance: reproductibilité des classifications et groupements lésionnels*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2000. **86 suppl1**: p. 69-71.
90. Valle, A.G., et al., *Clinical and radiographic results associated with a modern, cementless modular cup design in total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am, 2004. **86-A**(9): p. 1998-2004.
91. Massin P, D.J., Epinette JA, Gouin F, Mertl P, Nourissat C, Passuti N, Vielpeau C, *Chirurgie de révision des prothèses fémorales dans les prothèses totales de hanche*. Maitrise orthopédique, 2007.
92. Brown, T.E., et al., *Thigh pain after cementless total hip arthroplasty: evaluation and management*. J Am Acad Orthop Surg, 2002. **10**(6): p. 385-92.
93. Campbell, A.C., et al., *Thigh pain after cementless hip arthroplasty. Annoyance or ill omen*. J Bone Joint Surg Br, 1992. **74**(1): p. 63-6.
94. Macdonald, S.J., et al., *Periprosthetic femoral fractures treated with a long-stem cementless component*. J Arthroplasty, 2001. **16**(3): p. 379-83.
95. Paprosky, W.G., N.V. Greidanus, and J. Antoniou, *Minimum 10-year-results of extensively porous-coated stems in revision hip arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 1999(369): p. 230-42.
96. Chandler, H.P., et al., *Revision total hip replacement using the S-ROM femoral component*. Clin Orthop Relat Res, 1995(319): p. 130-40.
97. Gustilo, R.B. and H.S. Pasternak, *Revision total hip arthroplasty with titanium ingrowth prosthesis and bone grafting for failed cemented femoral component loosening*. Clin Orthop Relat Res, 1988(235): p. 111-9.
98. Burkart, B.C., et al., *Thigh pain in cementless total hip arthroplasty. A comparison of two systems at 2 years' follow-up*. Orthop Clin North Am, 1993. **24**(4): p. 645-53.
99. Dorr, L.D., Z. Wan, and T. Gruen, *Functional results in total hip replacement in patients 65 years and older*. Clin Orthop Relat Res, 1997(336): p. 143-51.
100. Martin, J.W., et al., *An analysis of screw fixation of the femoral component in cementless hip arthroplasty*. J Arthroplasty, 1990. **5 Suppl**: p. S15-20.

101. Walker, P.S., et al., *Prediction of clinical outcome of THR from migration measurements on standard radiographs. A study of cemented Charnley and Stanmore femoral stems.* J Bone Joint Surg Br, 1995. **77**(5): p. 705-14.
102. Malchau, H., et al., *Accuracy of migration analysis in hip arthroplasty. Digitized and conventional radiography, compared to radiostereometry in 51 patients.* Acta Orthop Scand, 1995. **66**(5): p. 418-24.
103. Emerson, R.H., Jr., *Proximal ingrowth components.* Clin Orthop Relat Res, 2004(420): p. 130-4.
104. Wixson, R.L., et al., *Maintenance of proximal bone mass with an uncemented femoral stem analysis with dual-energy x-ray absorptiometry.* J Arthroplasty, 1997. **12**(4): p. 365-72.
105. Bugbee, W.D., et al., *Long-term clinical consequences of stress-shielding after total hip arthroplasty without cement.* J Bone Joint Surg Am, 1997. **79**(7): p. 1007-12.

NOM : GUILLOU

PRENOM : RONAN

**Titre de Thèse : Révision fémorale des prothèses totales de hanche par des tiges verrouillées (95 tiges, au recul moyen de 5 ans ½)**

---

RESUME

L'objectif de ce travail était d'étudier et d'évaluer, par des critères cliniques et radiographiques, 95 révisions fémorales de prothèses totales de hanche par des tiges fémorales verrouillées au CHU de Nantes entre janvier 1998 et décembre 2005 avec un recul moyen de 5 ans ½. Une fémorotomie a été réalisée dans 51.5% des cas. Le score PMA global est de 15.3 à la révision avec 90% des patients satisfaits de l'intervention. Les tiges implantées étaient essentiellement des tiges monobloc recouvertes partiellement d'hydroxyapatite. Les résultats obtenus confirment l'intérêt des tiges sans ciment dans les révisions des arthroplasties de hanche par rapport aux tiges cimentées, du fait de la régénération osseuse obtenue et du fait d'une technique fiable et reproductible.

---

**MOTS-CLES**

PTH, REVISION, TIGES VERROUILLEES, FEMOROTOMIE, HYDROXYAPATITE, PERTES DE SUBSTANCE OSSEUSE, PMA, RECONSTRUCTION OSSEUSE.