



Royaume du Maroc المملكة المغربية

كلية الطب والصيدلة
FACULTÉ DE MÉDECINE ET DE PHARMACIE

Année 2018

Thèse N° 202/18

LES RESULTATS DES TIGES DE REVISION DANS LES PROTHESES TOTALES DE LA HANCHE (A propos de 20 cas)

THESE

PRESENTEE ET SOUTENUE PUBLIQUEMENT LE 17 /10/ 2018

PAR

Mlle. MOCHTARI HOUDA

Née le 25/11/1993 à Fès

POUR L'OBTENTION DU DOCTORAT EN MEDECINE

MOTS-CLES :

Reprise de Prothèse totale de la hanche – Révision fémorale – Tige de révision

JURY

M. EL MRINI ABDELMAJID	PRESIDENT ET RAPPORTEUR
Professeur de Traumatologie Orthopédie	
M. EL IBRAHIMI ABDELHALIM	} JUGES
Professeur de Traumatologie Orthopédie	
M. EL IDRISI MOHAMMED	
Professeur agrégé de Traumatologie Orthopédie	

PLAN

I. INTRODUCTION	4
II. METHODE ET MATERIEL.....	6
III. RESULTATS ET ANALYSE.....	29
IV. DISCUSSION	75
A. Rappel anatomique.....	75
1. Les éléments osseux.	77
2. Les moyens d'union.....	80
3. Les rapports.....	84
4. Les vaisseaux et nerfs.....	86
B. Biomécanique et physiologie de la hanche.....	89
1. Biomécanique de la hanche.....	89
2. Physiologie de la hanche.....	92
C. Histoire de la prothèse totale de hanche.	94
D. Arthroplastie totale de la hanche.....	104
1. Les différents types d'arthroplastie totale de la hanche.	104
2. Les voies d'abord classiques de pose de prothèse totale de la hanche.	109
3. Les différents temps opératoires.....	120
E. Les complications des prothèses totales de la hanche.	120
1. Les complications per opératoires.....	120
2. Les complications postopératoires.....	121
F. Classifications de la perte de substance osseuse fémorale.	130
G. Les moyens de reprise.	143
H. Stratégie thérapeutique.....	177
a. Démarche diagnostique.	177
b. Faisabilité et état des lieux.....	178

I. Discussion des résultats constatés avec ceux de la littérature.....	184
1. Méthodologie.....	185
2. Epidémiologie.	186
a. Effectif.....	186
b. Sexe.....	187
c. Age.....	188
d. Coté.....	188
e. Score ASA.	188
3. Recul.....	189
4. Etiologie primitive.	190
5. Causes de reprise.....	191
6. Motif de consultation.	192
7. Planification préopératoire.....	193
a. Evaluation clinique.....	193
b. Evaluation radiologique.....	194
8. La reprise.....	199
9. Résultats radiologiques postopératoires immédiats.	207
a. Positionnement de la tige fémorale.....	207
b. Index de HOFFMAN.	208
Complications.	208
Données au recul.	210
a. Résultats cliniques.	210
b. Résultats radiologiques.	211
c. Reprise chirurgicale.....	214
V. CONCLUSION.....	215

INTRODUCTION

La prothèse totale de la hanche, bien qu'elle soit devenue de plus en plus fiable, n'est pas faite pour durer éternellement. Jhon Charnley, son inventeur, en avait d'emblée fixé les limites « aucun chirurgien, aucun ingénieur ne pourra réaliser une hanche artificielle pouvant durer 30 ans en permettant à son patient de pratiquer le football », une prothèse ne peut que se détériorer avec le temps. Cette détérioration peut être plus ou moins rapide mais tout implant devra théoriquement être changé.

La technique de mise en place d'une prothèse de première intention est actuellement standardisée, banalisée. Il n'en est pas de même pour les reprises. Les problèmes posés ne sont jamais les mêmes. Qu'y a-t-il de commun entre une reprise pour luxation récidivante, le changement complet d'une prothèse scellée ou une reprise infectée ? De plus, comme toujours en chirurgie, de nouveaux types d'incidents apparaissent, liés à une innovation que ce soit un changement de technique opératoire ou un nouveau modèle implant. Les indications de reprise se posent dans des conditions cliniques et devant des lésions locales éminemment variables, les résultats ne peuvent qu'être inégaux.

Notre travail est une étude rétrospective à propos de 20 cas ayant bénéficiés d'une reprise fémorale avec ou sans reprise acétabulaire, au service de chirurgie orthopédique et traumatologique B du CHU Hassan II de Fès sur une période de 8 ans (2009- 2017).

A travers ce travail nous allons aborder les différentes causes de reprise de la tige fémorale, les matériels et les moyens utilisés ainsi que les résultats postopératoires.

Nous allons, également, discuter nos résultats en les comparants aux données de la littérature.

MATERIELS ET METHODES

1. Matériel d'étude :

a. Population

Il s'agit d'une étude rétrospective portant sur 20 cas ayant bénéficiés d'une reprise fémorale avec ou sans reprise acétabulaire, au service de chirurgie orthopédique et traumatologique B du CHU Hassan II de Fès sur une période de 8 ans (2009– 2017).

b. Critères d'inclusion

Les patients retenus pour notre étude étaient tous des patients repris pour échec de leurs arthroplastie totale de hanche de première intention ou d'ostéosynthèse de la hanche quelle que soit la cause et qui ont nécessité une reprise fémorale avec ou sans reprise du cotyle durant la période de l'étude.

c. Critères d'exclusion

Ont été exclus tous les patients ayant nécessité une reprise de cotyle sans reprise fémorale, ainsi que Les malades perdus de vu, non suivis ou non traités après le diagnostic de la complication.

2. Méthodologie :

Notre travail est une étude rétrospective d'une série de 20 cas de reprise fémorale. Différents paramètres ont été exploités à partir des dossiers médicaux du service de traumatologie du CHU Hassan 2 de Fès. Nous avons établi une fiche d'exploitation exhaustive à cet effet, où tous les paramètres et les renseignements ont été tirés des dossiers des patients, des registres et de comptes rendues.

Fiche d'exploitation :

- Numéro de la fiche :
- Identifiant du patient (IP) :
- Dossier N° :

Epidémiologie de la série

- Nom et prénom du patient :
- Adresse :
- Sexe : F H
- Age :
- Poids : Taille : IMC :
- Côté : D G
- Profession :
- Antécédents : Médicaux :
 - Diabète : oui non
 - HTA : oui non
 - Cardiopathie : oui non
 - Autre :
- Toxiques :
- Chirurgicaux à préciser :

Type de chirurgie initiale :

Ostéosynthèse :

❖ **Type de fracture :**

1. Fracture du col fémoral :
2. Fracture per-trochantérienne :
3. Fracture du cotyle :

❖ **Date de la chirurgie initiale :**

❖ **Opérateur :**

❖ **Score ASA :**

ASA I	Bonne santé, bon état général
ASA II	Une maladie, traitée et bien compensée (par exemple HTA)
ASA III	Atteinte sévère d'un système, qui limite l'activité (par exemple COPD sévère)
ASA IV	Affection invalidante, mettant en danger la vie du patient (par exemple insuffisance cardiaque décompensée)
ASA V	Patient moribond, qui ne survivrait pas plus de 24 h à sa maladie (par exemple anévrisme rompu de l'aorte)

❖ **Type d'anesthésie :**

- Générale Locorégionale

❖ **Ostéosynthèse faite par :**

1. Clou gamma:
2. Plaque DHS :
3. Plaque DCS :

❖ **Durée de l'intervention** (de l'incision à la fermeture cutanée) : mn :

❖ **Rééducation** : Oui Non

❖ **Suites postopératoires :**

- Simples :
- Complications :
 - Postopératoire :
 - Immédiat :
 - Hématome :
 - Paralysie du nerf grand sciatique :

➤ Précoce :

- Infection:
- Déplacement en varus:
- Complications thromboembolique :

➤ Tardive :

- Balayage de la vis cervicale:
- Echech mécanique:
- Infection :
- ONATF :
- Décès :

➤ Autre :

Arthroplastie initiale :

❖ Indication de la première PTH :

1. Coxarthrose:

A. Coxarthrose primitive:

B. Coxarthrose secondaire :

α – Coxarthrose sur vice architectural:

✓ Coxarthrose sur dysplasie (congénitale) :

✓ Coxarthrose sur dystrophie (acquise) :

✓ Autre :

β – Coxarthrose sans vice architectural:

✓ Coxarthrose post-traumatique :

- Fracture du cotyle :

- Fracture du col fémoral (NTF) :

- Luxation traumatique de la hanche (NTF):

- Coxarthrose d'origine métabolique (Micro-cristalline):
 - Goutte :
 - Hémochromatose :
 - Chondrocalcinose :
- Autre :

2. Nécrose de la tête fémorale (NTF) :

A. NTF primitive :

B. NTF secondaire :

- Ostéonécrose post-traumatique :
- Ostéonécrose post-corticothérapie générale :
- Ostéonécrose de la maladie lupique :
- Ostéonécrose de la drépanocytose :
- Ostéonécrose post- radiothérapie :
- Autre :

3. Coxites inflammatoires :

- Poly-arthrite rhumatoïde :
- Spondylarhrite ankylosante :
- Autre :

4. Coxite infectieuse :

- A germe banale, staphylocoque :
- A germe spécifique, tuberculeuse (Coxalgie) :
- Autre :

5. Autre :

- ❖ **Date de la mise en place de la première PTH :**
- ❖ **Opérateur :**
- ❖ **Score ASA :**

ASA I	Bonne santé, bon état général
ASA II	Une maladie, traitée et bien compensée (par exemple HTA)
ASA III	Atteinte sévère d'un système, qui limite l'activité (par exemple COPD sévère)
ASA IV	Affection invalidante, mettant en danger la vie du patient (par exemple insuffisance cardiaque décompensée)
ASA V	Patient moribond, qui ne survivrait pas plus de 24 h à sa maladie (par exemple anévrisme rompu de l'aorte)

- ❖ **Type d'anesthésie :**
 - Générale Locorégionale
- ❖ **Voie d'abord :**
 - Moore Hardinge Rottinger Hueter Trochantérotomie
- ❖ **Type de prothèse :**
 - Prothèse totale
 - Prothèse intermédiaire : Modulaire Monobloc
- ❖ **Temps Fémoral :**
 - Tige : Cimentée non cimentée Verrouillée Massive
 - Longue Standard Courte
 - Taille 1 2 3 4 5
- ❖ **Couple de frottement :**
 - Métal - Métal
 - Métal - Polyéthylène
 - Céramique - céramique

❖ Temps Cotyloïdien :

- Cimenté non cimenté Vissé
- Double mobilité : oui non
- Armature :
 - Non
 - Oui : X de Kerboull Burch-Schneider
- Taille :

❖ Durée de l'intervention (de l'incision à la fermeture cutanée) : mn :

❖ Rééducation : Oui Non

❖ Suites postopératoires :

- Simples :
- Complications :
 - Per-opératoires :
 - ✓ Fracture fémur
 - ✓ Rupture arrière fond du cotyle
 - Postopératoire :
 - Immédiat :
 - Hématome :
 - Paralysie du nerf grand sciatique :
 - Fracture du fémur :
 - Précoce :
 - Infection:
 - Luxation:
 - Complications thromboembolique :
 - Tardive :
 - Descellement (septique ou aseptique) :

- Infection :
- Luxation :
- Usure :
- Décès :

➤ Autre :

Etude préopératoire :

Clinique :

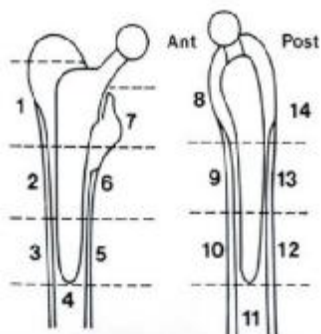
• **Motif de consultation :**

- Douleur : Oui Non
 - Localisation :
- Boiterie : Oui Non
- Inégalité des 2 membres inférieurs : Oui Non
- Autres à préciser :
- le score fonctionnel de Postel et Merle d'Aubigné(PMA) :
 - bon correct moyen mauvais
- le score fonctionnel Harris Hip Score (HHS) :
 - Inférieur à 70 : mauvais
 - Entre 70 et 79 : correct
 - Entre 80 et 90 : bon
 - Entre 90 et 100 : excellent

Radiologique :

o **Positionnement des implants :**

- Inclinaison du cotyle : 40°-50° , \approx 40°, >50°
- Antéversion du cotyle :



Zones de Gruen de face et de profil

- Oui Non
- Tige : centrée valgisée varisée

o **Usure : Non Oui (zone selon GRUEN) :**

o **Classification de Paprosky :**

- Cotyle :

Stade 1 :

Stade 2 : a b c

Stade 3 : a b

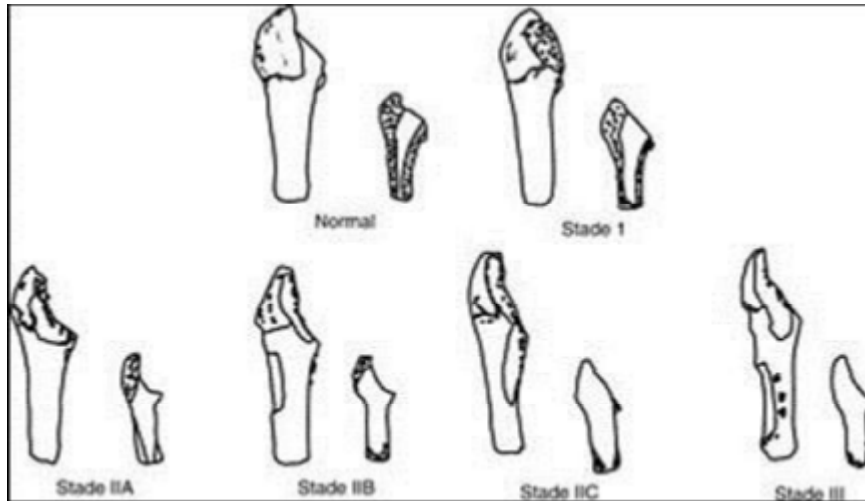


- Fémur :

Stade 1 :

Stade 2 : a b c

Stade 3 :



- Classification SOFCOT :

- Cotyle :

Stade 1 stade 2 stade 3 stade 4

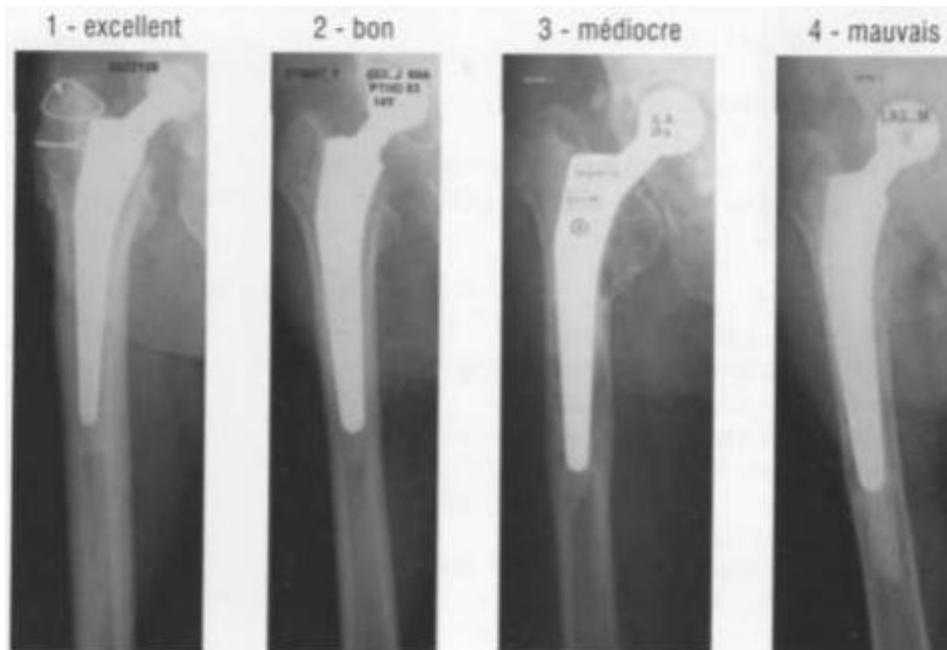
- Fémur :

Stade 1 stade 2 stade 3 stade 4

- Evaluation radiologique de l'ostéoporose :

- Stade 1 : excellent : pas d'ostéoporose ; corticales épaisses → et canal médullaire étroit ou fortement conique.
- Stade 2 : bon : pas d'ostéoporose ; corticales normales et → canal médullaire plutôt conique.
- Stade 3 : médiocre : ostéoporose + mais canal médullaire → plutôt cylindrique.

- Stade 4 : mauvais : ostéoporose ++ ; corticales très amincies → et canal médullaire cylindrique.



○ **Evaluation du morphotype fémoral :**

- Droit de face peu courbe de profil : Oui
- Courbe de face : Oui
- Courbe de profil droit de face : Oui

○ **Fracture du fémur :** Non Oui :

- Classification Vancouver :
 - AG (grand trochanter) AL (Petit trochanter)
 - B1 (sans décèlement) B2 (avec décèlement) B3 (PDS osseuse)
 - C (fracture sous tige)

Reprise :

❖ Délai :

❖ Opérateur :

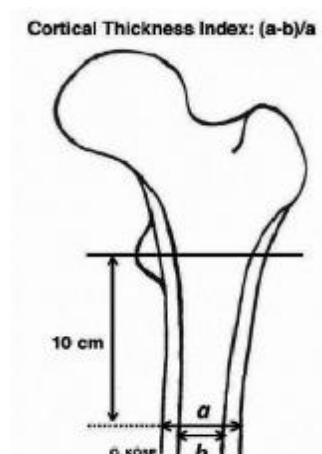
❖ Temps opératoire :

- Type d'anesthésie : Générale : locorégionale :
- Voie d'abord :
 - Reprise de l'ancienne voie d'abord :
 - Nouvelle voie d'abord :
 - Trochantérotomie : Oui Non
- Temps fémoral :
 - Extraction de l'ancien implant :
 - Voie endo-fémorale :
 - Volet fémoral :
 - Extraction du ciment : présence de difficulté : Oui Non
 - Implant fémoral :
 - Type : tige de révision
 - Taille :
 - Proximale :
 - Distale :
 - Longueur :
 - Fixation :
 - Métaphyso- diaphysaire :
 - diaphysaire :

- Verrouillage : Non :
- Oui : -à ciel ouvert :
- à ciel fermé :
- Nécessité d'une greffe osseuse : Oui Non
- Cerclage :
- Antéversion du col réglé en per-op : 10-20 ,
- < 10 , >20
- Incident sur le fémur : Oui Non
- Temps cotyloïdien :
 - Intervention sur le cotyle : Non :
 - Oui : : type :

❖ Contrôle post-opératoire :

- Inclinaison du cotyle :
- Antéversion du cotyle : Oui Non
- Tige centrée Tige valgisée Tige varisée
- Contact implant-os :



- Index de Hoffman : $IC = ((a - b) / a) \times 100$

❖ Rééducation : Oui Non

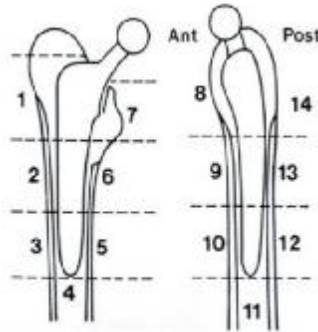
❖ Suites postopératoires :

- Simples :
- Complications :
 - Per-opératoires :
 - Postopératoire :
 - Immédiat :
 - Hématome :
 - Paralysie du nerf grand sciatique :
 - Fracture du fémur :
 - Précoce :
 - Infection:
 - Luxation:
 - Complications thromboembolique :
 - Tardive :
 - Descellement (septique ou aseptique) :
 - Infection :
 - Luxation :
 - Usure :
 - Décès :
 - Autre :

❖ Recul :

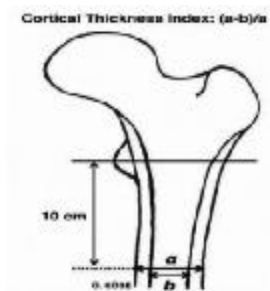
- Clinique :
 - Postel et Merle d'Aubigné (PMA) :
 - Score de HHS :
- Radiologique :

- Enfoncement secondaire de la tige : 0 mm 0-5 mm 5-10mm
- Présence d'un liseré évolutif selon les zones de GRUEN :
 Oui Non



Zones de Gruen de face et de profil

- Ostéo-intégration et stabilité: index de HOFFMAN :



3. Méthode d'évaluation :

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

- le score fonctionnel de Postel et Merle d'Aubigné [74] (PMA) qui évalue la douleur, la mobilité de la hanche avec ou sans attitude vicieuse et la marche (cotation sur 18).

Tableau 1 : Score fonctionnel de Postel et Merle d'Aubigné

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

Le score fonctionnel Harris Hip Score [75] (HHS) fondé sur l'évaluation de la douleur, la fonction, les mobilités de hanche ainsi que les attitudes vicieuses.

Il est coté sur un total de 100 points.

Tableau 2 : Score fonctionnel Harris

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

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

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

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

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

4. Procédé d'analyse des données:

Les logiciels Excel, Word, ont été utilisés à cet effet. D'ailleurs, le Microsoft Word a été utilisé pour la conception des textes. La saisie des données a été faite via Excel pour leur traitement, leur présentation en tableaux et figures de résultats. Dans ce contexte, une recherche bibliographique a été menée (en utilisant les moteurs de recherche Google, Google scholar, medline, EMC, science direct, pubmed, l'analyse de thèses et l'étude des ouvrages de traumatologie orthopédie disponibles à la faculté de médecine et de pharmacie de Rabat et Fès).

- Revues de la littérature.
- Clichés cadavériques pris au sein de laboratoire d'anatomie, faculté de médecine et de pharmacie de Fès ;
- Clichés per opératoires pris au bloc opératoire service de traumato-orthopédie B4 ;
- Reconstruction anatomique en 3D à l'aide du logiciel (3D atlas anatomie humaine 2 VISIBLE BODY) ;

L'analyse statistique a cherché à mettre en évidence des facteurs prédictifs:

- Du gain PMA
- Du gain d'index cortical
- D'une éventuelle migration fémorale
- De la régénération osseuse
- De l'ostéointégration.

5. Le but de l'étude :

L'objectif de ce travail est d'étudier les techniques thérapeutiques, le profil évolutif, les résultats fonctionnels et les résultats radiologiques de la reprise fémorale par un implant de révision tout en traçant l'expérience du service de traumatologie B4 du Chu Hassan 2 de Fès, en matière de prise en charge de cette pathologie et en comparant nos résultats à ceux de la littérature.

RESULTATS

ET ANALYSE

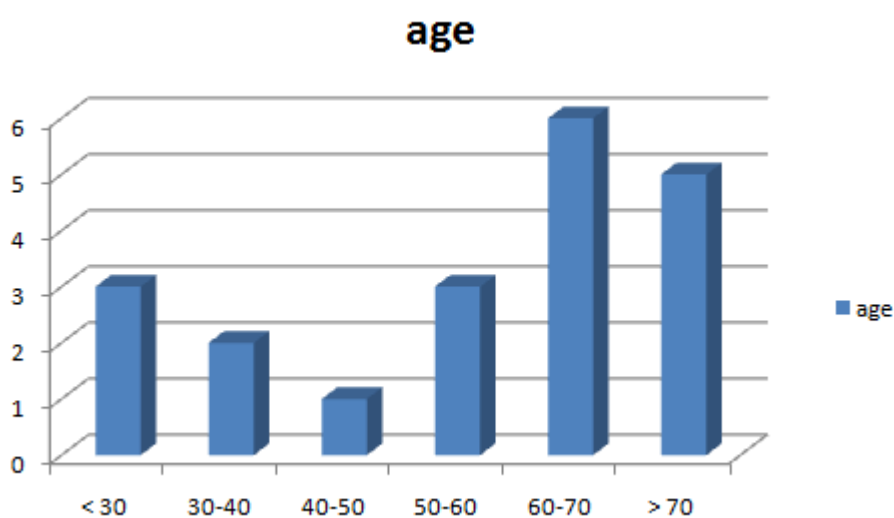
1. Epidémiologie :

a. Nombre de cas :

L'étude que nous avons réalisée était basée sur la revue clinique et radiologique de 17 cas de révision de prothèse totale de hanche et de 3 cas de reprise de matériel d'ostéosynthèse par la même tige de révision.

b. Age

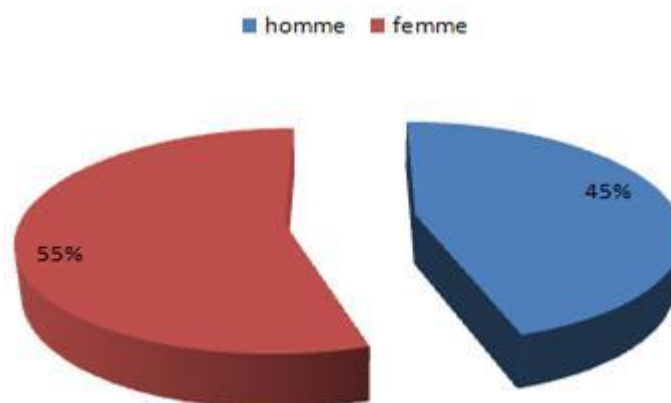
L'âge moyen des patients ayant bénéficiés de reprise dans notre série est de 55 ans avec des extrêmes de 22 et 84 ans.



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

c. Sexe :

Parmi les 20 cas de notre série nous relevons : 11 femmes soit 55%, et 9 hommes, soit 45%.



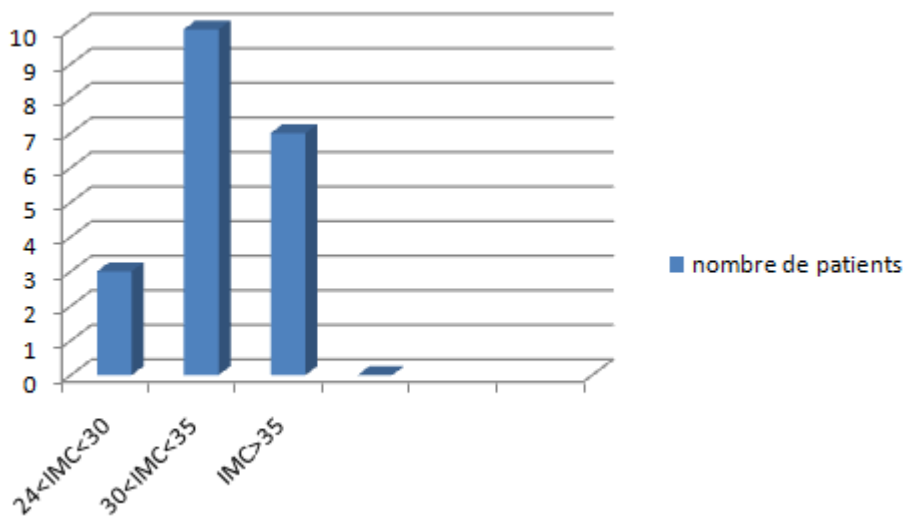
Graphique 2 : Répartition des patients selon le sexe

Nous remarquons que dans notre série il y a une prédominance de Reprise chez les patients de sexe féminin avec un sexe ratio de 0.81.

d. Index de masse corporel :

L'index de masse corporel moyen était de 30,73 avec des extrêmes de 21.8 et 34.38 :

- Il existait une surcharge pondérale ($24 < \text{IMC} < 30$) dans 50% de la série.
- Il s'agissait d'une obésité simple ($30 < \text{IMC} < 35$) dans 35%.
- Il n'existait pas de cas d'obésité morbide ($\text{IMC} > 35$).



Graphique3 : Répartition des patients en fonction de l'index de masse corporel.

NB : Il n'existait pas de différence significative de scores fonctionnels (PMA et HHS) et d'enfoncement de tige entre le groupe ayant un IMC supérieur à 30 (obésité) et le groupe dont l'IMC était inférieur à 30.

e. Coté :

On retrouve 12 cas de reprise dans le coté Gauche soit 60% contre 8 cas dans le Coté droit soit 40%.

f. Antécédents :**i. Médicaux :**

Sur les 20 patients bénéficiant d'une reprise, 9 avaient des antécédents médicaux, soit 45% répartis comme suit :

Tableau 3 : Antécédents médicaux des patients inclus dans l'étude.

Pathologie	Nombre de patient	Pourcentage %
Hypertension artérielle	4	20%
diabète	3	15%
cardiopathie	1	5%
Cancer de l'ovaire	1	5%
Spondylarthrite ankylosante	1	5%
Myélome multiple	1	5%
Syndrome dépressif	1	5%

ii. Chirurgicaux :

Sur les 20 patients de notre étude, 5 avaient des antécédents chirurgicaux, soit 20% répartis comme suit :

Tableau 4 : Antécédents chirurgicaux des patients inclus dans l'étude.

pathologie	Nombre de patients	Pourcentage%
cholécystectomie	2	10%
Annexectomie bilatérale	1	5%
Spondylodiscite tuberculeuse	1	5%
Drainage chirurgicale d'une coxite infectieuse	1	5%

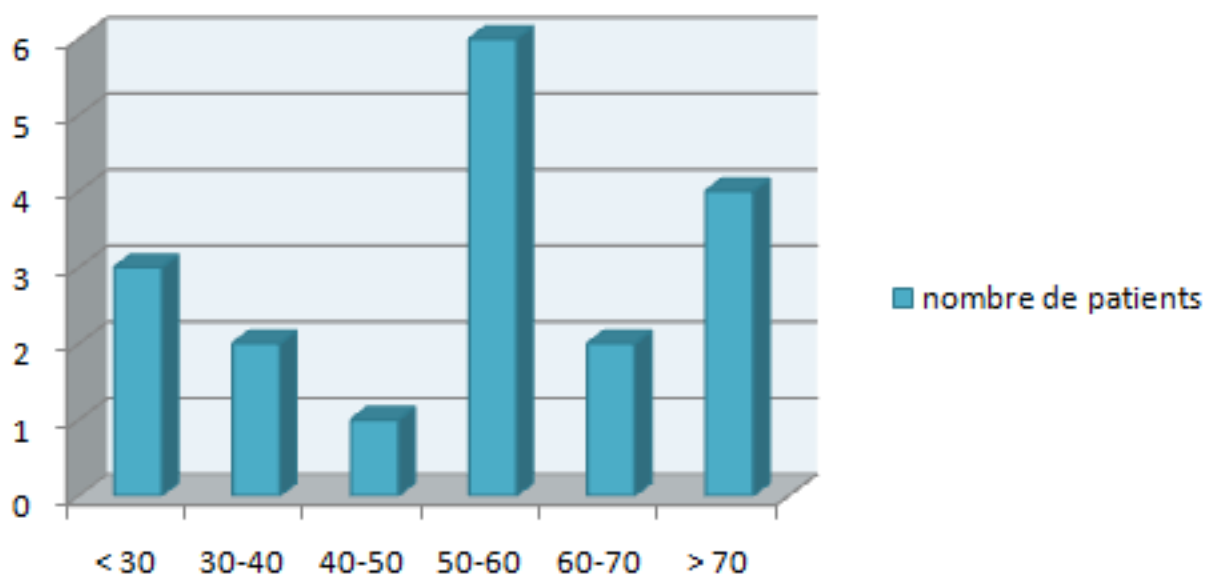
2. La chirurgie initiale :

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

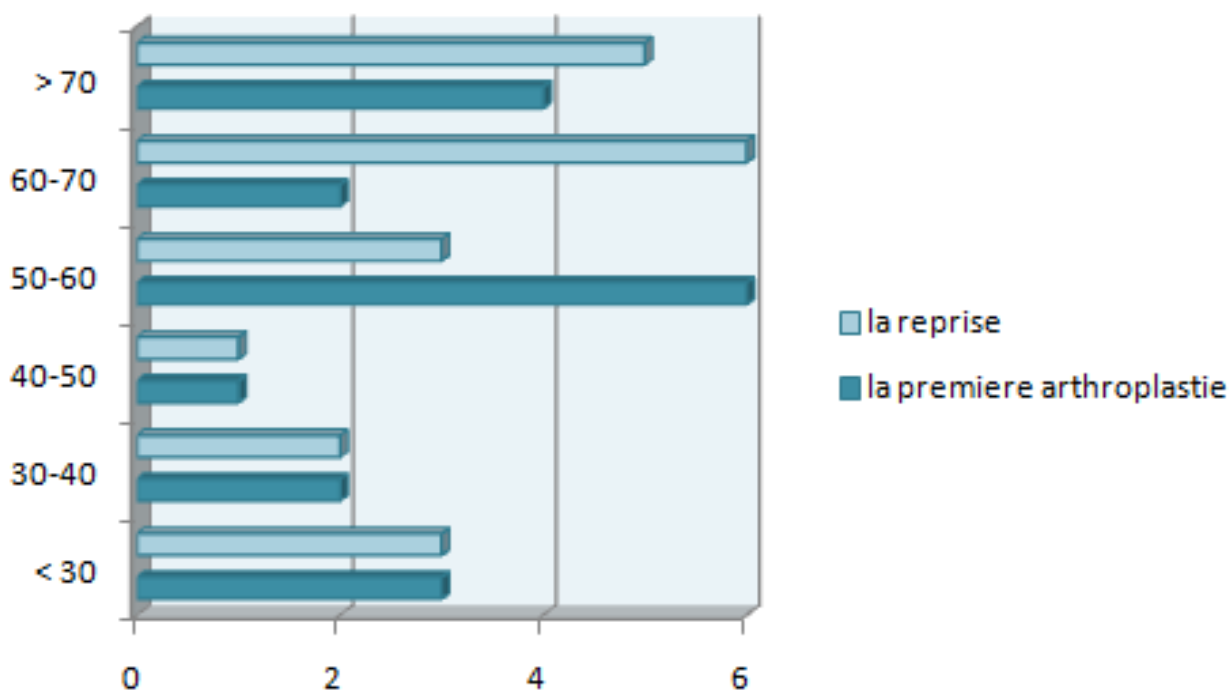
a. Age lors de la première PTH :

L'âge moyen de pose de la première prothèse était de 50 ans avec des extrêmes de 18 et 80 ans.

NB : Les patients opérés par ostéosynthèse ont été exclus.



Graphique 4 : répartition des patients par catégorie d'âge lors de l'arthroplastie initiale.

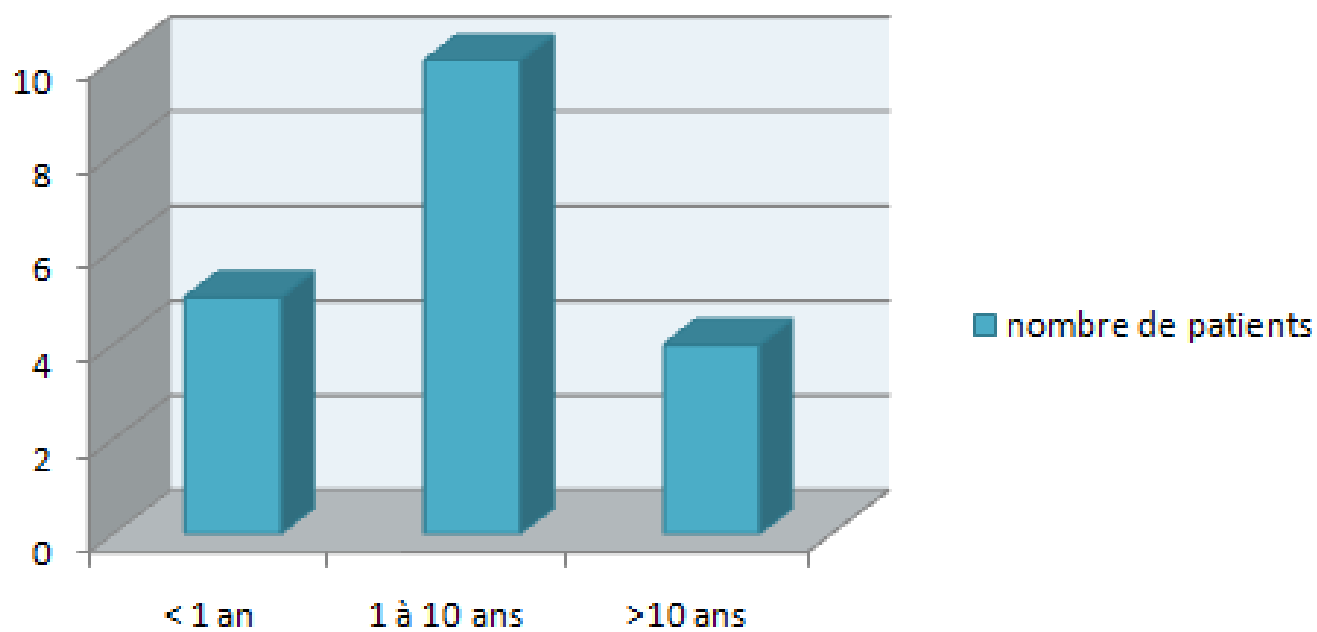


Graphique 5 : Comparaison de l'âge des patients entre la prothèse initiale et la prothèse de reprise

La durée de vie moyenne des prothèses a ainsi pu être estimée ; elle est de 5 ans et 1 mois, avec des extrêmes allant de 3 mois à 16 ans.

Nous avons alors réparti les patients, comme l'a proposé Clohisy [76], en trois groupes épidémiologiques :

Les échecs à court terme (< 1 an), où nous ne retrouvons 4 patients, à moyen terme (1 à 10 ans) avec 9 patients et à long terme (>10 ans), ce dernier groupe comportant 4 patients.



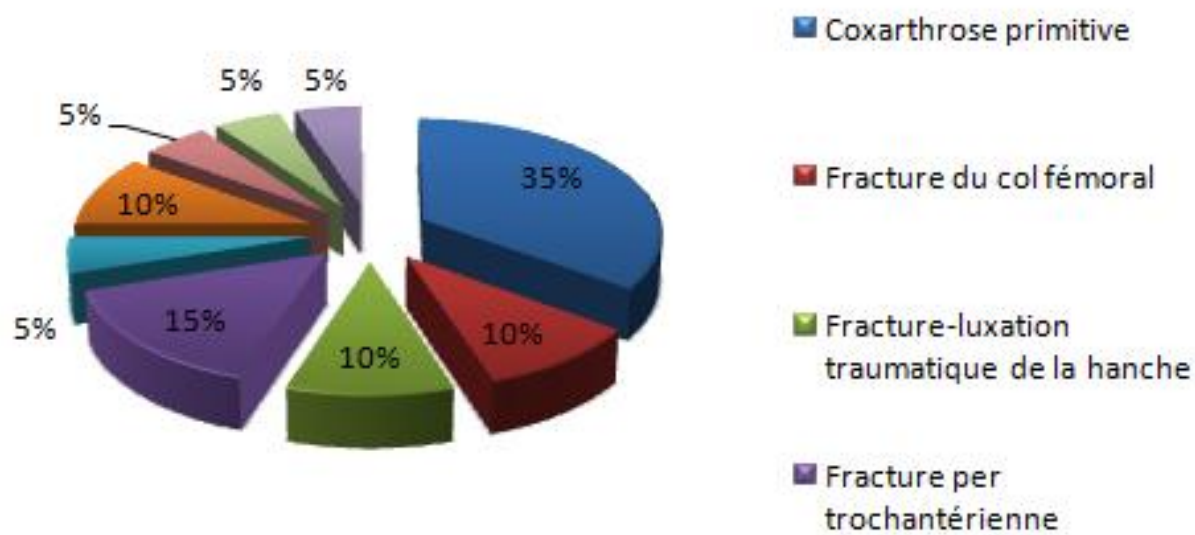
Graphique 6 : Répartition des patients par délai entre l'arthroplastie totale de hanche primaire et la reprise.

b. Indications de la première chirurgie de la hanche :**Tableau 5 : indications de la première arthroplastie**

indication	nombre		Pourcentage %
Coxarthrose primitive	7		35%
Fracture du col fémoral	2		10%
Fracture–luxation traumatique de la hanche	2		10%
Fracture per trochantérienne	3		15%
Fracture du cotyle	1		5%
Coxite inflammatoire	PR	1	10%
	SPA	1	
Coxite infectieuse (staph aureus)	1		5%
LCH au stade d'arthrose	1		5%
Pseudarthrose du col fémoral sur lésion ostéolytique	1		5%

Dans notre série; l'indication initiale était dominée par la coxarthrose primitive, représentant 35 % de toutes les indications confondues.

Les fractures per–trochantériennes viennent en second lieu avec 15% des indications.



Graphique 7 : les indications de la chirurgie initiale.

c. Le score ASA (American Society of Anesthesiologists):

Sur les 20 patients de la série : 10 patients avaient un score ASA à 1 soit 50% ; 6 patients avec un score ASA à 2 ce qui correspond à un pourcentage de 30%, et 4 patients avec un score à 3 soit 15 % qui ont nécessité une prise en charge multidisciplinaire.

3. Caractéristiques de la chirurgie initiale :

a. Ostéosynthèse :

Parmi ces patients, 3 n'étaient pas pris en charge dans le cadre d'une reprise de prothèse totale de hanche.

Ces patients ont bénéficié d'ostéosynthèse pour la même indication : fracture per-trochantérienne.

2 patients ont été opérés par une plaque DHS, et un seul patient par un clou GAMMA.

b. Arthroplastie initiale :

- 6 patients inclus dans l'étude soit 30% avaient bénéficié d'une prothèse totale de la hanche de première intention cimentée double mobilité.
- 6 patients avaient bénéficié d'une prothèse totale de la hanche cimentée double mobilité et armature cotyloïdienne type Croix de KERBOULL soit 30 %.
- 2 patients ont été opérés par une prothèse totale de la hanche hybride double mobilité avec une tige cimentée et cupule vissée soit 10%.
- 3 patients avaient bénéficié d'une prothèse intermédiaire soit 15% : 2 patients avec une tige cimentée contre un seul patient avec une tige non cimentée.

Tous les patients ont été opérée avec une anesthésie générale par la voie d'abord de MOORE.

Tous les patients inclus dans l'étude ont suivi une rééducation après l'opération.

Sur les 20 reprises, 14 étaient des reprises bipolaires (70%) et 6 des reprises isolées de l'implant fémoral (30%).

4. Causes de reprise fémorale :

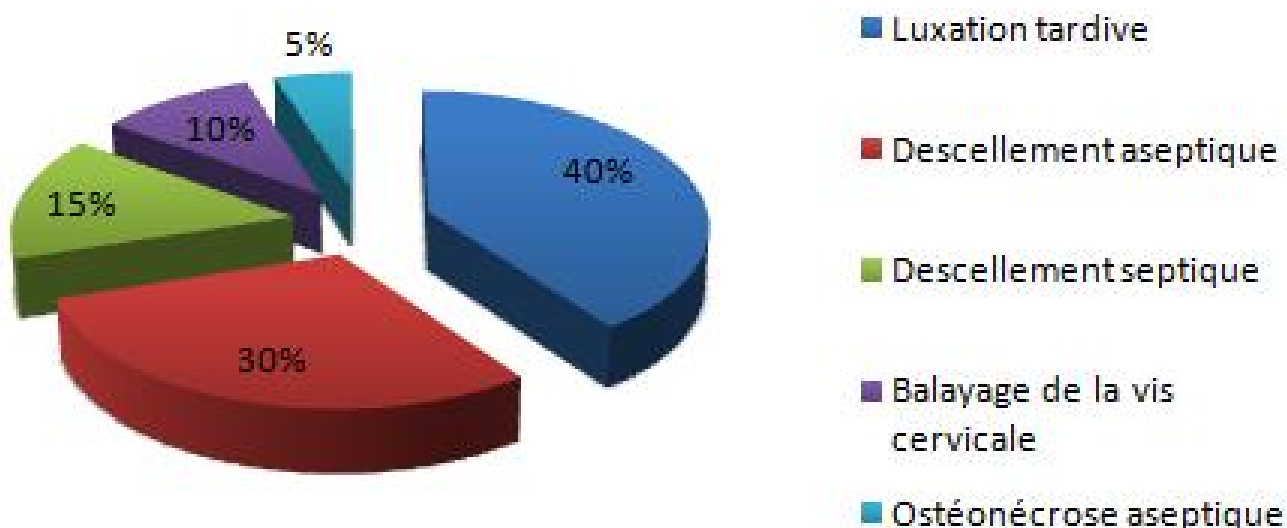
Tableau 6 : les causes de reprise fémorale

Causes de reprise fémorale	Nombre de patients	pourcentage
Luxation	8	40%
Descellement aseptique	6	30%
Descellement septique	3	15%
Balayage de la vis cervicale	2	10%
Ostéonécrose aseptique	1	5%

La luxation tardive de la prothèse (40%) et les descellements aseptiques (30%) sont les principales causes de reprise fémorale, suivie par les descellements septiques (15%).

Une tentative de réduction à l'aide de manœuvre de BOEHLER a été employée chez les patients ayant eu une luxation isolée.

Un lavage simple avec antibiothérapie a été employé dans un premier lieu chez 3 patients avec un sepsis sur matériel avant l'installation du descellement.



Graphique 8 : les causes de reprise fémorale



Cas 1 : Luxation tardive chez un patient portant une PIH modulaire avec une tige cimenté.



Cas 2 : descellement bipolaire d'une PTH avec une tige cimentée et cupule vissée



Cas 3 : Balayage de la vis cervicale chez une patiente portante d'une plaque DHS



Cas 4 : luxation tardive chez un patient porteur d'une PTH

5. Motif de consultation :

a. Douleur :

Le maître symptôme présent chez tous les patients était la douleur avec différentes localisations en fonction de la cause :

- Une douleur de cuisse isolée observée chez 6 patients dont la reprise était unipolaire.
- Une douleur de cuisse avec irradiation au genou observée chez 3 patients.
- Une douleur de la fesse avec irradiation à la face externe de la cuisse chez 9 patients ; tous ayant bénéficiée d'une reprise bipolaire.

La douleur était de type mécanique chez tous les patients avec une limitation du périmètre de la marche d'une moyenne de 100m.

b. Boiterie :

L'insuffisance du moyen fessier à l'origine de la boiterie de Trendelenburg a été évaluée en consultation lors de la marche et de la position debout en appui monopodal.

Chez les patients déambulants, nous avons retrouvé 13 cas soit 65% d'insuffisance du moyen fessier entraînant une boiterie de Trendelenburg.

Une inégalité des 2 membres inférieurs a été observée chez la quasi-totalité des patients de notre série sauf pour une seule malade dont la cause était une ostéonécrose aseptique de la tête fémorale.

6. Planification préopératoire :

a. Evaluation clinique :

L'évaluation clinique préopératoire était basée sur 2 principaux scores :

- Le score Postel et Merle d'Aubigné (PMA) [74] a été utilisé chez tous les patients en préopératoire et au plus long recul. Cette cotation repose sur 3 items notés chacun sur 6: douleur, motricité et marche. Il s'agit d'une évaluation globale tant du résultat clinique que du geste qui a souvent porté sur les deux implants, fémoral et acétabulaire.
- Le score fonctionnel Harris Hip Score (HHS) [75] fondé sur l'évaluation de la douleur, la fonction, les mobilités de hanche ainsi que les attitudes vicieuses.

Il est coté sur un total de 100 points.

Tableau 7 : Scores fonctionnels de la hanche en préopératoire.

Cas numéro	PMA	HHS
1	9	69
2	7	54
3	7	63
4	8	57
5	8	55
6	6	61
7	6	31
8	8	52
9	7	47
10	9	68
11	6	45
12	6	51
13	9	65
14	9	65
15	6	42
16	9	63
17	8	64
18	8	50
19	7	67
20	9	57

Le score moyen de PMA [74] était de 7.6 avec des extrêmes de 6 et 9.

Le score moyen de HHR [75] était de 55.95 avec des extrêmes de 31 et 69.

a. Evaluation radiologique :

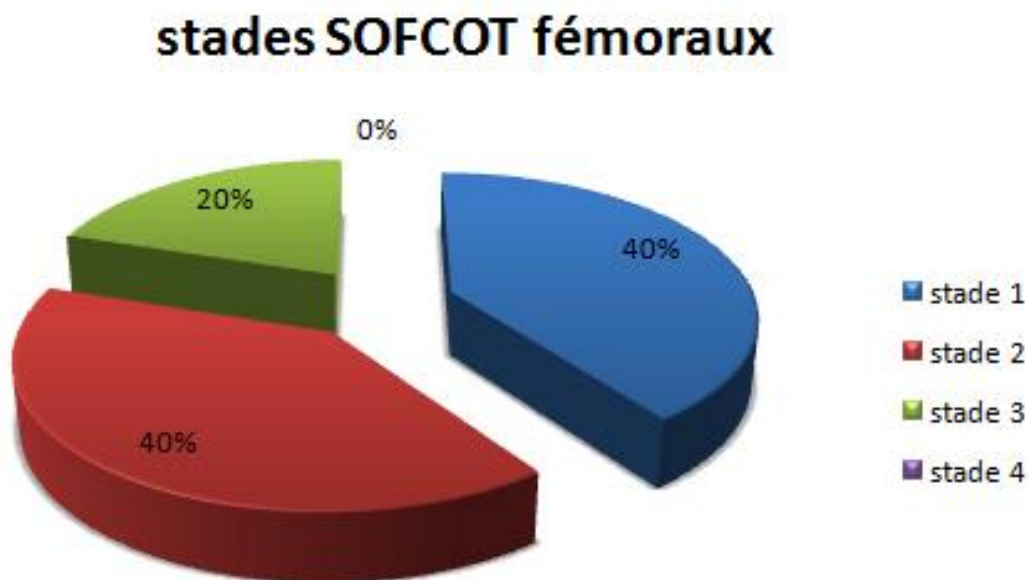
Tous nos patients ont bénéficié, dans le cadre du bilan radiologique à visé diagnostic, d'une radiographie du bassin face et d'une radiographie de la hanche concerné de face prenant toute la prothèse.

D'autres investigations radiologiques ont été réalisé notamment une radiographie standard des genoux face et profil.

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

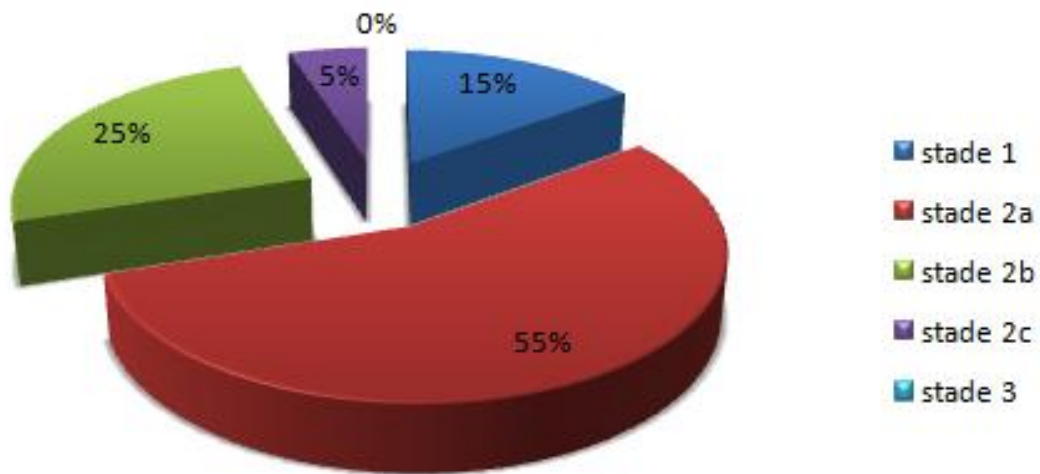
i. Implants fémoraux.

Les radiographies de fémur ont été analysées pour permettre d'évaluer les défauts fémoraux préopératoires selon la classification de la SOFCOT et selon Paprosky [77].



Graphique 9 : répartition des patients en fonction des stades SOFCOT fémoraux.

stades PAPROSKY fémoraux



Graphique 10 : répartition des patients en fonction des stades PAPROSKY fémoraux.

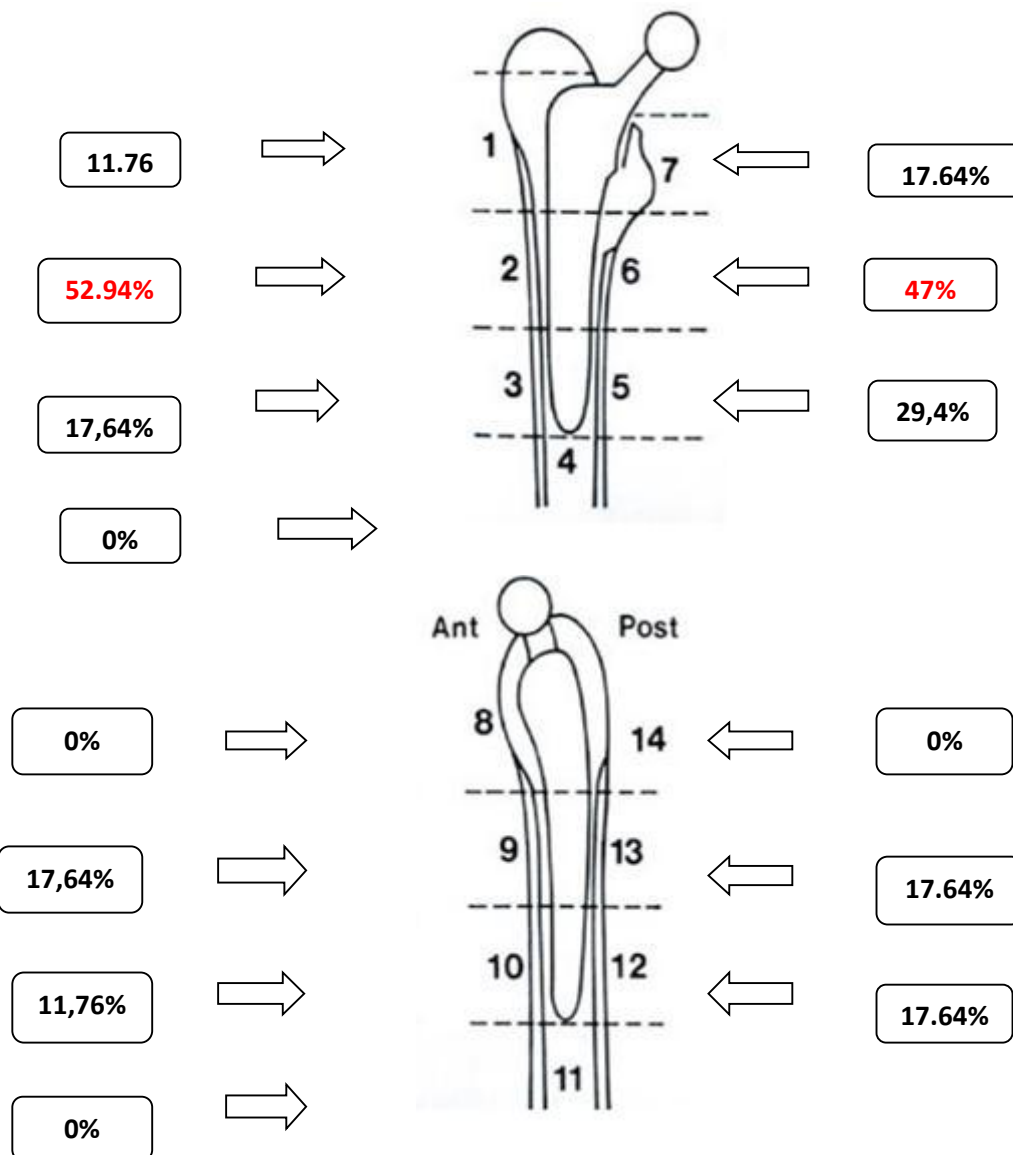
Dans un seul cas (numéro 7°) classée stade 2a selon la classification de PAPROSKY [77] et stade 1 selon classification SOFCOT, on note une fracture du fémur classée stade B2 (avec descellement) selon la classification de VANCOUVER [78]. .

Sur les 17 patients portant une tige de première intention : 13 patients avaient une tige bien centrée et 4 patients présentaient une tige déviée, dont 2 en varus et 2 en valgus.

Usure :

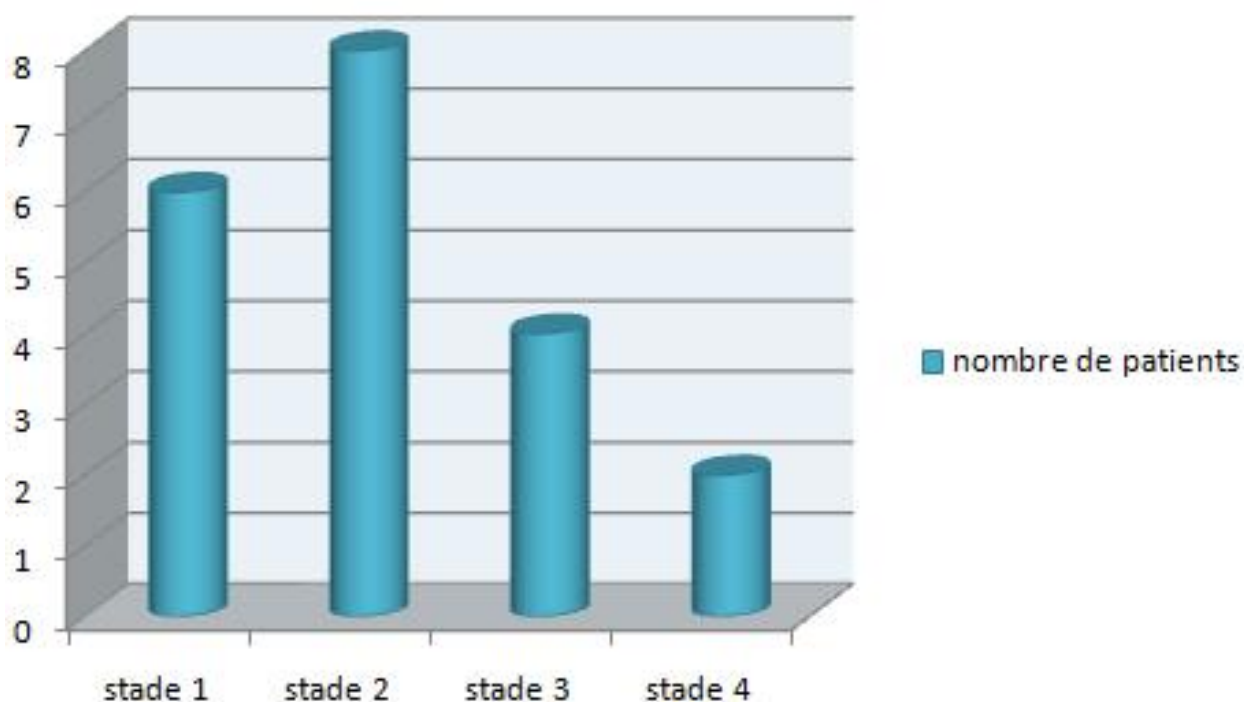
L'évaluation des zones Corticales déficiente a été réalisée en prenant pour référence les zones définies par GRUEN [79]. .

Sur les 17 patients porteurs d'une prothèse de hanche 16 patients ont présenté au moins une zone d'usure.



Les zones 2 et 6 de GRUEN [79] étaient les plus touchées par l'usure, observées chez 13 patients. Au second lieu vient la zone 5 observée chez 5 patients.

Ostéoporose préopératoire [70] :



Graphique 12 : répartition des patients en fonction des stades d'ostéoporose.

On note la présence d'une ostéoporose avérée (stades 3 et 4) chez 6 soit 30 % des patients.

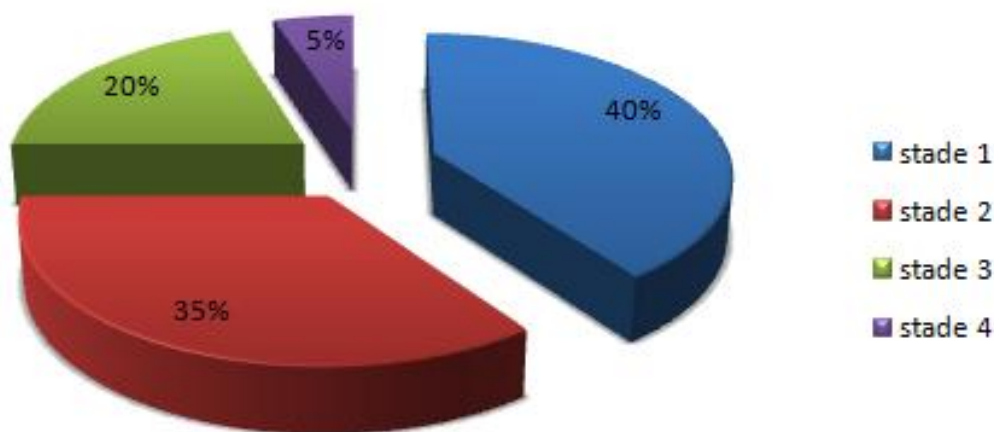
Evaluation du morphotype fémoral [70] :

Chez la quasi-totalité des patients de notre étude soit 18 patients, le fémur était droit de face avec une faible courbure de profil (90%)

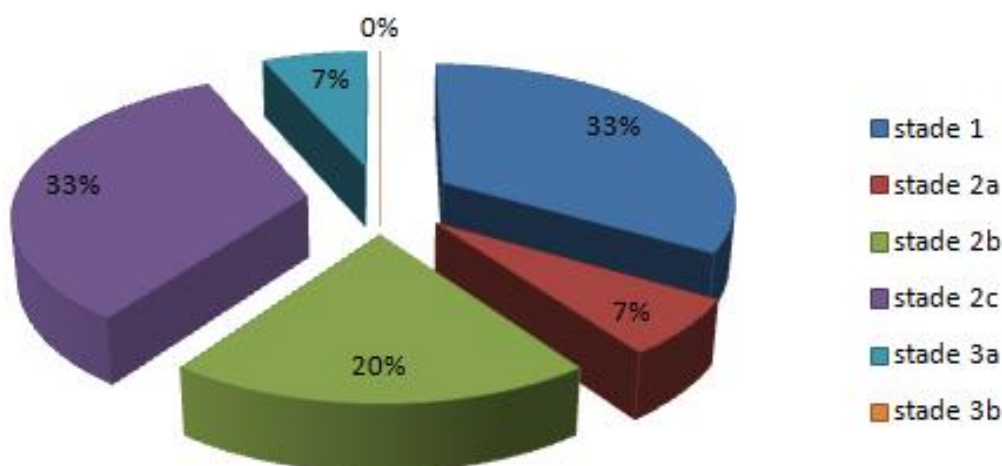
Deux patients seulement présentaient un fémur courbe de profil et droit de face. Une trochantérotomie a été réalisée chez les 2 patients.

ii. Implants acétabulaires :

Les dégâts osseux acétabulaire des 14 reprises bipolaires ont également été classés selon la SOFCOT et PAPROSKY [77].



Graphique 13 : répartition des patients en fonction des stades SOFCOT du cotyle.



Graphique 14 : répartition des patients en fonction des stades PAPROSKY du cotyle.

Pour le positionnement du cotyle : parmi les 14 patients portants une prothèse totale de la hanche :

- 11 patients présentaient un cotyle bien positionnée avec un angle d'inclinaison compris entre 40° et 50°.
- 2 patients avaient un degré d'inclinaison >50° du cotyle.
- Un seul patient avait un degré d'inclinaison insuffisante <40°.

Tous les cotyles étaient antéversés sauf pour 2 malades.

c. Etude d'opérabilité :

- *Etude clinique et radiologique :*

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

- *Etude para clinique :*

Tous nos patients ont bénéficié d'un bilan para-clinique préopératoire comportant :

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

- Un ECBU
- Un ECG; une Radiographie thoracique de face

D'autres consultations spécialisées et examens para-cliniques spécifiques ont été réalisés selon la nécessité. Notamment pour les patients où le score ASA était à 3.

7. La reprise :

a. Information du patient :

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

Ce devoir est d'ailleurs partagé avec les anesthésistes ou tout autre prestataire participant aux soins.

b. Préparation du malade – salle d'opération :

- Comme pour la chirurgie initiale tous nos patients ont bénéficié d'une préparation locale qui a consisté en un rasage du membre inférieure et du pubis et une désinfection cutanée de la région opératoire par de la Bétadine dermique avant l'intervention.
- L'intervention s'est déroulée dans une salle réservée exclusivement à la chirurgie aseptique par 2 opérateurs différents.
- Tous les patients ont été installés en décubitus latéral strict avec un appui pubien et un appui fessier formant un étau, bassin vertical par rapport au plan de la table.

- Des prélèvements bactériologiques ont été réalisés à titre systématique à chaque intervention.

c. Type d'anesthésie :

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

d. Séquence et voie d'abord :

La reprise s'est faite en un seul temps pour 17 patients.

3 patients présentaient un descellement septique ont bénéficié d'un système d'irrigation–drainage et réimplantation en 2 temps espacé de 6–8 semaines avec ablation de la prothèse et remplacement par un Spacer cimentée au ATB puis reprise avec une couverture systématique par une antibiothérapie adaptée selon l'antibiogramme pendant une durée de 3–4 mois.

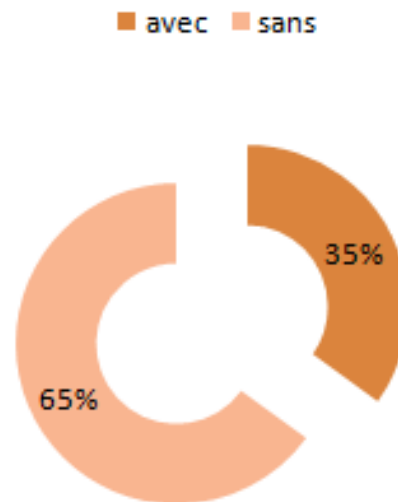
Toutes les malades ont été repris par la même incision initiale, c'est-à dire la voie d'abord postéro–externe selon Moore.

e. Attitude thérapeutique :

i. Temps fémoral :

- ❖ *La trochantérotomie a été réalisée chez 7 patients soit 35%.*

trochantérotomie



Graphique 15 : pourcentage de patients ayant subi une trochantérotomie.

- ❖ *L'extraction de l'implant fémoral* est effectuée par voie Endo-fémorale chez tous les patients.
- ❖ *Evaluation du ciment* [70] : chez 6 patients sur les 17 patients avec une tige fémorale cimentée de première intention l'extraction du ciment était difficile soit 35,29%.
- ❖ *L'implant fémoral utilisé* chez tous les patients est une tige de révision droite type REVITAN [80] sans ciment, en alliage de titane dont la stabilité primaire s'obtient exclusivement au moyen d'un ancrage press-fit.

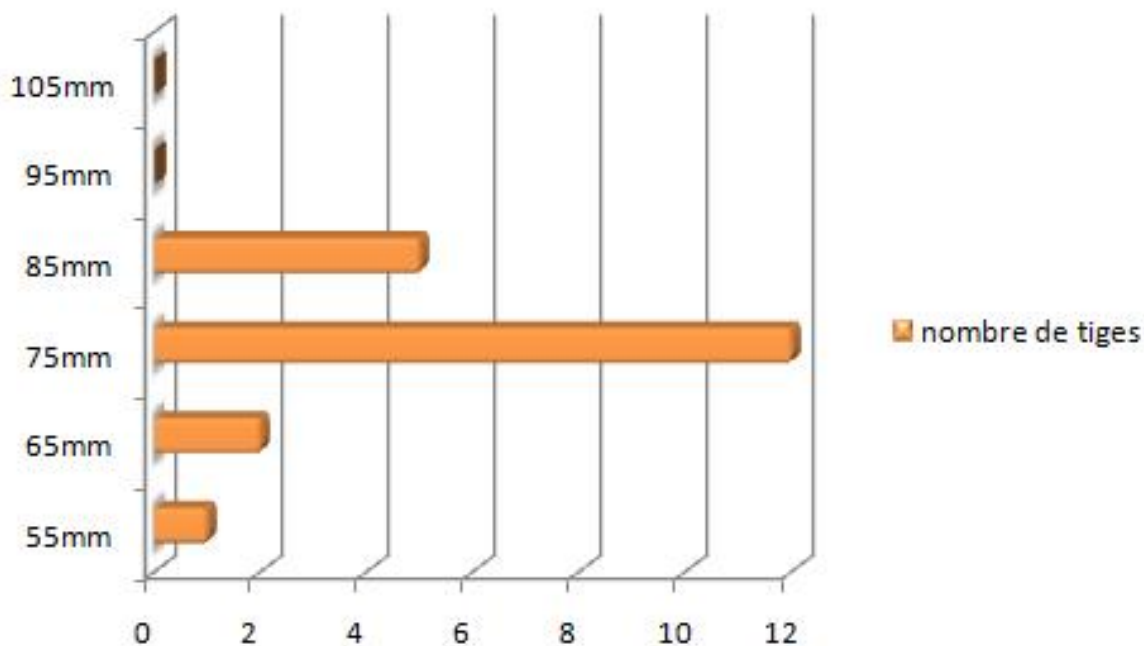
Chaque tige fémorale est composée de 2 éléments : une pièce proximale et une pièce distale. La liaison mécanique est assurée par un système de cônes morses.

20 prothèses de type REVITAN [80] ont été implantées.

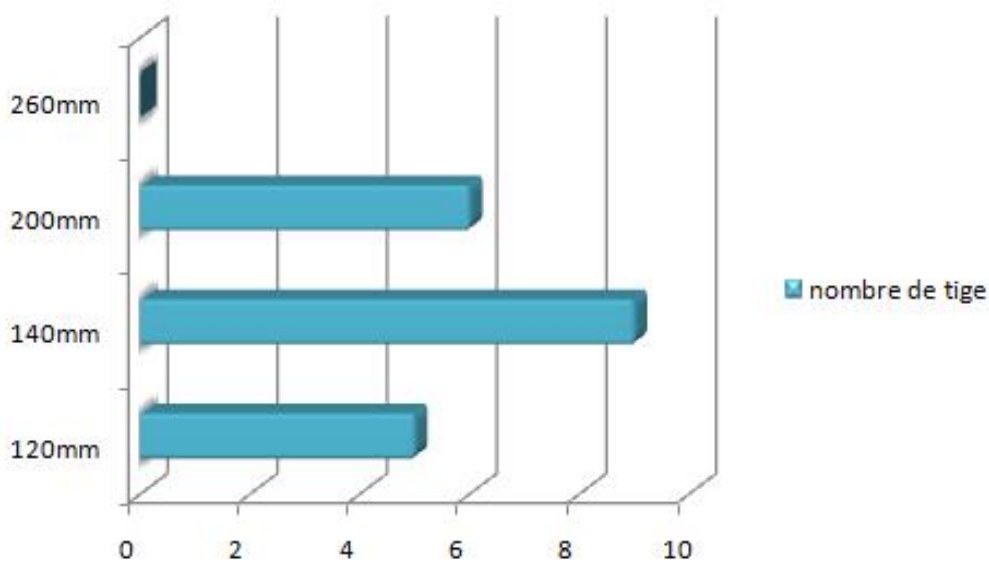


**Figure 1 : Tige de révision type
REVITAN**

- Taille moyenne des pièces proximales est de 75mm avec des extrêmes entre 55mm et 85 mm.
- Taille moyenne des pièces distales est de 140 mm avec des extrêmes de 120mm et 200mm.
- Diamètre moyen des tiges distales est de 16 mm pour la majorité des tiges fémorales.
- La longueur du col était la même pour toutes les tiges 44mm.

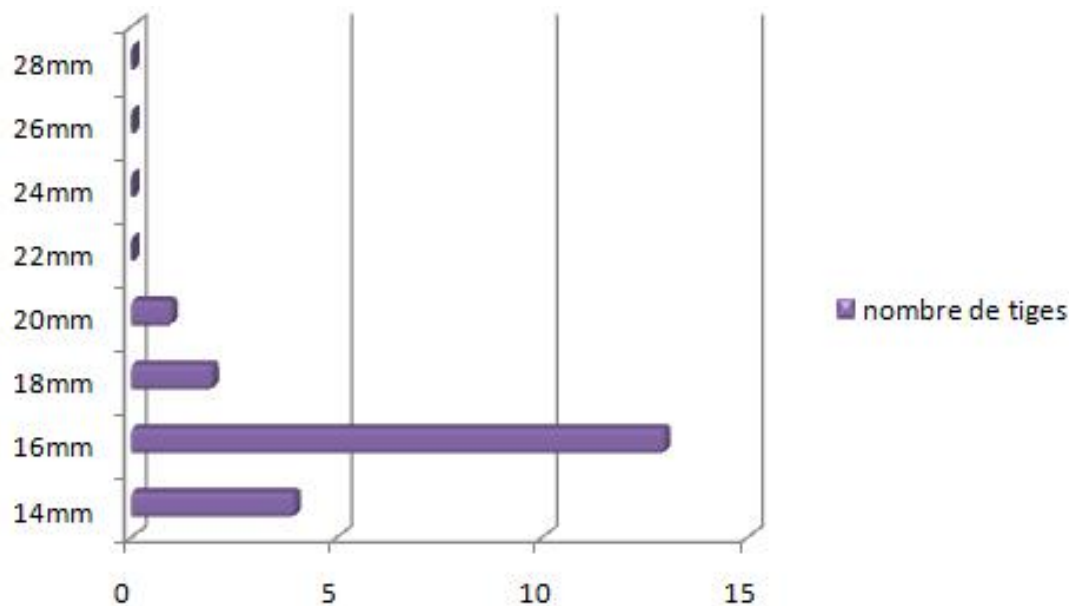


Graphique 16 : répartition des tiges par la taille des pièces proximales

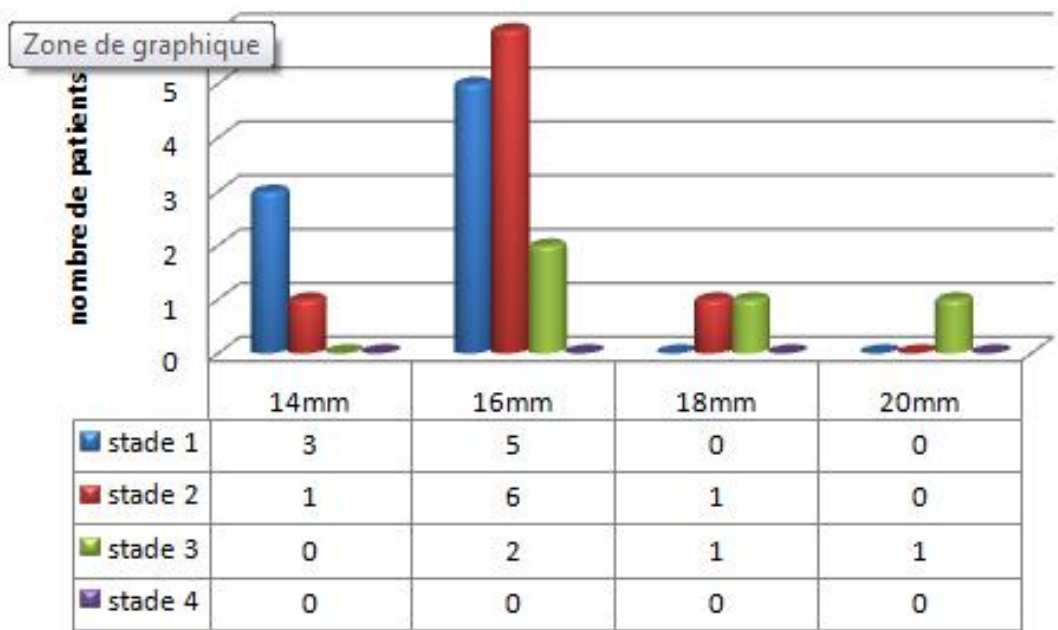


Graphique 17 : répartition des tiges par la taille des pièces distales.

NB : la longueur 260 mm de la pièce distale nécessite le plus souvent un abord par fémorotomie, or dans notre série en aucun cas on a utilisé cette voie.



Graphique 18 : répartition des tiges par le diamètre moyen des pièces distales



Graphique 19 : Diamètre des tiges en fonction du stade SOFCOT

On remarque que les diamètres de la tige semblent augmenter avec l'importance des défauts osseux, mais le test statistique réalisé montre que le stade SOFCOT n'a pas d'influence significative sur le diamètre des tiges ($p = 0,3$).

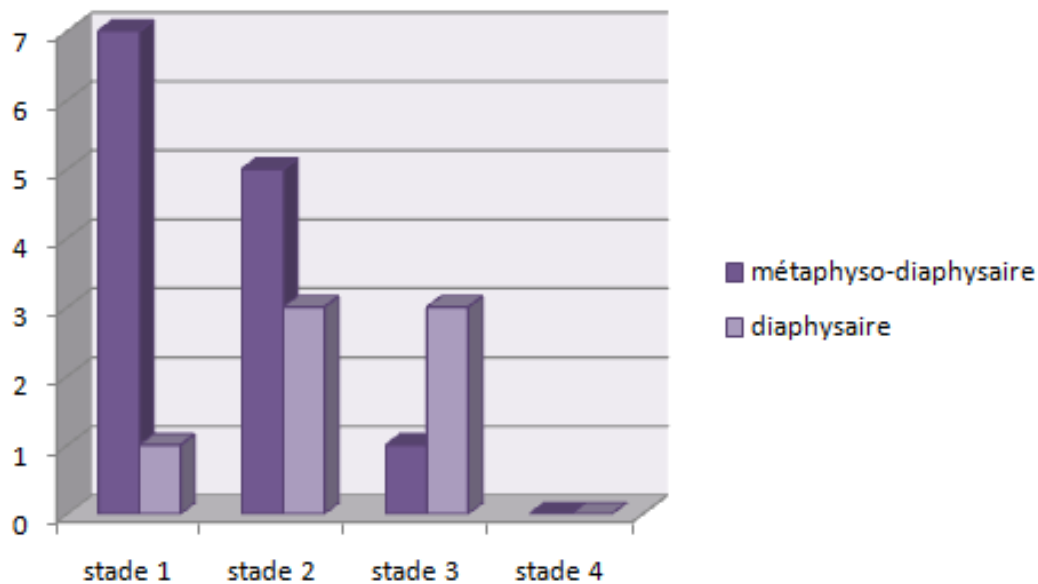
❖ ***Zone de stabilité primaire de l'implant*** [70]:

La zone de stabilité primaire de l'implant est notée à partir de la radiographie initiale et du compte rendu opératoire. Elle peut être métaphyso-diaphysaire ou diaphysaire.

Dans 13 cas, la stabilité primaire a été obtenue en région métaphyso-diaphysaire (65%), dans 7 cas en région diaphysaire (35%).



Graphique 20 : répartition des patients en zone de stabilité primaire



Graphique 21 : Zone de stabilité primaire en fonction des défauts préopératoires

On remarque que plus les défauts osseux augmentent, plus un appui diaphysaire est recherché. Cela est tout à fait logique puisque la perte osseuse métaphysaire survient dès les premiers stades de défauts osseux et compromet tout appui proximal. (De part le faible effectif de la série, ces valeurs ne sont cependant pas statistiquement significatives ($p = 0,28$.)

- ❖ **Un cerclage** a été effectué chez les 7 patients ayant subi une trochantérotomie soit 35%.
- ❖ **Antéversion du col réglé en per opératoire** était entre 10° et 20° chez tous les patients de notre série.
- ❖ **Une fracture de fémur** est survenue en per opératoire suite à une fausse route chez 2 patients dont l'indication de la reprise était un balayage de la vis cervicale pour le premier patient et l'ostéonécrose aseptique de la tête fémorale pour le deuxième patient.

Pour ces 2 patients une réduction de la fracture avec un cerclage a été réalisée par la suite.

ii. Temps cotyloïdien :

Dans notre étude comportant 20 patients ; 16 patients ont été opérés au niveau du cotyle.

9 patients ont bénéficié d'une armature cotyloïdienne type Croix de Kerboull dont un patient a nécessité une greffe osseuse structurale. Il s'agissait d'autogreffe.

4 patients avec une cupule cimentée dont une cupule a été cimentée par du ciment à antibiotique.

3 patients opérés par une cupule vissée.

La taille de la pièce cotyloïdienne était comprise entre 44 et 56mm.

d. Durée de l'intervention :

La moyenne de durée des interventions était de 2h10 min avec des extrêmes de 1h40min à 3h30 pour 17 de nos patient.

Pour les 3 patients avec un descellement septique, un intervalle de 6-8 semaines était nécessaire avant la mise en place de la nouvelle tige.

e. Le traitement postopératoire :**❖ Le traitement médical :**

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

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

❖ *La rééducation :*

Les protocoles de rééducation utilisés ont été très variés, adaptés à l'appréciation per opératoire de la stabilité prothétique fémorale et acétabulaire et aux habitudes de chaque opérateur.

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

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

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

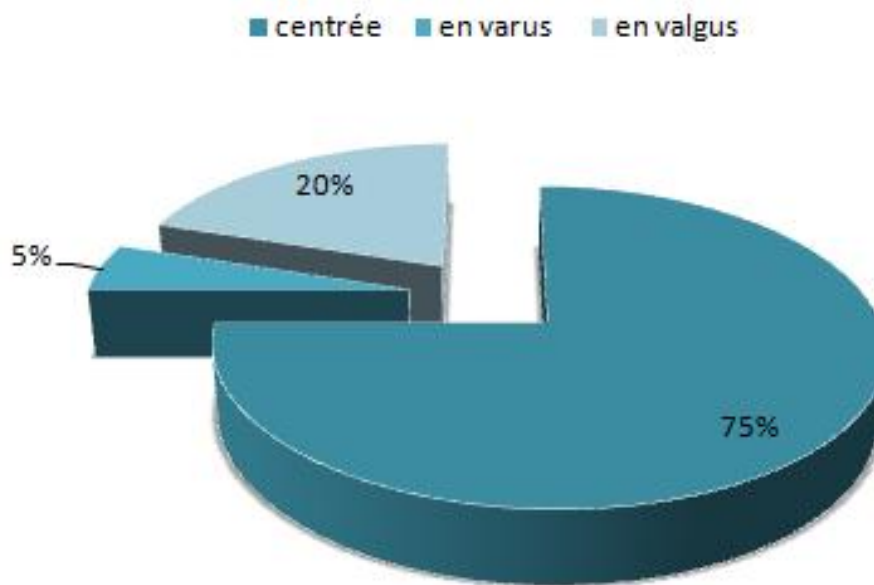
L'appui été soulagé sous couverture de 2 cannes pendant 45 jours.

f. Contrôle radiologique postopératoire immédiat :***1. Implant fémoral :******❖ Positionnement de la tige de révision :***

La nouvelle tige implantée a été bien centrée chez 15 patients soit 75%.

La tige était en valgus chez 4 patients soit 20%.

La tige était en varus chez un seul patient soit 5%.



Graphique 22 : répartition des patients en fonction du positionnement final de la tige fémoral

❖ Contact implant-os :

La longueur de la zone de contact implant-os était en moyenne de 29,75mm avec des valeurs qui varient entre 20mm et 35mm.

❖ Index de Hoffman [81]:

L'index de Hoffman moyen à 10 cm du petit trochanter était de 43.4% (32% – 61%).

II. Implant cotyloïdien :

❖ L'inclinaison de l'implant sur l'horizontale a été mesurée par rapport à la ligne bi-ischiatique, ce qui permettait d'obtenir pour chaque implant un angle alpha postopératoire.

L'inclinaison de l'implant cotyloïdien était en moyenne de 39.5° (35–47).

❖ Chez tous nos patients, le cotyle était antéversé.

g. Complications postopératoires:

Une luxation précoce a été déplorée qui a nécessité une réduction chirurgicale sans récurrence.

Un cas d'infection précoce revenue en faveur d'un staphylocoque aureus qui a bénéficié d'un lavage simple et d'une antibiothérapie adaptée.

Les 2 complications ont survenu la première année qui a suivi la pose de l'implant.

8. Données au recul :

a. Résultats cliniques :

Parmi les 20 patients de notre série, 2 patients ont décédé et donc ont été exclus de l'évaluation au Recul.

Après un recul moyen de 29 mois, avec des extrêmes allant de 3 à 67 mois ; les résultats cliniques de notre étude ont été appréciés par les différents scores fonctionnels de la hanche.

Tableau 8 : Comparaison entre les scores fonctionnel en préopératoire et au dernier recul.

Cas numéro	PMA		HHS	
	préopératoire	recul	préopératoire	Recul
1	9	12	69	85
2	7	15	54	96
3	7	16	63	90
4	8	12	57	91
5	8	15	55	86
6	6	12	61	85
7	6	13	31	78
8	8	13	52	88
9	7	Décès	47	Décès
10	9	15	68	91
11	6	13	45	83
12	6	12	51	86
13	9	12	65	89
14	9	12	65	75
15	6	11	42	79
16	9	13	63	90
17	8	12	64	83
18	8	13	50	84
19	7	Décès	67	Décès
20	9	15	57	81
Moyenne des scores	8,44	13,11	62,55	85,55

Le score PMA [74] au plus grand recul était en moyenne de 13,11(11 – 16), soit un gain de 4,67 points par rapport au score pré opératoire.

L'item douleur était coté en moyenne à 4,97 (2–6), soit un gain de 2,57 points.

L'item mobilité était coté en moyenne à 4,35 (4–6), soit un gain de 0,63 points.

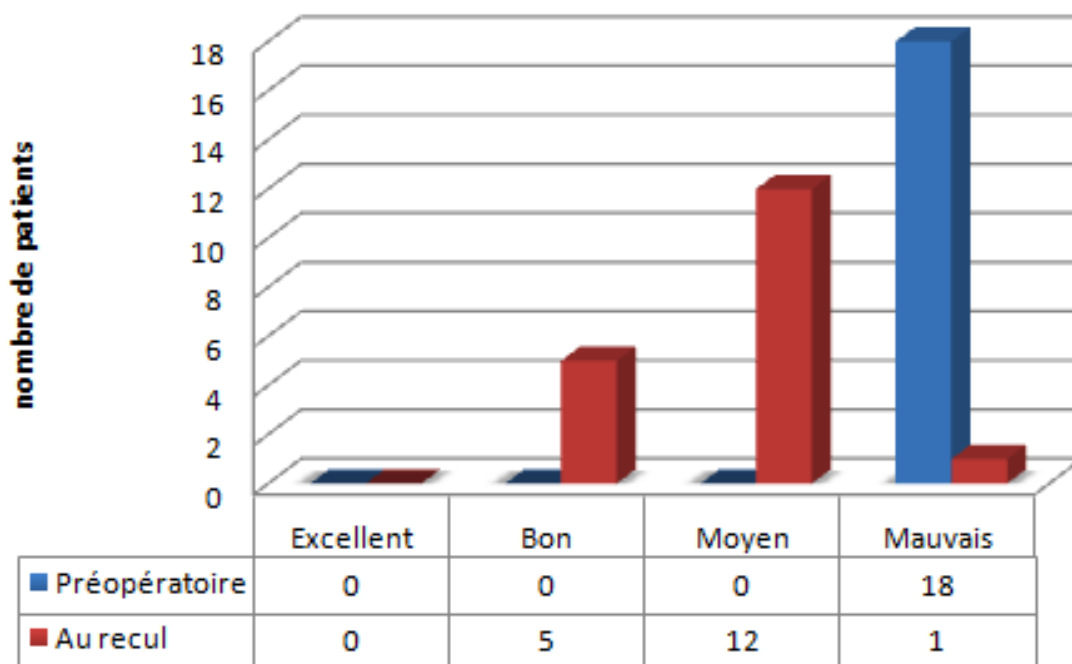
L'item marche/stabilité était coté en moyenne à 3.79 (0–6), soit un gain de 1,47 points.

L'amélioration du score PMA [74] reste, principalement centrée sur l'item douleur.

L'item marche/stabilité est altéré par les scores des patients devenus grabataires ou porteurs de pathologies ostéo-articulaires lourdes sans responsabilité de la hanche opérée.

Tableau 9 : Nombre de cas par classe fonctionnelle selon la classification de PMA.

Cotation PMA	Excellent	Bon	Moyen	Mauvais
Préopératoire				20 cas (100%)
Au recul		5 cas (27.77%)	12 cas (66,66%)	1 cas (12.5%)



Graphique 23 : Comparaison entre les résultats fonctionnels du PMA préopératoires et au dernier recul
 Excellent 18 ; Bon 15-17 ; Moyen 12-14 ; Mauvais <12

De même le score de Harris [75] global était significativement amélioré en passant de 62,55 en pré opératoire à 85,55 au plus long recul.

Tableau 10 : Nombre de cas par classe fonctionnelle selon la classification de HHS.

Cotation HHS	Excellent	Bon	correct	Mauvais
Préopératoire				20 cas (100%)
Au recul	5 cas (27,77%)	10 cas (55.55%)	3 cas (16,66%)	



Graphique 24 : Comparaison entre les résultats fonctionnels de HHS préopératoires et au dernier recul
 Excellent 90-100 ; Bon 80-90 ; Moyen 70-79 ; Mauvais <70

b. Résultats radiologiques :

i. Implant fémoral :

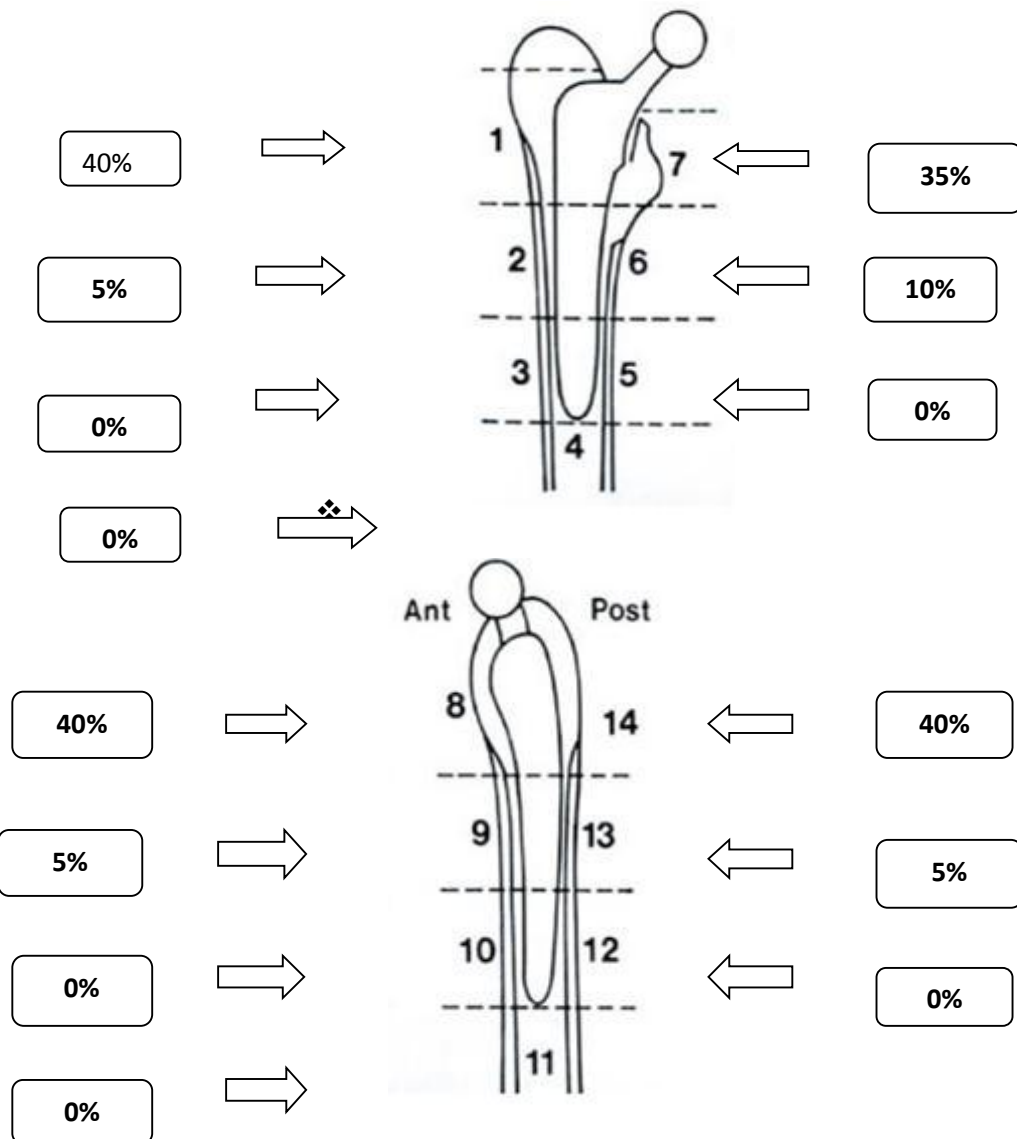
❖ L'enfoncement secondaire de la tige [82]:

L'enfoncement prothétique a été mesuré par rapport à un repère radio-opaque stable (cerclage, bord inférieur du petit trochanter, sommet apparent du grand trochanter...).

Pour contourner le problème de l'agrandissement des clichés numérisés, nous avons réalisé une simple règle de trois en sachant qu'au niveau de la jonction pièce proximale – pièce distale de la prothèse (toujours bien visualisée) la taille réelle est toujours de 19 mm quel que soit la pièce choisie.

Dans notre série on a trouvés 6 patients (33,33%) avec un enfoncement significatif d'une moyenne de 6.33mm (5–9mm).

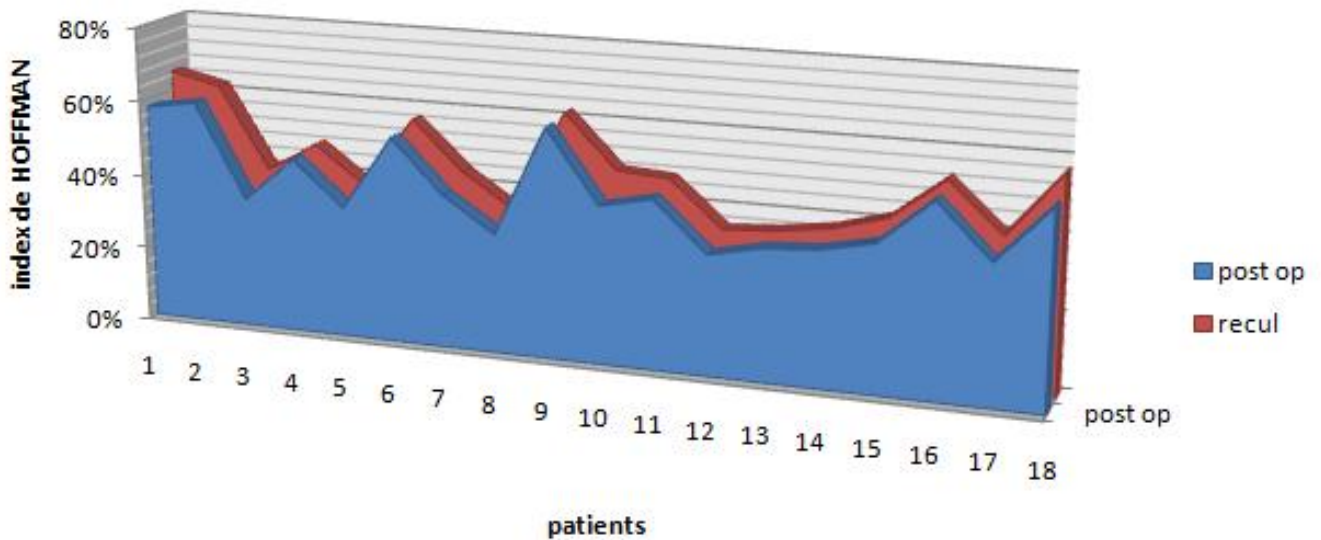
❖ *Le liseré selon les zones de GRUEN [79] :*



Dans notre étude, on note la présence d'un liseré péri-prothétique en zones métaphysaire proximales (1 et 7 en face et 8 et 14 en profil).

❖ *index de HOFFMAN* [81] *au dernier recul* :

L'index de Hoffman moyen à 10 cm du petit trochanter était de 47,05% (35–65%), avec un gain moyen de 3.65%.



Graphique 25 : comparaison des résultats de l'index de HOFFMAN en postopératoire immédiat et au dernier recul

❖ *trochantérotomie* :

Au recul, nous ne déplorons pas de pseudarthrose sur les 7 trochantérotomies réalisées.

ii. Implant cotyloïdien :

Aucun cas de descellement acétabulaire n'a été retrouvé au dernier recul.

L'inclinaison moyenne de la cupule était d'environ 41°, aucune différence significative des valeurs moyennes n'a été trouvée entre les valeurs postopératoires immédiates et les valeurs au dernier recul.



2- Incidence en post opératoire immédiate



3- Incidence de contrôle montrant le balayage



4- Incidence de face montrant le traitement de la reprise (PTH de reconstruction par tige type REVITAN)

DISCUSSION

L'arthroplastie totale de la hanche est devenue l'une des interventions Orthopédiques les plus couramment pratiquées. C'est une intervention permettant de remplacer une articulation détruite, et ainsi soulager la douleur et améliorer la mobilité du patient.

Néanmoins; ce n'est pas une méthode indemne de complications; parmi ces complications, nous retrouvons les descellements aseptiques, les luxations, les fractures et les infections.

La chirurgie arthroplastique de reprise est un des défis majeurs de l'orthopédie Moderne Il s'agit d'une chirurgie complexe aux résultats plus incertains que l'arthroplastie primaire et affichant des taux de complications plus importants. Ainsi la durée de vie d'un implant diminue avec le nombre de reprises chirurgicales.

A. RAPPEL ANATOMIQUE DE LA HANCHE

La hanche est l'articulation proximale du membre inférieure, c'est une énarthrose unissant deux surfaces articulaires : la cavité cotyloïde et la tête fémorale.

C'est l'articulation la plus puissante de l'organisme, à caractère mobile, solide, et sans laxité.

Sa situation profonde au sein des masses musculaires assurant sa motricité, explique la diversité des voies d'abord chirurgicales.

1. Les éléments osseux :

Ils sont représentés par l'acétabulum ou cavité cotyloïde et par la tête fémorale.

a. L'acétabulum ou cavité cotyloïde (figure 2):

C'est une cavité hémisphérique située au milieu de la face externe de l'os iliaque, délimitée par un rebord osseux : le sourcil cotyloïdien qui donne insertion au bourrelet cotyloïdien.

Cette cavité présente deux parties : une centrale non articulaire, et une, périphérique articulaire en forme de croissant ouvert en bas.

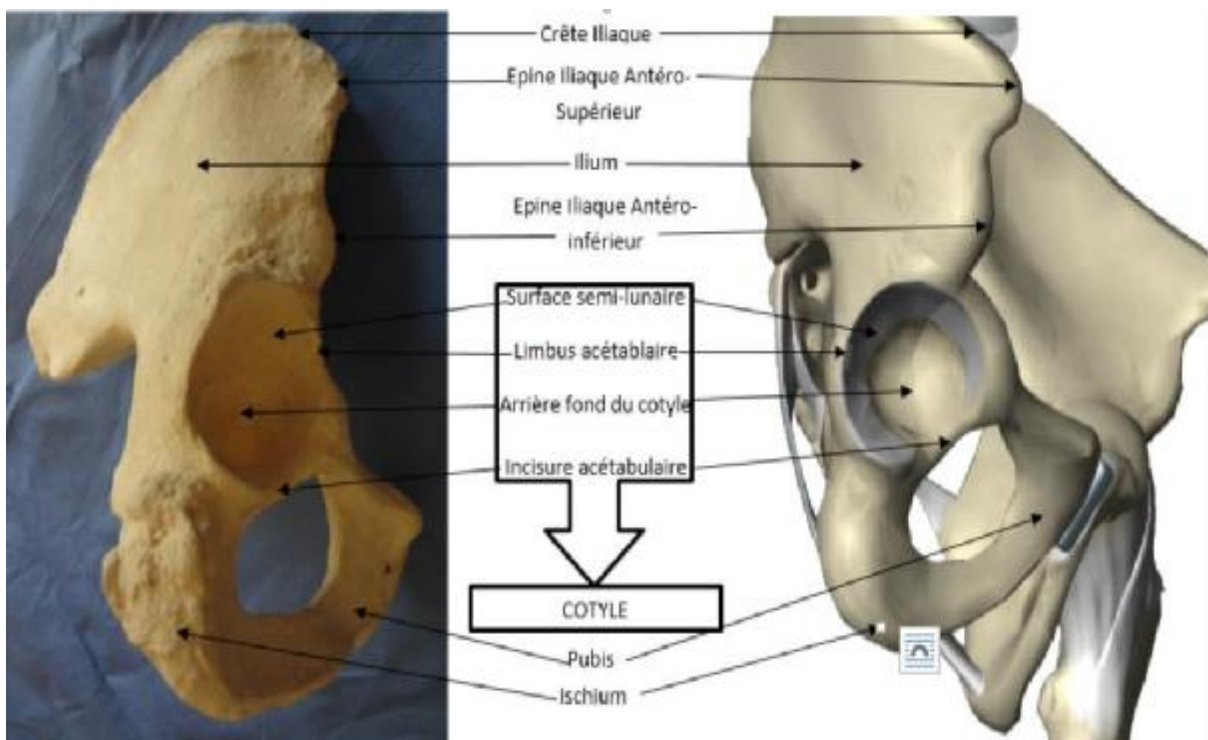


Figure 2 : Vue externe de la cavité cotyloïdienne

b. La tête fémorale (figure 3 et 4) :

C'est une saillie arrondie d'environ les deux tiers d'une sphère de 40 à 50 mm de diamètre, regardant en haut, en dedans, et en avant. Elle est creusée près de son centre, dans le quadrant postéro inférieur, par une fossette où s'insère le ligament rond.

Elle est reliée à la diaphyse fémorale par l'intermédiaire d'un cylindre aplati d'avant en arrière, rétréci en dedans et élargi en dehors, appelé col fémoral qui forme :

- Avec la diaphyse un angle d'inclinaison de 130° .
- Avec le plan frontal un angle de 15° correspondant à l'antéversion du col fémoral.

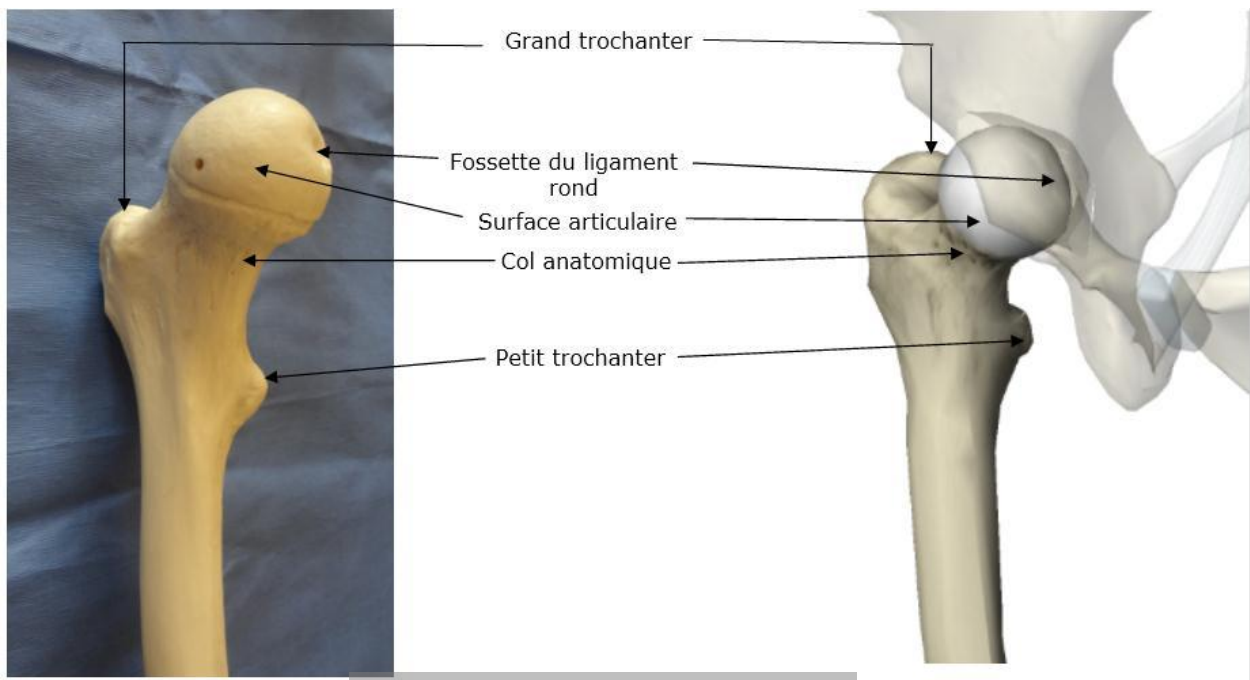


Figure 3 : Vue antérieure de la tête fémorale

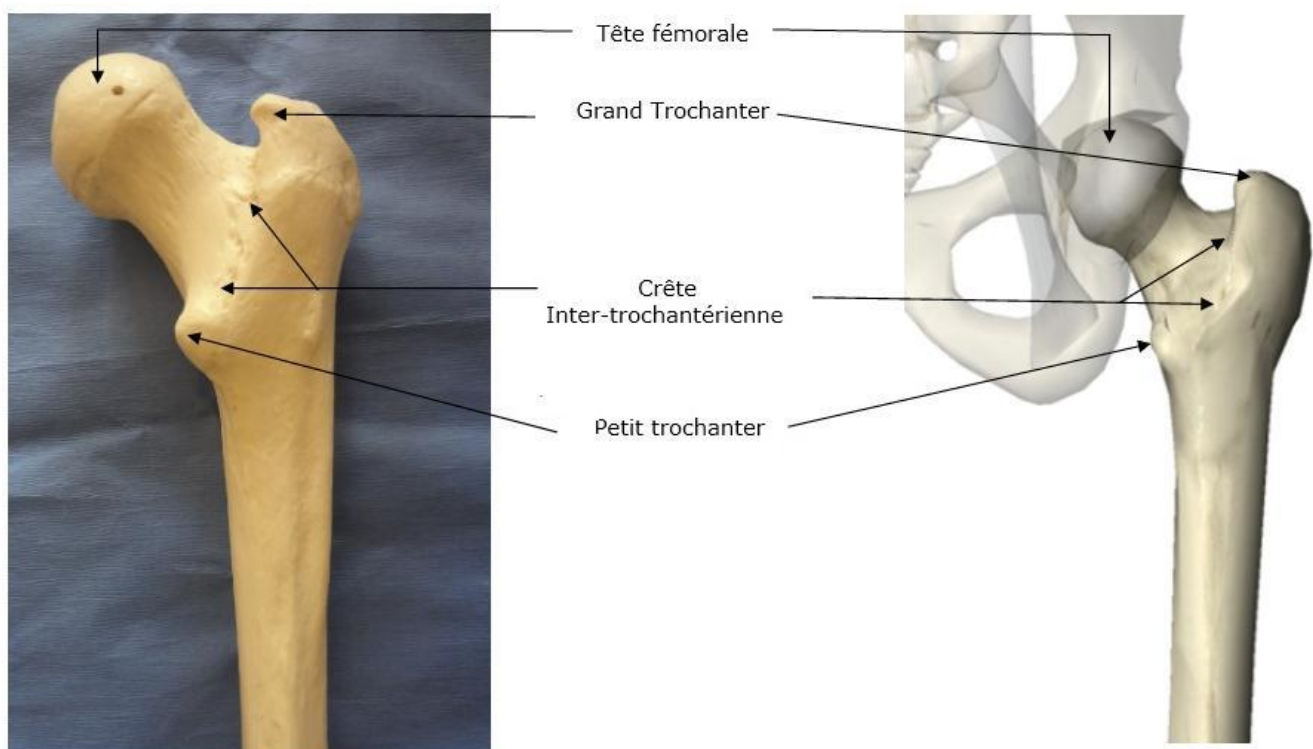


Figure 4 : Vue postérieure de la tête fémorale

2. Les moyens d'union :

Représentés par :

a. La capsule articulaire :

Elle a la forme d'un manchon fibreux cylindrique, très résistant, étendu entre le pourtour de la cavité cotyloïde et le col du fémur.

b. Le ligament rond (figure 5) :

Cordon fibreux, aplati, long d'environ 3 cm, intra capsulaire, il relie la tête fémorale à l'arrière fond de la cavité cotyloïde.



Figure 5 : Vue antérieure du ligament rond

c. Les ligaments de renforcement capsulaire (figure 6 et 7):

i. Le ligament ilio-fémoral ou ligament de Bertin :

C'est le ligament le plus puissant du corps humain, il renforce la capsule en avant, en s'insérant sur l'épine iliaque antéro-inférieure de l'os coxal et s'étale en éventail à la face antérieure de la capsule vers la ligne inter-trochantérique (partie médiale).

ii. Le ligament pubo-fémoral :

Situé sous le précédent, tendu entre l'éminence ilio-péctinée et la fossette per-trochantérienne, renforce la partie antéro-inférieure de la capsule.

iii. Le ligament ischio-fémoral :

S'étend de la face postérieure du sourcil cotyloïdien au bord interne du grand trochanter, renforce la partie postérieure de la capsule. (figure 6)

Ces moyens d'union assurent la stabilité passive de la hanche.

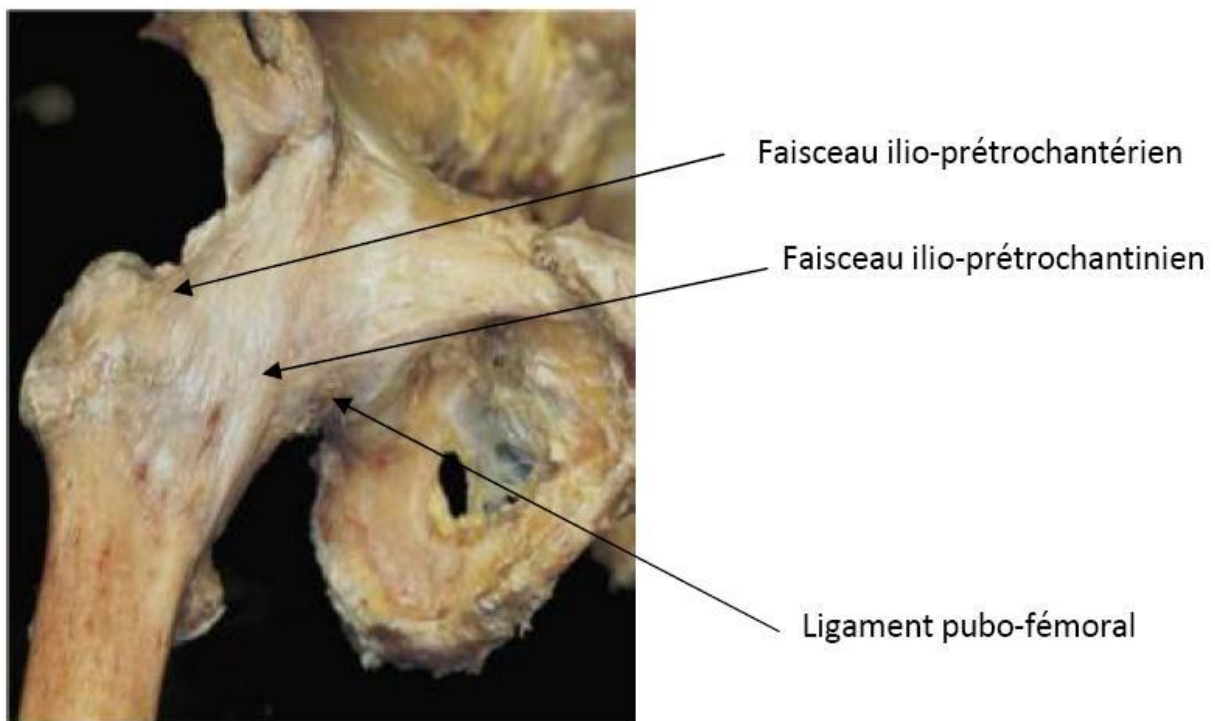


Figure 6 : Vue antérieure des ligaments de la hanche



Figure 7 : vue postérieure du ligament ischio-fémoral

3. Les rapports :

a. Les rapports antérieurs (figure 8 et 9) :

Ce sont les parties molles de la région inguino-crurale, au dessous de l'arcade fémoral .

Le muscle couturier divise la région en deux parties :

- Le triangle inguino-crural externe, en avant et en dehors, entre le tenseur du fascia lata et couturier. On trouve à ce niveau de la superficie à la profondeur :
 - Le tissu sous cutané avec les branches du nerf fémoro-cutané.
 - L'aponévrose fémorale.
 - Le muscle tenseur du fascia lata en dehors et couturier en dedans.
 - Le droit antérieur sur la capsule, dans ce plan musculaire, cheminent l'artère circonflexe antérieure sur la face antérieure du droit antérieur et les vaisseaux et nerfs du vaste externe et du droit antérieur.

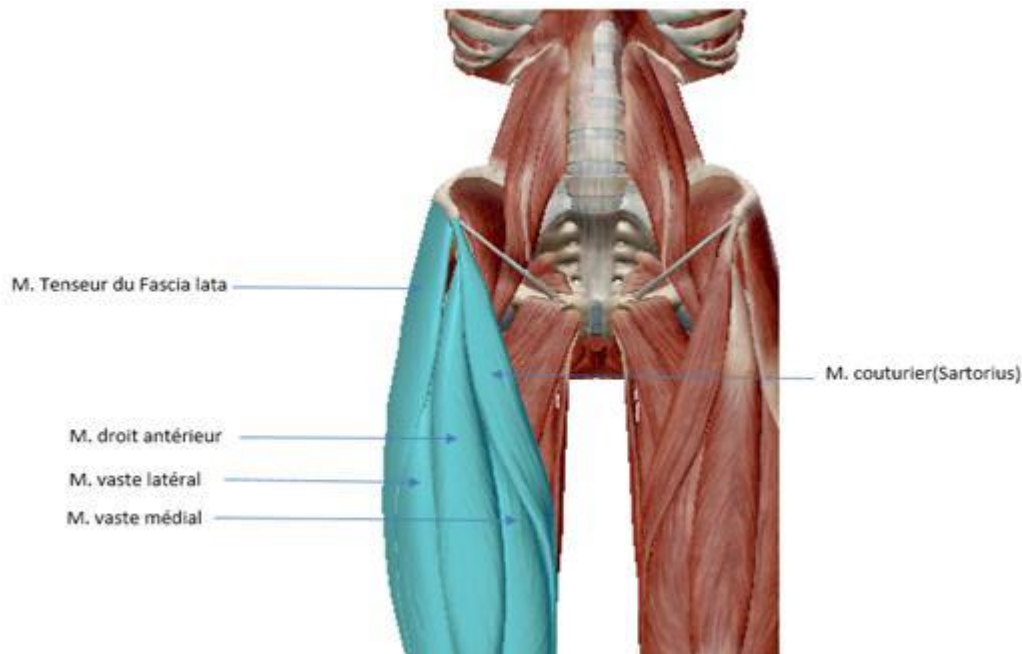


Figure 8 : Vue antérieure de la paroi antérieure de la hanche

- Le triangle de Scarpa, en avant et en dedans, entre couturier et moyen adducteur. On trouve à ce niveau de la superficie à la profondeur :
 - Le tissu sous cutané avec la veine saphène interne et les ganglions inguinaux superficiels.
 - L'aponévrose fémorale.
 - Les muscles couturier et moyen adducteur qui se croisent au sommet du triangle.
 - Les muscles psoas iliaque en dehors et pectiné en dedans. Le psoas qui va se fixer sur le petit trochanter recouvre presque complètement la capsule.
 - Dans l'angle psoas pectiné, dans le canal fémoral cheminent : l'artère fémorale, la veine fémorale, les ganglions inguinaux profonds, et le nerf crural.

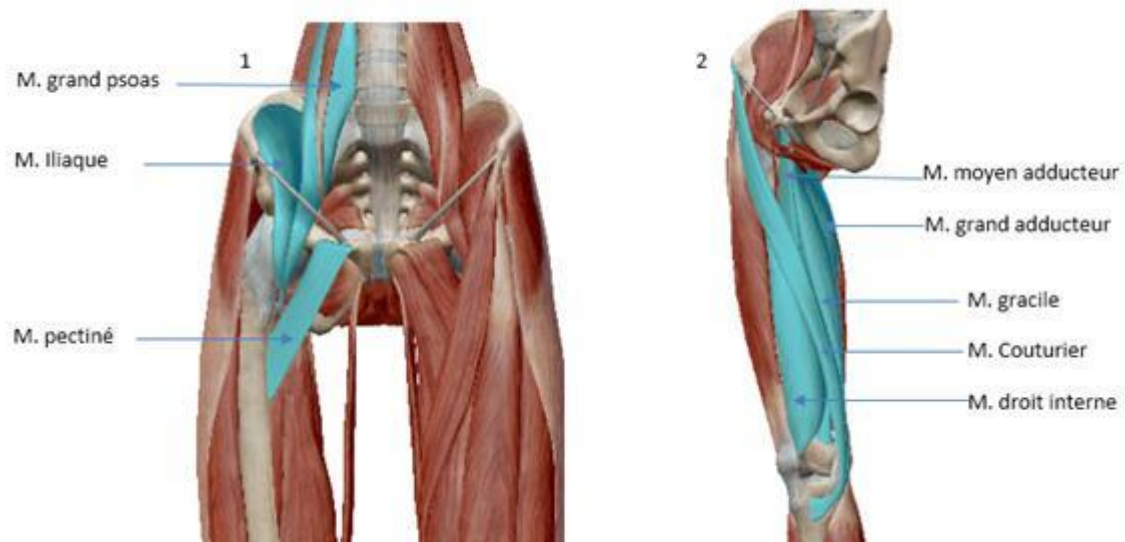


Figure 9 : Vue antérieure de la paroi antérieure de la hanche

1. Vue antérieure de la paroi profonde.

2. Vue antéro-interne.

b. Les rapports postérieurs (figure 10) :

Ce sont les parties molles de la région fessière.

On trouve à ce niveau de la superficie à la profondeur :

- L'aponévrose fessière.
- Le grand fessier.
- Le moyen fessier.
- Le petit fessier, qui recouvre la face supérieure de l'articulation.
- Les muscles péleri-trochantériens, qui recouvre directement la capsule, de

haut en bas :

- Le pyramidal du bassin.
- Le jumeau supérieur.
- L'obturateur interne.
- Le jumeau inférieur.

- L'obturateur externe croisant obliquement la face postérieure de l'articulation.
- Le carré crural qui recouvre le précédent.

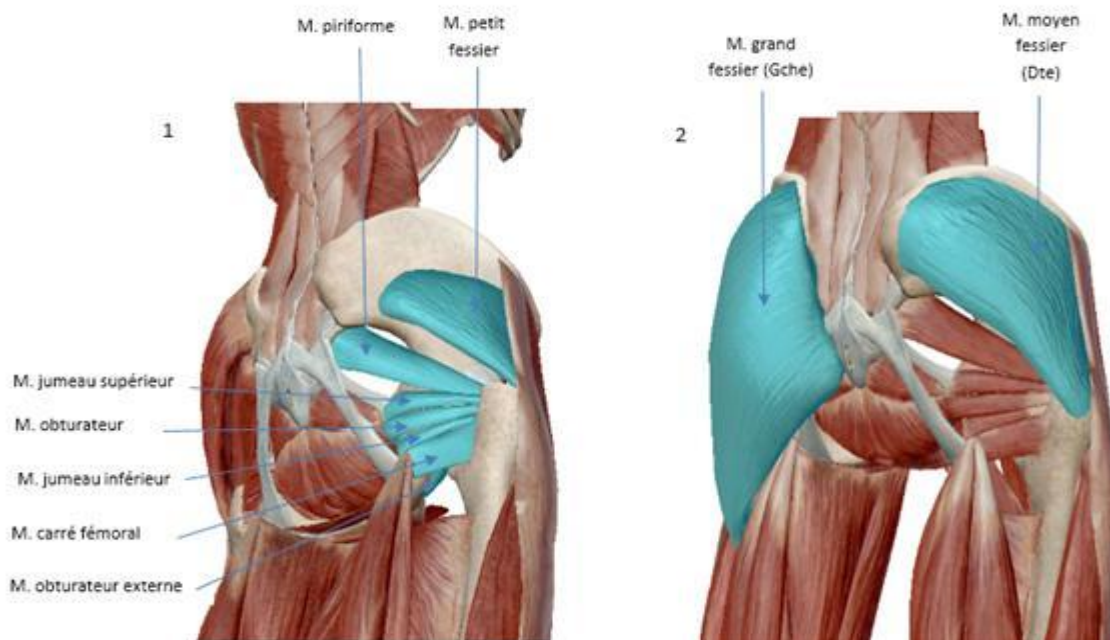


Figure 10 : vue postérieure de la paroi postérieure de la hanche.
1. La paroi profonde (les muscles pelvi-trochantériens.
2. La paroi moyenne et superficielle.

Dans cette région chemine le pédicule vasculo-nerveux inférieur de la fesse : le nerf grand sciatique est l'élément essentiel, il est accompagné par l'artère ischiatique, le nerf petit sciatique, le nerf du jumeau supérieur, le nerf l'obturateur interne, le nerf du jumeau inférieur et du carré crural.

c. Les rapports internes :

En dedans et en haut, l'articulation répond au fond du cotyle, c'est un rapport osseux, en dedans et en bas, c'est un rapport musculaire centré par le trou obturateur, qui livre passage à l'artère obturatrice, la veine obturatrice, et le nerf obturateur.

d. Les rapports externes :

L'articulation répond au grand trochanter, avec en avant le tenseur du fascia lata, en arrière le grand fessier, et à sa surface externe le petit fessier.

4. Les vaisseaux et nerfs :

a. Artères (figure 11) :

La hanche est vascularisée par :

- Les artères circonflexes antérieure et postérieure, branches de l'artère fémorale profonde. Ces artères forment autour du col fémoral, un cercle artériel qui donne des branches ascendantes pour l'articulation et surtout le col et la tête fémorale.
- La branche postérieure de l'artère obturatrice, venue de l'hypogastrique, elle vascularise la partie antéro-inférieure de l'articulation.
- L'artère ischiatique en arrière.
- La branche profonde de l'artère fessière qui vascularise la partie supérieure de l'articulation.

b. Les veines :

Elles sont satellites des artères, réalisent trois voies principales de drainage :

- Voie inter-fessière profonde.
- Voie circonflexe fémorale.
- Voie postérieure ischiatique.

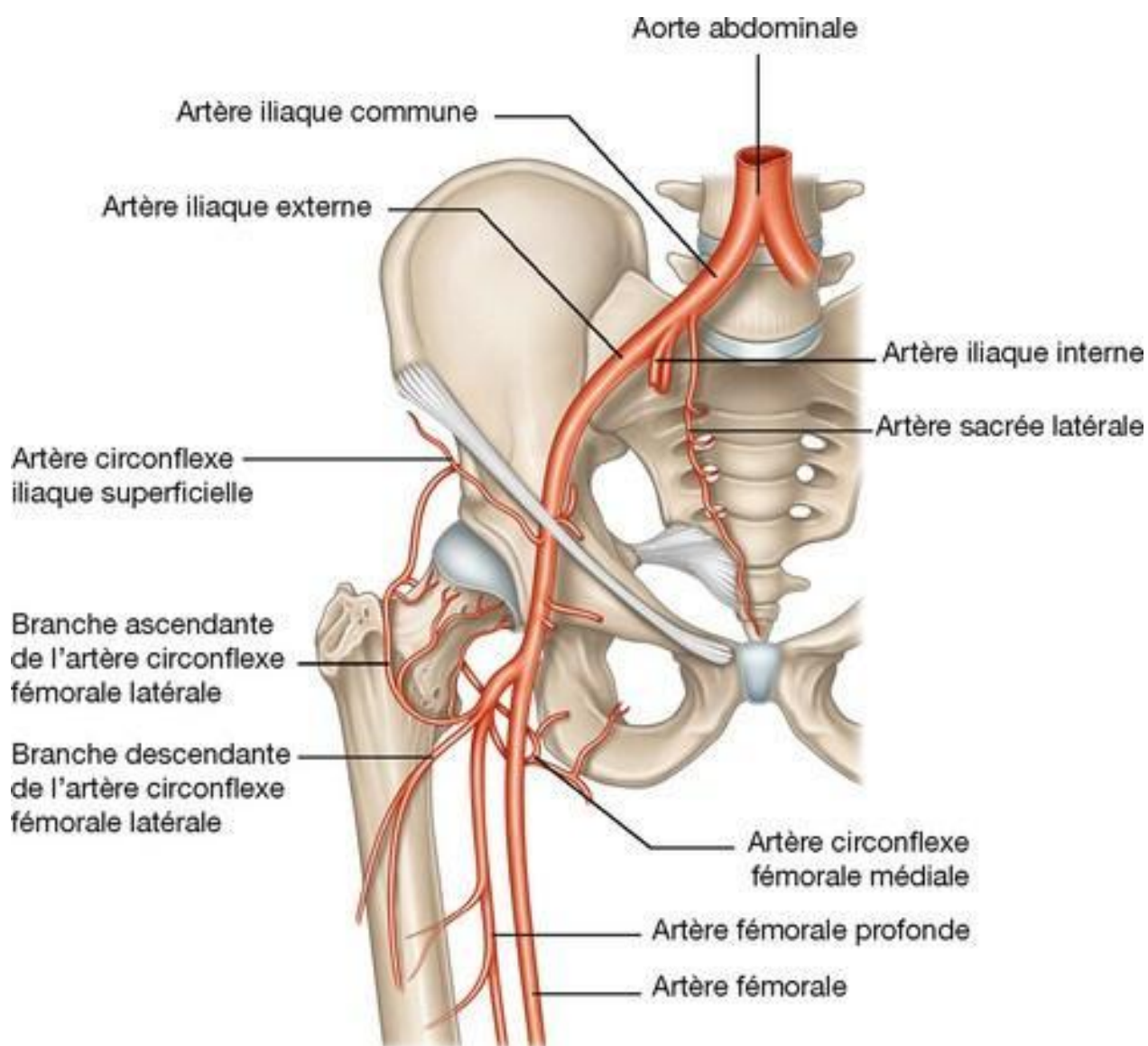


Figure 11 : Vascularisation de la hanche

c. Les nerfs (figure 12) :

L'innervation de la hanche se fait par des branches provenant du :

- Plexus lombaire par le nerf obturateur et le nerf crural.
- Plexus sacré par le nerf sciatique.

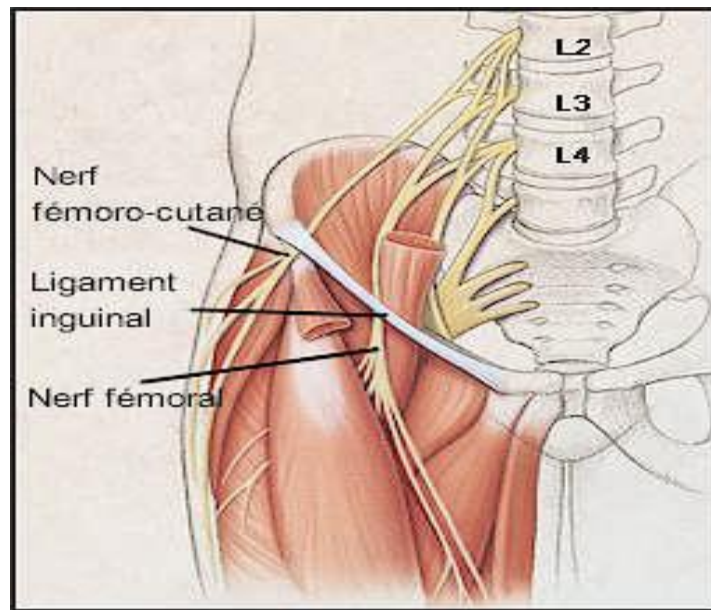


Figure 12 : Innervation de la hanche

d. Les voies lymphatiques :

Le drainage lymphatique de la hanche est assuré par deux retours :

- Ganglions iliaques externes : ganglions rétro-cruraux et ganglions du nerf obturateur.
- Ganglions hypogastriques.

B. BIOMECANIQUE & PHYSIOLOGIE DE LA HANCHE

1. Biomécanique de la hanche :

La hanche a pour fonction de supporter le poids du tronc et d'orienter le membre inférieur dans toutes les directions de l'espace selon 3 axes. En même temps c'est l'articulation la plus stable de l'organisme, la plus difficile à luxer (KAPANDJI). La hanche subit des contraintes mécaniques résultant de l'action du poids du tronc et de l'action des muscles péri articulaire.

L'intensité de ces contraintes varie selon la position et au cours des différentes phases de la marche. La compréhension des phénomènes biomécaniques est relatée en grande partie par les travaux de PAUWELS [1,2].

Elle nous conduit à d'importantes déductions chirurgicales.

a. La théorie de PAUWELS :

Elle part d'un exemple relativement simple, celui d'une colonne supportant une charge, quand le poids de celle-ci est centré au niveau de l'axe de la colonne, les contraintes de compression exercées sont uniformément réparties sur toute la section de la colonne.

Lorsqu'on déplace cette charge latéralement, en plus des contraintes de compression, il y a des contraintes de flexion.

Ces contraintes de compression se répartissent de part et d'autre de l'axe neutre de la colonne, avec des contraintes de pression du côté de la charge, et de tension du côté opposé.

A partir d'un certain degré d'excentricité de la charge, les contraintes de tension deviennent supérieures aux contraintes de pression. Si en plus, la charge s'exerce obliquement, une force de cisaillement apparaît et les sollicitations en flexion augmentent.

PAUWELS compare le col fémoral à une colonne courbe qui subit une force résultante du poids du tronc et des forces musculaires (les muscles fessiers).

La direction de cette force est inclinée de 16° par rapport à la verticale, s'exerçant selon l'axe mécanique du col qui est variable selon les changements de position et donc distinct de l'axe anatomique du col : <AA>.

Cette force produit des contraintes de compression maximales au bord inféro-interne du col et des contraintes de traction maximale au bord supéro-externe du col et un effet de cisaillement du fait de son obliquité.

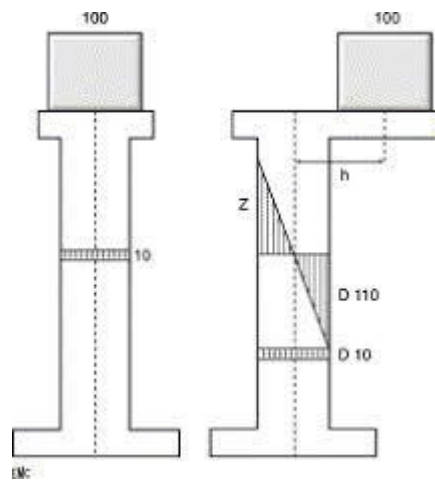


Figure 13 : colonne de PAUWELS

b. Etude de la résultante < R > :

La résultante < R > a été mesurée par Pauwels et dans l'ensemble, ses calculs sont confirmés par RYDELL qui a réalisé des mesures directes sur une prothèse céphalique munie de jauges de contraintes implantées sur deux sujets.

i. Appui bipodal :

Le poids du tronc est réparti sur les deux hanches, son équilibre est assuré par l'action simultanée des adducteurs et des abducteurs, quand ces actions

antagonistes sont en équilibre, le bassin est symétrique. Dans cette situation est estimé au tiers du poids $P/3$ (Figure 15).

ii. Appui monopodal :

Au cours de la marche, le sujet se trouve constamment en appui monopodal, l'équilibre est alors assuré uniquement par l'action des abducteurs du côté de l'appui (KAPANDJI).

On peut assimiler alors la ceinture pelvienne à un levier où le point d'appui est représenté par la hanche porteuse $< O >$, la résistance par le poids du tronc appliqué au niveau du centre de la gravité et la puissance par la force du moyen du fessier appliquée sur la fosse iliaque externe.

Pour que la ligne des hanches soit horizontale en appui unipodal, il faut que la force du MF soit suffisante pour équilibrer le poids du tronc en tenant compte de l'inégalité des bras de levier OE et OG. En fait, le MF n'agit pas seul, il est aidé par le tenseur du fascia lata.

La valeur de $< R >$ est de $2,5P$ lorsque le sujet est debout en équilibre unipodal, elle est de $3P$ à la marche en situation unipodal.

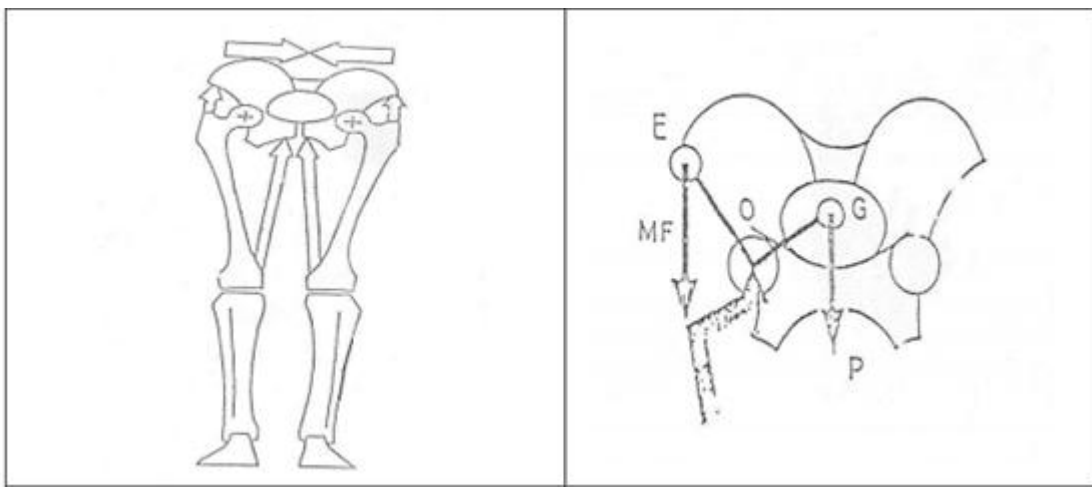


Figure 14 : appui bipodal

Figure 15 : appui monopodal

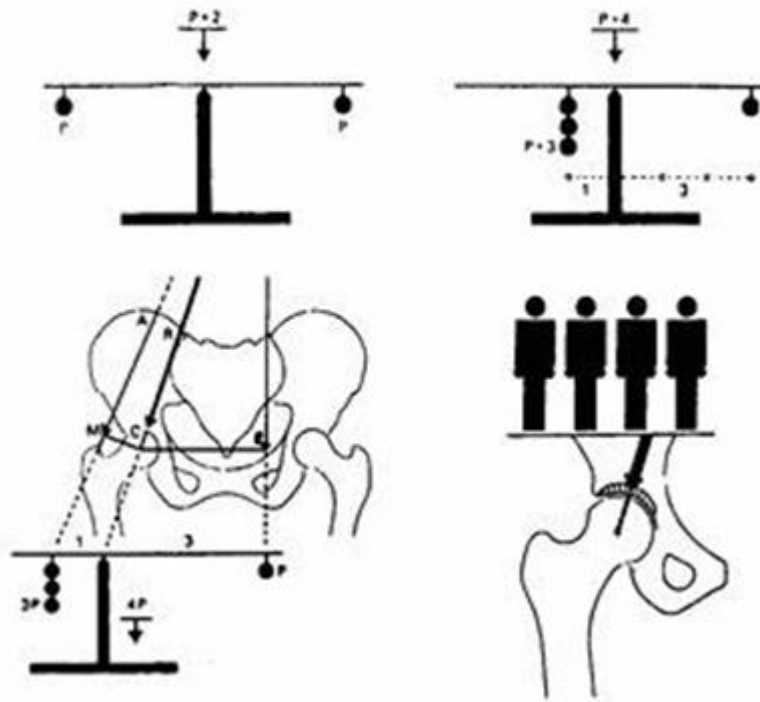


Figure 16 : La balance de PAUWELS

iii. Situations pathologiques :

En cas de coxa-valga ou coxa-vara, la force bissectrice sur le sommet de la balance (hanche) se modifie en raison de la modification de la longueur du bras externe du levier, ainsi :

- En cas de coxa-valga $R = 6$ à $8P$.
- En cas de coxa-vara $R = 2$ à $3P$.

2. Physiologie de la hanche :

L'articulation de la hanche est énarthrose très emboîtée, douée d'une haute solidité, et d'une importante mobilité, située à la racine du membre inférieur et elle a pour fonction de l'orienter dans toutes les directions de l'espace.

Les mouvements élémentaires s'effectuent dans les trois plans de l'espace
Autour des trois axes passant par le centre de la tête fémorale :

- Un axe transversal, situé dans le plan frontal, autour duquel s'effectuent les
Mouvements de flexion extension.
- Un axe antéro-postérieur pour les mouvements d'adduction et d'abduction.
- Un axe vertical, qui lorsque la hanche est en position de rectitude, se confond
Avec l'axe longitudinal du membre inférieur, cet axe permet les mouvements
de rotation interne et rotation externe.

-

a. Les mouvements passifs :

L'amplitude des mouvements est fonction de la décontraction musculaire, de
La position du tronc et du genou.

Le mouvement de flexion est limité à 90° ou à 100° lorsque le genou est en
extension, mais peut atteindre 130° à 150° lorsque le genou est en flexion, car la
flexion du genou relâche les muscles ischio-jambiers.

Les résultats de l'examen clinique sont les suivantes :

Flexion	Extension	Abduction	Adduction	Rotation interne	Rotation externe
130° à 150°	10° à 15°	40°	10° à 15°	10° à 25°	30° à 60°

b. Les mouvements actifs :

Ils sont déterminés par les commandes musculaires. Les muscles ont souvent des actions mixtes, étant donné leur mise en œuvre sollicitée dans les positions variées du membre inférieur.

On peut retenir schématiquement :

- Pour l'extension, les muscles fessiers en particulier le grand fessier, et les ischio-jambiers.
- Pour la flexion, le psoas iliaque, le droit antérieur, le couturier, et le tenseur du fascia lata.
- Pour l'abduction, le petit fessier couplé au tenseur du fascia lata et aux péli-trochantériens
- Pour la rotation externe : assurée par les péli-trochantériens et le chef profond du grand fessier.
- Pour la rotation interne : les chefs antérieurs des petit et moyen fessier, les grands et moyens adducteurs.

C. HISTOIRE DE LA PROTHESE TOTALE DE HANCHE

Au début du XXème siècle, les chirurgiens orthopédistes sont confrontés à deux types d'atteinte de la hanche: l'arthrose et la fracture du col du fémur.

Pour remplacer le cartilage perdu de nombreux matériaux sont interposés entre la tête du fémur et le cotyle : plâtre, buis, caoutchouc, plomb, zinc, cuivre, or, argent ou fragment de vessie de porc mais aucune de ces interfaces ne convient : trop fragile, trop mou, trop toxique.

En 1922, Hey-Groves propose une approche particulièrement intéressante dans les fractures du col. Il remplace donc la tête dans sa totalité par une sphère d'ivoire de même calibre. La prothèse prend à la fois la place de la tête fémorale et de la surface articulaire qu'elle porte.

Cette intervention reste un cas isolé bien que le résultat soit satisfaisant quatre ans après l'intervention.

En 1923, les premiers résultats convaincants sont obtenus par Smith-Petersen. Lors de son exercice, il extirpe du dos d'un patient un éclat de verre resté en place une année et parfaitement supporté par l'organisme. Hormis sa fragilité l'inconvénient majeur de cette méthode reste la nécrose de la tête fémorale liée à la section des vaisseaux pendant l'opération.

a. Les prothèses fémorales

En 1936, malgré de nombreuses recherches le matériau idéal solide et bien toléré par l'organisme se fait attendre. Une solution est proposée par le Dr. VENABLE., après avoir expérimenté de longues années les effets de différents métaux sur l'os celui-ci conclut à la supériorité de l'alliage Chrome-Cobalt-Molybdène pour les applications orthopédiques. Il l'appelle : VITALLIUM.

En 1939 Harold Bohlman reprend les travaux du Dr. VENABLE et met au point la première prothèse fémorale en métal (Vitallium). Celle-ci remplace la tête du fémur et le cartilage qui la recouvre. Cette solution fait disparaître le risque de nécrose rencontrée dans les suites des cupules d'interposition.

Cependant une nouvelle question se pose : comment faire tenir cette tête prothétique ?

En 1946, ce sont les frères Judet qui conçoivent, en France, la première prothèse posée en nombre. Les deux frères remplacent la tête retirée par une sphère de même calibre en méthacrylate de méthyle plus connu sous le nom de plexiglas.

Celle-ci est fixée sur un pivot traversant de part en part le col du fémur. Dans tous les cas les résultats immédiats sont bons puis décevants dès le moyen terme. Ces échecs sont dus à une intolérance aux débris d'usure de l'acrylique qui sera définitivement abandonné en 1949.



Figure 17 : Prothèse des frères Judet

En 1950, le procédé de fixation révolutionnaire qu'Austin Moore propose pour maintenir la tête fémorale est une tête métallique qui sera portée par une tige fichée dans le canal médullaire du fémur. La prothèse de Moore est en Vitallium. Une fenêtrage est pratiquée dans la queue prothétique pour permettre la repousse de l'os. Un trou est placé à la partie supérieure du col. Il sera utilisé, si nécessaire, pour extraire la prothèse.



Figure 18 : Prothèse de Moore

Au début les poses s'effectuent par voie d'abord antérieure. L'opération est difficile et les résultats médiocres : les luxations sont fréquentes. Moore modifie donc la technique opératoire. La prothèse fémorale simple prend en charge les pathologies liées à la tête fémorale.

b. Les prothèses totales de hanche

De l'autre côté de l'Atlantique, Mc KEE cherche à résoudre le double problème posé par l'arthrose de hanche. Son choix se porte sur le métal. La nouvelle tête fémorale roulera dans le cotyle osseux recouvert d'une coque métallique.

En 1941, Mc KEE conçoit un premier prototype suivi d'une première pose, 10 ans plus tard. Dès ses débuts, la fixation de l'os reste le problème principal. La pièce fémorale se fixe à la corticale diaphysaire par une plaque.

En 1951, KEE implanta pour la première fois trois de ces prothèses totales de hanche. Dans deux cas la prothèse est en acier inoxydable et se descelle.

En moins d'un an. La troisième est en Vitallium prothèse resta en place plus de trois ans, avant que le col prothétique ne casse, ce qui redonne l'espoir au chirurgien après toutes ces années de travail.

En 1953, KEE rencontre Thompson et le convainc de la fiabilité de la fixation de la prothèse fémorale par une tige médullaire. Le modèle suivant comporte donc une pièce fémorale type Thompson avec une tête un peu plus petite pour pouvoir s'articuler à l'intérieur du cotyle prothétique métallique.



Figure 19 : Prothèse de Thompson comparée à la prothèse de Moore

De 1956 à 1960, ce modèle est utilisé et vingt-six personnes seront opérées. Les résultats sont assez satisfaisants à plus de dix ans. Mais dans dix cas sur vingt-six c'est un échec par descellement. À l'époque Mac KEE attribue cette mauvaise tenue des implants aux frottements répétés d'une pièce métallique sur l'autre.

Malgré les améliorations apportées par Mac KEE, il persiste dans un grand nombre de cas des descellements précoces.



Figure 20 : Prothèse de Mc KEE avec un couple de frottement métal /métal

En 1974, on comprendra la raison de ces descellements : l'organisme humain réagit face aux débris d'usure libérés dans la nouvelle articulation. Les macrophages éliminent les particules étrangères et s'attaquent, dans le même temps, à l'os environnant : c'est l'ostéolyse qui ronge l'os et fragilise la fixation prothétique.

c. Les prothèses totales cimentées

Le professeur John Charnley est à l'origine d'une véritable révolution dans le domaine de la prothèse de hanche.

Le concept proposé s'appuie sur plusieurs principes complémentaires et totalement innovants : nouveaux matériaux, fixation au ciment, nouvelle taille de tête prothétique, nouvelle voie d'abord.

À partir de 1970 plus d'un million de ses prothèses seront posées et il s'en pose encore.

Dans un premier temps Charnley va donc rechercher un matériau pour remplacer le cartilage détruit dans la coxarthrose. À l'époque c'est le polytétrafluoroéthylène ou Téflon qui remplit ces critères. Les résultats ne sont pas au rendez vous cependant Charnley vient de faire l'expérience d'un nouveau matériau : le plastique.

Charnley s'intéresse alors aux prothèses de Moore qui éliminent ce risque en remplaçant la tête fémorale. Mais celles-ci ont le même défaut que les prothèses des frères Judet : elles se descellent.

À partir de 1959 les prothèses de Moore seront fixées avec du polyméthacrylate de méthyle qu'il appellera « ciment à os ». Des dizaines de patients sont opérés et, comme prévu, les résultats sont bien meilleurs que ceux obtenus avec la même prothèse sans ciment. Charnley propose donc de cimenter ses prothèses.

Puis, afin de protéger le cotyle tout en diminuant encore le coefficient de frottement, il ne fera plus froter les prothèses de Moore sur le cartilage abîmé mais sur du téflon. Sa prothèse devient totale.

En 1960 Charnley décide alors de diminuer encore le risque de descellement en diminuant le frottement entre la pièce fémorale et la pièce cotyloïdienne. Après quelques années la petite tête impose une pression insupportable à la cupule qui s'use beaucoup trop vite.

En 1962, il choisit le polyéthylène de haut poids moléculaire. La prothèse de Charnley sera donc cimentée avec une petite tête métallique.



Figure 21 : Prothèse de Charnley avec la cupule en polyéthylène

Devant les résultats impressionnants de son concitoyen Charnley, Mac KEE commence à cimenter lui aussi ses prothèses en 1960. Il utilise le même ciment. Il fixe l'élément fémoral et l'élément cotyloïdien, ce que ne fait pas Charnley au début.

En 1965, l'élément fémoral est redessiné avec un col étroit à section biconcave comme sur la tige fémorale de Charnley.

En 1974, la persistance des descellements est enfin comprise : ce n'est pas la forme de la prothèse qui est en cause, ni le ciment, mais les débris métalliques dus aux frottements métal sur métal.



Figure 22 : Les différents couples de frottement

Après 35 ans de loyaux services le couple métal–métal disparaît du paysage orthopédique dans l'attente du progrès des matériaux.

Le risque de luxation s'accroît avec la voie postérieure. Pour y remédier Müller augmente dans un premier temps le diamètre de la tête fémorale. Le taux de luxation diminue mais l'usure du cotyle polyéthylène est alors plus importante.

À partir de la voie postérieure considérée comme moins agressive un nouveau consensus s'établit entre luxation et usure.

La forme de la tige cimentée proposée par Müller est également différente. Cette tige sera surnommée la prothèse « banane » à cause de sa forme. Le cotyle est également en polyéthylène.

Au début des années 1970, la fixation par le ciment résout le problème de la tenue des prothèses de hanche à tel point qu'elle devient obligatoire aux États-Unis à partir de 1972.

Avant Charnley une prothèse devait durer cinq voire dix ans, ce qui la réservait aux personnes les plus âgées.

Avec Charnley, les prothèses durent souvent plus de quinze ans.

Au début des années 1980 les premiers descellements surviennent.

d. La poursuite des prothèses sans ciment entre 1970 et 1980

Durant cette période, la prévalence des techniques proposées par Charnley est telle que les initiatives pour s'en éloigner sont peu nombreuses et le fait de personnalités marquantes.

Deux axes de recherches s'offrent à ces chirurgiens : l'exploration de nouveaux types de fixation plus performants que le ciment et celui d'un nouveau couple de friction : la céramique-céramique. Durant cette décennie ce couple prometteur est imaginé et adapté par le français Boutin.

e. La fixation

En 1956, Siwash, un chirurgien soviétique, met au point la première prothèse totale de hanche à ancrage direct tant pour la tige que pour le cotyle, la pièce cotyloïdienne comporte trois couronnes d'aspérités tranchantes et fenêtrées destinées à l'ancrage osseux direct.

Posée pour la première fois en 1956 ce concept, élaboré en Russie, passera inaperçu. Il sera découvert en Europe quinze plus tard.

En 1971, Judet propose une prothèse à ancrage direct. Il nomme cet alliage à base de cobalt le poroméтал parce que les billes qui le recouvrent sont séparées par des pores. Il pose, mais de nombreux échecs surviennent dues aux mauvaises caractéristiques mécaniques et métallurgiques des implants.

En 1974, en Angleterre, Lord propose la prothèse madrépore qui ressemble au corail vivant : le madrépore, Malheureusement présente plusieurs

inconvenients : difficultés d'extraction majeures et mauvaise adaptation à long terme os-prothèse ce qui entraîne des douleurs.

Aux USA, l'utilisation du ciment acrylique en chirurgie est interdit jusqu'en 1967, puis devient obligatoire à partir de 1972.

En 1979 Zweimüller présente à Vienne une prothèse fémorale dont la particularité est sa forme pyramidale à section rectangulaire. Après vingt-cinq ans de recul, la tige sans ciment donne d'excellents résultats à très long terme et est toujours abondamment posée.

f. Début 2000

Les techniques de fixation sans ciment se développent. La tige fémorale a une surface traitée qui permet son intégration à l'os. La solution choisie pour le cotyle est celle d'une coquille métallique impactée dans l'os spongieux : le « metal back ». Les surfaces de la tige et du cotyle prothétique sont volontiers recouvertes d'un composant primaire de l'os : l'hydroxyapatite.

Ce fin revêtement accélère l'intégration des pièces métalliques.

De nouveaux couples de friction apparaissent: le couple céramique-céramique prend son essor ou encore le métal-métal qui, grâce aux progrès d'usinage l'usure est maintenant très faible.

Avec la bonne résolution des problèmes liés à l'implant, certains chirurgiens s'intéressent à l'évolution de la voie d'abord. Ces voies mini invasives par mini incision ont été décrites par voie postérieure : Docteur François Prigent ; ou par voie antérieure : Docteur Frédéric Laude. Elles ont un avantage esthétique et surtout fonctionnel car elles épargnent les muscles de la hanche.

Une nouvelle dimension est donnée au respect de l'architecture de la hanche naturelle. Le choix de la prothèse se fait sur des calques à la fois en longueur mais

aussi en largeur. Ces implants s'adaptent à l'anatomie du patient afin de conserver les tensions musculaires inchangées.

g. Aujourd'hui

La prothèse totale de hanche est une intervention chirurgicale dont l'efficacité et la régularité des résultats sont remarquables en assurant: le soulagement des douleurs, l'amélioration de la fonction et l'amélioration de la qualité de vie. La longévité de la prothèse dépend de plusieurs facteurs dont les principaux sont le type d'implant, la méthode de fixation, la technique de pose.

D. Arthroplastie totale de la hanche

1. Les différents types d'arthroplastie totale de la hanche :

Il existe deux types de prothèse totale de la hanche :

- Les prothèses cimentées : où le moyen de fixation de la prothèse fémorale et cotyloïdienne est le ciment. Ces prothèses sont actuellement celles qui ont le recul le plus long avec les meilleurs résultats.
- Les prothèses non cimentées : la fixation de la prothèse est assurée par le remplissage optimum de la cavité osseuse par l'implant, tant au niveau ² ;, du cotyle que du fémur. Par ailleurs les implants présentent un traitement de surface qui favorise l'ostéogénèse endostale, celle-ci assure une véritable fixation biologique de l'implant assurant une liaison intime avec l'os receveur.

a. Les prothèses cimentées :

i. La prothèse de CHARNLEY [4] :

C'est en novembre 1962, à la suite de multiples travaux sur la fixation cimentée des implants dans l'os et sur les couples de friction, que John Charnley

implantait sa première prothèse totale de hanche à faible friction. Pour la première fois, il cimentait dans la cavité acétabulaire une cupule en polyéthylène de haute densité « HDPE » dans laquelle venait s'articuler une bille d'acier de calibre 22.25 mm (7/8 de pouce), définissant ainsi la « Low Friction Arthroplasty » (figure 23) que l'on connaît bien aujourd'hui. Considérée par le monde comme le « Gold-Standard » inégalé en arthroplastie totale de hanche. Inégalé il l'est certainement de par son universalité et sa longévité.

Son succès fut immédiat, son développement massif, et l'on estime à plus d'un million le nombre d'implantations réalisées de par le monde à ce jour [3].

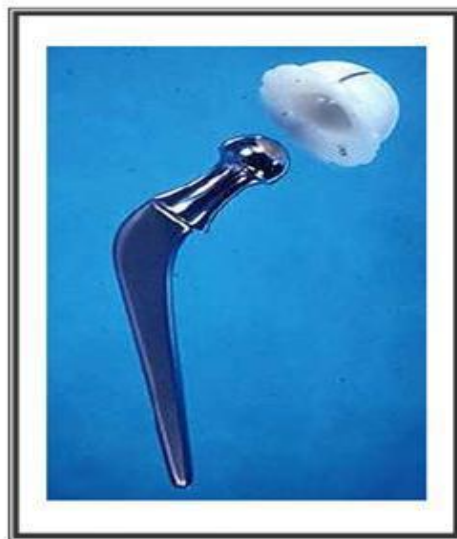


Figure 23 : Prothèse de CHARNLEY [4]

ii. La prothèse de Mac KEE-FERRAR [5] :

Elle utilise deux pièces métalliques (figure 24), la pièce cotyloïdienne possède des points d'ancrage en dents de scie, cette prothèse se caractérise par :

- Un coefficient de friction élevé.
- Un angle cervico-diaphysaire = 130°.
- Une faible base de levier.



Figure 24 : Prothèse de Mac KEE-FERRAR [5]

iii. La prothèse de CERAVÉR–OSTEAL :

La tige fémorale est en alliage de titane TiA6V4 deux fois plus souple que l'acier ou le chrome Cobalt.

Le couple de frottement comporte une tête et un cotyle en céramique d'alumine, il s'agit de ce fait d'une prothèse très résistante à l'usure et aux effets de compression et la qualité des débris d'usure est estimée 5000 fois moindre que celle produite par un couple métaloplastique.

b. Les prothèses non cimentées :

i. Au niveau du cotyle :

L'évolution actuelle se porte vers des cotyles impactés, d'élasticité augmentée, comportant une fente qui permet une adaptation de l'implant à l'élasticité du cotyle. Ils sont suffisamment élastiques pour pouvoir être impacté en force et s'adapter à la forme du cotyle préalablement creusée. On distingue :

❖ Les cupules vissées :

Comporte un pas de vis leur permettant l'acquisition d'une stabilité primaire par vissage direct.

La plupart des cupules vissées sont constituées d'une coque métallique externe auto-taroudante et d'un insert en polyéthylène destiné à être encliqueté dans la coque (figure 25).



Figure 25 : cupule vissée avec coque métallique et insert en polyéthylène. [6]

❖ Les cupules impactées « press-fit » :

Le principe de fixation primaire de ces cupules repose sur l'encastrement en force d'une cupule légèrement surdimensionnée.

Elles sont constituées d'un insert en polyéthylène encliqueté dans une coque métallique périphérique dont l'épaisseur, la forme et les éventuelles fentes radiales permettent de moduler leur élasticité.



Figure 26 : Cupule impactée [7]

❖ Les cupules à double mobilité : [8]

La stabilité primaire de ces cupules repose sur un ancrage périphérique assuré le plus souvent par un vissage dans l'ilion.

Elles représentent un système d'articulation prothétique métal-polyéthylène, avec deux faces de mobilité (figure 27). On se trouve alors en présence de deux articulations :

- La petite articulation : entre la tête fémorale et l'insert en polyéthylène.
- La grande articulation : entre la convexité de l'insert et la cupule métallique.
- Grâce à ce système de double mobilité, on a pu :
- Diminuer l'usure.
- Diminuer les contraintes de descellement.
- Se rapprocher de la physiologie.
- Augmenter la stabilité intra-prothétique.



Figure 27 : Cupule à double mobilité [8]

ii. La prothèse fémorale :

Les tiges autobloquantes utilisées dans la prothèse SCL ou Zwey-Muller (figure 28), ont un mode de fixation primaire reposant sur le blocage diaphysaire par effet de coin, et assurent également un remplissage métaphysaire suffisant pour réaliser, lors de l'implantation, un blocage de type « press-fit ».

Les tiges anatomiques parmi lesquelles on cite les prothèses ABC (HOWMEDICA).

Les tiges vissées, doivent remplir aux mieux la métaphyse et la base du col avec appui sur les corticales antérieures, externe et interne, parce qu'il n'y a pas de collerette pour permettre l'implantation pression. Les tailles doivent tenir compte des variantes du fémur, les angles du col, faisant respecter l'anatomie de hanche garantie de la stabilité articulaire.



Figure 28 : Tige autobloquante de ZWEY-Muller

2. Les voies d'abord classiques de pose d'arthroplastie totale de la hanche:

a. Les voies postérieures :

i. La voie postéro-externe de MOORE :

C'est la voie actuellement la plus utilisée pour la mise en place de prothèses cervico-céphaliques ou totales, c'est une voie anatomique, sans section des fessiers, peu hémorragique, et permet un abord rapide de la hanche [9] [10].

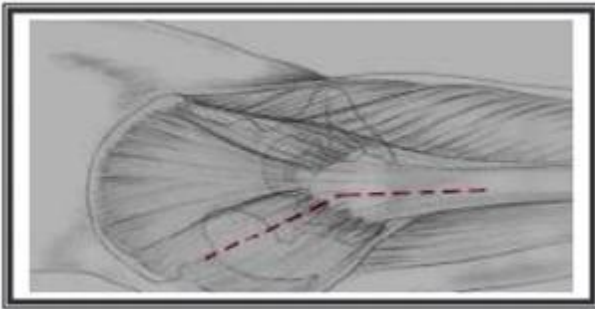


Figure 29 : Tracé de l'incision cutanée dans la voie de MOORE [9]

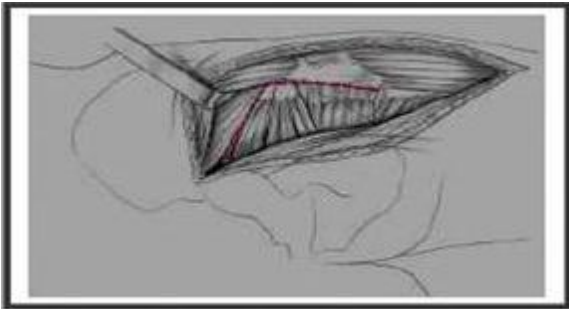


Figure 30 : Tracé de la ligne de section des pévi-trochantériens et de la capsule postérieure et supérieure [9]



Figure 31 : Traction postérieure du volet capsulo-tendineux postérieur [9]

i. La voie de KOCHER-LANGENBECK ou voie de JUDET :

Son intérêt est indiscutable quand il s'agit d'opérer une fracture du cotyle, l'inconvénient de cette voie d'abord concernant l'implantation de prothèses, est la lésion du nerf sciatique et du nerf fessier.

b. Les voies antérieures :

ii. La voie de HUETER :

C'est une voie simple, mais il existe un risque non négligeable de lésion du nerf fémoro-cutané.

iii. La voie de SMITH-PETERSEN :

C'est la forme étendue de la voie de HUETER, avec un débridement étendu vers le haut au niveau de la fosse iliaque externe.

La voie de SMITH PETERSEN permet de pratiquer toute la chirurgie de la hanche, mais elle ne semble pas adaptée à la mise en place d'arthroplastie totale en raison du risque important d'hématomes et d'ossification qu'elle comporte.

iv. La voie de WATSON-JONES :

Qualifiée habituellement de voie antéro-externe. Elle a comme inconvénients : le risque de lésion du nerf fessier supérieur et l'accès au fut fémoral qui est difficile.

c. Les voies externes :

i. Les voies externes avec section des fessiers :

En effet c'est une voie favorisant les luxations et l'apparition d'ossification, elle est responsable d'insuffisances rebelles de l'appareil abducteur. Pour cela elle a été abandonnée rapidement.

ii. Les voies externes passant à travers le moyen fessier ou voies trans-glutéales :

Cette voie d'abord décrite en 1954 par Mac FARLAND et OSBORNE, est fondée sur la continuité anatomique et fonctionnelle entre le moyen fessier et le vaste externe.

L'inconvénient de cette voie réside dans la minceur de la lame tendino-périostée unissant le vaste externe au moyen fessier.

❖ La voie de HARDINGE :

Elle permet l'abord de l'articulation de la hanche tout en respectant la continuité du moyen fessier.

❖ Les variantes de la voie de HARDINGE :

Plusieurs auteurs (BAUER, HONTON, MALLORY, HOMINE) ont décrit des voies trans-glutéales qui diffèrent peu de la technique de HARDINGE, leur préoccupation, est de ménager à la fois le moyen fessier et le nerf fessier supérieur.

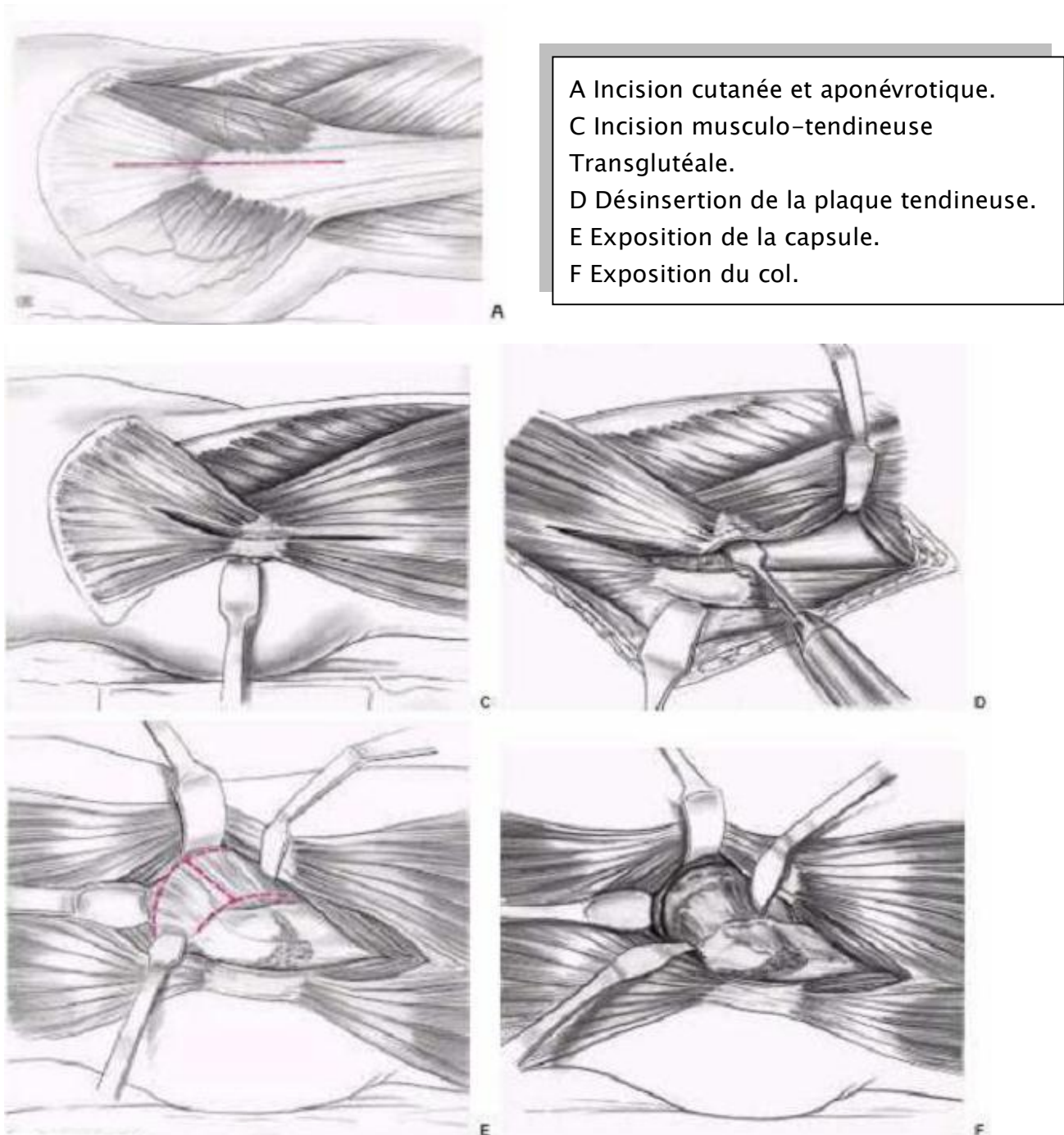


Figure 32 : Voie transglutéale [9]

iii. Les voies externes trans-trochantériennes :

On distingue trois principales voies :

❖ La trochantérotomie standard ou classique :

Cette voie permet :

- Un large accès à l'espace péri cotyloïdien.
- Une vision axiale endo-fémorale.
- La conservation des muscles postérieurs qui reste le meilleur rempart contre les luxations postérieures. [11]

❖ la trochantérotomie digastrique :

Conserve l'attache du muscle moyen fessier avec celle du vaste externe, constituant ainsi une sorte de muscle digastrique.

❖ La trochantérotomie antérieure :

Elle est partielle, détachant la marge antérieure du grand trochanter, sur laquelle sont laissées les attaches des muscles vaste latéral et petit fessier, le moyen fessier reste solidaire au grand trochanter.

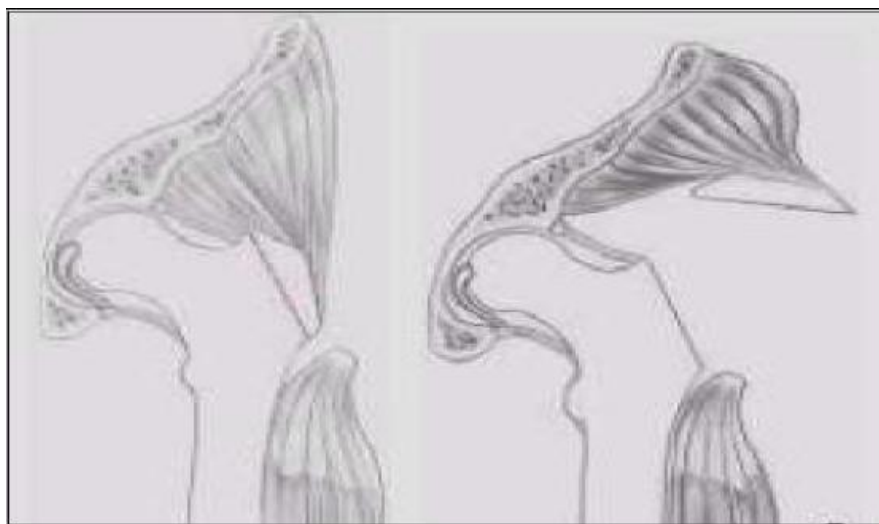


Figure 33: Voies trans-trochantériennes

3. Les différents temps opératoires de pose d'une arthroplastie totale de la hanche :

Exemple de PTH non cimentée implantée par voie postéro-externe de Moore

[12]

a. L'installation du malade :

L'installation du malade est en décubitus latéral en général. (Figure 34)



Figure 34 : Malade installé en décubitus latéral

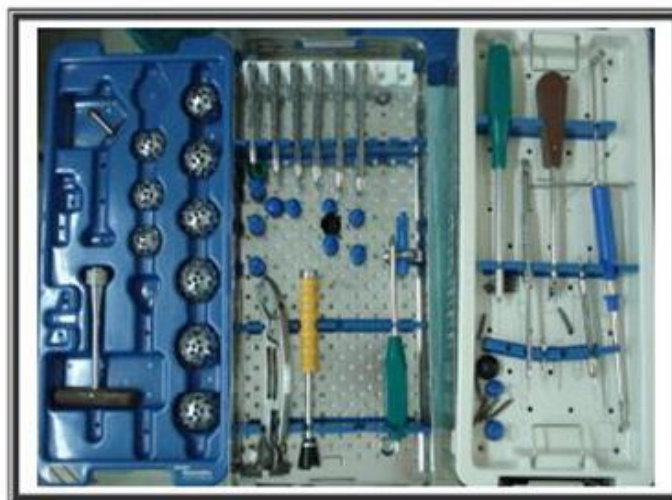


Figure 35 : ancillaire de la prothèse totale de la hanche non cimentée

b. La voie d'abord :

Reste un choix personnel de l'opérateur.



Figure 36 : Voie d'abord postéro-externe de Moore

c. La luxation :

Obtenu en portant le membre en flexion, adduction, rotation externe. Le crochet de Lombotte n'est utilisé qu'en cas d'échec.



Figure 37 : Luxation de la tête fémorale

d. La section du col fémoral :

Une fois la hanche luxée, le col sera coupé à la scie, le repérage du plan de section doit être fait soigneusement en tenant en compte de la dimension de la prothèse fémorale.

L'orientation de la section est précisée par la comparaison du col avec la prothèse définitive.



Figure 38 : section de la tête fémorale à l'aide de la scie électrique



Figure 39: extraction de la tête fémorale après sa section

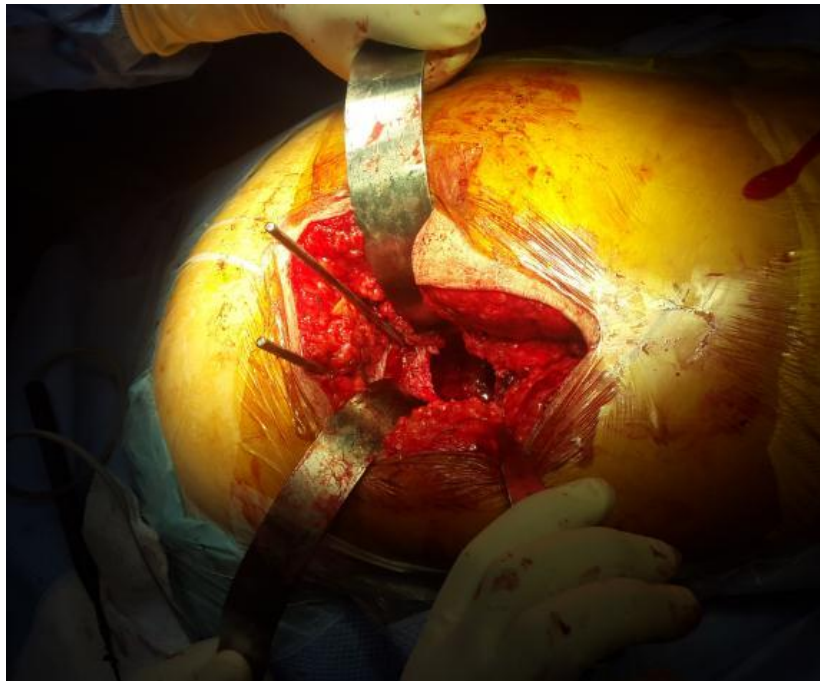


Figure 40 : aspect après extraction de la tête fémorale

e. La préparation du cotyle :

Dès que le col est sectionné, on commence le temps cotyloïdien : on procède au fraisage du cotyle jusqu'à ce qu'il n'en reste que 2 à 3 mm d'os spongieux sur la corticale profonde. Ensuite, l'acétabulum ainsi que les trous d'ancrage, sont bourrés de ciment préalablement préparé, la pièce prothétique cotyloïdienne est placée tout en respectant l'orientation spatiale. Cette opération se termine par le nettoyage à l'aide d'une curette fine.

Dans les prothèses non scellées, un vis fixe le cotyle prothétique à l'os sous jacent.

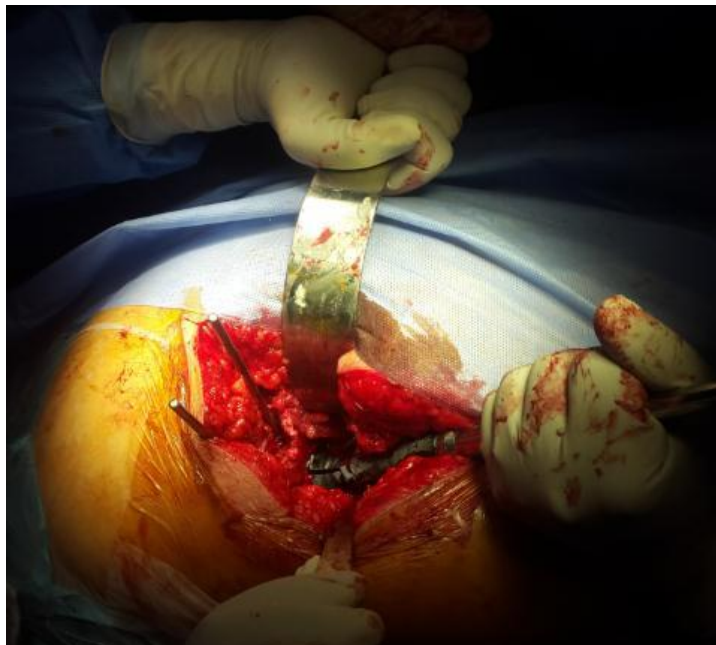


Figure 41 : Fraisage du cotyle

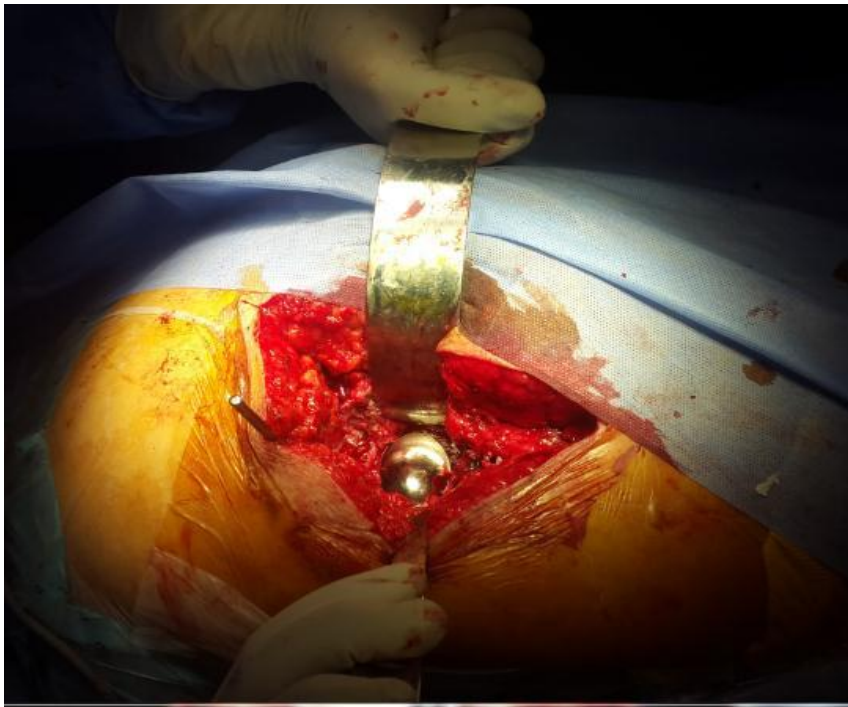


Figure 42 : Aspect final après mise en place de l'implant cotyloïdien

f. La préparation du fémur :

La préparation du canal médullaire est réalisée grâce aux râpes spécifiques de la prothèse choisie pour obtenir la meilleure adaptation possible.

La prothèse fémorale définitive n'est introduite qu'après injection du ciment à basse viscosité dans le cas des prothèses cimentées. Là aussi, l'orientation spatiale est respectée.



Figure 43 : introduction de râpe



Figure 44 : fût fémoral après alésage



Figure 45 : introduction d'une tige fémorale



Figure 46 : aspect final après mise en place du col

g. La réduction :

Permet la réintroduction de la tête prothétique dans le néo-cotyle.



Figure 47 : réduction à l'aide d'un poussoir



Figure 48 : Aspect final après réduction

h. La fermeture :

Se fait plan par plan, avec mise en place de deux drains de redon : l'un antérieur sous les pévi-trochantériens, l'autre postérieur sous le grand fessier.

E. LES COMPLICATIONS DES ARTHROPLASTIES TOTALES DE LA HANCHE

1. Les complications per-opératoires :

a. Les complications générales :

Le remplacement prothétique de la hanche est une intervention majeure (opération relativement longue ; pertes sanguines d'environ 1 litre chez des sujets âgés le plus souvent) et peut entraîner des complications graves voire mortelles.

Dans les grandes séries, la mortalité en per-opératoire est voisine de 1 % [13], elle est liée à l'anesthésie et au choc opératoire surtout chez les sujets porteurs de tares connues (défaillances cardio-vasculaires et respiratoires, diabète non équilibré, altération de l'état général).

b. Les incidents per-opératoires :

Toutes les étapes d'une arthroplastie totale de la hanche peuvent être à l'origine d'une fracture du fémur, surtout quand on est face à une coxite rhumatoïde.

Les fractures métaphysaires, souvent par éclatement, surviennent sur un os déjà fragilisé, le recours à une prothèse de résection est parfois nécessaire.

En cas de fracture diaphysaire : soit l'implant n'est pas encore scellé, et on recourt à une prothèse à queue longue portant la fracture associée à une plaque ou un cerclage ; soit l'implant est déjà scellé et une ostéosynthèse par une plaque est licite.

2. Les complications postopératoires :

a. Les complications thromboemboliques :

Le risque thromboembolique recouvre trois données :

- Le risque de mortalité par embolie pulmonaire.
- Le risque d'embolie pulmonaire non fatale.
- Le risque d'une thrombophlébite.

Elles sont fréquentes en chirurgie prothétique de la hanche, responsables des thromboses veineuses profondes. Le diagnostic repose sur l'écho-Doppler, cependant il existe d'autres moyens, tels que le fibrinogène marqué à l'iode 125 et la phlébographie, qui permettent une détection objective des thromboses mais leur principal inconvénient reste le coût élevé. D'où la nécessité d'envisager un traitement prophylactique systématiquement.

Ce traitement repose sur :

- L'hémodilution per-opératoire relative assurant un taux d'hématocrite compris entre 32% à 28% [14].
- La mobilisation active en décubitus dorsal des membres inférieurs dès lendemain.
- Le traitement anticoagulant qui est commencé le soir même de l'intervention et fait appel surtout aux héparines de bas poids moléculaires à raison d'une seule dose journalière de 40 mg d'Enoxaparine.

b. Les hématomes :

Ils sont le plus souvent liés à un surdosage d'anticoagulants, et leur gravité réside dans le fait qu'ils font le lit de l'infection. Leur traitement fait appel parfois à un drainage chirurgical.

c. Les complications mineures :

Bien des incidents peuvent émailler la convalescence ou les suites lointaines des prothèses totales de hanche. Elles peuvent en altérer plus ou moins légèrement la qualité fonctionnelle sans mettre en cause la prothèse elle-même.

i. Les luxations :

La luxation est, après le descellement, la deuxième complication susceptible de remettre en cause le résultat d'une arthroplastie totale de hanche, sa fréquence selon les séries publiées se situe entre 0.11 à 9 % [15]. Elle survient dans des délais assez variables, elle peut être précoce, souvent due à un faux mouvement simple, comme elle peut être tardive et survient dans ce cas, le plus souvent à l'occasion d'un traumatisme violent.

Elle peut être postérieure ou plus rarement antérieure, et rester unique ou récidiver.

De nombreux facteurs peuvent être incriminés dans sa genèse, liés au terrain, au dessin prothétique, à l'intervention et à ses suites. Leur multiplicité explique les difficultés de la recherche étiologique et du traitement.

La voie d'abord chirurgicale influence la variété de luxation, les luxations antérieures surviennent sur les voies d'abord antérieures. Inversement, les luxations postérieures surviennent sur les voies d'abord postérieures, sans oublier les luxations intra prothétiques dans les prothèses totales de hanche à double mobilité.

Les vices d'orientation sont les plus souvent en cause. Ce facteur devra être recherché devant toute luxation en mesurant l'antéversion du col fémoral et du cotyle, ainsi que l'inclinaison de celui-ci.

La luxation serait la conséquence d'un conflit cervico-cotyloïdien. Le col fémoral vient buter sur le rebord de la cupule. Celle-ci forme le billot d'une

éventuelle luxation si l'amplitude du mouvement dépasse les possibilités maximales de mobilité de la prothèse.

Le positionnement serait alors prépondérant :

- Trop antéversé et/ou trop verticalisé, il limite la mobilité en rotation externe source de luxation antérieure.
- Trop horizontalisé et peu antéversé, il entrave la flexion surtout si associé à une rotation interne et adduction : la luxation est postérieure.

Le traitement doit pouvoir être orthopédique, à moins que la réduction opératoire de la prothèse n'ait été très difficile, c'est la méthode la plus rapide et la moins dangereuse, suivie d'une traction collée jusqu'à reprise du plein contrôle musculaire. Le recours à la réduction chirurgicale s'impose en cas d'irréductibilité.

ii. Les ossifications péri-articulaires :

Les ossifications péri-articulaires sont formées d'os métaplasique qui se transforme en os lamellaire.

Leur origine est mal définie, leur gravité est variable selon leur importance et leur étendue. Le plus souvent, elles sont asymptomatiques et leurs causes ne sont pas claires :

- La technique employée jouerait un rôle dans leur production : la voie d'abord postéro-externe donnerait plus d'ossifications que les autres voies, ainsi que les traumatismes musculaires et l'importance des pertes sanguines.
- Le terrain joue un rôle indiscutable selon certaines études : les ossifications semblent peu influencées par l'âge mais sont plus fréquentes et plus importantes chez le sexe masculin. On note une prévalence de ces ossifications chez les patients atteints de SPA.

Leur prévention fait appel aux moyens chimiques et à la radiothérapie. Les médicaments actuellement utilisés sont les AINS [16].

Ces différents moyens permettraient de diminuer de moitié l'incidence des ossifications.

iii. Les fractures du fémur post-opératoire :

Ce sont généralement des « fractures de fatigue » par asymétrie de répartition des contraintes.

Six mécanismes préférentiels ont été retenus : les fractures pathologiques, les traumatismes violents, les doubles montages, les raideurs de hanche sur ossification péri-prothétique, les erreurs techniques, et enfin le descellement prothétique.

Le traitement est :

- Orthopédique par traction au lit, pendant un mois et demi environ, la remise en charge se fait en fonction de la consolidation vers 2 mois et demi à 4 mois.
- Chirurgical par plaque vissée essentiellement, vissage simple, cerclage au fil d'acier.

iv. L'usure :

Elle est théoriquement presque absente dans les prothèses métal – métal, mais elle n'est pas tout à fait anodine puisqu'il est fort possible que les fines particules métalliques (chrome – cobalt), issues de cette usure, aient un rôle dans certaines réactions de l'os aboutissant au descellement. Les prothèses métal – polyéthylène seraient plus exposées à l'usure.

d. Les complications majeures :

i. Les complications septiques :

L'infection est une complication redoutable, dans la plupart des études le staphylocoque est le germe le plus fréquemment retrouvé suivi par le streptocoque et les bacilles gram négatif. Parfois le germe n'est pas mis en évidence malgré l'existence de stigmates patents d'infection.

Cependant, l'infection n'existe qu'avec la présence des facteurs de risque :

- La diminution de la résistance à l'infection de certains malades est bien connue : âge, diabète, corticothérapie, chimiothérapie.
- Les infections connues ou méconnues dont le malade peut être atteint : infections dentaires et ORL, génito-urinaires, cutanées, pulmonaires.
- L'augmentation du risque infectieux peut aussi être locale : soit au niveau des parties molles, soit au niveau de la coxo-fémorale elle-même (coxites inflammatoires, ancienne ostéoarthrite, antécédents de chirurgie de la hanche).
- Le déroulement de l'acte opératoire comporte également des risques : préparation cutanée, aérobio-contamination de la salle d'opération, durée de l'intervention, rigueur de l'asepsie opératoire.
- Le risque infectieux demeure dans les suites opératoires immédiates (au niveau du drain de redon, lors des soins...) et persiste à distance dans les mois et années à venir (réveil d'une infection locale, localisation au niveau de la hanche d'un état infectieux à distance).
- Les infections septiques peuvent revêtir trois formes :

❖ **L'infection précoce :**

Elle correspond à une contamination massive per-opératoire et se manifeste dans les jours qui suivent l'implantation de la prothèse.

Le tableau clinique est habituellement bruyant, associant des douleurs vives, une fièvre élevée oscillante ou en plateau, altération de l'état général, des signes locaux d'infection : cuisse rouge, chaude et tendue.

Il s'agit d'une infection des parties molles dont le traitement connaît trois étapes :

- Identification du germe : hémocultures, prélèvement bactériologique dans le liquide de drainage avec culture.
- Antibiothérapie massive et adaptée, poursuivie pendant plusieurs mois par voie générale.
- Réintervention : le but est d'effectuer un nettoyage soigneux au sérum et aux antiseptiques des parties molles péri-prothétiques infectées avec excision de la cicatrice, du trajet des drains et des tissus suspects.

❖ **L'infection tardive hématogène :**

C'est une infection de la hanche prothétique par voie hématogène à partir d'un foyer septique primitif.

Ce type d'infection se manifeste de façon brutale et imprévisible sur le même mode que le sepsis aigu précoce.

Le traitement de l'infection tardive hématogène est avant tout préventif par l'éradication de tout foyer infectieux. Sa forme aiguë se traite comme l'infection précoce post opératoire si le scellement est resté parfait.

Au stade chronique, le traitement ne diffère pas de celui des autres, comportant la dépose de la prothèse, du ciment et éventuellement le rescellement d'une nouvelle prothèse dans le même temps ou de façon différée.

❖ **L'infection chronique :**

C'est la variété la plus fréquente ; son origine est essentiellement peropératoire mais elle se développe lentement et de façon torpide. Le motif de consultation le plus fréquent est la douleur.

La présence d'une fistule ou d'un abcès, sa survenue dans un tableau septicémique affirme le diagnostic. Le bilan radiologique doit rechercher les signes évocateurs d'infection ou de descellement.

Le traitement est chirurgicale encadré par une antibiothérapie et comporte deux étapes en un ou deux temps opératoires :

- **Excision : elle doit emporter :**

- La totalité des tissus infectés.
- Les deux pièces prothétiques même si l'une d'elle n'est pas descellée.
- La totalité du ciment cotyloïdien et fémoral.

- **Reconstruction :**

Après un bilan des lésions osseuses, la reconstruction doit permettre un scellement stable d'une prothèse sur un support osseux continu. Si le descellement, l'infection ou le chirurgien n'ont pas créé de dégâts sur le cotyle ou le fémur ; le scellement est simple après ravivement de l'os et création de bon ancrage sur le cotyle. Dans de nombreux cas des greffes osseuses sont nécessaires. La lutte contre l'infection est complétée par l'utilisation d'antibiotiques dans le ciment. Le rescellement d'une prothèse en un temps après infection chronique permet de guérir 70 à 80 % des cas. Certaines équipes préfèrent un protocole en deux temps.

Cette méthode présente des inconvénients :

- Deux interventions lourdes rapprochées.
- Risque de réveil septique aussi important qu'en un temps.
- Qualité plus aléatoire du scellement du fait de l'ostéoporose et de la

fibrose qui recouvre l'os.

Cependant, certaines mesures sont de diminuer le taux d'infection :

- Correction des tares notamment le diabète.
- Recherche et traitement des foyers infectieux à distance.
- Asepsie rigoureuse du geste opératoire.
- L'antibiothérapie per-opératoire.
- Surveillance infectieuse stricte de tout porteur d'une PTH.

ii. Les descellements :

Le descellement aseptique est le problème évolutif le plus préoccupant d'une arthroplastie totale de hanche. Ce problème consiste en une faillite progressive de la fixation des implants. Les descellements des prothèses totales de hanche sont liés à des facteurs mécaniques (déviations de contraintes) et biologiques (réactions aux débris d'usure de la prothèse : polyéthylène, ciment, métal [17] [18]; il existe de nombreux classifications de dégâts osseuses, pour la plupart très complexes, nous utilisons celle de la SOFCOT de 1988 [17] [18] qui distingue quatre stades de dégradation au cotyle, commun au fémur.

Tableau 11 : Classification SOFCOT

Cotyle	Fémur
1 Capital osseux correct	1 Corticales correctes ± lyse de Merckel
2 Cotyle continu fragile, voire pellucide ± trou au fond	2 Corticale externe amincie, bonne corticale interne
3 Disparition de deux parois	3 Corticale interne en partie disparue sous le petit trochanter
4 Disparition de plus de deux parois et/ou fracture	4 Fémur pellucide ou disparu

Cliniquement le descellement se traduit par une douleur survenant dès l'appui, limitant le périmètre de marche, siégeant au niveau de la cuisse s'il s'agissait d'un descellement fémoral et au niveau de la fesse s'il est cotyloïdien.

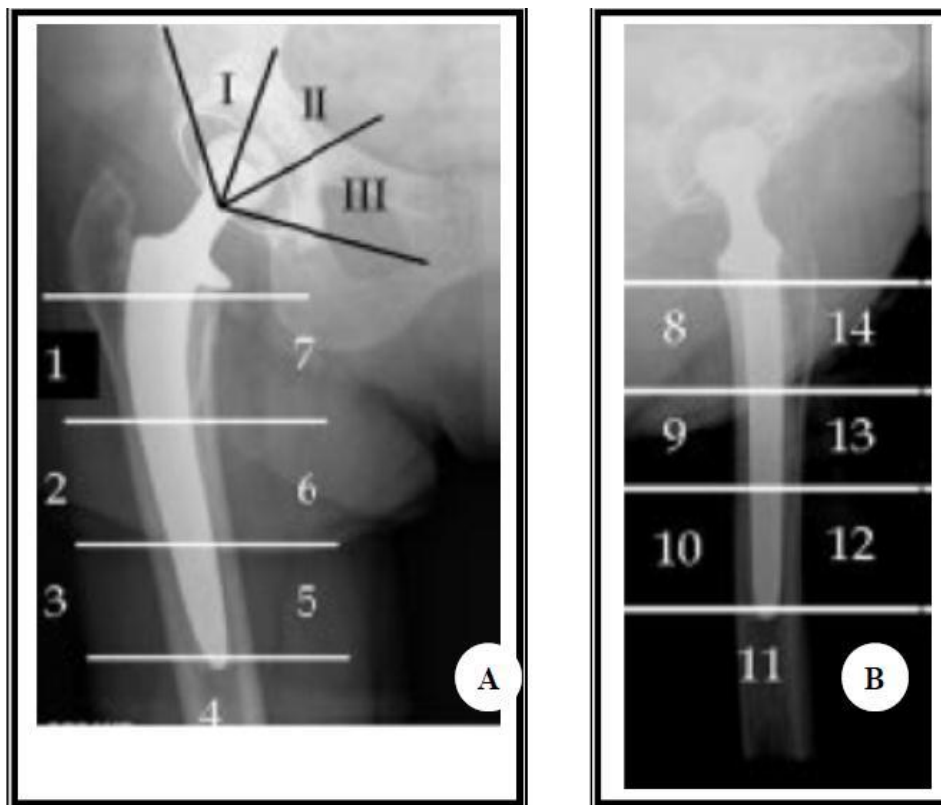


Figure 49 : Classification en zones des descellements sur le cliché de face (A) selon DELEE et CHARNLEY pour le cotyle en secteurs de I à III et pour la pièce fémorale selon GRUEN de 1 à 7 ; sur le cliché de profil (B), Johnston rajoute les zones 8 à 14 pour la pièce fémorale. [17] [18]

Radiologiquement, les liserés fémoraux et cotyloïdiens sont la traduction radiologique d'un descellement, qu'elle que soit la cause. Les liserés sont définis comme tout espace clair apparaissant au cours de l'évolution et sont recherchés dans chaque zone de l'interface os-implant.

Lorsque leur origine est septique, ils sont plus volontiers d'apparition précoce, d'évolution rapide et siégeant souvent autour des deux pièces prothétiques.

Le traitement de descellement est la reprise chirurgicale qui est toujours difficile, la réintervention sera nécessaire, elle devra être précoce pour ne pas atteindre la nécessité de reconstruction osseuse tant au niveau du fémur que du bassin.

A l'état actuel des connaissances, cette complication ne peut être éradiquée.

Seule une technique opératoire correcte entre des mains entraînées ainsi qu'un choix judicieux des moyens de fixation sont en mesure de diminuer la fréquence des descellements.

F. CLASSIFICATION DE LA PERTE DE SUBSTANCE OSSEUSE

FEMORALE

La chirurgie de reprise des prothèses totales de hanche a nécessité rapidement l'analyse des pertes de substance osseuse pour codifier la prise en charge thérapeutique, le type de moyens utilisés, en particulier les implants, leur dimensionnement, leur fixation et l'utilisation de matériel supplémentaire pour assurer leur maintien dans les positions anatomiques souhaitées. À la fin des années 1980, de nombreuses classifications sont apparues, mettant en exergue tel ou tel point prioritairement dans l'analyse de ces pertes de substance.

Trois grandes classifications sont, à l'heure actuelle, reconnues :

- d'une part, celle de Paproski, qui est devenue très classique avec ses schémas largement diffusés dans le monde orthopédique, plutôt de type descriptif avec quatre stades et des sous-stades ;
- la classification de l'AAOS, mise au point au départ par d'Antonio, qui s'attache à décrire à partir de lésions, des situations. Cette classification est très précise mais difficilement reproductible par des lecteurs différents ;
- enfin, la classification française de la SOFCOT qui est assez synthétique et qui, tant au niveau du fémur que du cotyle, décrit des situations chirurgicales ayant une incidence très directe sur la mise en place d'une famille d'implant adapté à chacun des stades.

1. Classification de la SOFCOT (1988) :

En parallèle des lésions acétabulaires, Vives [54] a fondé une classification des lésions fémorales secondaires à un descellement sur l'analyse radiologique de face de la partie proximale du fémur. Cette classification fait appel à cinq stades classés de 0 à 4. De manière originale, un stade 0 est établi, correspondant à un fémur quasi normal, sans aucun dégât anatomique comme lors d'une reprise pour échec de fixation d'une tige non cimentée. Dans le stade I, les corticales sont amincies mais correctes avec une lyse plus ou moins importante du col. Au stade II, la corticale latérale est très amincie mais la corticale médiale proximale reste correcte. Dans le stade III, la corticale latérale est très amincie et la corticale médiale en partie détruite au dessous du petit trochanter. Dans le stade IV, le fémur est pellucide, voire totalement absent dans sa partie proximale. Quatre schémas de qualité iconographique modeste illustrent cette classification (figure 50).

Conscients des lacunes de la première classification, Courpied et Migaud [136] ont rajouté des items lésionnels en conclusion du symposium SOFCOT organisé dix ans plus tard en 1999. Ils proposent de préciser pour chaque stade l'état du trochanter (normal, altéré ou bien en pseudarthrose), de souligner les lésions destructives diaphysaires (altérations mécaniques :

D ; fracture : F ; cal vicieux : V). Cette classification n'a pas été à ce jour validée en termes de reproductibilité ou pour ses applications techniques. Dans sa version première, son utilisation est uniquement française [60, 137, 138, 139, 140].

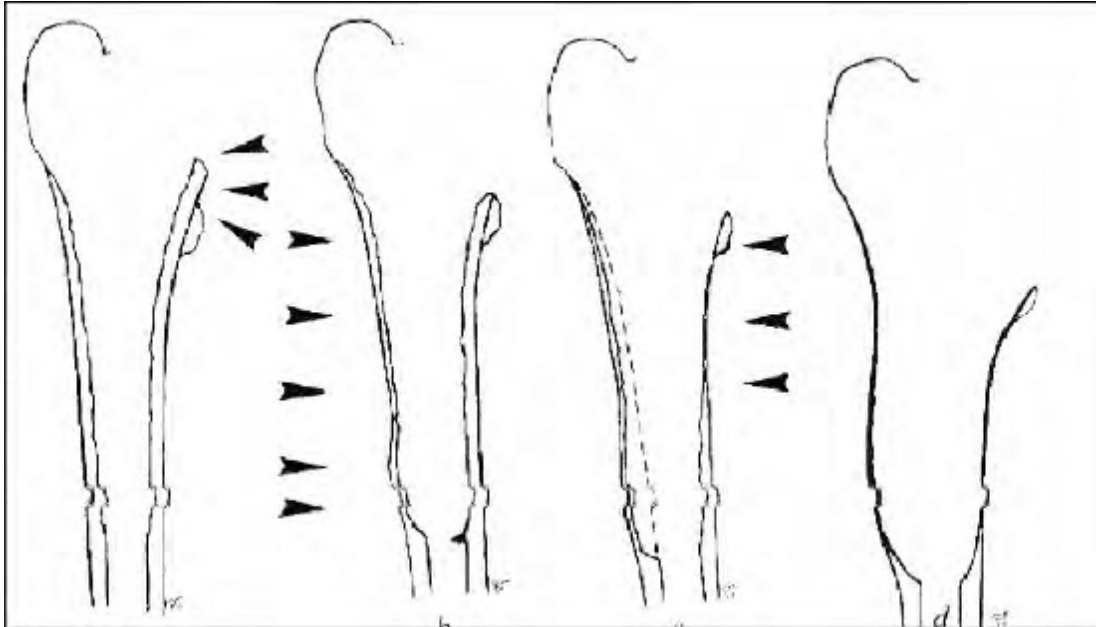


Figure 50 : Schémas des quatre stades de la classification de Vives [54].

2. Classification de Mallory (1988) :

La même année, Mallory [141] publiait une classification des lésions fémorales en trois types tout en proposant une technique de réparation ; cette classification ne s'est pas imposée à la communauté orthopédique, utilisée cependant par Head et al. [142] et par Taylor et Rorabeck [143]. Les lésions sont décrites au quart proximal du fémur et établies en per opératoire. Dans le type I, les lésions sont minimales, les corticales intactes et la cavité médullaire aussi (« intact tube, intact canal »).

Le type II associe une perte du spongieux métaphysaire, une ostéolyse endomédullaire mais un fût cortical préservé (« intact tube, déficient canal »). Dans le type III, les destructions portent sur la corticale et la médullaire ; trois sous-types sont décrits au-dessus du petit trochanter soit IIIA, entre petit trochanter et isthme soit IIIB et enfin, sous l'isthme ou plus distalement, soit IIIC. Trois schémas

simplistes sont fournis en complément de cas cliniques et de l'expérience de l'auteur sur plus de 160 cas utilisant un implant spécifique (figure 51).

Cette classification est utilisée par Head et al. [142] et recommandée par Taylor et Rorabeck [143].

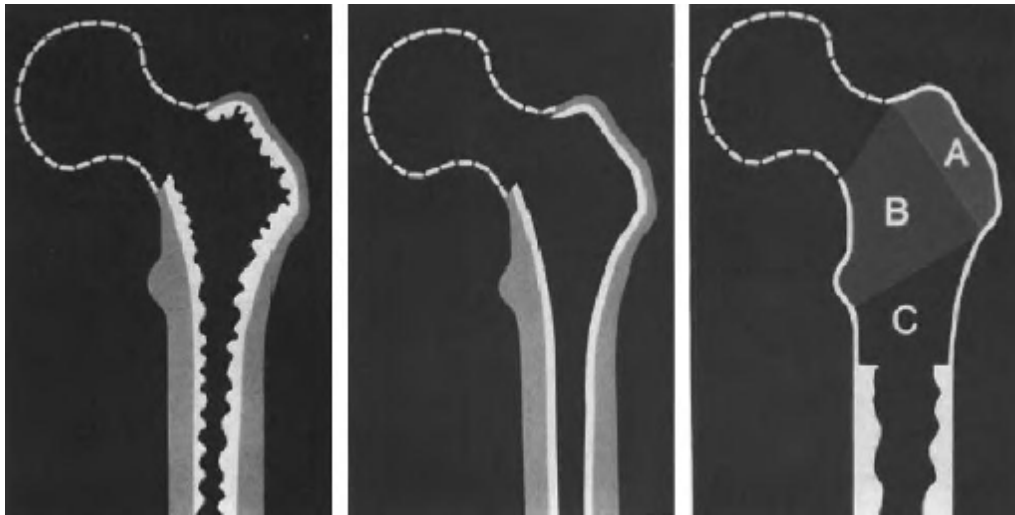


Figure 51 : Schémas des trois types lésionnels selon Mallory [141].

Classification de l'AAOS (1993)

Le même groupe d'experts réunis autour de d'Antonio [144] et au nom de l'Académie nord-américaine d'orthopédie a proposé une classification des lésions osseuses fémorales après descellements prothétiques ou répondant à d'autres étiologies. Elle intègre plusieurs critères, à savoir le niveau lésionnel (métaphysaire = I, diaphysaire supérieur = II, diaphysaire moyen = III), la notion de perte de substance (segmentaire ou cavitaire), la présence de cals vicieux fémoraux, de sténose endo-médullaire et de fracture. Le parallélisme avec la classification acétabulaire est évident ; le point nouveau est la détermination du niveau lésionnel sur la diaphyse fémorale. Un défaut cavitaire se caractérise par une perte de

substance géodique dans le tissu spongieux ou endosté ; le fémur restant est continent, sans rupture corticale. À l'inverse, un défaut segmentaire se définit comme une perte de substance corticale fémorale.

Au maximum, l'élargissement endo-médullaire fémoral aboutit à un fémur en « ectasie » avec un amincissement diaphysaire cortical. Les défauts proximaux segmentaires peuvent être divisés en partiel ou complet, un défaut cavitaire partiel comporte plusieurs localisations possibles, antérieures, médiales ou postérieures qui peuvent exister à tous niveaux de la diaphyse fémorale. Un défaut est dit intercalaire lorsqu'il est segmentaire et compris entre deux zones corticales intactes, au-dessus et au-dessous de lui comme le crée par exemple une fenêtre corticale pour extraire un implant ou du ciment. Un défaut segmentaire localisé au grand trochanter est spécifiquement isolé. Enfin, tout défaut segmentaire peut exister seul ou avec d'autres défauts dans le cadre d'une lésion dite combinée. Les défauts cavitaires sont classés en fonction du degré de perte de substance osseuse endo-fémorale.

Les défauts spongieux cavitaires intéressent uniquement la cavité médullaire ; les défauts cavitaires peuvent intéresser aussi la corticale qu'elles érodent ; au maximum, on aboutit à un fémur dit ectasique avec perte de tout le spongieux endo-médullaire et métaphysaire d'une érosion corticale sévère. Les cals vicieuses sont un autre type de lésion rencontrée comportant des distorsions angulaires ou rotatoires, ou uniques ou associées. Les sténoses fémorales se caractérisent par un rétrécissement endo-médullaire, voire une obstruction complète, soit séquellaires d'une fracture, soit après matériel endo-médullaire. Enfin, la discontinuité fémorale correspond à une perte de l'intégrité mécanique du fémur, liée à une fracture avec ou sans implant présent. Au total, cette classification descriptive ne propose pas, en

synthèse, de groupes lésionnels mais aboutit à un grand nombre de types lésionnels. Elle est illustrée par plusieurs schémas d'intérêt iconographique modeste, peu utilisables pour illustrer les lésions rencontrées (figure 52) ; elle propose une stratégie diagnostique et de reconstruction en cas de descellement. Elle reste très utilisée dans la littérature nord-américaine [86,145, 146, 147].

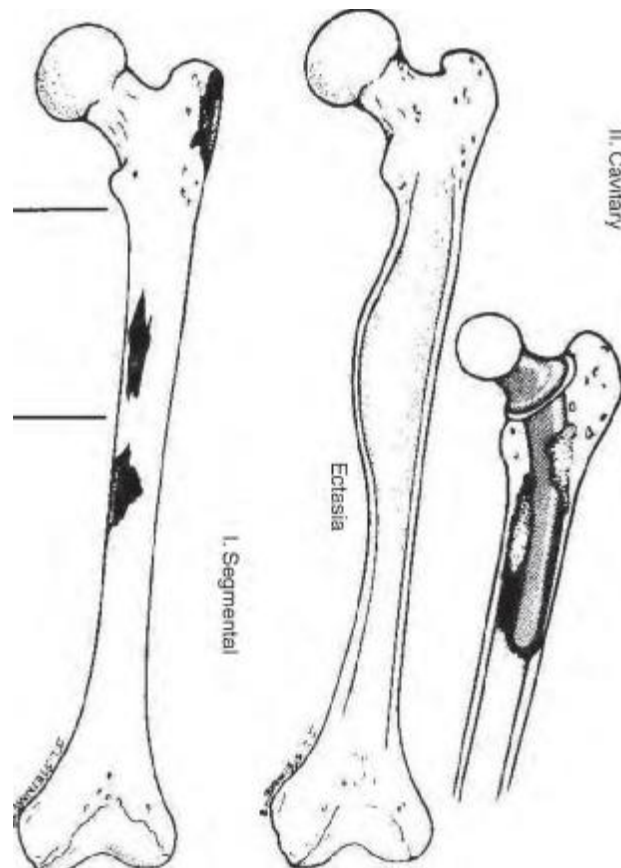


Figure 52. Schémas issus de la classification des lésions fémorales selon l'AAOS. À gauche, situation des défauts segmentaires ; à droite, exemple de lésion cavitaire endoméduillaire.

3. Classification de Gross (1993) :

En parallèle de la classification acétabulaire, Allan Gross [148] propose une classification des pertes de substances fémorales en cinq types. Dans le type I, il n'y a pas de perte de substance osseuse et il existe simplement quelques érosions endostées laissant les corticales intactes. Dans le type II, le fémur reste continent mais avec des corticales minces et un canal médullaire élargit. Dans le type III, une perte de substance osseuse entraîne un fémur non continent au niveau du calcar et du petit trochanter. Cette perte de substance est circonférentielle ou non circonférentielle et sur moins de cinq centimètres de longueur et intéresse uniquement la partie proximale de la diaphyse. Le type IV est caractérisé par une perte de substance circonférentielle, plus de cinq centimètres de longueur intéressant la diaphyse, rendant le fémur non continent. Dans le type V, existe une fracture périprothétique avec une perte de substance circonférentielle au-dessus du foyer de fracture. Le type V est donc proche du type IV, caractérisé uniquement par la présence d'une fracture.

Gross [148] précise que l'ensemble des fractures périprothétiques ne peuvent être incluses dans ce type V. Le type V est d'abord caractérisé par la présence d'une perte de substance importante. Aucun schéma n'est proposé.

4. Classifications de Paprosky (1999) :

Comme pour les lésions acétabulaires, Paprosky et al. [149, 150] ont proposé une classification des défauts métaphysaires proximaux secondaires à un descellement fémoral. Dans le type I, la perte osseuse est mineure : la métaphyse est intacte, le calcar a partiellement disparu et il existe un défaut mineur antérieur et postérieur. Pour la repose prothétique, la situation est comparable à celle d'une

prothèse de première intention, les lésions restant uniquement proximales. Une perte de substance métaphysaire plus extensive caractérise le type II : la métaphyse comporte une perte de substance antérieure et postérieure majeure, l'os est sclérotique, le calcar a disparu mais la diaphyse est intacte. Ce type se subdivise en trois sous-groupes en fonction de la position des lésions décrites précédemment : dans le type II A le calcar a totalement disparu mais la perte de substance ne s'étend pas au-delà de la région sous-trochantérienne. Dans le type II B, la région sous-trochantérienne est détruite, en tout cas inapte à bloquer un implant dans le plan rotatoire en raison d'une perte de substance osseuse antérieure et postérieure. Dans le type II C, la corticale métaphyso-diaphysaire proximale est absente ou très dystrophique. Paprosky introduit une notion technique différenciant ces trois derniers types : dans les deux derniers sous-groupes, les lésions métaphysaires sont telles que le fémur proximal est inapte à bloquer les implants sur le plan rotatoire, imposant une fixation plus distale. Le type III se caractérise par des pertes de substance extensives non seulement métaphysaires mais aussi diaphysaires : le calcar a disparu, la métaphyse comporte des pertes de substance antérieure et postérieure majeures, enfin et surtout la diaphyse n'est plus intacte, mais le siège de lésion lytique corticale et ou endo-médullaire. Cette classification aboutit ainsi à cinq types lésionnels, illustrés par des figures de grande qualité iconographique, clef de son succès, d'autant qu'à chaque stade un type d'implant est proposé (figure 53). De nombreux auteurs rapportant leur expérience en révision fémorale se réfèrent à cette classification [146, 151, 152, 153].

Dans le cadre d'une étude rétrospective à 10 ans de recul d'une série de révision par implant non cimenté, Paprosky et al. [149-153], Della Valle et Paprosky [137] ont proposé des modifications de leur classification des défauts osseux intégrant l'atteinte diaphysaire, dont l'importance dicte obligatoirement la technique

de reconstruction. Avec cette nouvelle classification, Paprosky se place dans une attitude plus pragmatique et non plus descriptive : la notion de zone anatomique trophique et mécaniquement stable pour fixer une tige non cimentée apparaît comme un critère qualifiant. Il distingue ainsi quatre stades. Dans le stade I, la métaphyse ne comporte que des défauts minimes, assez proches d'une arthroplastie de première intention après préparation métaphyso-diaphysaire : cette condition est rarement rencontrée. Au stade II, le plus fréquent, les défauts métaphysaires sont importants, associés à des défauts diaphysaires minimes.

Le stade III comporte deux sous-groupes ; dans le stade III A, les défauts sont métaphyso-diaphysaires mais il existe 4 cm cortico-médullaires dans la région de l'isthme intacts permettant la stabilisation d'un implant sans ciment (zone dite de scratch-fit). Au stade III B, les défauts métaphyso-diaphysaires sont identiques mais il n'existe plus de zone diaphysaire intacte pour bloquer en endo-médullaire un implant prothétique. Dans le stade IV, les défauts sont métaphyso-diaphysaires extensifs, les corticales fines et le canal large.

Cette nouvelle classification ne tient pas compte d'éventuelles courbures fémorales dans le plan frontal ou sagittal, même si ce problème est souligné par les auteurs. Dans un article plus récent, les schémas des différents types sont de faible qualité iconographique, mais heureusement redessinés plus récemment [137], figurant l'ensemble du fémur permettant d'anticiper les difficultés opératoires de stabilisation de l'implant de révision (figure 54).

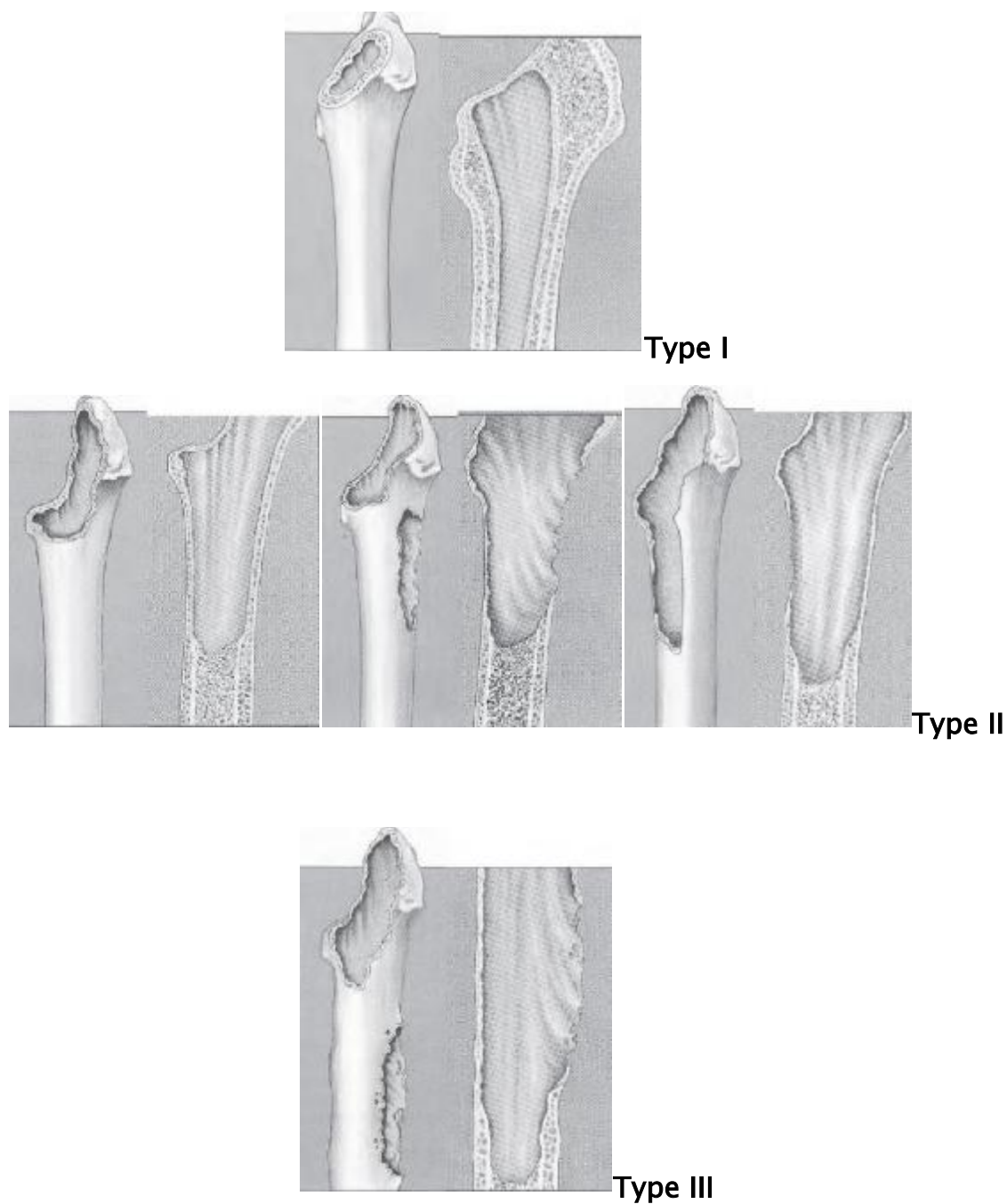


Figure 53. a : Type I de la classification de Paprosky. b : Type II A (b1), B (b2) et C (b3) de la classification de Paprosky. c : Type III de la classification de Paprosky.

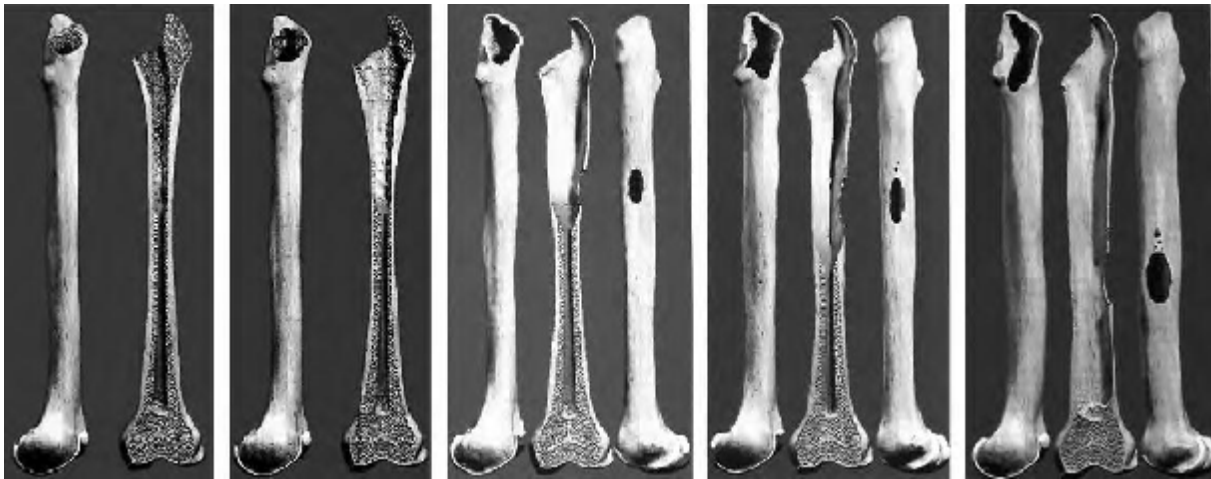


Figure 54. De gauche à droite, schémas des types I, II, IIIA et IIIB, IV de la classification modernisée de Paprosky.

5. Classification de Saleh (2001) :

En parallèle à la description des pertes de substance acétabulaire, et selon la même méthodologie, Saleh et al. [154] proposent une classification des défauts fémoraux proximaux en cinq stades et un type de reconstruction adapté à chacun. Au stade I, il n'y a pas de perte notable du capital osseux en dehors d'une érosion endostéale mais sans atteinte des corticales.

Le stade II se caractérise par un amincissement cortical : le fémur reste continent malgré un élargissement endo-médullaire mais un fourreau cortical en continuité. Au stade III, la perte du capital osseux du calcar et du petit trochanter rend le fémur incontinent avec de multiples défauts corticaux perforants, circonférentiels ou non mais sur moins de 5 cm de hauteur et dans la zone susdiaphysaire.

À l'inverse au stade IV, la zone d'ostéolyse s'étend sur plus de 5 cm et intéresse la diaphyse.

Enfin, le stade V comporte les mêmes lésions que précédemment compliquées d'une fracture périprothétique.

Trois stades sont illustrés par des schémas de qualité modeste (figure 55). Peu d'auteurs en dehors de l'équipe de Saleh [155] ont trouvé intérêt à appliquer cette classification.

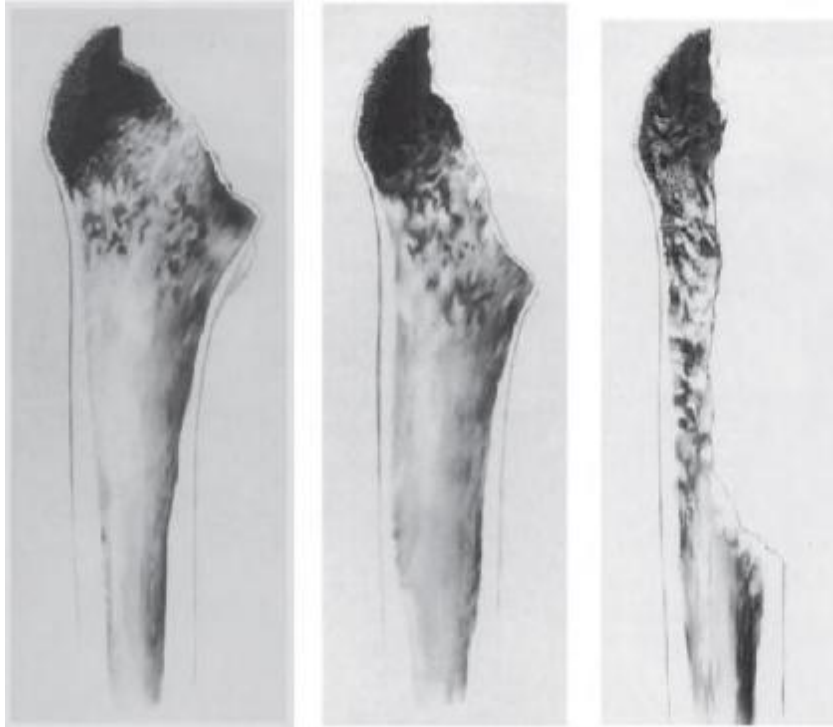


Figure 55 : Schémas des lésions fémorales selon Saleh et al. [67]. De gauche à droite, lésion de types II, III (au centre) et V.

6. Validité et synthèse des classifications :

Dans le deuxième symposium consacré aux descellements fémoraux, Courpied et Migaud [136] se sont interrogés sur la validité des classifications SOFCOT 88, AAOS et de Paprosky : aucune n'est apparue reproductible tant entre lecteurs non aguerris que évaluateurs expérimentés lors d'une évaluation

radiologique préopératoire. La concordance des stades fémoraux décrits par Saleh et al. [154] et étudiés par Davis et al. [156] n'a été obtenue que lors d'une lecture radiologique sur deux entre trois évaluateurs et dans 38 % des estimations per opératoires. Les défauts fémoraux évalués selon l'AAOS ou Paprosky ont une très faible concordance inter- et intra-observateur dans l'étude rapportée par Gozzard et al. [157]. Ainsi, les conclusions déjà exprimées pour les lésions acétabulaires se vérifient-elles au niveau fémoral. De plus, l'extraction de l'implant et ou du ciment nécessite souvent des gestes techniques eux-mêmes interrompant la continuité fémorale (trochantérotomie, fémorotomie, fenêtré corticale).

Il est apparu nécessaire à beaucoup de multiplier les critères anatomiques et morphologiques de classification dans l'optique d'une reconstruction par un implant non cimenté et en particulier en introduisant des notions de trophicité corticale et endo-médullaire, de géométrie endomédullaire, de rectitude diaphysaire et de localisation sur la hauteur métaphyso-diaphysaire des défauts osseux [70, 136, 158, 159]. Il devient alors tout aussi important d'identifier les zones fémorales intactes aptes à fixer l'implant de révision que celles détruites.

L'option thérapeutique de reconstruction projetée par l'opérateur influence la sélection des paramètres d'établissement des classifications. Trois situations schématiques peuvent être identifiées. Un stade lésionnel minimum - unanimement décrit dans chaque classification - où le fémur proximal est peu modifié après l'extraction des implants, l'opérateur se retrouve dans une situation proche d'une arthroplastie de première intention. À l'opposé, le stade maximum se caractérise par une incompétence mécanique et trophique du fémur proximal dans son tiers proximal, où seule la partie distale diaphysaire est restée intacte. Au stade intermédiaire, la perte de substance intéresse le site de l'ancienne prothèse mais comporte des zones osseuses encore solides et trophiques où pourra s'appuyer

l'implant de révision grâce à sa morphologie spécifique et ou après reconstruction du capital osseux.

Il faut signaler que ces différentes classifications évaluent la perte de substance osseuse au travers d'un bilan radiologique. Elles sous-estiment fréquemment l'importance des dégâts et la situation doit être réévaluée systématiquement en per-opératoire après extraction de l'implant fémoral et nettoyage des débris de ciment.

G. Moyens de la reprise

Les moyens à disposition pour la chirurgie de révision d'une prothèse totale de hanche sont nombreux et variés.

Il y a, d'une part, les moyens qui vont servir à la reconstruction osseuse par le biais de tissu osseux et/ou de substituts et, d'autre part, ceux qui vont servir à la reconstruction articulaire, les implants, cotyloïdiens ou fémoraux, de conception et de taille différentes avec donc des techniques de mise en place qui peuvent varier sensiblement. Il faut remarquer d'emblée qu'il y a un lien inversement proportionnel qui unit les implants à la reconstruction osseuse. Plus on va reconstruire le support osseux et plus on va être proche de l'utilisation d'un implant « standard ». Au contraire, en l'absence de comblement des pertes osseuses, on va être conduit à utiliser des implants qui vont prendre en compte cette destruction osseuse, et qui seront souvent plus volumineux et/ou de formes particulières.

En ce qui concerne le comblement osseux, le matériel biologiquement le plus performant est l'autogreffe.

Son utilisation a deux limites : la quantité que l'on peut prélever n'est pas infinie et les sites de prélèvement ont une morbidité qui n'est pas nulle. Ces

prélèvements alourdissent le temps chirurgical, ce qui est à prendre en considération pour des patients relativement âgés et toujours plus fragiles.

L'allogreffe, spongieuse ou cortico-spongieuse, est obtenue à partir des banques d'os, et en particulier par la récupération des têtes fémorales prélevées à partir de hanches arthrosiques lors de l'arthroplastie initiale.

Il existe également la possibilité d'utiliser des greffes massives, tant au niveau du bassin qu'au niveau du fémur. Elles sont obtenues lors de prélèvements multiorganes.

La réglementation actuelle est très importante au niveau de la constitution et de la maintenance de ces banques et nous en rapportons les principaux points.

Compte tenu des problèmes juridiques que pose la mise en conformité d'une banque d'os, un certain nombre de techniques particulières ont pu être développées, comme la lyophilisation de tissus osseux. Une expérience est rapportée.

Enfin, il nous est apparu intéressant de faire un point assez générique sur ce que l'on peut attendre aujourd'hui des substituts osseux.

La deuxième partie des moyens s'intéresse aux matériels de reconstruction articulaire, implants cotyloïdiens et fémoraux de révision.

Les différentes cupules qui remplacent l'acétabulum sont scellées ou non scellées, et associées ou non à des anneaux de renforcement. Quelques particularités sont signalées, en ce qui concerne les très grosses cupules, les cupules de forme un peu particulière, les cotyles à plot et, enfin, les cotyles double mobilité qui correspondent à une spécificité bien française.

Au niveau du fémur, les techniques opposent aussi les reconstructions qui utilisent ou non du ciment. La cimentation de tiges standards peut être « classique

», comme en première intention, ou après un comblement fémoral selon la technique d'Exeter, ou encore avec l'utilisation d'allogreffe fémorale structurale.

La cimentation est aussi un moyen de fixation de tiges de reprise ou de révision plus volumineuses. Les tiges sans ciment sont, à l'heure actuelle, les implants sources de plus nombreuses publications. Dans les grosses destructions, on peut s'orienter vers des tiges verrouillées. Le plus fréquemment, des tiges en press fit apportent une solution à des pertes de substance modérées, mais on peut, en adaptant les techniques permettant le respect des règles du press-fit, utiliser dans des destructions plus importantes – des tiges modulaires dédiées.

Il –nous est apparu nécessaire, en conclusion de ce chapitre, de parler de désescalade, non pas tant celle liée simplement à la dimension du matériel que l'on va implanter. En effet, il est important de comprendre que, quel que soit l'implant mis en place, il ne faut pas qu'il gêne la régénération et la reconstruction biologique de l'os. Si c'est le cas, le chirurgien aura rempli son contrat en conduisant à une désescalade.

Il faut donc avoir une vision plus biologique que celle simplement liée au type d'implant que l'on met en place.

1. Reprises fémorales des prothèses totales de hanche par tige de première intention.

D'une façon générale, les reprises de prothèses fémorales de hanche par tige de première intention ne sont possibles que lorsque les dégâts osseux sont limités à la partie proximale du fémur, c'est-à-dire dans les stades SOFCOT 1 et 2. L'utilisation de tige standard est plus problématique en cas d'extension diaphysaire

de l'ostéolyse, et elle doit être alors couplée à des techniques de reconstruction osseuse en un ou deux temps.

La littérature concernant les reprises par tiges de première intention est relativement pauvre.

L'amélioration des techniques de cimentage semble avoir apporté une amélioration de la survie des tiges implantées en chirurgie de révision [21].

Plus récemment, HOWIE rapporte une expérience avec des tiges standard cimentées, qui ont un taux de survie à moyen terme de 93 % légèrement inférieur à celui des tiges longues de même dessin [22].

En revanche, les reprises de tiges sans ciment par tiges cimentées rapportées par Davis et al. Semblent moins prometteuses [23]

En fixation sans ciment, REIKERAS et GUNDERSON rapportent de bons résultats avec une tige de première intention entièrement recouverte d'hydroxyapatite aussi bien dans les reprises de tiges cimentées que de tiges sans ciment [24].

2. Reprises fémorales de PTH par tiges cimentées.

Dans les reprises de PTH, l'utilisation du ciment garde tout son intérêt malgré l'incontestable développement des tiges fémorales non cimentées verrouillées. En effet, le composite ciment prothèse réalisé permet de s'adapter à toutes les formes de fémur, notamment au niveau du canal médullaire très remanié en cas de descellement, et permet une réhabilitation immédiate, argument fondamental pour des interventions pratiquées chez des sujets en général plus âgés et plus fragiles que ceux bénéficiant d'une prothèse de première intention.

L'utilisation des tiges fémorales cimentées doit toutefois obéir aux mêmes impératifs que ceux des prothèses de première intention, à savoir la réalisation d'une cimentation de qualité. Celle-ci dépend des caractéristiques de l'os environnant. Pour l'obtenir, l'emploi du ciment ne doit pas être univoque et doit reposer sur l'appréciation de l'état osseux fémoral et des éventuelles pertes de substance osseuse, en préopératoire, mais aussi en per opératoire après l'ablation de la tige primaire.

De nombreuses méthodes pourront être utilisées en conséquence : reprise sans reconstruction osseuse, avec reconstruction osseuse par greffes corticales ou morcelées, avec renfort métallique, avec refixation dans le manchon de ciment initial, ou accompagnée de l'utilisation d'allogreffes massives.

a. Principes de bonne cimentation

Pour les prothèses de première intention, ils reposent sur l'emploi d'une technique de cimentation dite de 3e génération associant :

- nettoyage osseux soigneux avec élimination de tous les débris au lavage pulsé ;
- préparation soigneuse du ciment, idéalement sous vide, avec respect impératif des instructions du fabricant et respect des quatre phases de polymérisation qui diffèrent selon les ciments ;
- implantation rétrograde sous pression au pistolet avec obturation diaphysaire.
- Cette cimentation s'effectue suivant deux conceptions opposées conditionnant le choix de l'implant utilisé, la théorie anglo-saxonne prônant une couche régulière de ciment homogène de 2 à 3 mm d'épaisseur autour d'une tige sous-dimensionnée en conséquence, et dont les critères radiologiques d'appréciation sont bien codifiés par BARRACK (tableau 12) et celle du « French Paradox » défendant l'utilisation d'une prothèse la plus remplissante possible, le ciment jouant un rôle d'adaptateur de volume [25] . Elles nécessitent, toutes

les deux, une paroi osseuse de qualité pouvant supporter l'hyperpression de l'introduction du composite au ciment sans effraction laissant échapper le ciment, ce qui est loin d'être le cas dans la plupart des reprises fémorales.

Tableau 12 : classification radiologique de la bonne cimentation selon BARRACK

Grade A	Cavité médullaire entièrement remplie de ciment, interface os ciment sans liseré radio-transparent
Grade B	Liseré radio-transparent à l'interface os ciment intéressant moins de 50 % de la surface
Grade C	Liseré radio-transparent à l'interface os ciment intéressant entre 50 et 99 % de la surface, ou présence d'un manteau de ciment incomplet (tige non recouverte à un endroit)
Grade D	Liseré radio-transparent à l'interface os ciment intéressant 100 % de la surface, ou extrémité de la tige non recouverte de ciment

b. Cas particulier des reprises

i. Motifs des reprises

Plusieurs causes de reprise peuvent être notées conditionnant l'état pariétal osseux.

- Le descellement, cas le plus habituellement rencontré où les corticales sont fragilisées, parfois même jusqu'à la perforation ou jusqu'à un état pellucide du fait de l'ostéolyse ou des déplacements de la tige fémorale, ce qui exige une évaluation rigoureuse de la qualité osseuse préopératoire [26]
- Le changement de prothèse en raison d'un mauvais positionnement des implants (luxation récidivante), ou d'une rupture de matériel où la prothèse cimentée ou non cimentée n'est pas descellée et où il y a peu de remaniement osseux initial. L'état local ne pourra être apprécié qu'après ablation définitive

de l'implant dont l'extraction peut être difficile avec risques de dégât osseux. Dans certains cas, la prothèse peut être extraite de son manchon de ciment bien fixé à l'os et celui-ci pourra être conservé avec nouvelle réimplantation à l'intérieur (*cement in cement technique*) [27].

- Les fractures sur fémur porteur de prothèse totale de hanche et les *prothèses infectées*, que ce soit à l'occasion d'un changement en un temps ou deux temps, posent de façon extrême les possibilités d'obtention d'une fixation primitive suffisante.
- Dans tous les cas, la qualité de fixation sera diminuée par rapport à celle d'une implantation primaire par diminution des possibilités d'inter-digitation ciment-os, du fait de la restriction du stock spongieux suite à l'implantation précédente et au degré de sclérose osseuse pariétale réactionnelle : le choix de la technique sera remis en question jusqu'à l'appréciation définitive per opératoire de l'état osseux, après ablation complète de la prothèse et du ciment éventuel [28].

ii. Choix de la technique de cimentation

La nécessité d'une fixation cimentée satisfaisante va conditionner le choix de la technique de reprise. Le principe d'une tige de reprise cimentée et ses modalités se feront sur cette appréciation radiologique préopératoire, en voyant si la qualité corticale permet l'implantation sans greffe ou s'il faut envisager un renforcement cortical local par greffe endo- ou extra- médullaire par barrette osseuse tibiale, ou une reconstruction globale par impaction spongieuse intra médullaire (méthode d'Exeter) qui a l'avantage de permettre une chirurgie de désescalade par utilisation d'une prothèse à queue courte [29] .

Le respect de tous les préceptes d'une cimentation de 3e génération, incontournable en chirurgie primaire, ne peut pas être le plus souvent réalisé dans

les reprises, notamment en ce qui concerne l'obturation diaphysaire, l'extrémité des tiges longues pouvant dépasser le sablier endo-médullaire. Eisler a montré les limites de cette technique dans les reprises [30]

iii. Choix de l'implant

Il doit répondre à plusieurs critères.

❖ Longueur de l'implant

Dans les cas de réimplantation simple, la tige doit avoir une longueur suffisante pour ponter la partie la plus basse de la fragilisation osseuse. Elle correspond à l'extrémité de la perte de substance osseuse, soit due à l'ostéolyse ou au descellement, soit à la limite de la fémorotomie ou de la fenêtre nécessaire à l'extraction.

Estimée radiologiquement en préopératoire, elle ne sera définitivement appréciée qu'après l'ablation complète de l'implant [31].

La hauteur de sécurité couramment admise est de 5 cm. REPTEN conseille un dépassement d'une longueur égale à une fois le diamètre du fût fémoral. Dans ce cas, la tige devra être la plus remplissante possible du fait, dans les reprises, de l'absence le plus souvent de spongieux permettant l'inter-digitation du ciment [32]. L'absence d'une tige assez longue obligera à envisager le recours à la méthode d'Exeter ou à se tourner vers une prothèse de reprise non cimentée.

❖ État de surface

Un état de surface lisse voire poli est de rigueur. La forme et la dimension de l'implant dépendent de la méthode de cimentation choisie et de la longueur de tige nécessaire avec l'importance paradoxale de la fixation distale et du remplissage métaphysaire dans les prothèses à longue tige.

iv. Choix du ciment

Les ciments sont classés suivant leur consistance lors des stades initiaux de la polymérisation en trois catégories : haute, basse, moyenne viscosité [33] qui conditionnent également la durée respective des quatre phases de la polymérisation : phases de mélange, de repos, de travail et de durcissement. Celles-ci modifient les conditions d'utilisation. Dans le cas d'une reprise, les critères de choix sont représentés par :

- une consistance à la phase de travail, au moment de l'implantation, pas trop fluide pour éviter les effractions face à cet os, souvent siège de microfissures, et prévenir la délamination face à cet os souvent saignant ;
- une sûreté et une facilité de manipulation au moment de l'implantation et avant la phase de durcissement où la prothèse ne doit plus être bougée, assez longue permettant une implantation douce et la vérification de toute issue de ciment ;
- l'utilisation de ciment aux antibiotiques qui a fait la preuve de son efficacité dans les implantations primaires pour la prévention des infections doit être utilisée.

Il faut se souvenir que ne doivent être utilisées, dans le cadre de la fixation des prothèses, que des préparations du commerce, garantes de la conservation de leurs propriétés mécaniques, mais que malheureusement en France, elles ne sont pas toutes disponibles.

Dans le cadre des reprises en deux temps, une entretoise « à la carte » peut être confectionnée avec l'ajout d'un antibiotique adapté et non dénaturé par la chaleur de la polymérisation [34].

Un ciment de haute viscosité avec antibiotique est habituellement le mieux adapté.

c. Techniques opératoires

i. Installation du patient et voie d'abord

Elle doit tenir compte de :

- la voie d'abord antérieurement pratiquée, avec excision cicatricielle éventuelle, et en prévenant tout risque de nécrose cutanée secondaire ;
- la technique de réimplantation choisie en prenant surtout en considération la voie d'abord osseuse nécessaire à l'extraction de la tige, voire du ciment, prévue sur la planification (ablation endo-médullaire pure, trochantérotomie ou voie élargie) ;
- la nécessité d'un abord plus ou moins élargi sur le cotyle en fonction d'une éventuelle reconstruction à ce niveau ;
- l'éventualité per opératoire d'avoir recours à un abord osseux extensif.

La préservation des éléments musculaires, facteur de la récupération fonctionnelle et de la stabilité secondaire de la prothèse, doit rester une préoccupation permanente en gardant à l'esprit que la luxation reste une des complications majeures des reprises avec des taux moyens de 10 % [35] et de l'espérance haute de qualité de résultats des patients, non corrélée à l'importance de leur handicap initial [36, 37].

ii. Ablation de l'implant et du ciment éventuel

L'ablation de la tige fémorale est généralement aisée puisque le descellement mécanique est la cause majoritaire de révision atteignant 80 % dans certaines séries [38, 39].

Dans certaines séries où instabilité et luxation constituent la principale cause de révision (22,5 % des cas) [40], la reprise concerne des implants bien fixés où l'extraction de la tige devra s'aider d'un matériel extracteur spécifique et où la conservation du fourreau de ciment bien fixé à l'os pourra être envisagée, s'il permet un repositionnement correct de l'implant. Dans tous les cas, l'extracteur

devra veiller à bien dégager le trajet de la partie dorsale métaphysaire de l'implant pour prévenir toute fracture du grand trochanter, notamment dans le cas de prothèses non cimentées instables ayant migré distalement.

Dans le cas de prothèses cimentées stables, ou d'une prothèse non cimentée et non descellée s'impose le recours systématique primaire à une fémorotomie.

La fémorotomie ne doit être conçue que comme un artifice technique utilisé pour simplifier l'extraction du ciment ou celle de la tige fémoral non cimentée, raccourcissant la longueur du geste opératoire et les risques de fragilisation corticale rencontrés lors de l'ablation par voie endo-médullaire. Un essai d'ablation purement endo-médullaire doit toujours toutefois être privilégié initialement.

iii. Réimplantation

En fonction de l'état osseux conditionnant les possibilités de bonne cimentation, de la qualité du manchon de ciment éventuel résiduel, de l'âge du sujet, on pourra envisager plusieurs types de réimplantation.

❖ Réimplantation simple sans reconstruction osseuse

Cette recimentation simple peut concerner :

- une tige de longueur standard permettant de réunir toutes les possibilités d'une cimentation de troisième génération. Elle est l'apanage des stades 0 et 1 de la SOFCOT et s'adresse aux premières reprises ;
- une tige longue (180 mm) dont la longueur du pivot entraîne une bonne stabilité mais dépassant le sablier ne permet pas une obturation diaphysaire et donc le meilleur aspect du manteau de ciment. Elle est réservée au stade 0 et 1 nécessitant un pontage d'une fausse route d'une fenêtre voire d'une fémorotomie et peut être utilisée jusqu'au stade II chez les sujets âgés. En effet, si l'on considère la moyenne d'âge habituelle des reprises de hanche, les constatations de Hutten rapportant à 8 ans de recul pour les stades 1-2 un taux de survie de 92 % en prenant comme échec le descellement ²²aseptique

avec 95 % de résultats cliniques satisfaisants et pour les stades 2-3, 84 % de résultats cliniques satisfaisants, sont-elles si sombres ? [41] (figure 56 a, b).

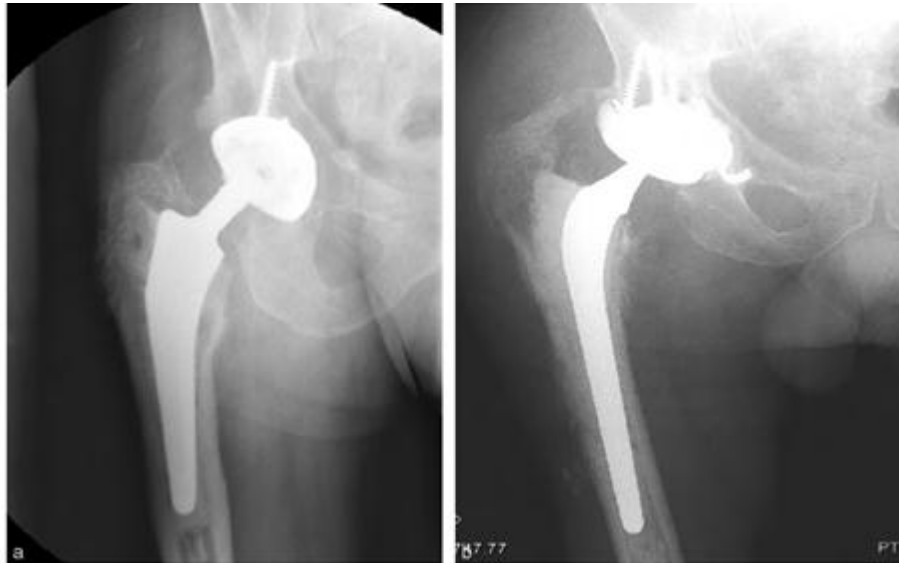


Figure 56 : réimplantation simple.

- a. Descellement fémoral bon état pariétal (stade 1).**
- b. Cimentation simple prothèse à longue tige.**

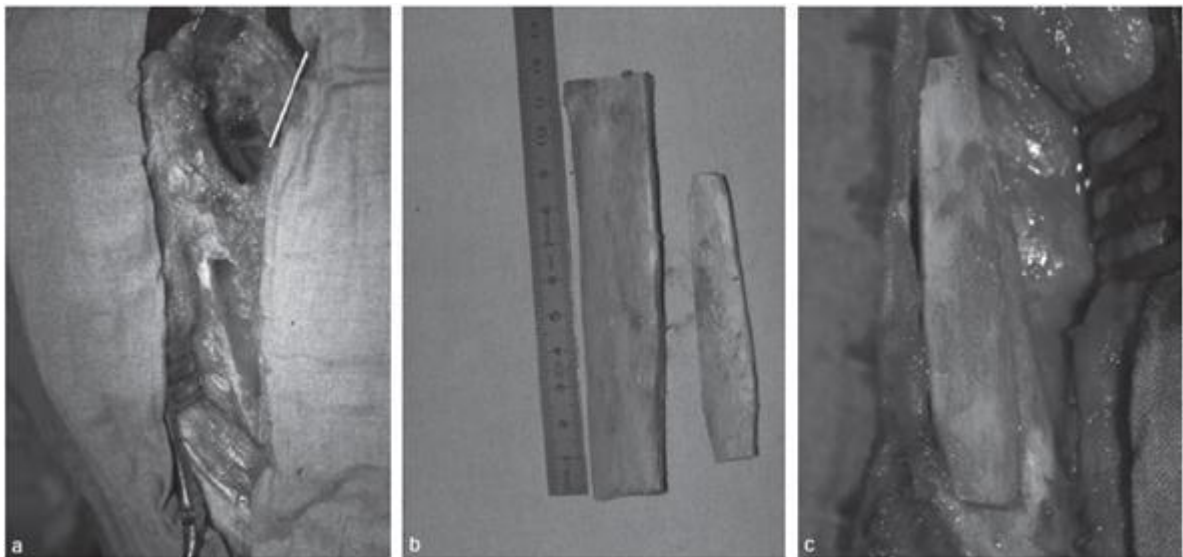


Figure 57 : reconstruction pariétale par barrette tibiale

- a. Destruction corticale étendue par issue de la tige fémorale.**
- b. Barrettes tibiales (allogreffes).**
- c. Reconstruction par greffe intercalée**

❖ Réimplantations avec greffes

Elles exigent :

- soit des fragments corticaux (barrettes tibiales) placées en marquetterie sur la corticale externe, voire placées en endo-médullaire ou de véritables fragments tubulaires mis en endo-luminal reconstituant une paroi supportant une bonne cimentation.

Des remplacements métalliques (plaques, treillis) peuvent être ajoutés pour améliorer la qualité mécanique et éviter les fractures lors de l'hyperpression générée par l'introduction du ciment [42] (figure 57 a, b, c).

- soit des fragments morcelés impactés :
 - soit comblant des destructions cavitaires localisées et s'associant à une prothèse à queue longue pontant la fragilisation ;
 - soit reconstituant un véritable manchon fémoral où pourra être réimplantée une prothèse à queue courte [43, 44].

Les résultats sont intéressants en raison des possibilités de désescalade offertes par l'utilisation de prothèses de longueur standard et les bons résultats habituellement obtenus [45] pouvant même atteindre 99 % de bons résultats à 9 ans dans certaines séries [46].

Elles concernent les stades III et les stades II chez les jeunes.

Elles posent toutefois le problème de l'utilisation des allogreffes tant au niveau de l'approvisionnement que de leur coût et de leur sécurité d'emploi. L'emploi de greffons irradiés potentialise le risque d'impaction et de calage secondaires de la tige le plus souvent rencontrés [47, 48, 43, 49].

❖ Rescellements fémoraux à l'intérieur d'un manteau de ciment

Popularisée en France par Vidal [50], et restée longtemps marginale, cette technique (*cement-in-cement technique*) bénéficie d'une utilisation accrue vu son intérêt chez les sujets fragiles ou dans la prévention de dégâts osseux accompagnant l'ablation d'un implant encore correctement scellé [27, 51]. Elle nécessite bien sûr une intégrité de la fixation du fourreau de ciment et doit permettre une orientation correcte du nouvel implant. Les artifices de modification de l'état de surface du manchon par perforation pour favoriser l'adhésion du nouveau ciment n'ont pas fait la preuve de leur efficacité [27] (figure 58 a, b).

❖ Réimplantations avec remplacement par allogreffe massive

Elles concernent les grandes destructions ou fragilisations osseuses où le fût médullaire en « coquille de homard » sera ouvert et refermé en manchon sur l'allogreffe permettant la réinsertion musculaire.

Une greffe spongieuse autologue à la jonction os de l'hôte-allogreffe, voire l'ajout d'une plaque de stabilisation, seront ajoutées pour soulager la tige fémorale dont la longueur doit être suffisante pour stabiliser l'allogreffe.

Elles restent irremplaçables dans les pertes de substance osseuses majeures (stade 4) même si elles exposent à un taux de complications postopératoires élevé (16 %) et à un taux de réintervention voisin de 20 % [52]. Il s'agit d'une chirurgie de sauvetage dont les résultats sont inégaux mais supérieurs à 50 % de survie à 5 ans [40, 53] (figure 59 a, b).



Figure 58 : réimplantation dans fourreau de ciment.

- a. 85 ans, luxation itérative. Long bouchon de ciment.**
- b. Fixation dans fourreau de ciment (renforcement systématique par cerclage).**

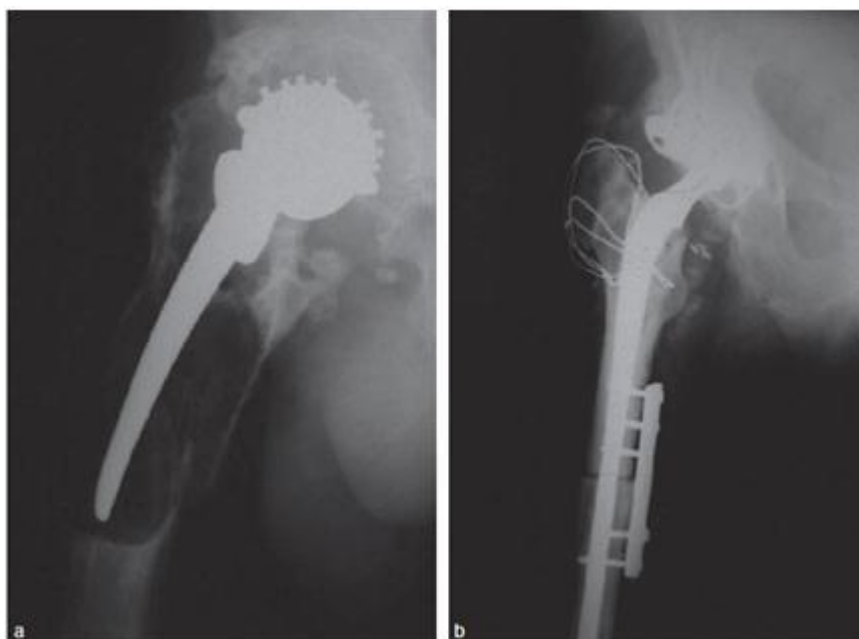


Figure 59: allogreffe massive.

- a. Descellement bipolaire avec lyse fémorale (stade 4).**
- b. Allogreffe massive avec prothèse cimentée à longue tige.**

3. Prothèses verrouillées pour les révisions des arthroplasties totales de hanche :

Les prothèses verrouillées ont été introduites par Pierre Vives au milieu des années 1980 [54].

Elles ont fait suite au succès des enclouages verrouillés qui, au début des années 1980, avaient révolutionné le traitement des fractures diaphyso-métaphysaires des os longs [55]. Pierre Vives avait proposé ces implants sans ciment assez rudimentaires et dépourvus de traitement de surface comme une méthode d'attente, permettant au capital osseux fémoral de se reconstituer ; introduisant par la suite le principe de la « désescalade », obtenue au prix d'une nouvelle reprise avec un pivot fémoral de taille standard (cimenté ou non) [54, 56].

La reconstruction étant régulièrement obtenue (le plus souvent sans greffe), même dans les cas les plus sévères, ces implants ont connu un engouement important en France [54, 56,57, 58]. Ce dernier apparaissait justifié par :

- la simplification des révisions fémorales en facilitant, dans des situations complexes, la réalisation d'une fémorotomie [59, 58] ;
- en donnant une fixation initiale fiable favorisant la restauration du capital osseux et le contrôle strict des longueurs en prévenant les enfoncements secondaires souvent observés à cette époque avec les pivots de révision sans ciment [60] ;
- en facilitant le traitement des fractures péri prothétiques dont la fréquence allait augmenter au cours de la décennie suivante [61] ;
- en permettant de traiter des pertes de substance étendues au-delà de l'isthme, dont la prise en charge par des pivots longs cimentés ou sans ciment « press-fit » restait imparfaite [58, 59, 62] ;

- en raison de leur possible extractibilité notamment avec un traitement de surface limité ou absent, les conduisant à devenir une solution de choix dans des révisions complexes notamment septiques (du fait du nettoyage autorisé par la fémorotomie, de la fixation initiale stable, et de l'extractibilité) [63]

a. Technique opératoire

i. Principes techniques

Si la fixation initiale de ce type de pivot est toujours obtenue par le verrouillage, la fixation secondaire doit constituer l'objectif essentiel lors de l'implantation [59, 64].

Cette fixation secondaire par ostéo-intégration suppose la mise au contact intime entre le traitement de surface proximal du pivot et l'os métaphyso-épiphysaire proximal. Il est en effet illusoire de se contenter de verrouiller le pivot sans rechercher cette ostéo-intégration proximale, cette attitude se soldant souvent par une rupture du pivot au niveau du premier trou de vis du fait des contraintes élevées en traction s'y exerçant (« effet Cantilever ») (figure 60) [64]

La même situation est obtenue pour des pivots verrouillés dépourvus de traitement de surface dont la fixation proximale, uniquement fibreuse, ne permet pas une tenue à long terme [65].

S'il est possible d'implanter ces pivots sans fémorotomie, en particulier s'il n'y a pas de difficultés lors de l'ablation du pivot précédent et/ou du ciment, cet artifice technique doit pouvoir être décidé en cours d'intervention afin de faciliter le contact intime entre l'os receveur et le traitement de surface proximal du pivot.

Il s'agit alors d'une « fémorotomie de remodelage », qui doit au besoin être complétée par une « contre-fémorotomie » de la corticale médiale destinée à rapprocher celle-ci du traitement de surface pour les mêmes raisons [66]. Lorsque cette « contre fémorotomie » est envisagée, elle doit être effectuée à un niveau différent de la valve latérale pour améliorer la stabilité du montage (figure 61),

évitant ainsi de créer un fémur proximal « flottant » dont la fixation ne peut plus alors être confiée à de simples cerclages mais doit comporter une courte plaque monocorticale afin d'en prévenir la pseudarthrose.

Au total, la réalisation d'une fémorotomie n'est pas indispensable pour l'utilisation d'un pivot verrouillé à condition qu'il n'y ait pas de difficultés d'extraction et que la forme du pivot s'adapte au fémur proximal de façon à permettre un contact étendu os/traitement de surface.

En pratique, ces deux critères sont rarement rencontrés (surtout pour le contact proximal os-implant), aussi une fémorotomie au moins d'adaptation doit régulièrement être effectuée [66].

ii. Traitement de surface et « press-fit » distal

Tous les implants verrouillés « modernes » possèdent un traitement de surface plus ou moins étendu (pour certains jusqu'à la diaphyse, voire complet). Il n'y a pas dans la littérature de preuve de supériorité d'une étendue partielle ou totale de ce traitement de surface.

Les seules certitudes concernent :

- la nécessité d'un traitement de surface pour obtenir une fixation proximale par ostéo-intégration ;
- l'intérêt de l'hydroxyapatite ;
- la nécessité d'un traitement de surface étendu sur au moins la moitié à deux tiers de la surface [59].

Le traitement de surface complet permet sans doute un soulagement mécanique du verrouillage, mais ne dispense de favoriser le contact os-prothèse proximal et ne facilite pas les reprises en cas de nécessité d'une dépose.

L'utilisation d'un verrouillage ne dispense pas de chercher à obtenir un « press-fit » distal aussi ajusté que possible. L'objectif est de soulager mécaniquement

le verrouillage et de favoriser une ostéo-intégration distale si le pivot est muni à ce niveau d'un traitement de surface adéquat (en principe la moitié et si possible les deux tiers).

L'obtention de ce press-fit distal suppose une gamme étendue de pivots s'il s'agit de pièces monoblocs ou bien le recours à une modularité métaphyso-diaphysaire.

Les premiers pivots verrouillés proposés par Pierre Vives existaient en deux diamètres et deux longueurs, ce qui apparaît aujourd'hui insuffisant pour s'adapter aux situations de reprise [54].

Une gamme adaptée doit pouvoir disposer de 6 à 8 diamètres (10 à 20 mm) et ceci en deux longueurs (200 à 220 mm et 250 à 300 mm). Les implants les plus longs (300 mm) apparaissant très utiles pour les reprises des fractures péri-prothétiques [61].

iii. Verrouillage

Les systèmes modernes de verrouillage sont devenus fiables, permettant de se passer du contrôle d'un amplificateur de brillance, assurant le centrage de la mèche à condition de respecter quelques artifices techniques [58] :

- l'assemblage du pivot et du cadre de visée doit être fait sur la table d'instrument en mettant en place deux mèches unissant le système de verrouillage et les trous correspondants du pivot (le plus proximal et le plus distal) pour améliorer le centrage au moment du serrage du cadre ;
- le méchage doit être effectué sans contraindre le foret et en s'assurant du passage de « deux corticales » ;
- un artifice technique simple permet après méchage de vérifier la bonne position : un mesureur est introduit au-delà de la première corticale, dans le trou du pivot.

Il faut s'assurer que le mesureur perçoit un contact métallique vers le haut (sens cranial) et le bas (sens caudal) dans le trou de verrouillage ;

- il est classique de recommander un ordre de verrouillage mais il n'y a pas de preuve de supériorité d'un mode sur un autre.

Le plus sage est sans doute de commencer par un des deux trous proximaux puisque c'est à leur niveau que la déformation entre pivot et cadre de visée est la plus faible, limitant ainsi les erreurs de visée.

La distance à respecter entre une éventuelle fémorotomie et le premier trou de verrouillage est décidée selon les cas. La longueur du pivot doit être adaptée à la situation anatomique : au moins trois vis de verrouillage au-delà de la perte de substance et/ou de la fémorotomie.

Certains systèmes proposent deux clavettes de grand diamètre « ajustées », ce qui peut assurer la stabilité initiale, mais pose des problèmes de respect de l'épaisseur du métal en regard des trous de vis notamment sur les diamètres inférieurs à 14 mm [56,64]. Il est préférable d'utiliser des clavettes à la place de vis car elles donnent une meilleure résistance mécanique aux contraintes en traction auxquelles sont soumises les pièces au niveau des trous de verrouillage.

De plus, ces vis sont peu soumises à des contraintes d'arrachement, rendant peu utile un filetage étendu justifiant ainsi de préférer les clavettes disposant d'un filetage partiel mais offrant une meilleure résistance dans le trou du pivot [56].

iv. Fermeture de la fémorotomie

Lorsqu'une fémorotomie a été pratiquée pour la mise en place d'un pivot verrouillé, sa fermeture doit être considérée avec attention. En effet, comme évoqué plus haut, de la qualité de la fixation de la fémorotomie dépendent l'ostéo-intégration proximale de l'implant verrouillé et finalement sa fixation définitive (le verrouillage devant être considéré comme une fixation provisoire vouée à la faillite

si elle est isolée). Le but n'est pas d'obtenir une fermeture complète de la fémorotomie, mais la mise au contact intime et étendu entre l'os et le traitement de surface proximal du pivot (figures 62 et 63).

Il ne faut pas s'inquiéter d'une légère fente persistante sur le trait vertical de la fémorotomie, à condition que le contact soit bien obtenu entre le pivot et l'os receveur.

La fixation de la fémorotomie doit être solide afin de permettre une mobilisation précoce, parfois un appui sur le membre, mais surtout pour permettre de toujours prévenir les micromouvements nuisibles à l'ostéo-intégration proximale même lorsqu'un traitement de surface bioactif est utilisé. Lors de la réalisation de la fémorotomie, on doit éviter de ruginer de manière importante les muscles sur les différentes valves. Une fixation par cerclage est suffisante si la continuité du digastrique vaste latéral-glutéus médius est respectée et si une « contre-fémorotomie » de la valve médiale n'est pas effectuée au même niveau que la fémorotomie latérale.

En revanche, pour neutraliser les contraintes en flexion-extension auxquelles les cerclages s'opposent mal (ceux-ci se desserrent facilement sous ce type de contrainte laissant s'échapper la valve), la mise en place d'une vis de neutralisation allant du grand au petit trochanter peut être recommandée (figure 62).

Elle n'empêche pas l'ascension de la valve, mais elle soulage les cerclages en neutralisant les contraintes en flexion de la valve. Cet artifice simple de réalisation, et sans risque, peut être recommandé de manière systématique. Lorsque le trait horizontal de la « contre-fémorotomie » de la valve médiale est proche du niveau de trait horizontal de la fémorotomie première, une courte plaque de 4 vis monocorticales permet un montage solide évitant la création d'un fémur proximal

flottant exposé à la pseudarthrose, même en cas de traitement de surface bioactif sur la partie proximale du pivot (figure 63).

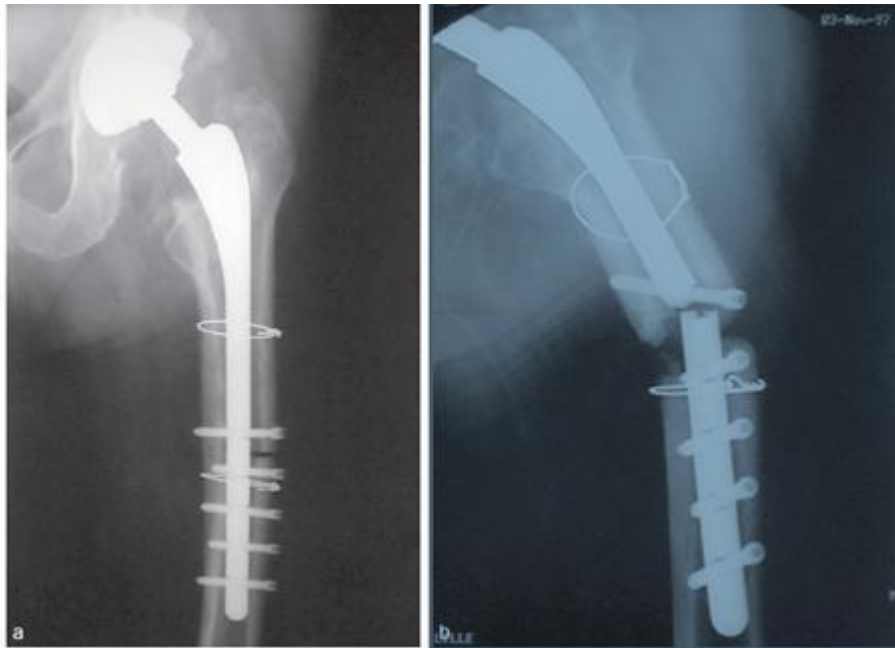


Figure 60 : erreurs à éviter lors de l'utilisation d'une prothèse verrouillée : la fermeture de la fémorotomie est complète mais le pivot dispose d'un traitement de surface partiel (2/5) et le remplissage proximal imparfait n'autorise pas un contact avec l'os métaphysaire. Il s'ensuit l'absence d'ostéo-intégration conduisant à une rupture en 3 mois

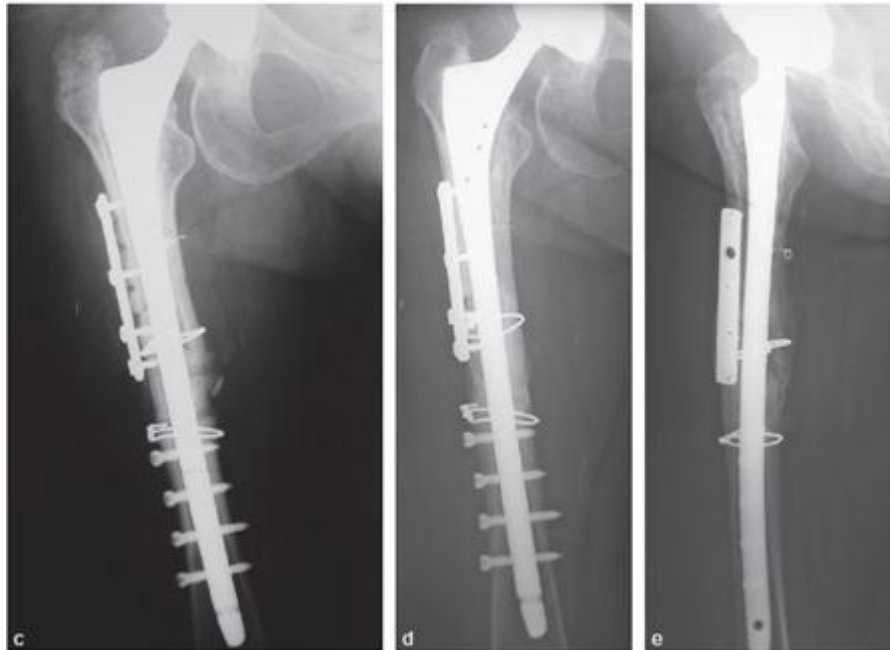
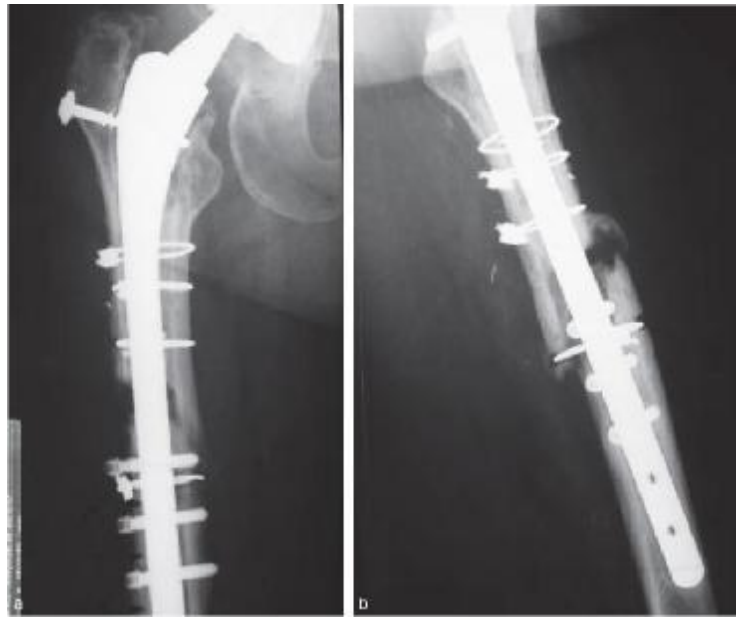


Figure 61 : illustration de l'échec de la fermeture de la fémorotomie.

- a et b : un pivot verrouillé a été utilisé pour une révision d'une fracture péri-prothétique. La fémorotomie a été pratiquée au niveau du trait cortical médial, laissant un fémur proximal flottant autour d'un pivot disposant d'un traitement de surface limité ne permettant pas une ostéo-intégration.
- C, d et e : une reprise avec un pivot plus remplissant et l'autogreffe de la pseudarthrose diaphysaire fixée par une courte plaque permet une fixation durable et la reconstruction grâce à l'ostéo-intégration proximale.

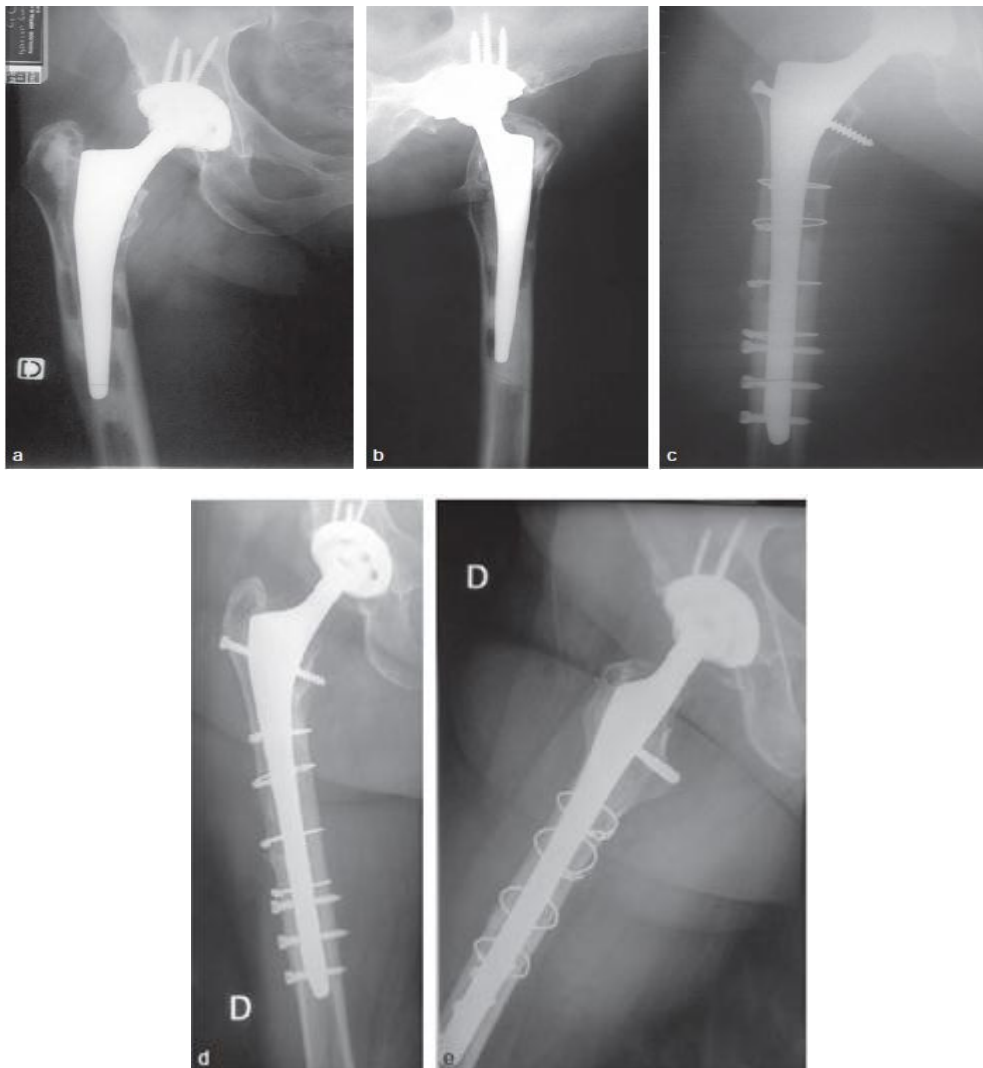


Figure 62 : utilisation d'un pivot verrouillé permettant une reconstruction sans greffe.

- a et b : descellement avec perte de substance de grade 3 selon la SOFCOT.
- C : image postopératoire. Notez l'absence de greffe, la fixation de la fémorotomie par cerclage et la vis proximale qui va du grand vers le petit trochanter qui annule les contraintes en flexion –extension produites par les contractions du glutéus minimus.
- d et e : reconstruction obtenue et maintenue au recul de 6 ans sans greffe. Notez le contact direct entre l'os métaphysaire et le traitement de surface proximal.

b. Indications

Tout type de reprise fémorale peut en théorie bénéficier de l'implantation d'un pivot verrouillé, mais leur utilisation expose parfois à une escalade thérapeutique, notamment en termes de longueur prothétique.

Il est en revanche utile de pouvoir bénéficier de ce type d'implant au cours d'une révision lorsque surviennent des complications opératoires (fausse route, fracture, perforations) qui mettent en péril la fixation d'un pivot cimenté ou non de longueur standard. Dans ces « indications de recours », l'avantage du verrouillage est de permettre l'obtention d'une fixation stable sans recourir à un pivot de longueur excessive (figure 62).

D'autres indications sont favorables en première intention au cours de révisions :

- les pertes de substances proximales de stade 2 et 3 de la SOFCOT qui ne permettent pas la fixation d'un pivot de taille standard ;
- les stades 4 de la SOFCOT, notamment en cas d'atteinte diaphysaire (au-delà de l'isthme) qui rend incertaine la fixation d'un pivot long cimenté ou non (figure 63) ;
- toutes les fractures péri prothétiques (pré- ou intra opératoires) constituent une des meilleures indications des pivots verrouillés car ils permettent souvent une remise en charge précoce (figure 56) ;
- les révisions en milieu infecté constituent aussi une bonne indication des pivots verrouillés car la réalisation d'une fémorotomie, qui n'entrave pas la fixation de ce type de pivot contrairement à d'autres modes de fixation, autorise un nettoyage soigneux du fémur.



Figure 63 :

- **a : extraction péri-prothétique de type Vancouver B2.**
- **b : reprise par pivot verrouillé long et synthèse par cerclage proximal avec mise au fauteuil et pas contact à la fin de la première semaine postopératoire.**
- **C et d : consolidation sans faille du pivot verrouillé au recul de 18 mois.**

4. Reprise d'une prothèse fémorale descellée ; Le concept press-fit :

Le press-fit est un concept largement utilisé dans l'industrie prothétique pour assembler deux éléments séparés. Dans le domaine chirurgical, Zweymüller (67) a été un des premiers à utiliser le press-fit pour assurer la stabilité primaire d'un implant sans ciment de première intention et c'est en 1987 que Wagner (68) applique ce concept aux tiges de reprise. Depuis, plusieurs auteurs ont suivi la même voie (69, 70, 71).

Le press-fit est un moyen pour assurer la stabilité primaire d'un implant sans ciment (de première intention ou de reprise) qui consiste à provoquer au niveau de l'interface os-implant une pression supérieure (ou précontrainte) aux forces déstabilisantes que sont, pour une tige fémorale, les contraintes à l'enfoncement et en rotation.

a. Le press-fit : principes

Selon Morscher (72, 73), pour assurer un effet press fit chirurgical il faut répondre à deux exigences : obtenir un contact os-implant sous forme d'une surface et assurer un parfait calage de l'implant.

Si ces deux conditions, indispensables pour assurer un véritable effet press-fit, sont ignorées de l'opérateur, il y a peu de chance pour qu'elles soient correctement appliquées en cours d'intervention.

b. Surface de contact os-implant (figure 64)

Le meilleur moyen pour assurer un contact os-implant sous forme d'une surface est le choix d'une tige droite.

Mais, avec ces implants, il faut éviter un appui trois points, ce qui implique une ostéotomie fémorale quand le fémur est courbe et quand il est droit il faut éviter une implantation en varus.

Le choix d'une tige courbe ne permet pas d'échapper à ces contraintes car ces implants sont droits de face et de profil leur courbure ne correspond que très rarement à celle du fémur. En définitive, il n'est pas plus difficile de rendre un fémur rectiligne que d'adapter la courbure fémorale à celle d'un l'implant.



Figure 64: le choix d'une tige droite impose une ostéotomie quand le fémur est courbe.

a. Calage de l'implant

Un bon effet press-fit dépend de la qualité du calage.

Pour assurer un parfait calage, un implant d'une configuration conique offre deux avantages : création d'une force horizontale stabilisante et un recalage est toujours possible ce qui procure une deuxième ligne de défense.

Mais il faut aussi savoir qu'une tige longue n'est jamais conique sur toute sa longueur et plus la pente conique est accentuée plus la hauteur de la zone conique utilisable est réduite (cf. infra « Enfoncement secondaire »).



Figure 65 : une forme conique crée une force horizontale stabilisante et diminue la force verticale de cisaillement.

a. Le press-fit : application pratique

Le concept press-fit est applicable en région proximale du fémur, en zone métaphyso-diaphysaire, et au niveau du fémur diaphysaire dans sa zone isthmique.

En revanche, il n'est pas applicable au niveau du tiers distal du fémur quand la cavité médullaire s'élargit pour prendre la forme d'un tromblon.

Deux cas sont particuliers : fixation en zone métaphysaire ou en région proximale après réalisation d'un volet trochantéro-diaphysaire. Ces deux modes de stabilité primaire ne correspondent pas à un véritable press-fit tel que nous l'avons défini, mais, dans certaines situations, ils peuvent être utiles.

Pour être efficace, il est préférable d'appliquer le concept press-fit sur une courte distance (entre 20 et 40 mm) et, contrairement à Wagner (68), nous estimons qu'un contact os-implant plus étendu n'est pas nécessaire, ni même souhaitable.

b. Press-fit métaphyso-diaphysaire

Ce mode de fixation correspond souvent à des situations où l'on utilise, pour une reprise, une tige sans ciment.

Pour assurer un effet press-fit en région métaphyso-diaphysaire, plusieurs conditions doivent être remplies.

D'une façon idéale, le fémur est droit de face et peu courbe de profil. Les défauts sont absents ou peu importants et ne dépassent pas les zone(s) 2 et/ou 6 de GRUEN. Ces conditions peuvent cependant être nuancées car il est toujours possible de combler des défauts osseux et la présence d'une courbure fémorale peut être compatible avec une fixation proximale si elle est peu accentuée et strictement métaphysaire.

Une voie endo-fémorale avec large ouverture latérale et postérieure du grand trochanter est la règle. Une trochantérotomie est cependant possible, en particulier pour faciliter une fixation proximale quand celle-ci est fortement souhaitable (ostéoporose).

Un contact os-implant est recherché sur une distance de 20 à 30 mm. Cette zone se situe à un niveau qu'il est souvent difficile de prévoir à l'avance avec précision et pour pallier cet écueil nous préconisons une préparation en deux temps avec une râpe prothèse d'essai modulable (figure 67).

NB : Il est possible de réaliser cette préparation avec un alésoir ad hoc et, dans ce cas, la râpe modulable fait uniquement office de prothèse d'essai.

Le calage de l'implant définitif se fait habituellement sans difficultés à la bonne hauteur si l'on a pris soin de choisir l'implant à l'aide d'une prothèse d'essai.

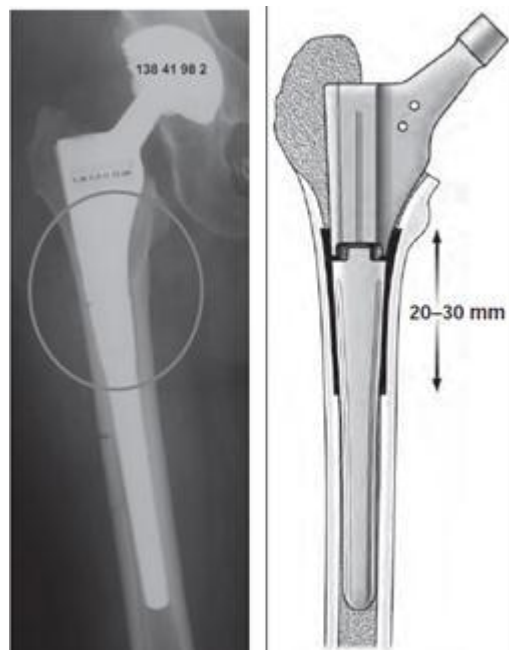


Figure 66 : En région proximale du fémur, il est possible d'assurer la stabilité primaire par effet press-fit sur une hauteur de 20 à 30 mm.

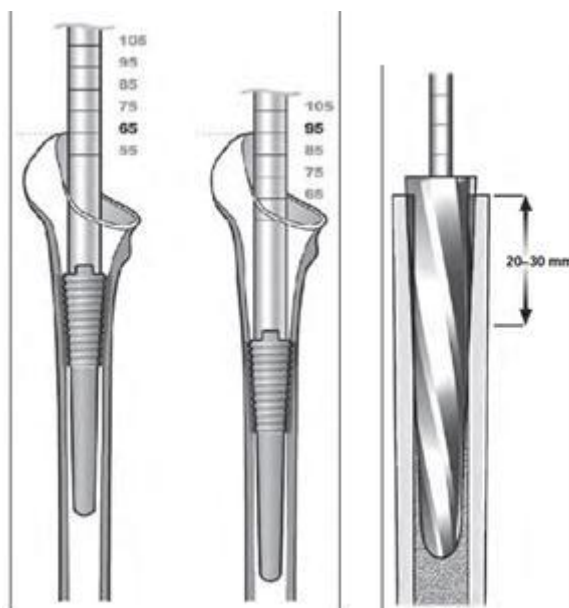


Figure 67 : une râpe modulable permet une exacte préparation de la zone d'ancrage.

Figure 68 : une « conisation » du fémur n'est possible que sur une courte distance.

c. Press-fit diaphysaire

Lors d'une reprise, la zone press-fit se situe souvent en région diaphysaire, au niveau de l'isthme fémoral.

La réalisation d'un volet trochantéro-diaphysaire procure, dans ce cas, plusieurs avantages : réduction d'une courbure (quand elle existe), excision complète du ciment, respect du capital osseux tout en étant à proximité de la zone d'ancrage ce qui facilite sa préparation.

La préparation du fémur est faite avec les alésoirs :

- Les alésoirs ont pour première fonction un alignement du fémur proximal par rapport au fémur diaphysaire. Le fémur n'est pas d'une forme régulièrement cylindrique et la corticale antérieure du fémur (du fait d'une courbure sagittale) constitue souvent un obstacle à une préparation dans l'axe du fémur diaphysaire quand le volet latéral est un peu trop étroit et qu'une ostéotomie de la corticale médiale n'a pas été réalisée.
- Le deuxième rôle des alésoirs consiste à remodeler la cavité médullaire pour lui donner une configuration également conique. Pour être efficace, il convient d'aléser un segment de fémur rectiligne sur une hauteur réduite (figure 70), sachant que les alésoirs n'ont pas la capacité de rendre un fémur droit quand il est courbe et qu'il est difficile de coniser une cavité médullaire sur une distance au delà de 30 à 40 mm, en particulier quand le canal médullaire est étroit et les corticales denses et épaisses.

d. Choix de l'implant avec une prothèse d'essai

Pour obtenir un véritable effet press-fit, il faut utiliser la zone conique de l'implant et disposer d'une réserve conique lors du calage de l'implant définitif, ce

qui signifie assurer la stabilité avec la partie distale ou intermédiaire de la zone conique (figure 69). Cette nécessité implique de choisir l'implant avec une prothèse d'essai et non pas avec un alésoir.

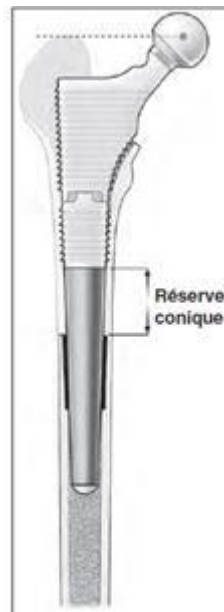


Figure 69 : une prothèse d'essai modulable facilite le choix d'un implant avec une réserve conique.

a. Calage de la tige définitive

Plus la hauteur de la surface de contact os-implant est réduite, plus le calage est sûr surtout si l'on a pris soin d'utiliser, pour cette manoeuvre, la zone conique distale de l'implant. En revanche, c'est un temps opératoire délicat à réaliser si l'on recherche un press-fit diaphysaire avec une tige longue par voie endo-fémorale.

L'implantation en deux temps d'une tige modulable facilite un parfait calage tout en palliant l'inconvénient d'une tige définitive qui ne se stabilise pas au même niveau que la prothèse d'essai (figure 70).

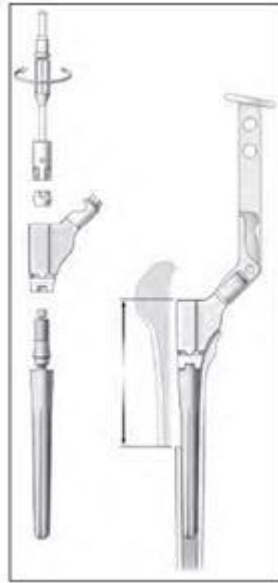


Figure 70 : quand on a fait le choix d'une tige avec ailettes longitudinales tranchantes, il est prudent de réaliser une implantation en deux temps

- ✓ Le press-fit est un concept efficace pour assurer la stabilité primaire d'un implant sans ciment mais c'est aussi un concept mal connu. Assurer un effet press-fit, c'est caler une tige courte, droite et d'une forme conique dans une cavité médullaire soigneusement préparée au préalable afin d'assurer un contact os-implant sous forme d'une surface. Un implant press-fit doit aussi présenter des caractéristiques précises pour faciliter la régénération ou le maintien du capital osseux à long terme et la modularité est un excellent moyen pour assurer un bon effet press-fit.

La qualité d'un geste technique ne dépend pas de l'adresse manuelle du chirurgien qui l'exécute mais de la façon dont il a préparé et réalisé « virtuellement » ce geste dans les moments qui précèdent son exécution.

Cela s'appelle préparer son intervention et quand l'on a fait le choix du press-fit cette démarche est particulièrement importante.

Enfin, il faut aussi rappeler qu'une bonne connaissance théorique des différentes méthodes utilisées pour assurer la stabilité primaire d'une prothèse sans ciment est le seul moyen pour sélectionner, parmi les nombreuses prothèses mises sur le marché, l'implant qui répond le mieux aux souhaits d'un opérateur.

H. Stratégie thérapeutique :

1. Démarche diagnostique

La discussion diagnostique de reprise d'une prothèse totale de hanche survient dans des situations variables et la démarche n'est pas toujours facile. On expose de façon schématique la présentation didactique de ce chapitre.

Le diagnostic est facile si la hanche est douloureuse avec un descellement évident. La clinique et l'examen radiographique simple sont concordants et contributifs. L'analyse de ces situations retrouve la sémiologie classique des douleurs directes et projetées, de même que les descriptions bien codifiées des signes radiologiques du descellement.

Le diagnostic peut apparaître plus difficile lorsqu'en dépit d'une douleur exprimée par le patient les signes radiologiques sont pauvres ou même absents. Dans ce cas, la décision de reprise devient plus difficile et nécessite quelques compléments d'investigation avec une bonne connaissance de la sémiologie de la région. Des consultations successives sont nécessaires pour valider la décision.

Il existe encore une situation plus difficile qui est l'absence de douleur. Il faut bien sûr rechercher les signes d'imagerie du descellement non douloureux.

Ceci peut correspondre à une atteinte infectieuse qu'il faudra éliminer ou encore à des pathologies en rapport avec l'utilisation de couples dur/dur associés à des phénomènes d'ostéolyse localisée.

Enfin, il existe des cas spécifiques qui sont plus du domaine de « l'urgence » et qui vont conduire au diagnostic de reprise. Il s'agit des instabilités surtout des luxations récidivantes et des fractures sur PTH ou même des fractures d'implant. La décision chirurgicale est souvent plus facile à prendre. Il n'en demeure pas moins que face à chaque situation l'état du patient doit être pris en compte avant toute décision chirurgicale définitive.

Ce sont ces différents aspects de la quête du diagnostic qui conduisent à la reprise que nous développons dans ce chapitre. La précision de ces acquisitions dès cette étape prendra une dimension stratégique dans l'analyse préopératoire.

2. Faisabilité et état des lieux

La décision de reprise de prothèse de hanche est validée.

Il convient lors du bilan préopératoire de vérifier la faisabilité de cette démarche.

On doit s'assurer que l'état médical du patient est compatible avec une intervention qui reste lourde.

C'est la place du bilan d'anesthésie. Ces patients ont un âge souvent supérieur d'une dizaine d'années à celui qu'ils avaient lors de la première implantation, ils présentent des polyopathologies et des comorbidités qui les classent à des niveaux élevés de score ASA.

Quelques consultations spécialisées ou une préparation particulière peuvent être nécessaires pour leur prise en charge médicale dans l'atmosphère chirurgicale et/ou péri chirurgicale.

La fonction locomotrice générale du patient devra être évaluée à partir des atteintes articulaires associées qui pourraient avoir un retentissement sur les modalités de la prise en charge ou sur certains choix.

Au cours de cette étape, l'analyse des éléments recueillis pour le diagnostic devra être affinée et complétée tant au niveau de l'état osseux que des implants.

Les clichés radiologiques standards restent l'examen de référence pour le bilan de l'état osseux fémoral et/ou cotyloïdien : pertes osseuses, défauts architecturaux, etc. De même, pour les implants, l'imagerie standard analyse leur position, leur migration, leur stabilité, l'usure et le diamètre du couple de frottement, ainsi que leur identification. À ce niveau, le compte rendu opératoire initial est un document complémentaire essentiel notamment pour les reprises unipolaires.

La somme de ces données nous permet également d'évaluer les difficultés particulières d'ablation des implants avec une incidence directe sur les choix des techniques chirurgicales et sur l'analyse des problèmes éventuels auxquels on risque d'être confronté.

Le bilan préopératoire que nous développons dans ce chapitre participe à définir une stratégie chirurgicale adaptée.

Après la démarche diagnostique, le bilan préopératoire d'une reprise de prothèse totale de hanche nous apporte de nombreuses données qui nous permettent de caractériser de façon la plus précise possible la situation à laquelle nous sommes confrontés. L'avantage de l'acquisition de ces données est de nous préparer aux difficultés ou aux complications auxquelles nous devons répondre

lors du temps chirurgical. L'analyse de chaque cas particulier permet de rechercher les moyens les plus appropriés pour le résoudre. Nous rapportons de façon très schématique les informations qu'il faut avoir recueillies à ce stade.

Elles proviennent de trois sources :

- le patient, son état général ;
- l'examen clinique locomoteur ;
- l'imagerie de l'os et de la prothèse.

Elles vont permettre une planification raisonnée où les informations ne s'arrêtent pas à la simple lecture du cliché radiographique.

a. Le patient, son état général :

Nous devons recueillir son *consentement éclairé*.

Le bilan médical et la consultation d'anesthésie évaluent son niveau de fragilité (score ASA) : antécédents, facteurs de risque, comorbidités... Nous pourrions ainsi être conduits à utiliser des techniques moins agressives (reprise partielle, recimentage d'une tige dans le fourreau de ciment, etc.). Les données paracliniques de ce bilan permettent d'éliminer une infection lorsqu'elles sont négatives.

b. Examen clinique locomoteur :

- *Signes fonctionnels* bien documentés : douleur, instabilité ou luxation, gênes quotidiennes
- *Qualité de la marche*, boiterie, ressaut, périmètre
- *Signes physiques* : enraidissement, attitude vicieuse, raccourcissement (fonctionnel ou anatomique).

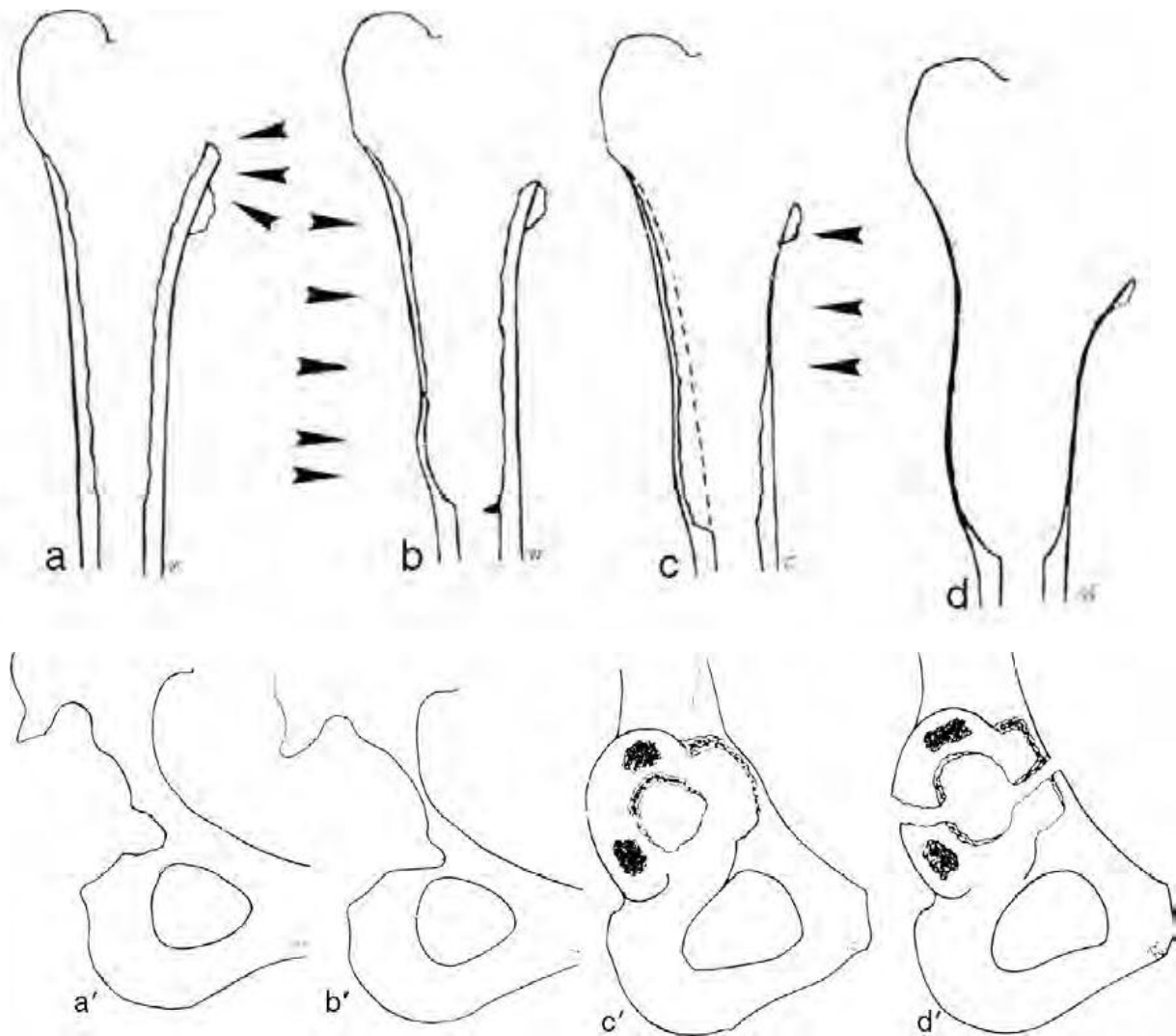


Figure 71. Les quatre stades SOFCOT. D'après Vives et al. Rev Chir Orthop 1989 (Suppl. 1)

c. Imagerie :

L'*imagerie standard* nécessaire est la plupart du temps suffisante (bassin de face, hanche face et profil).

Grande valeur des *clichés successifs* :

- malposition :
- originelle :
- luxation, instabilité précoce (faire un scanner) ;
- usure précoce (paléocotyle, offset, centre de rotation, etc.) ;

- acquise (migration et verticalisation de la cupule, cintre cervico-obturateur, enfoncement de la tige, usure du PE) ;
- descellement sans ou avec perte de substance osseuse (classification de la SOFCOT) (figure 71) ;
- cotyle :
 - *état osseux* :
 - ✓ ascension (centre de rotation de la hanche) ;
 - ✓ médialisation (vaisseaux, artériographie) ;
 - ✓ fracture du cotyle (ostéosynthèse de la fracture) ;
 - *implant* : qualité de la fixation de la cupule, elle détermine la plus ou moins grande facilité d'exérèse:
 - *situation facile* : le descellement est total ou subtotal, et/ou l'état de surface permet son ablation sans grande difficulté, que ce soit une cupule impactée ou cimentée.
 - *situations difficiles* : la cupule apparaît fixée mais elle doit être changée car il existe une usure au niveau de l'insert où la modularité – bien qu'elle existe – peut être mise en défaut car l'implant est mal caractérisé ou non disponible ;
 - *l'existence d'un métal-back impacté et fixé peut remettre en cause son ablation pour sauvegarder le capital osseux* ;
 - la médialisation importante rend dangereuse son ablation car il y a des risques vasculaires dans le petit bassin voire en intra-abdominal.
- fémur :
 - *état osseux* :
 - ✓ métaphyse intacte ;
 - ✓ métaphyse fragile (potentiellement rompue) ;

- ✓ métaphyse non continente, \pm atteinte de l'isthme, \pm augmentation courbure, \pm augmentation diamètre ;
- *implant* :
 - ✓ centrage de la tige ;
 - ✓ longueur du bouchon de ciment ;
 - ✓ difficultés prévisibles d'exérèse de la tige ;
 - *situation facile s'il existe un descellement global.*

Il n'est pas rare alors de pouvoir l'extraire en endo-médullaire. Les lésions osseuses créées par l'extraction seront minimales. On ne va pas détruire la continence de la métaphyse et on peut remettre en place une prothèse type première intention.

- *situations difficiles* : Lorsqu'une prothèse est cimentée et relativement bien fixée à l'os, l'exérèse de celle-ci peut s'effectuer en endo-médullaire, mais l'ablation du ciment est très difficile surtout s'il existe des modifications de courbure du fémur ou un défaut de centrage de la tige. Il faudra alors savoir « ouvrir » le fémur en pratiquant une voie endo-osseuse.

Les tiges présentant un revêtement de surface comprenant ou non de l'hydroxyapatite sur toute leur longueur sont d'extraction difficile. Dans ces situations, l'abord chirurgical peut aggraver les lésions osseuses.

Les informations recueillies lors de cette quête préopératoire conduisent la planification de la reprise prothétique; avant l'intervention chirurgicale, il reste alors à faire l'inventaire du choix des moyens.

I. Discussion des résultats constatés avec ceux de la littérature

L'indication de reprise d'une prothèse totale de hanche est en soi relativement facile à poser, mais choisir le bon moyen de la réaliser parmi toutes les techniques possibles est plus difficile.

Face aux nombreuses complications notamment fémorales, plusieurs alternatives thérapeutiques sont possibles. Dans notre série, nous avons opté pour un implant au concept Press-Fit.

Le press-fit peut se définir comme un moyen permettant d'assurer la stabilité d'un corps rigide de forme conique (l'implant) qui est logé dans un corps élastique (cavité médullaire) légèrement sous-dimensionné. Ce procédé d'assemblage, couramment utilisé dans l'industrie, a été choisi par Wagner [83,84] en 1987 pour assurer la stabilité primaire d'une tige fémorale sans ciment, condition indispensable pour obtenir une ostéointégration ou stabilité secondaire.

Pour obtenir la stabilité primaire d'un implant sans ciment par effet press-fit, il faut assurer, au niveau de l'interface os-implant, une pression supérieure aux forces déstabilisantes qui sont, pour une tige fémorale, les contraintes à l'enfoncement et en rotation.

Selon Morscher [85], deux conditions sont indispensables : obtenir un contact os-implant sous forme d'une surface et assurer un parfait calage de la prothèse. Pour Le Béguet [70], il faut de plus éviter de trop rigidifier l'os environnant, afin de diminuer les risques de stress-shielding.

A partir du concept d'auto-blocage endo-médullaire primaire ou "press-fit" de la tige de Wagner [145,146], Le Béguet [70] a développé un implant modulaire à tige conique et droite avec effet de surface et conservant le bras de levier cervical.

Les implants qui composent le système PFM–Révision (Prothèse Fémorale Modulaire pour Révision ou Press–Fit Modular Révision prosthesis, Zimmer) pontent la perte osseuse, viennent s’ancrer dans un fémur distal de meilleure qualité et leur modularité permet une adaptation au cas par cas. Le comblement des défauts osseux est confié à l’ostéogenèse spontanée du patient.

A partir de l’étude rétrospective continue de 17 révisions de prothèses de hanche et 3 reprises de matériels d’ostéosynthèse par prothèse PFMR type REVITAN[®], nous tenterons :

- de valider le concept de Press–Fit.
- de préciser les indications et contre–indications, en revisitant les classifications actuelles des défauts osseux.

1. Méthodologie

Il s’agissait ici d’une étude rétrospective sur dossiers, elle est donc soumise à certaines critiques méthodologiques.

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

Ce travail correspond à une série multi–opérateur mais mono–centrique, ce qui peut influencer la qualité du résultat. Cela représente un biais de performance.

Le biais de susceptibilité est lui bien contrôlé par la mise en place d’un implant unique chez tous les patients de la série.

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

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

Nous avons décidé de comparer ce travail à différentes séries récentes de reprises d'arthroplastie de hanche utilisant des techniques différentes, mais dans lesquelles il existait une homogénéité des implants.

2. Epidémiologie :

a. Effectif :

Le travail que nous avons réalisé était basé sur la revue clinique et radiologique de 17 cas de révision de prothèse totale de hanche et de 3 cas de reprise de matériel d'ostéosynthèse par la même tige de révision. Cet effectif est plutôt réduit par rapport aux séries occidentales, Boisgard [86] (n=52), Chandler [87] (n=52), Essig [88] (n=42), Gie [89] (n=68) et *Le Béguet* [70] (n=138). (tableau 13).

b. Sexe :

Parmi les 20 cas de notre série nous relevons : 11 femmes soit 55%, et 9 hommes, soit 45%.

Dans la série de *Le Béguet* AL [70], nous retrouvons 53% de femmes, et 47% d'hommes ce qui correspond parfaitement à notre répartition.

C. Age :

Tableau 13 : comparaison épidémiologique entre les différentes séries avec notre étude.

	<i>Année</i>	<i>Technique et Implants</i>	<i>Effectif</i>	<i>Recul</i>	<i>Age moyen</i>
Katz [124]	1997	Tige Cimentée	83	11,9 ans	64 ans
Gie [89]	1993	Allogreffe impactée et tige Cimentée	68	2,5 ans	68,8 ans
Migaud [90]	1997	Allogreffe morcelée, impactée et tige Cimentée avec treillis	19	6,9 ans	58 ans
May [104]	2006	Tige Verrouillée (Ultime®)	101	6 ans	72,3 ans
Boisgard [86]	2001	Tige non Cimentée (Wagner®)	52	3,6 ans	70 ans
Chandler [87]	1995	Non Cimentée, modulaire (S-Rom®)	52	3 ans	60 ans
McCarthy [91]	2007	Non Cimentée, modulaire (S-Rom®)	67	14 ans	-
Essig [88]	1993	Non Cimentée, modulaire (PP®)	42	4 ans	65 ans
Le Béguet [70]	2002	Non cimentée, modulaire (PFM-R®)	152	3 ans	75 ans
Raman [92]	2005	Non cimentée (JRI®)	86	8 ans	71 ans
Notre série	2018	Non Cimentée, modulaire (REVITAN®)	20	2,5 ans	55 ans

L'âge moyen lors de la révision était dans notre série de 55 ans, les extrêmes allant de 22 à 84 ns. Dans les différentes séries que nous avons citées, l'âge moyen était le plus souvent supérieur ou égal à 60 ans. Seule la série de Migaud [90] présentait un âge moyen au recul de moins de 60 ans (58 ans).

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

L'âge est un facteur important déterminant le résultat fonctionnel et la longévité de la prothèse. Il a été prouvé que le risque de descellement aseptique diminue d'environ 1,8 % avec chaque an de plus de l'âge du patient au moment de la pose [93]

Pour les descellements septiques, l'âge constitue également un facteur de diminution de la résistance à l'infection et donc plus l'âge augmente plus le risque d'infection de la PTH augmente. Par ailleurs, plusieurs études ont montré que plus l'âge du patient, au moment de l'acte chirurgical, est élevé plus le résultat fonctionnel, est moins satisfaisant [94].

d. coté :

On retrouve 12 cas de reprise dans le coté Gauche soit 60% contre 8 cas dans le Coté droit soit 40%, contrairement à la série de *Le Béguet et AL* [70], où on trouve une prédominance du coté droit avec 56,5%.

e. Score ASA (American Society of Anesthesiologists):

Dans notre étude, le score ASA moyen était de 1,7 : 50% de patients avaient un score à 1, 30% avec un score 2, et 20% de patients avec un score de 3.

En comparant cette série avec celle de la SOFCOT qui présente une moyenne de 2.4+/-0.7, on remarque que nos patients présentaient moins de comorbidités, ceci peut être corrélé au jeune âge lors de la reprise avec une moyenne de 55 ans contre 77.6 ans pour la série de la SOFCOT.

3. Recul :

D'un point de vue clinique, un recul moyen de 2 ans est un minimum à la fois nécessaire et suffisant pour apprécier un résultat dans sa forme définitive. En effet, l'état clinique d'un patient n'évolue guère après un an (en l'absence de complications) et tout au plus, on peut noter une légère diminution de la boiterie ou une amélioration de quelques degrés de la flexion, si le patient n'est pas handicapé par sa hanche controlatérale. En ce qui concerne les douleurs, celles-ci sont en règle générale absentes après un an d'évolution. Si elles persistent après ce délai, il faut rechercher un descellement de la tige ou du cotyle. Si ce n'est pas le cas, on peut alors évoquer des fémoralgies liées à la mise en place d'un implant sans ciment.

Sur le plan radiologique, un recul moyen de 2 ans est nécessaire pour apprécier les premiers résultats, en sachant que, s'il est possible dans cet intervalle, d'évaluer la reconstruction du stock osseux et la qualité de l'ostéo-intégration, il faut un recul plus important pour évaluer le remodelage osseux adaptatif et les autres complications inhérentes à toute arthroplastie (usure, etc).

Migaud [90] et Boisgard [86] n'ont pas retrouvé de modifications radiologiques au delà de 18 mois après l'intervention. Boisgard [86] a également signalé la stabilité des signes cliniques comme la boiterie ou la douleur après 12 mois d'évolution.

- ✚ Le recul moyen dans notre série était de 2 ans et 5 mois avec un recul minimal de 3 mois et un maximum de 6 ans et 7 mois. Ce recul est donc suffisant pour évaluer les résultats à moyen terme de cette technique chirurgicale. Dans les séries auxquelles nous avons décidé de comparer notre travail, le recul varie en moyenne de 2,5 ans à 14 ans pour la série de McCarthy [91].

4. Étiologie primitive :

Tableau 14 : comparaison des étiologies de la PTH initiale entre les différentes séries.

Série	Coxarthrose primitive	ONA	LCH/ Dysplasie	Fr du col	Coxarthrose post-traumatique	Coxites inflammatoires	autres
Boceno [95]	8 (38%)	1 (5%)	8 (38%)	0	1 (5%)	0	3 (14%)
Guillou [96]	48 (50,5%)	9 (9,5%)	12 (12,7%)	11 (11,5%)	3 (3,2%)	4 (4,2%)	8 (8,4%)
DAO [97]	15 (28%)	2 (3%)	24 (44%)	6 (11%)	0	2 (3%)	5 (8%)
Notre série	7 (41%)	0	1 (5,88%)	2 (11,72%)	3 (17,6%)	2 (11,72%)	2 (11,72%)

Les pathologies conduisant à la mise en place d'une prothèse totale de hanche sont multiples et bien connues [98]. La revue du registre suédois des prothèses de hanche portant sur plus de 86000 prothèses posées entre 1992 et 2000 retrouve près de 75% d'arthroplasties réalisées dans un contexte d'arthrose, puis pour des fractures du col fémoral et pour des arthrites inflammatoires. Les autres causes majeures fréquemment retrouvées sont les ostéonécroses aseptiques de la tête fémorale, les dysplasies de hanche, les coxites destructrices rapides et les arthroses post traumatique.

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

- ✚ Dans notre série l'étiologie primitive de la PTH initiale est la coxarthrose primitive avec 41% des cas, ces résultats rejoignent ceux de la série de Guillou [96] (50,5%), ce qui n'est pas le cas de DAO [97] où la pathologie dysplasique vient au premier rang avec un pourcentage de 44% ; ce

dernier explique la fréquence élevée de descellement aseptique chez les patients ayant bénéficié d'une PTH initiale sur dysplasie, par le fait que l'arthroplastie chez ces patients reste plus délicate techniquement que chez les autres patients ;

ce même constat a été rapporté dans la série de Boceno [95] où la reprise pour descellement aseptique a été plus fréquente sur les hanches dysplasiques de sujets de moins de 50 ans.

5. Causes de reprise :

Dans notre série, les causes de reprise étaient prédominées par la luxation dans 40% des cas et les descellements aseptiques dans 30% des cas, suivie par les descellements septiques (15%).

Les causes de reprise dans la série de la SOFCOT sont dominées par le descellement aseptique dans 44,3%, suivie par les fractures péri-prothétiques dans 12,38%, puis le descellement septique dans 11,93%.

Dans la série de *Le Béguet et AL* [70], le descellement fémoral était la principale cause (52% aseptique et 3% septique), une fracture sur tige fémorale dans 4%, dans un seul cas (0,72%) il s'agissait de rupture de matériel, enfin dans 16% des cas, il s'agit d'un changement de principe de la tige fémorale, sachant que, dans cette situation, la reprise était justifiée par la présence d'un descellement de la cupule, la tige fémorale a été remplacée pour mettre en place un couple de frottement plus performant chez les patients jeunes.

6. Motif de consultation :

Dans notre série la douleur est le principal symptôme révélateur présent chez tous les patients inclus dans l'étude d'allure mécanique, typiquement au niveau de la cuisse lorsqu'il s'agit d'une atteinte fémorale. Avec une limitation du périmètre de la marche d'une moyenne de 100m. Cette douleur était associée dans 65% des cas d'une insuffisance du moyen fessier à l'origine de la boiterie de Trendelenburg.

Une inégalité des 2 membres inférieurs était présente chez la quasi-totalité des patients.

La symptomatologie décrite chez nos patients correspond parfaitement à celle décrite dans la littérature. Comme explique *Pujet et AL* [99] l'apparition d'une douleur de hanche, après un intervalle libre, est le symptôme qui révèle le plus souvent une complication mécanique nécessitant la reprise de l'arthroplastie coxo-fémorale.

La boiterie et l'impotence fonctionnelle vient dans un second lieu Ce signe est parfois difficile à mettre en évidence lorsqu'on ne connaît pas la qualité de la marche avant le début des signes ou lorsque aucune épreuve de marche de référence postopératoire n'a été réalisée. Il faut alors se fier au patient ou à son entourage.

La diminution du périmètre de marche, la nécessité d'une aide fonctionnelle (reprise de la canne par exemple), une gêne dans les gestes de la vie courante, une diminution de l'autonomie peuvent être les premiers signes révélateurs de l'altération des performances d'une PTH.

Une instabilité peut débiter à type de sub-luxation ou de luxation. Celle-ci peut s'expliquer par l'usure du polyéthylène ou un déplacement des pièces prothétiques descellées visible sur les radiographies standards.

Enfin, les mobilités peuvent être limitées et un réel enraidissement peut apparaître.

7. Planification préopératoire :

a. Evaluation clinique :

✚ Méthode de révision clinique :

S'agissant d'une étude rétrospective, l'évaluation clinique n'a reposé que sur les données figurant dans le dossier médical.

Les résultats des prothèses de reprises de hanche sont souvent moins bons que ceux des prothèses de première intention et cela s'explique aisément par le fait qu'il s'agit d'une chirurgie itérative avec un nouveau traumatisme des parties molles lors de l'abord, sur un os de moins bonne qualité que la première fois, chez des patients ayant souvent une atteinte polyarticulaire (groupes B et C de Charnley). Barrack et al. [100] rapportent que les patients qui ont eu une reprise de prothèse totale de hanche pour descellement ont un espoir de fonction disproportionné par rapport à la réalité. Mais souvent, la première attente du patient est l'indolence. En effet, le contexte diffère de la chirurgie de première intention, car le patient a un souvenir lointain de sa hanche fonctionnelle et a appris à vivre avec un certain degré de raideur et avec parfois une aide à la marche. Pour Davis et al. [101] les meilleurs résultats sont obtenus chez les patients ayant le moins de douleur en préopératoire et le moins de co-morbidité, et ils conseillent d'opérer ces patients avant que leur fonction ne se dégrade trop. Les scores de qualité de vie évoluent en 2 phases : le maximum de gain fonctionnel est obtenu dans les 6 premiers mois postopératoires puis l'amélioration est plus lente pour arriver à un plateau au bout de 1 à 2 ans [101,102].

- Dans leur étude prospective, ils notent que les patients décrivent moins de douleur et une meilleure fonction à 2 ans postopératoire, mais que les aides à la marche sont les mêmes qu'avant l'intervention [101]. Les défauts préopératoires n'ont pas d'influence sur la qualité de vie postopératoire [101].
- ✚ Pour l'évaluation clinique nous avons fait appel aux méthodes, aujourd'hui universelles, préconisées par **Harris et Merle d'Aubigné-Postel (MAP)**.
- ✚ La cotation moyenne MAP préopératoire est de 7.6 avec des extrêmes de 6 et 9. Ce qui est bas par rapport à la série de *Le Béguet et AL* [70], avec une moyenne de 10.92 et de Symposium SOFCOT [103] d'une moyenne de 10.3 en préopératoire.
- ✚ Pour la cotation moyenne de Harris, elle est de 55.95 avec des extrêmes de 31 et 69, proche de celle de *Le Béguet et AL* [70] avec une moyenne de 49.71.

b. Evaluation radiologique :

✚ ***Méthode de révision radiographique :***

L'évaluation radiographique a reposé sur l'analyse des radiographies standards de face et de profil, qui ne provenaient pas toutes du même centre de radiologie et dont certaines étaient numérisées, d'autres non. Lors de l'analyse de l'enfoncement, nous avons contourné ce problème en reportant les valeurs des distances mesurées par rapport à la taille de la zone de jonction des deux pièces prothétiques dont la valeur réelle est de 19 mm.

L'analyse radiographique préopératoire a pour objectif de dépister les différents obstacles que l'on peut rencontrer lors d'une reprise et qui peuvent empêcher une application rigoureuse du concept choisi par l'opérateur.

Notre étude où seule une tige avec le concept Press-fit a été appliquée, l'évaluation était portée sur les pertes de substances osseuse ou défauts, les difficultés pour exciser le ciment et le degré d'ostéoporose.

i. Classifications radiologiques :

Pour évaluer les défauts fémoraux préopératoires, nous avons opté pour la classification de la SOFCOT et Paprosky, comme pour le cas de *Le béguet et AL* [70], *Essig* [88] et bien d'autres.

D'autres séries ont choisi d'adopter la classification de Vives associé à la SOFCOT. C'était le cas pour *Boisgard* [86], *May* [104] et *Migaud*. [90]

Dans notre série 40% des patients étaient classés stade 1, 40% classés stade 2 et 20% classés stade 3 selon la classification de la SOFCOT. Pour la classification de Paprosky : 55% de patients sont classés stade 2a, 25% stade 2b, 15% classés stade 2c et 5% seulement classés stade 1.

Ce sont les séries d'Essig [88] (52% de stade SOFCOT I et IIa) et Le Béguet [70] (43% des stades Sofcot I) qui se rapprochent le plus de notre travail en terme d'évaluation préopératoire des dégâts osseux. Dans les autres études, les altérations osseuses sont plus évoluées et la comparaison des résultats cliniques et radiologiques est donc plus délicate.

Il faut préciser que ces différentes classifications sont des évaluations radiographiques préopératoires. Elles ne tiennent donc pas des dégâts qui peuvent se surajouter lors de l'extraction de la prothèse et le nettoyage des débris de ciment. Ces classifications devraient être réévaluée systématiquement en per-opératoire.

Tableau 15 : Classifications des dégâts osseux selon les séries.

<i>Type de classification</i>		<i>Répartition des dégâts osseux</i>
Migaud	<i>SOFCOT/Vives</i>	<i>I=0% ; II=10% ; III=74% ; IV=16%</i>
May	<i>SOFCOT/Vives</i>	<i>I=28% ; II=20% ; III=25% ; IV=26%</i>
Boisgard	<i>SOFCOT/Vives</i>	<i>I=0% ; II=10% ; III=46% ; IV=44%</i>
McCarthy	<i>Paprosky</i>	<i>I=0% ; II=46% ; IIIa=25% ; IIIb=13% ; IV=15%</i>
Essig	<i>Paprosky</i>	<i>I=6% ; IIa=46% ; IIb=19% ; IIc=11% ; III=17%</i>
Le Béguec	<i>SOFCOT</i>	<i>I=43% ; II=22% ; III=25% ; IV=10%</i>
Raman	<i>Paprosky</i>	<i>I=33% ; II=50% ; IIIa=11% ; IIIb=5% ; IV=0%</i>
		<i><u>SOFCOT</u>: I=40% ; II=40% ; III=20% ; IV=0%</i>
Notre série	<i>SOFCOT/Paprosky</i>	<i><u>Paprosky</u>: I=5% ; IIa=55% ; IIb=25% ; IIc=15% ;</i>

ii. Usure :

L'évaluation des zones Corticales déficiente a été réalisée en prenant pour référence les zones définies par GRUEN [79].

En revenant à la série de DAO [97], les principales zones touchées par ordre décroissant étaient : zone 6 et 13 avec 85% pour chacune, les zones 9 (76%) et 2 (72%), les zones 10 (50%) et 3 (43%), puis les zones 5 (24%) et 12 (20%). Les autres zones [1, 4, 7, 8, 11, 14] n'étaient pas touchées par l'usure.

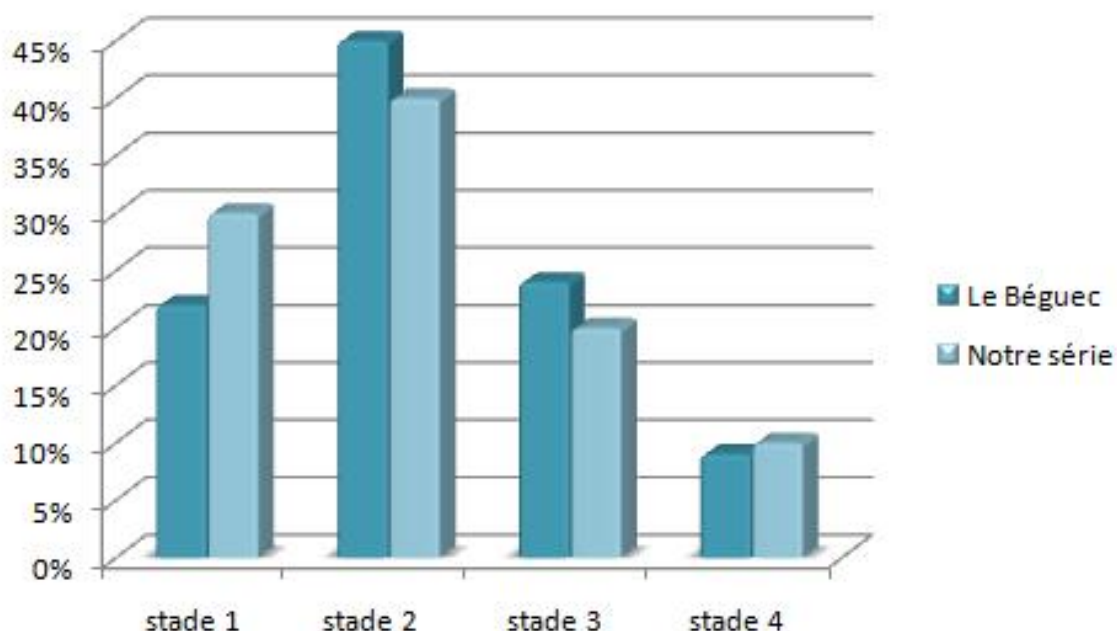
Dans notre étude, on trouve la même répartition des zones d'usure, les zones 2 (52,94%) et 6 (47%) de Gruen étaient les plus touchées, suivies par la zone 5 (29,4%) puis les zones 3, 7, 9 et 13, présents chez le même nombre de patients (17,64%).

iii. Ostéoporose préopératoire:

Concernant Le degré d'ostéoporose préopératoire 14 patients (70%) avaient un bon capital osseux.

6 patients présentaient une ostéoporose avérée dont 3 étaient classés stade 3 (20%) et 2 stade 4 (10%).

Cette répartition rejoignait celle de *Le Béguet et AL* [70] avec 67% de stade 1 et 2, 24% de patients présentant un stade 3 et 9% seulement une ostéoporose avancée classée stade 4.



Graphique 26 : comparaison des stades d'ostéoporose entre notre série et celle de Le Béguet et AL.

Selon *Le Béguet* [70] ; Quand on fait le choix d'un implant sans ciment, l'ostéoporose a probablement plus d'importance que la place qui lui a été accordée jusqu'à présent.

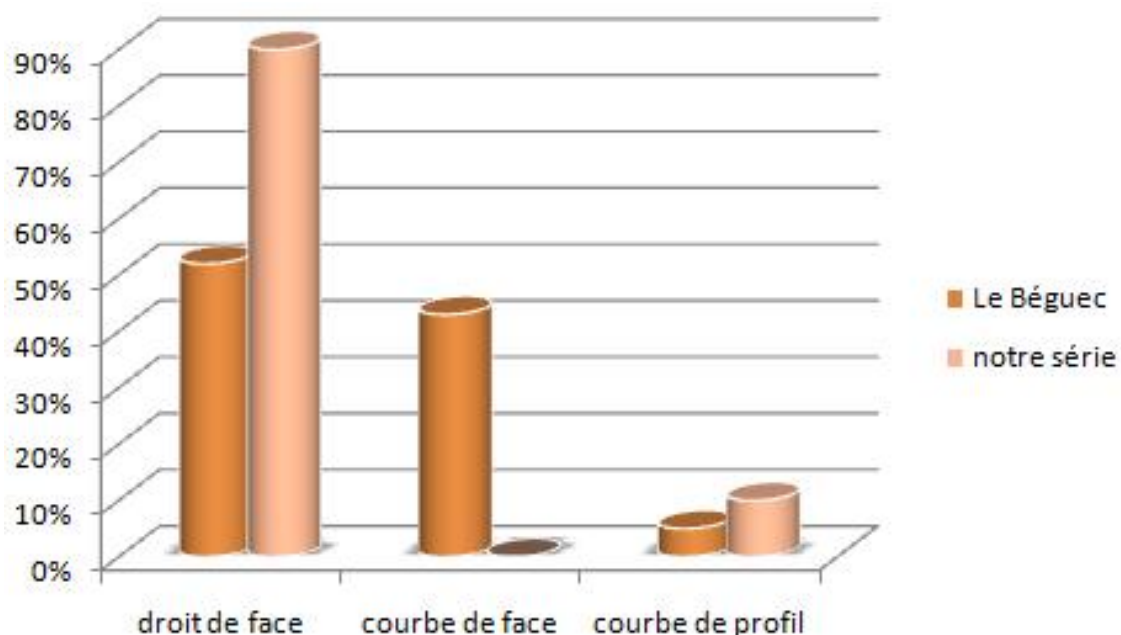
Pour le Press-fit, la présence d'une ostéoporose invite dans tous les cas, à la prudence quand elle ne constitue pas soit une limite soit une contre-indication de la

méthode. Limite de la méthode car elle est parfois impossible d'assurer la stabilité primaire de l'implant à cause d'un canal médullaire trop large ; contre-indication quand on est en présence d'une ostéoporose évoluée car les risques de stress-shielding sont importants quand on implante une tige à la fois longue et d'un gros diamètre.

iv. Evaluation du morphotype fémoral :

Dans la série de *Le Béguet et AL* [70]: 52% des patients présentaient un fémur droit de face avec une légère courbure de profil contre 48% de fémur courbe (43% des courbures étaient de face et 5% de profil).

Dans notre série la majorité des patients avaient un fémur droit et 2 patients seulement avaient un fémur courbe de profil. Ceci peut être expliqué par le faible effectif de notre série.



Graphique 27 : comparaison du morphotype fémoral entre notre série et celle de Le Béguet et AL.

Quand on a fait le choix d'une tige droite stabilisée par effet Press-fit, l'évaluation du morphotype revêt la même importance que l'évaluation des défauts et le simple fait de savoir qu'un fémur n'est pas strictement rectiligne de face permet d'éviter bien des erreurs lors du choix d'une stratégie et lors de la préparation de l'aire d'implantation.

En effet, il faut rappeler que concept Press-fit implique une prise en considération d'une courbure fémorale, même peu accentuée, car celle-ci constitue toujours un obstacle au moment de la préparation de la zone de contact os-implant sous forme d'une surface (en particulier quand il s'agit d'une courbure en varus de face). Cette affirmation ne veut cependant pas dire qu'il faut réaliser, dans tous ces cas, une ostéotomie fémorale, une simple trochantérotomie peut parfois suffire.

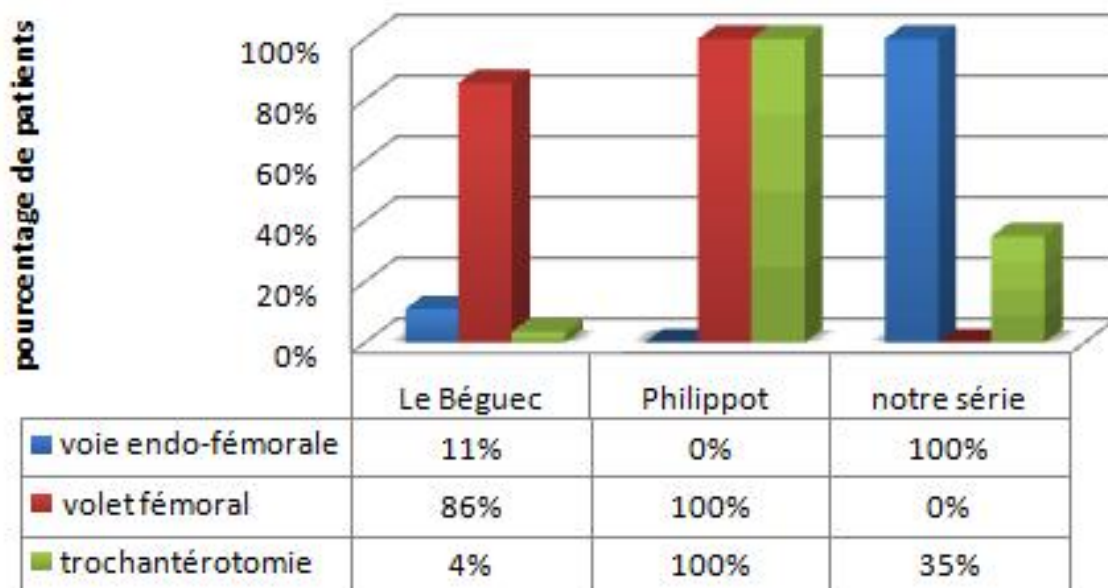
8. La Reprise :

- Dans notre série, la reprise était effectuée par 2 opérateurs : PR EL MRINI ABDELMAJI et PR EL IBRAHIMI ABDELHALIM. C'était le cas pour la série de Le Béguet [70], où la reprise était réalisée par 2 opérateurs : PR Le Béguet et PR Schuster qui procèdent de la même façon.
- Dans les 2 séries, l'anesthésie était générale pour tous les patients, avec une reprise de l'ancienne voie d'abord, c'était le cas également pour la série de Philippot et AL. Celle de la SOFCOT [2013] la reprise de la voie de Moore était effectuée dans 69,4%.
- 7 trochantérotomies ont été réalisées soit 35% dans notre étude, contre 100% dans la série de Philippot et AL [105] et 3.5% seulement dans la série de Le Béguet [70].

➤ **Implant fémoral :**

a. Voie d'abord fémorale :

voies d'abord fémorale



Graphique 28 : comparaison des différents voies d'abord fémorale entre notre série, la série de Le Béguec et celle de Philippot et AL

Après cette comparaison avec les différentes séries, on note qu'il y a une grande différence concernant la voie d'abord, dans notre étude la voie endo-fémorale était exclusive associée dans 35% des cas de trochantérotomie, ceci peut être expliqué par le morphotype fémoral prédominant chez nos patients (un fémur droit), et la facilité d'extraction du ciment dans 65%.

Le Béguec et Al [70] affirment dans leur série, que après le recul ; le volet fémoral a été effectué sans doute avec excès dans quelques cas et ceci au dépens d'une voie endo-fémorale.

b. L'implant utilisé :***· Type :***

Un seul type d'implant fémoral a été utilisé dans notre étude, il s'agit d'une tige de révision *REVITAN*.

Le Système *REVITAN* de Reprise de Hanche (PFM-Révision de la seconde génération) est ; comme on la déjà décrit, constitué d'un ensemble de tiges fémorales en alliage de titane Ti6Al7Nb (*Protasul*[®]-100). Chaque tige fémorale est composée de 2 éléments : une pièce proximale et une pièce distale. La liaison mécanique est assurée par un système de cônes morses.

La stabilité primaire s'obtient exclusivement au moyen d'un ancrage press-fit. Ceci permet d'assurer la stabilité primaire d'un implant sans ciment en provoquant au niveau de l'interface os-implant une pression supérieure (ou précontrainte) aux contraintes à l'enfoncement et en rotation qui sont les forces déstabilisantes d'une tige fémorale

En dehors de ce présent travail et de l'ouvrage de Le Béguet [70] qui a adopté 152 PFMR type *REVITAN*, il existe une autre série exclusive de PFMR (70 PFMR) publiée par Mac Innis et al. [106] en 2006.

Taille :

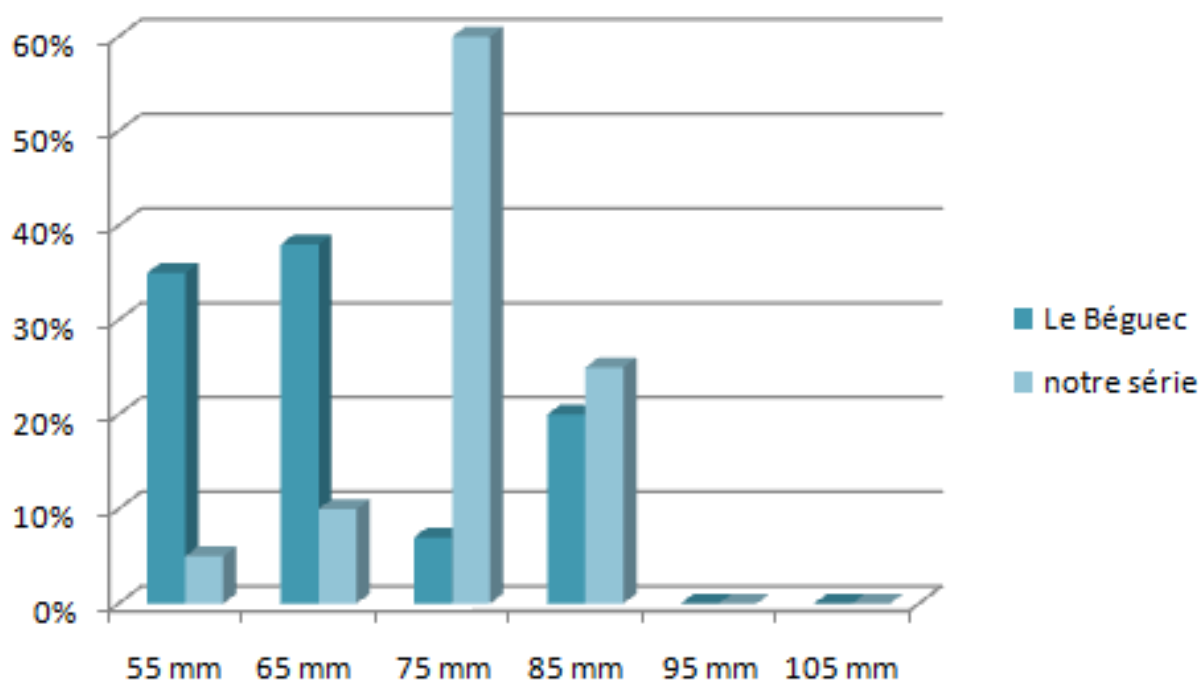
Dans notre série de patients, le choix d'une tige courte est largement majoritaire puisque dans 45% des cas on a utilisé la taille 140mm de la pièce distale et dans 25% la taille 120mm.

Parallèlement, on a effectué dans 60% le choix d'une pièce proximale d'une taille moyenne de 75mm et dans 10% la taille 65mm.

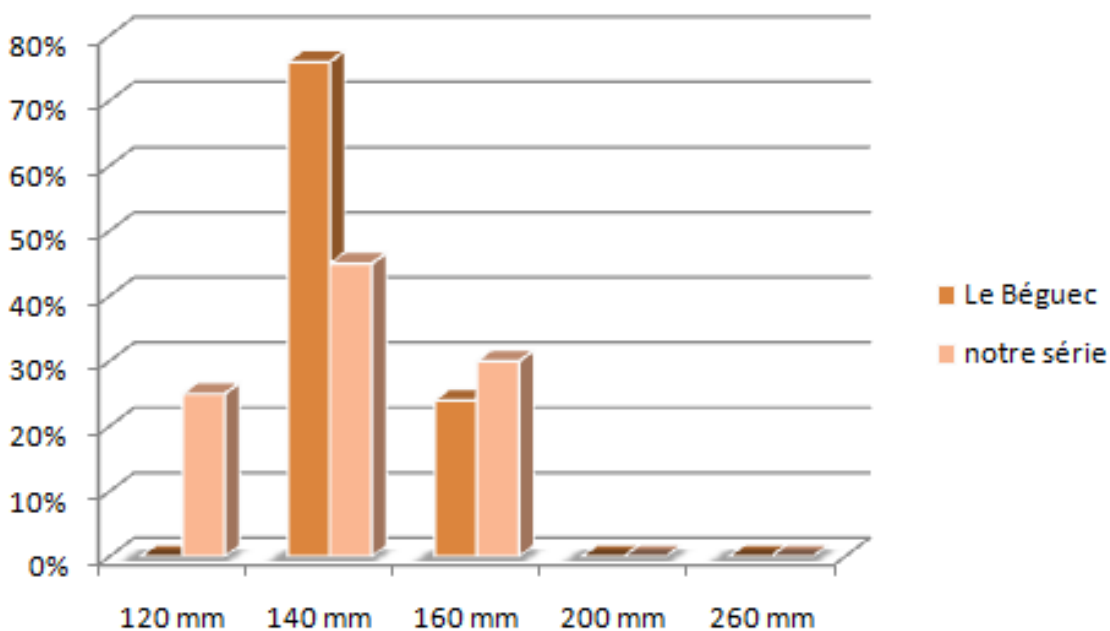
On note également dans la série de Le Béguet et al [70] que dans 76% ils ont fait le choix de la pièce distale la plus courte de leur gamme (140 mm), la même

chose pour pièces proximales ; dans 73% des cas le choix s’est porté sur les 2 pièces proximales les plus basses dans la gamme (55 et 65mm).

Selon *Le Béguéc*, plus on avance dans le temps, plus le choix de l’opérateur se porte sur les implants courts. Pour la pièce distale de 260 mm, elle n’a jamais été implantée en première intention dans les 2 séries, pour *Le Béguéc*, cette taille doit être réservée au traitement d’une complication (fracture sur prothèse) ou lorsqu’un effet Press-fit est impossible en zone isthmique



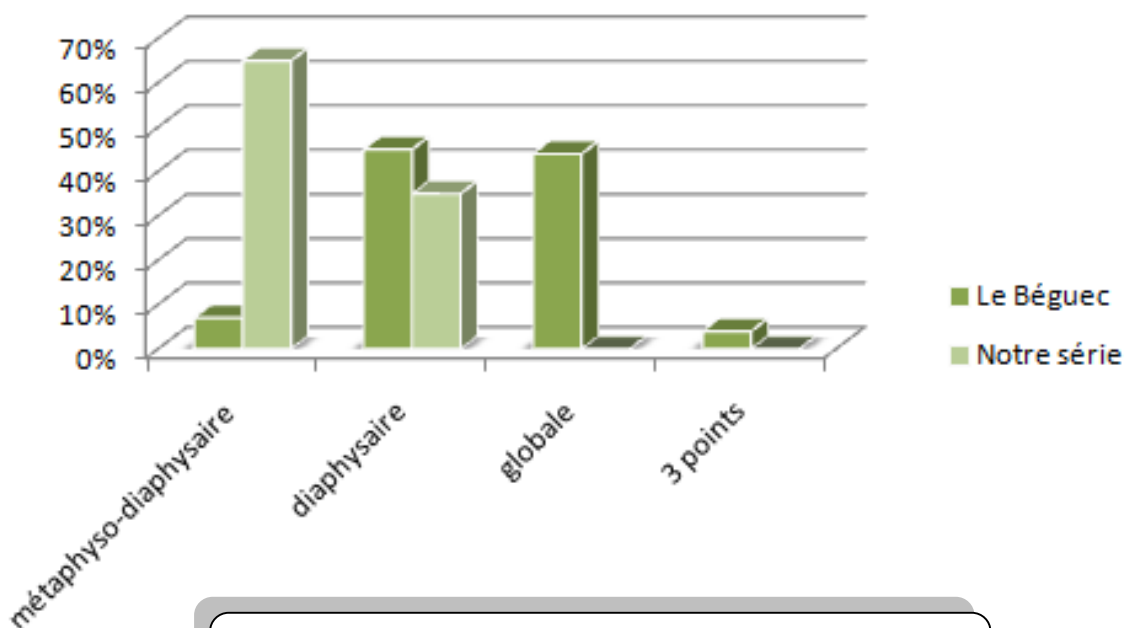
Graphique 29 : comparaison des tailles de la pièce proximale entre *Le Béguéc* et notre série.



Graphique 30 : comparaison des tailles de la pièce distale entre Le Béguéc et notre série.

c. Fixation :

Pour la zone de stabilité primaire, on a également comparé notre série avec celle de Le Béguéc [70].



Graphique 31 : comparaison des zones de stabilité primaire entre la série de Le Béguéc et notre série.

Différents facteurs peuvent avoir une influence sur la qualité de la régénération osseuse ou l'ostéointégration. Parmi ceux-ci, il nous a paru intéressant de localiser la zone du fémur où l'on a assuré la stabilité primaire.

Dans notre série la fixation était métaphyso-diaphysaire dans 65%, ces résultats sont satisfaisants puisque la fixation proximale est toujours préférable quand on fait le choix d'une tige sans ciment.

d. Greffe osseuse :

Aucune greffe osseuse n'a été effectuée dans notre étude, c'est également le cas pour la série de Le Béguet [70].

Dans la série de Mac Innis et al, une greffe osseuse était nécessaire dans 25 % des cas.

e. Incident sur le fémur :

Dans notre série, 2 fractures per-opératoires ont survécu suite à une fausse route soit 10% des interventions, ils s'agissaient de fractures diaphysaires survenue lors de la mise en place d'une prothèse par voie endo-fémorale et traitées par réduction cerclage de la fracture par fil d'acier.

Chez Le Béguet [70] cet incident s'est produit dans 7% des cas.

Dans la série de Mc Innis [95], qui utilise quasi exclusivement une voie Endo-fémorale, nous retrouvons 24,2% de fracture per-opératoire. Il souligne que le risque de fracture est directement lié à la longueur de l'implant, ce qui semble logique puisque la prothèse est droite dans un fémur courbe. Il retrouve 14% de fracture pour les tiges de longueur 140 mm, 24,4% pour les 200 mm et 100% pour les tiges de 260 mm. Son argument principal pour justifier la poursuite de cette technique est que, lors de la réinsertion d'une fémorotomie sur un fémur fragilisé, bien souvent, le volet fémoral se refend.

Dans l'étude de Bohm et Bischel [107], on retrouve cette fracture du volet dans 36 des 60 fémorotomies (63%) réalisées chez 129 patients, soit 30,2% de la série totale. Mc Innis considère ce taux comme prohibitif pour cet abord.

Le symposium de la SOFCOT a bien démontré que la fémorotomie diminuait le risque de fausses routes (1,6% contre 5,4% pour la voie endo-fémorale, 5,5% pour la trochantérotomie et 9,7% pour la fenêtre corticale), qui, là encore, quand elles sont méconnues, peuvent être à l'origine de malposition de l'implant et de fractures dans la période postopératoire. La fémorotomie diminue également le risque de fracture per-opératoire (7,5% contre 11,3% pour la voie endo-fémorale, 9,8% pour la trochantérotomie et 16,1% pour la fenêtre corticale) et de conflit cortical antérieur [108].

Notre attitude n'est, bien sûr, pas de généraliser cette voie d'abord pour toutes les reprises, car elle impose un implant de révision souvent plus long, et ne permet pas une désescalade dans les stades de perte osseuse faible ou modérée.

- ✚ Les facteurs de risques intrinsèques des fractures per-opératoires sont l'ostéoporose, l'âge avancé (> 75 ans [109]), le sexe féminin, la présence d'une courbure fémorale accentuée et un petit fût [110].
- ✚ Les facteurs de risques extrinsèques retrouvés dans les études de Toni et al. [111] et Meek et Garbuz (30% de fractures per-opératoires dans leur série) [113] sont :
 - la mise en place d'un implant droit plutôt que courbe (dit anatomique) [111,112]
 - la taille du diamètre de l'implant [111,112,113], la longueur de l'implant [111]
 - le sous-alésage plutôt que l'alésage taille pour taille lors de la préparation du fût fémoral [111,113].

Pour certains, ces fractures sont responsables d'une augmentation de la morbi-mortalité Péri-opératoire, d'une augmentation des pertes sanguines per et Postopératoires et d'une diminution de la récupération fonctionnelle [110], alors que pour Meek et Garbuz [111], les scores fonctionnels et les index de qualité de vie sont comparables à deux ans entre le groupe avec et sans fractures Per-opératoires. De plus ils notent une reconstruction osseuse péri-prothétique plus importante dans le sous groupe ayant eu une fracture diaphysaire stable

(Vancouver B2).

Egan [114] a retrouvé 44% de complications per opératoires (alésage excentré 27%, fausses routes 17% et fractures fémorales 20%) lors de 135 révisions : le taux de complication per-opératoire était directement corrélé à la longueur et au diamètre de la tige ainsi qu'à la qualité de l'os restant. Pour diminuer la rigidité de l'implant et les contraintes lors de son insertion, Issack et al. [115] ont proposé un implant fendu à son extrémité distale (prothèse Echelon). Sur 175 interventions, ils ont retrouvé 17 complications per opératoires (9,5%) : 9 fractures fémorales, 4 alésages excentrés et 4 fausses routes. Ils n'ont pas retrouvé de corrélation entre complication et longueur ou diamètre de l'implant, ni avec la qualité osseuse.

➤ ***Implant acétabulaire :***

Dans notre étude de 20 patients, 16 ont subi une intervention sur le cotyle dont 9 patients ont bénéficié d'une croix de Kerbroull.

Dans la série de Mc Innis [116], 66,66% des révisions étaient bipolaire, avec une révision acétabulaire complète.

9. Résultats radiologiques postopératoires immédiats :

a. Positionnement de la tige fémorale :

Chez 75% des patients de notre étude, la tige fémorale était bien centrée, en valgus dans 20% et en varus dans 5% des cas.

Dans la série de DAO [97], 6 cas de tiges fémorales étaient varisées de plus de 5 degrés (9%). Trois de ces patients ont subi une nouvelle intervention. Pour 1 cas, il s'agissait d'une fausse route avec effraction de la corticale antérieure à 7 ans de l'intervention et pour laquelle il a été réalisé uniquement un changement de tige. Les 2 autres cas correspondaient pour l'un à une reprise bipolaire pour un descellement global de la prothèse et pour l'autre à une reprise de cotyle uniquement.

Parmi les facteurs de risque du descellement aseptique on trouve le varus de la tige fémorale, en effet l'étude de Müller rapportée par Ruelle [117] montre bien la nocivité de ce varus -28% de descellements - contre 4% lorsque la prothèse est bien centrée et 2% si elle est en valgus. Des constatations similaires ont été faites par Beckenbaugh, Mc Beath et Pellicci [118][119][120] .

Les sauts de contrainte ou « stress shielding » pour les anglo-saxons sont liés à une mauvaise adaptation entre la pièce fémorale et le fut fémoral.ils sont favorisés quand l'appui de la pièce fémorale sur les corticales fémorales ne se fait pas en zone métaphysaire, mais sur les corticales diaphysaire en bout de queue. Ainsi, on retrouve sur le bilan radiologique une déminéralisation corticale en zones non contraintes, avec une résorption métaphysaire en zone sans appui, inversement il existe une condensation, un épaissement cortical et une hyperostose en zone d'appui, le plus souvent en bout de tige.

Ce type d'anomalie peut être a symptomatique ou être responsable de douleur de la cuisse.la scintigraphie objective une hyperfixation en zone de contrainte. [121]

b. Index de Hoffman [81] :

L'index de Hoffman moyen à 10 cm du petit trochanter était de 43.4% (32% – 61%) dans notre série.

Dan celle de DAO [97], L'index cortical de Hoffman au petit trochanter en postopératoire immédiat a été calculé à 33,8.

10. Complications :

Le tableau suivant relate les complications des principales séries de reprises de prothèses fémorales sans ciment :

Tableau 16 : comparaison des complications de reprise entre notre étude et les différentes séries.

<i>Auteurs</i>	<i>prothèse</i>	<i>luxations</i>	<i>infections</i>	<i>paralysies</i>	<i>Fractures per opératoires</i>
<i>Boisgard [60]</i>	<i>Wagner SL</i>	<i>8 %</i>			<i>4 %</i>
<i>Mc Innis [116]</i>	<i>PFMR</i>	<i>10 %</i>	<i>1,3 %</i>		<i>24,2 %</i>
<i>Le Béguet [70]</i>	<i>PFMR</i>	<i>5,2 %</i>	<i>2,6 %</i>	<i>1,3 %</i>	<i>7 %</i>
<i>DAO [97]</i>	<i>PP®</i>	<i>12,9%</i>	<i>9,4%</i>		<i>16,98%</i>
<i>Série actuelle</i>	<i>PFMR</i>	<i>5%</i>	<i>5%</i>		<i>10%</i>

a. Infection :

Dans notre série, nous avons eu un cas d'infection précoce soit 5% revenue en faveur d'un staphylocoque aureus qui a bénéficié d'un lavage articulaire simple et d'une antibiothérapie adaptée. La prothèse a été laissée en place. L'évolution s'est faite favorablement pour ce patient. Ce taux est tout à fait comparable à ceux de la littérature qui vont de 0 à 5 %. Ces taux semblent « acceptables » quand on sait qu'il s'agit d'une chirurgie prothétique de reprise chez des patients souvent multi-opérés.

b. Luxation :

Dans notre série, on a déploré un cas de luxation qui a nécessité une réduction chirurgicale sans récurrence. Là encore, ce taux est comparable à ceux de la littérature qui vont de 5,2 à 12,9 %.

L'augmentation du taux de luxation dans les reprises est évoquée par de nombreux auteurs. Les facteurs de ces luxations sont multiples (Huten [122]) : outre les défauts liés au positionnement des implants, les paramètres de la population étudiée comme l'âge élevé ou la chirurgie itérative sont des facteurs péjoratifs [97].

c. Paralysie tronculaire :

Nous n'avons pas retrouvé de telle complication dans notre série. Ce risque existe, documenté dans la littérature avec une fréquence de 1 à 2 %, expliqué par les difficultés de dissection et les manipulations fémorales lors de l'extraction des implants.

11. Données au recul :

a. Résultats cliniques :

Pour l'évaluation des résultats fonctionnels post opératoires de la hanche, nous avons utilisé les scores fonctionnels de Harris et de Postel et Merle d'Aubigné. Bien que le score PMA ne prenne que peu en compte l'activité globale du patient, cette cotation reste néanmoins simple et reproductible.

Nous l'avons donc associé à la cotation de Harris (Harris Hip Score) afin d'optimiser l'évaluation fonctionnelle. Ces cotations ont enfin l'avantage d'être largement utilisées dans la littérature.

Nous avons retrouvé dans notre série une amélioration du score PMA total de 8,44 à 13,11 (soit +64%), douleur de 1,9 à 4,97, marche 2,6 à 4,35 et mobilité à 3.79. Les résultats du Symposium SOFCOT [123] sont meilleurs (PMA total passe de 10,3 à 15,6) en préopératoire et en postopératoire soit un gain de 60,7% qui est comparable à celui de notre série, avec également une amélioration portant principalement sur le score douleur (+92%).

En effet, dans la série de la SOFCOT qui a étudié 1398 patients, les lésions moyennes sont plus faibles que dans notre série comme le montre la répartition le score SOFCOT (55,5% stades 0 et 1, 38,5% stades 2 et 3 et seulement 5,8% de stade 4).

Les scores PMA de cette série sont sensiblement inférieurs à ceux de la série de la SOFCOT mais cela peut s'expliquer par la gravité plus importante des lésions.

Pour le score de Harris, il est passé de 62,55 en pré opératoire à 85,55 au plus long recul soit un gain de 23 points dans notre série.

Dans la série de Le Béguet [70], le score PMA passe de 10,92 à 15,04 soit un gain de 4.12 avec une croissance majeure du score PMA douleur (2,93 à 5,63) ; le score de Harris est passé de 49.71 à 83.26, soit un gain de 33.56 points. Les chiffres donnés par Boisgard [60] pour sa série de patients sont peu différents pour la douleur, un peu meilleur en ce qui concerne la mobilité et moins bon pour la marche

Tableau 17 : Résultats fonctionnels (HHS, PMA)

<i>série</i>	<i>implant</i>	<i>Recul</i>	<i>HHR</i>	<i>PMA</i>
<i>Lebeguet [70]</i>	<i>Non cimentée, modulaire (PFM-R)</i>	<i>2 ans</i>	<i>83,26</i>	<i>15.04</i>
<i>Boisgard [60]</i>	<i>Tige non Cimentée (Wagner)</i>	<i>3,6 ans</i>		<i>14,6</i>
<i>Essig [88]</i>	<i>Non Cimentée, modulaire (PP)</i>	<i>4 ans</i>		<i>14,3</i>
<i>Gie [89]</i>	<i>Allogreffe impactée et tige Cimentée</i>	<i>2,5 ans</i>		<i>15,84</i>
<i>Migaud [90]</i>	<i>Allogreffe morcelée, impactée et tige Cimentée avec treillis</i>	<i>6,9 ans</i>		<i>16,3</i>
<i>May [104]</i>	<i>Tige Verrouillée (Ultime)</i>	<i>6 ans</i>		<i>13,4 (0-18)</i>
<i>Chandler [87]</i>	<i>Non Cimentée, modulaire (S-Rom)</i>	<i>3 ans</i>	<i>82 (36-100)</i>	
<i>Philippot [105]</i>	<i>Tige Verrouillée, modulaire REEF® (DePuy)</i>	<i>4,8 ans</i>		<i>14,5</i>
<i>Raman [92]</i>	<i>Non cimentée (JRI)</i>	<i>8 ans</i>	<i>82 (59-96)</i>	<i>14,5</i>
<i>Notre série</i>	<i>Non cimentée, modulaire (PFM-R)</i>	<i>2,4 ans</i>	<i>85.5 (81-96)</i>	<i>13,11</i>

b. Résultats radiologiques :

➤ Enfacement secondaire de la tige fémorale :

Le seuil minimal au dessus duquel on peut parler d'enfacement est de 5mm.

Dans notre série on a trouvés 6 patients avec un enfacement significatif d'une moyenne de 6.33mm (5-9mm) soit 33,33%.

En comparant notre étude avec les séries adoptant le même concept, on remarque qu'on a un taux d'enfoncement acceptable.

La série de Mc Innis [116] montre un taux d'enfoncement élevé (56%), ceci peut être expliqué par le recul avancé par rapport à la série de Le Béguet [70] et la notre.

Tableau 18 : Taux d'enfoncement selon différentes séries

<i>Auteur</i>	<i>Prothèse</i>	<i>Recul</i>	<i>Enfoncement</i>
<i>Le Béguet [70]</i>	<i>152 PFMR</i>	<i>3 ans</i>	<i>18% enfoncement > 5 mm</i>
<i>Mc Innis et al. [116]</i>	<i>70 PFMR</i>	<i>3,9 ans</i>	<i>84 % enfoncement 56 % > 5 mm</i>
<i>Notre série</i>	<i>20 PFMR</i>	<i>2,4 ans</i>	<i>30% enfoncement > 5mm</i>

➤ *Enfoncement selon la zone de stabilité primaire :*

Lorsqu'un appui métaphysaire a été obtenu, le taux d'enfoncement dans notre étude était de 33,33% (2/6), alors qu'il était de 66,66% (4/6) en cas d'appui diaphysaire exclusif.

Cette répartition n'est pas significative car les effectifs sont faibles (20 cas) mais on note tout de même que l'appui métaphysaire, quand il est possible, semble empêcher l'enfoncement par un « effet cale » sur le calcar et que nous n'avons réussi à obtenir un effet Press-fit diaphysaire efficace que dans 1 cas sur 2 (4/7) [82].

➤ *Le liseré évolutif selon les zones de GRUEN :*

Les liserés péri prothétiques ont été notés en zone métaphysaire proximale (zone 1 et 7 sur la face et zone 8 et 14 sur le profil).

Ce résultat correspond parfaitement à celui retrouvé dans la série de DAO et al [97], qui d'après leur étude, Cela est probablement lié à la modification de la répartition des contraintes sur le support osseux ou stress-shielding. Les contraintes sont alors pontées par la tige fémorale et transférées au fémur distal. Il s'en suit une atrophie et une ostéolyse corticale proximale et une hypertrophie distale.

➤ ***Index de Hoffman au recul :***

L'indice de Hoffman semble être un bon indice de reconstruction osseuse global puisqu'il prend en compte les trois variables susceptibles d'évoluer à savoir la largeur du canal et les deux épaisseurs corticales.

Dans notre série et après un recul de 2,4 ans on a obtenu un gain moyen de 3,65%. Nous avons comparé ce résultat avec les séries de DAO [97] et May [104].

Tableau 19 : Le gain moyen de l'index de Hoffman selon les séries

<i>Auteur</i>	<i>Gain Index Hoffman à 10cm</i>
<i>May [104]</i>	<i>+25</i>
<i>DAO [97]</i>	<i>+2,6</i>
<i>Notre série</i>	<i>+3,65</i>

Dans les séries que nous avons retenues à titre comparatif, plusieurs auteurs n'ont pas précisé leur protocole d'évaluation de la reconstruction osseuse (Katz, Gie, Chandler, Raman). Boisgard [60] utilise une classification en 3 stades fondée sur la présence d'une reconstruction avec ou sans trabéculatation. Le Béguec [70] utilise lui

sur une cotation en 4 stades basée sur le caractère complet ou incomplet de la régénération osseuse et sur la présence ou non de stress–shielding.

Essig [88] et May [104] ont utilisé la mesure des épaisseurs corticales .May avait retrouvé une augmentation significative des épaisseurs corticales dans sa série de tiges verrouillées avec un gain maximal à 10 cm du petit trochanter. Il avait attribué ce résultat au processus de consolidation des volets fémoraux réalisés dans sa série. Nous n'avons pas retrouvé ce phénomène dans notre série.

c. reprise chirurgicale :

Notre taux de reprise chirurgicale de l'implant fémoral est de 0%, aucune reprise n'a été effectuée. Il est identique au taux retrouvé dans l'étude Migaud [90] (0%), Raman [92] (0%) et Gie [89] (0%). Il est plus élevé dans les séries de Boisgard [86] (4%), Chandler [87] (4%), le Béguec [70] (3%).

Mis à part la série de Raman et de Migaud, l'absence ou le faible taux de reprise chirurgicale dans ces séries, peut être expliqué par le recul limité allant de 2,4 dans notre série à 3,6 ans dans celle de Boisgard.

Katz [124], dans sa série de reprise à un recul moyen de 11,9 ans, signale un taux de re-révision de l'implant fémoral aseptique de 16%. Il semble logique que plus on s'avance dans le long terme, plus le nombre de reprise des implants augmente.

CONCLUSION

La chirurgie arthroplastique de reprise est un des défis majeurs de l'orthopédie Moderne Il s'agit d'une chirurgie complexe aux résultats plus incertains que l'arthroplastie primaire et affichant des taux de complications plus importants. Ainsi la durée de vie d'un implant diminue avec le nombre de reprises chirurgicales

La chirurgie de reprise impose une planification préopératoire soignée. Le compte-rendu opératoire doit décrire l'état anatomique des structures fémorales.

Après avoir exposé le concept de stabilité primaire par press-fit métaphyso-diaphysaire ou diaphysaire, l'étude de cette série continue de prothèses de révision modulaires à tige droite permet de proposer les conclusions suivantes en réponse aux interrogations initialement posées. Globalement les résultats obtenus au plan radio-clinique sont dans la fourchette de ceux publiés dans la littérature. Au recul considéré - que l'on peut qualifier de court terme pour une arthroplastie, les résultats sont encourageants avec à la révision un score PMA global de 13,11 et un score de Harris à 85.5 (81-96).

LE CONCEPT EST IL VALABLE ?

➤ ***L'enfoncement secondaire :***

Le concept défendu par Le Béguet comporte un double but : obtenir une stabilité primaire en situation métaphyso-diaphysaire ou diaphysaire par un blocage mécanique d'une tige conique à ailettes type Wagner [83,84] suivie d'une fixation secondaire par ostéogénèse spontanée. Avec l'implant proposé, rectiligne avec effet de surface non bioactive, ces deux principes doivent être discutés.

Le meilleur critère quantitatif et reproductible de la stabilité primaire est la mesure de l'enfoncement de la tige. Soulignons en préambule que Le Béguet [70] admet un certain recalage à la mise en charge, sans pour cela remettre en cause la qualité de la fixation primaire. Dans notre série, nous avons retrouvé 33,33%

d'enfoncement supérieur à 5 mm, principalement lorsque l'on a obtenu un appui diaphysaire. L'appui métaphysaire, quand il est possible, protégerait donc en quelque sorte de cet enfoncement.

Mc Innis et al. [116] ont noté 56% d'enfoncement supérieur à 5 mm ; seules 16% des 70 prothèses ne s'étaient pas enfoncée du tout. Ils ont également remarqué que cet enfoncement cessait après 12 mois d'évolution. Roche [125] retrouve 26,5% d'enfoncements supérieurs à 5 mm dans sa série de 53 PFMR et Le Béguec 18 %.

Ainsi, le phénomène de recalage apparaît – il inéluctable et impose de se poser la question de sa maîtrise. Certes, les conditions du blocage diaphysaire ont été clairement précisées : rectitude diaphysaire, préparation endo-médullaire par râpes coniques successives, trophicité des corticales sur plusieurs centimètres. Mais l'évaluation per opératoire reste somme toute subjective tant pour l'impression du blocage des râpes que de l'enfoncement par impaction de la tige définitive.

Cet événement se retrouve avec la tige de Wagner. Bohm et Bischel ont revu 129 implants de ce type et ont noté 54 % d'enfoncement avec un risque plus important chez le sujet masculin, en cas de défauts osseux importants, en cas d'ostéoporose stade 3 ou 4 et en cas de fémorotomie. Isacson et al [126] décrivent 15 enfoncements de plus de 5 mm sur 43 prothèses (35 %) suivies sur 2 ans.

Bircher et al [127] reportent 6 enfoncements sur 99 prothèses ayant nécessité une reprise pour cette cause. Kolstad et al [128], sur 31 prothèse Wagner SL suivies sur

3 ans, retrouvent 6 enfoncements supérieurs à 10 mm (20%). Ces enfoncements ont tous été notés dès la première radiographie de contrôle réalisée entre la 6e et la 12e semaine. Seuls, Warren et al [129] n'ont retrouvé aucun enfoncement sur les patients chez lesquels le volet fémoral a été refixé solidement.

La courbe d'apprentissage du chirurgien est longue en ce qui concerne la recherche de l'effet press-fit. Berry [130] pense que les taux d'enfoncement d'une prothèse comme la Wagner SL (non modulaire) sont directement liés à l'habitude du chirurgien et à sa courbe d'apprentissage. La restitution de la hauteur qui restaure la longueur du membre et le centre de rotation ne correspond pas toujours à une bonne stabilité axiale et le sous dimensionnement de l'implant est fréquent en début d'expérience. Le grand taux d'enfoncement serait aussi lié à la pente de 2° de la tige. L'enfoncement de ces prothèses sans ciment est fréquent mais n'est pas un signe de descellement comme pour les prothèses cimentées car il cesse bien souvent après 1 à 2 ans d'évolution [131] et n'est pas associé à une morbidité particulière [5,82]. Ce phénomène est ainsi appelé « le recalage » par les défenseurs du concept [70].

➤ *L'ostéogenèse spontanée :*

Lors de la revue de patients ayant eu une chirurgie de reprise de prothèse fémorale descellée par prothèse sans ciment, certains auteurs [132,133,134] ont remarqué une repousse osseuse proximale. Ce phénomène a également été décrit en l'absence de greffe ou de substitut lors du Symposium SOFCOT 1999 par Dujardin et Mazirt [135]. Quatre facteurs favorisant avaient alors été retrouvés : stades 3 et 4 de la SOFCOT, réalisation d'une fémorotomie lors de l'abord pour les stades SOFCOT 0 et 1, type de prothèse de reconstruction, et absence d'instabilité de la tige (enfoncement inférieur à 5 mm). On ne connaît pas la valeur mécanique de cette densification osseuse, mais sa présence semble être en relation avec une longévité prothétique [135].

Le soin avec lequel la totalité du ciment, des débris et des granulomes est retirée, et la qualité de la fixation primaire de l'implant semblent être les meilleurs

garants de cette repousse dite spontanée [12]. La qualité de cette fixation primaire dépend de 2 choses : il faut un contact intime os-surface poreuse de l'implant et un implant stable [134].

➤ ***Limites de la PFMR***

Il n'en demeure pas moins que les limites du concept et donc de l'implant ont été mises en évidence. Certaines sont prévisibles dès la planification préopératoire, d'autres apparaissent au décours de la dépose de la prothèse et/ou des tentatives vaines d'obtenir une stabilité primaire initiale par press-fit

De l'avis même du concepteur de l'implant [70], il est des cas où il est très difficile voire impossible d'obtenir un effet press-fit de qualité, en particulier quand la zone isthmique du fémur est détruite ou gravement altérée. C'est le cas des pertes osseuses s'étendant au 3e quart du fémur, aux fractures fémorales pré ou per opératoires touchant cette même zone et aux cas d'ostéoporose majeure avec un canal cylindrique aux corticales fragilisées.

RESUME

RESUME

La chirurgie arthroplastique de reprise est un des défis majeurs de l'orthopédie Moderne. Il s'agit d'une chirurgie complexe aux résultats plus incertains que l'arthroplastie primaire et affichant des taux de complications plus importants. Ainsi la durée de vie d'un implant diminue avec le nombre de reprises chirurgicales.

Nous avons mené une étude rétrospective à propos de 20 cas de reprise fémorale, colligés entre 2009 et 2017 au sein du service de traumatologie orthopédique B au CHU Hassan II de Fès.

Notre objectif à travers cette série a été d'étudier les techniques thérapeutiques, le profil évolutif, les résultats fonctionnels et radiologiques de la reprise fémorale par un implant de révision tout en traçant l'expérience du service de traumatologie B4, en matière de prise en charge de cette pathologie et en comparant nos résultats à ceux de la littérature.

20 révisions fémorales ont été effectuées avec le même implant : une tige non cimentée modulable avec le concept press-fit (REVITAN®). Les indications de reprise étaient dans 40% de cas une luxation, dans 30% de cas un descellement aseptique, 15% de descellement septique et dans 10% un balayage de la vis cervicale.

Tous les malades ont été repris par l'ancienne voie d'abord postéro-externe de Moore avec l'extraction de l'implant fémoral par voie endo-fémorale, une trochantérotomie a été effectuée chez 7 patients. La zone de stabilité primaire de l'implant était métaphyso-diaphysaire dans 65% des cas et diaphysaire dans 35% des cas.

L'évaluation clinique pré et postopératoire était basée sur 2 scores : PMA ET HHS.

L'évaluation radiologique préopératoire était basée sur les stades SOFCOT ET PAPROSKY, les zones d'usure selon GRUEN, l'ostéoporose et le morphotype fémoral.

L'évaluation radiologique postopératoire était basée sur le degré d'enfoncement de la tige fémorale, le liseré selon les zones de GRUEN et l'index de HOFFMAN.

Après un recul moyen de 29 mois on a noté une nette amélioration des 2 scores fonctionnels (PMA à 13.11 et HHS à 85.55). Les résultats radiologiques étaient également satisfaisants avec un gain moyen de l'index de HOFFMAN de 3.65%.

On a noté la survenue de 2 complications postopératoires précoces : un cas de luxation et un cas d'infection. Aucune reprise de l'implant fémoral n'a été effectuée.

Globalement les résultats obtenus au plan radio-clinique sont dans la fourchette de ceux publiés dans la littérature. Au recul considéré - que l'on peut qualifier de court terme pour une arthroplastie, les résultats sont encourageants.

La reprise d'une prothèse totale de hanche nécessite une planification préopératoire minutieuse (clinique et radiologique), un matériel spécifique et une expérience de l'équipe chirurgicale.

ABSTRACT

Total Hip revision is one of the major challenges of modern orthopedics. This is a complex surgery with more uncertain results than primary arthroplasty and with higher rates of complications. Thus the life of an implant decreases with the number of surgical revisions

We conducted a retrospective study of 20 cases about femoral revision Collected between 2009 and 2017 in the Orthopedic Traumatology department B at Hassan II CHU in Fez.

Our objectives through this series was to study the therapeutic techniques, the evolutionary profile, the functional and radiological results of the femoral revision by a revision implant while tracing the experience of the trauma department B4, in terms of support of this pathology and comparing our results with those of the literature.

20 femoral revisions were performed with the same implant: a non-cemented flexible stem with the press-fit concept (REVITAN °). Indications for revision were 40% cases of dislocation, 30% cases of aseptic loosening, 15% of septic loosening and 10% of cut-out of the cervical screw.

All patients were resumed by the former Moore postero-external approach with an extraction endo-femoral of the femoral implant. Trochanterotomy was performed in 7 patients. The primary stability zone of the implant was metaphyseal-diaphyseal in 65% of cases and diaphyseal in 35% of cases.

The pre- and postoperative clinical evaluation was based on 2 scores: PMA and HHS.

The preoperative radiological evaluation was based on the SOFCOT AND PAPROSKY stages, the GRUEN wear zones, osteoporosis and the femoral morphotype.

The postoperative radiological evaluation was based on the degree of femoral stem penetration, the GRUEN area border and the HOFFMAN index.

After a mean follow-up of 29 months, there was a marked improvement in the 2 functional scores (PMA at 13.11 and HHS at 85.55). The radiological results were also satisfactory with an average gain of the HOFFMAN index of 3.65%.

The occurrence of 2 early postoperative complications was noted: one case of dislocation and one case of infection. No revision of the femoral implant was performed.

Overall, the results obtained are in the range of those published in the literature. With regard to the follow-up – which can be described as short-term for arthroplasty, the results are encouraging

Total hip revision requires careful preoperative planning (clinical and radiological), specific equipment and surgical team experience.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] – WILLIAMS E., TAYLOR A. R., ARDEN G. P., EDWARDS D. H. Arthroplasty of the Hip in Ankylosing Spondylitis.
J. Bone and Joint Surg., 59-B (4): 393–397, 1977.
- [2] – VASTEL L., KERBOULL L., DEJEAN O., COURPIED J.P., KERBOULL M. Prevention of heterotopic ossification in hip arthroplasty. The influence of the duration of treatment. Int Orthop 1999 ; 23 : 107–110.
- [3] – X.Pascorel, F.Liquois, D.Chauveaux, A.Lerebeller, J.L.Honton. Utilisation des anneaux endocotyloïdiens de Muller dans la chirurgie de révision des prothèses totales de hanche. A propos de 141 cas avec un recul minimum de 5 ans. Ev, chirg. Orthop. 1993, 79, 357–364.
- [4] – DELAUNAY C. Prothèse totale de Charnley : Où en est aujourd’hui le «Gold-Standard» de l’arthroplastie primaire de la hanche Maîtrise orthopédique, N°123, mars 1999.
- [5] – ODRI G. A Les moyens d’union de l’articulation coxo-fémorale. Laboratoire d’anatomie de la faculté de médecine de Nantes (2006).
- [6] –.FARIZON F., MAATOUGUI K., BEGUIN L., FESSY M.H. Couple métal-polyéthylène et double mobilité. Journées Lyonnaises de chirurgie de la hanche 1999, Lyon.
- [7] – BIZOT P., LARROUY M., WITVOCT J., SEDEL L., NIZARD R. Press fit metal backed alumina sockets. A minimum 5-year follow-up study, Clin Orthop 2000, 379, 134–42.
- [8] – CARTIER JL., La cupule à double mobilité. Maîtrise orthopédique, N°121, Février 2003.
- [9] – NAZARIAN S., MULLER M.E., Les voies d’abord de la hanche. EMC, Techniques chirurgicales orthopédie Traumatologie, 40–600, 1998.
- [10] – HONNART F., Voies d’abord en chirurgie orthopédique et traumatologique. Masson, 96–119, 1978.

- [11] – COURPIED J.P., Abord externe de la hanche avec trochantérotomie. Maîtrise orthopédique, n°139, décembre 2004.
- [12] – AMAR F, Thèse médicale Fès 2007. Arthroplastie totale de la hanche sur coxites inflammatoires.
- [13] – AMSTUTY H.C. Hip arthroplasty. NEW YORK, Churchill Livingston ,1991.
- [14] – ROZENCHER N., Prévention thromboembolique en chirurgie orthopédique prothétique du membre inférieur. Hôpital Cochin 75014 Paris. Journées lyonnaises de chirurgie de la hanche 2003.
- [15] – HUTEN D., Luxations et subluxations des prothèses totales de hanche. Conférences d'enseignement de la SOFCOT 1996, éd. Sous la dir. de Jaques Duparc, Expansion scientifique française, Cahiers d'enseignement de la SOFCOT ; 55, 19-46.
- [16] – VASTEL L. Les ossifications péri-prothétiques, la complication (un peu trop ?) oubliée. Maîtrise orthopédique, n°143-Avril 2005.
- [17] – KERBOUL M., Traitement des descellements fémoraux aseptiques des prothèses totales de la hanche. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, Conférences d'enseignements 199- ; pp 1 à 17.
- [18] – OLIVIER H., Traitement des détériorations cotyloïdiennes aseptiques des prothèses totales de la hanche. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, conférences d'enseignement 1995, pp 23 à 34.
- [19] – D'Antonio, J.; McCarthy, J. C.; Bargar, W. L.; Borden, L. S.; Cappelo, W. N.; Collis, D. K.; Steinberg, M. E.; and Wedge, J. H.: Classification of femoral abnormalities in total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res, (296): 133-9, 1993.

- [20] – Paprosky, W. G.; Bradford, M. S.; and Younger, T. I.: Classification of bone defects in failed prostheses. *Chir Organi Mov*, 79(4): 285–91, 1994.
- [21] – Estok DM, 2nd, Harris WH. Long-term results of cemented femoral revision surgery using second-generation techniques. An average 11.7-year follow-up evaluation. *Clin Orthop Relat Res* 1994 ; 299 : 190–202.
- [22] – Howie DW, Wimhurst JA, McGee MA, Carbone TA, Badaruddin BS. Revision total hip replacement using cemented collarless double-taper femoral components. *J Bone Joint Surg Br* 2007; 89 : 879–86.
- [23] – Davis CM, 3rd, Berry DJ, Harmsen WS. Cemented revision of failed uncemented femoral components of total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2003 ; 85–A : 1264–9.
- [24] – eikeras O, Gunderson RB. Excellent results with femoral revision surgery using an extensively hydroxyapatite-coated stem : 59 patients followed for 10–16 years. *Acta Orthop* 2006 ; 77 : 98–103.
- [25] – Langlais F, Kerboull M, Sedel L, Lingr SM. The French paradox. *J Bone Joint Surg Br* 2003 ; 85–B : 17–20.
- [26] – Nouri M, Kallel S, Slimane MH, Meherzi MH, Over Tartani M, Karray S. Revision total hip arthroplasty with a cemented femoral component. *Eur J Orthop Surg Traumatol* 2008 ; 18 : 327–32.
- [27] – Duncan WW, Hubble MJW, Howell JR, Whitehouse SL, Timperley AJ, Gie GA. Revision of the cemented femoral stem using a cement-in-cement technique. *J Bone Joint Surg Br* 2009 ; 91–B : 577–82.
- [28] – Chauveaux D. Ciments : caractéristiques, évolution de la cimentation et technique moderne. In : PUGET J., ed. *Prothèse totale les choix. Cahier d'enseignement de la SOFCOT*. Paris : Elsevier 2005 ; 292–302.

- [29] – Ornstein E, Linder L, Ranstam J, Lewold S, Eisler T, Torper M. Femoral impaction bone grafting with the Exeter Stem : the swedish experience (survivaship analysis of 1305 revisions performed between 1979 and 2002). J Bone Joint Surg Br 2009 ; 91-B : 441-6.
- [30] – Eisler T, Svensson O, Iyer V, Wejkner B, Schmalholz A, Lar4sson H, Elmsted E. Revision total hip arthroplasty using third generation cementing technique. J Arthroplasty 2000 ; 15 : 974-81.
- [31] – Saleh KJ, Holtzman J, Gafni A, Saleh L, Davis A, Resig S et al. Reliability and intra-operative validity of preoperative assessment of standardized plain radiographs in predicting bone loss at revision hip surgery. J Bone Joint Surg 2001 ; 83-A,7: 1040-6 7.32-(2)
- [33] – Kuhn KD. Description of the cements. In : Kuhn KD, ed. Bone cement. Berlin, Heidelberg : Springer Verlag 2000 ; 36-40.
- [34] – Chauveaux D. Ciments : caractéristiques, évolution de la cimentation et technique moderne. In : PUGET J., ed. Prothèse totale les choix. Cahier d'enseignement de la SOFCOT. Paris : Elsevier 2005 ; 292-302.
- [35] – Alberton G, Whitney A, Morrey BF. Dislocation after revision total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 2002 ; 10 : 1788-92.
- [36] – Biring GS, Masri BA, Greidan VS, Duncan CP, Garbuz DS. Predictors of quality of life outcome after revision total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg (Br) 2007 ; 89-B : 1446-51.
- [37] – haddad FS. The expectations of patients undergoing revision hip arthroplasty. J Arthroplasty 2001 ; 16 : 87-91.
- [38] – Puget J. Stratégies dans les reprises de prothèse totale de hanche. Conférences d'enseignement de la SOFCOT. Paris : Elsevier : 2006. 43-67.

- [39] – Terver S, Gioghi P, Prunarety F. Principales causes d'échec des PTH dans la littérature. In : La reprise de prothèse totale de hanche. Montpellier : Sauramps Medical 2006 : p. 141–57.
- [40] – Bozic KJ, Kurtz SM, Lau E ; Ong K, Vail T, Berry JO. The epidemiology of revision total hip arthroplasties in the United States. *J Bone Joint Surg Am* 2009 ; 91 : 128–33.
- [41] – hutten D, Bouabdallah N. Jusqu'où aller dans le rescellement : simple reprise fémorale dans les arthroplasties de hanche. *Rev Chir Orthop* 2000 ; 86 (Suppl I) : 72–5.
- [42] – Migaud H, Jardin C, Fontaine C, Pierchon F, d'Herbomez O, Duquennoy A. Reconstruction fémorale par des allogreffes spongieuses impactées et protégées par un treillis métallique au cours des révisions de prothèses totales de hanche. *Rev Chir Orthop* 1997 ; 83 : 360–7.
- [43] – Schreurs BW, Arts JJ, Verdonschot N, Buma P, Slooff JJ, Gardeniers JW. Femoral component revision with use of impaction Bone-grafting and a cemented polished stem. *J Bone Joint Surg* 2005 ; 87–A : 2499–507.
- [44] – Wraighte PJ, Howard PW. Femoral impaction Bone allografting with an Exeter cemented collarless, polished, tapered stem in revision hip replacement. *J Bone Joint Surg Br* 2008 ; 90–B : 1000–4.
- [45] – Kerboull L, Hamadouche M, Kerboull M. Impaction grafting in association with the Charnley–Kerboull cemented femoral component. *J Bone Joint Surg Br* 2009 ; 91–B : 304–9.
- [46] – halliday BR, English HW, Timperley GA, Gie AA, Ling RSM. Femoral impaction grafting with cement in revision total hip replacement. *J Bone Surch* 2003 ; 85–B : 809–18.

- [47] – Frei H, Mitchell P, Masri BA, Duncan CP, Oxland TR. Allograft impaction and cement penetration after revision hip replacement. *J Bone Joint Surg Br* 2004 ; 96-B : 771–6.
- [48] – assabala M, Mehendale S, Poniatowski S, Kalantzizis G, Smith E, Learmonth I. Subsidence of the stem after impaction bone grafting for revision hip replacement using irradiated bone. *J Bone Joint Surg Br* 2009 ; 91-B : 37–43.
- [49] – Stromberg CN, Herberts P, Palmertz B. Cemented revision hip arthroplasty : a multicenter 5–9 years study of 204 for revision looseening. *Acta Orthop Scand* 1992 ; 63 : 111–9.
- [50] – vidal J, Boisard JL, Maury P, Ben Sadoun JL. Conservation du fourreau de ciment fémoral dans les réinterventions sur prothèses de hanche. *Rev Chir Orthop* 1988 ; 74 (Suppl 2) : 272–5.
- [51] – Goto K, Kawanabe K, Akiyama H, Morimoto T, Nakamura T. Clinical and radiological evaluation of revision hip arthroplasty using the cement in cement technique. *J Bone Joint Surg Br* 2008 ; 90 : 1013–18.
- [52] – Migaud H, Courpied JP. Reprises fémorales dans les arthroplasties de hanche. Propositions thérapeutiques par stade lésionnel. Bilan et perspectives. *Rev Chir Orthop* 2000 ; 86 (Suppl 1) : 86–8.
- [53] – huo M, Muller MS. What's new in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2004 ; 86-A : 2341–53.
- [54] – Vives P. Descellement aseptique des prothèses totales de hanche repris par prothèse cimentée. *Rev Chir Orthop* 1989 ; 75 (Suppl 1) : 23–60.
- [55] – Kempf I, Grosse A, Beck G. Closed locked intramedullary nailing. Its application to comminuted fractures of the femur. *J Bone Joint Surg Am* 1985 ; 67 : 709–20.

- [56] – Vives P, Picault C. Transfemoral approach and distally locked stem in femoral failures of total hip prosthesis. Montpellier : Sauramps, 1999.
- [57] – courpied JP, Migaud H. Reprise fémorale dans les arthroplasties totales de hanche. Rev Chir Orthop 2000 ; 86 : 33–90.
- [58] – Migaud H, Gabrion A, Mertl P. Distally locked stem for complex femoral revision. In : Fu F, Beaulé P, Garbuz D, Eds. Operative Techniques in Orthopaedics. Elsevier 2004 ; 14 : 130–6.
- [59] – May O, Soenen M, Laffargue P, Migaud H. Implant fémoral à verrouillage distal pour reprise avec perte de substance osseuse sévère. Résultats de 101 cas au recul moyen de 6 ans (5–12). Rev Chir Orthop 2008 ; 94 (in press).
- [60] – Boisgard S, Moreau PE, Tixier H, Levai JP. Reconstruction osseuse, inégalité de longueur des membres, taux de luxation de 52 prothèses de Wagner, en révision d'arthroplasties totales de hanche au recul moyen de 44 mois. Rev Chir Orthop 2001 ; 87 : 147–54.
- [61] – Begue T, Thomazeau H. Fractures péri-prothétiques autour de la hanche et du genou. Rev Chir Orthop 2006 ; 92 (Suppl 5) : 29–96.
- [62] – Ochs BG, Volkmann R, Eingartner C, Ludolph I, Weller S, Weise K, Ochs U. Treatment of large femoral bone defects– 15-year experiences with the cementless Bicontact revision stem with distal interlocking. Z Orthop Unfall 2007 ; 145 (Suppl 1) : S34–39.
- [63] – Vielpeau C, Lortat-Jacob A. Les reprises de prothèses totales de hanche infectées. Rev Chir Orthop 2002 ; 88 : 159–216.
- [64] – May O, Soenen M, Pinoit Y, Laffargue P, Migaud H. Rupture d'implants fémoraux de révision verrouillés : Analyse des facteurs prédisposant à propos

- de 8 cas sur une série de 101 implantations. Rev Chir Orthop 2008 ; 94 (in press).
- [65] – Migaud H, Pinoit Y, Herent S, Soenen M, Bachour F, May O et al. Méta analyse : Les prothèses de hanche non cimentées : Effet de surface physique et biologique. Puget J, Ed. Paris : Elsevier 2005 ; 90 : 22–35.
- [66] – Roche O, Sirveaux F, Turell P, Gosselin O, Molé D. Fémoroplastie adaptative pour prothèse totale de hanche dans les déviations proximales majeures du fémur. Rev Chir Orthop 2005 ; 91 :79–84.
- [67] – Zweymüller KA, Litner FK, Semlitsch MF. Biologic fixation of a press-fit titanium hip joint endoprosthesis. Clin Ortho. 1988 ; 235 : 195.
- [68] – Wagner H. Hip prosthesis revision with non-cemented femoral revision stem – 10 years experience. Med Orthop Tech 1997 ; 117 : 138–48.
- [69] – Berry DJ. Femoral revision : distal fixation with fluted, tapered grit- blasted stems. J Arthroplasty 2002 ; 17(4 Suppl 1) : 142–6.
- [70] – Le Béguec P. Reprise des prothèses fémorales descellées avec tiges fémorales press-fit. Sauramps Médical, Montpellier, 2003.
- [71] – Wirtz DC, Heller KD, Holzwarth U et al. A modular femoral implant for uncemented stem revision in THR. Int Orthop 2000 ; 24 : 134–8.
- [72] – Morscher E, Moulin P. L'arthroplastie sans ciment : technique d'avenir ou simple mode ?. Journées lyonnaises de chirurgie de la hanche (prothèses sans ciment), 1990
- [73] – Morscher E. Experience with the press-fit cup and press-fit gliding stem. In : Kusswetter W ed. Noncemented total hip replacement. International symposium Tübingen, 1990. Inc. New York, Thieme Medical Publishers ; 1991. p. 221–31.

- [74] – Merle D'Augibné R.
Cotation chiffrée de la fonction de la hanche.
Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 1970 Aug;56(5):481—6.
- [75] – Harris W H, Barrack R L.
Developments in diagnosis of the painful total hip replacement.
Orthopaedic review 1993; vol. 22, n°4, pp. 439–447.
- [76] – Clohisy JC; Harris WH.
Matched–pair analysis of cemented and cementless acetabular reconstruction in Primary totale Hip arthroplasty.
J Arthroplasty 2001; 16(6):697–705.
- [77] – Paprosky, W.G. and R.E.
Magnus, Principles of bone grafting in revision total hip arthroplasty.
Acetabular technique. Clin Orthop Relat Res, 1994(298): p. 147–55.
- [78] – Brady OH, Garbuz DS, Masri BA, Duncan CP. The reliability and validity of the Vancouver classification of femoral fractures after hip replacement. J Arthroplasty. 2000;15:59–62. doi: 10.1016/S0883–5403(00)91181 1. [[PubMed](#)] [[Cross Ref](#)]
- [79] – GRUEN TA., McNEICE GM., AMSTUTZ HC. Modes of failure of cemented stem–type femoral components. A radiographic analysis of loosening. Clin Orthop 1979 ; 141: 17–27.
- [80] – système Revitan droit de reprise de hanche. Technique opératoire : Zimmer
- [81] – Hofmann, A. A.; Wyatt, R. W.; France, E. P.; Bigler, G. T.; Daniels, A. U.; and Hess, W. E.: Endosteal bone loss after total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res, (245): 138–44, 1989.

- [82] – Fiabilité d'une prothèse modulaire press-fit dans les descellements fémoraux : étude critique de 52 implants PFMR à 5,5 ans de recul moyen
Toulouse, Octobre 2007 Pr Paul BONNEVIALLE.
- [83] – WAGNER H. Prothèse de révision de l'articulation coxo-fémorale, Orthopäde, 1989, Springer Verlag, Berlin. 120p.
- [84] – WAGNER H. Prothèse fémorale de reprise SL non cimentée pour perte étendue de substance osseuse.
Monographie Protek, édition 1/91. Berne : Protek AG, 1991
- [85] – experience with the press-fit cup and press-fit gliding stem. In : Kusswetter W., noncemented total hip remplacement. International symposium Tübingen, 1990. Inc. 221–231, New York, Thieme Medical Publishers, 1991.
- [86] – Boisgard, S.; Moreau, P. E.; Tixier, H.; and Levai, J. P.: [Bone reconstruction, leg length discrepancy, and dislocation rate in 52 Wagner revision total hip arthroplasties at 44-month follow-up]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 87(2): 147–54, 2001.
- [87] – Chandler, H. P.; Ayres, D. K.; Tan, R. C.; Anderson, L. C.; and Varma, A. K.: Revision total hip replacement using the S-ROM femoral component. Clin Orthop Relat Res, (319): 130–40, 1995.
- [88] – Gross, A. E., and Hutchison, C. R.: Proximal femoral allografts for reconstruction of bone stock in revision arthroplasty of the hip. Orthop Clin North Am, 29(2): 313–7, 1998.
- [89] – Gie, G. A.; Linder, L.; Ling, R. S.; Simon, J. P.; Slooff, T. J.; and Timperley, A. J.: Impacted cancellous allografts and cement for revision total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Br, 75(1): 14–21, 1993.

- [90] – Migaud, H.; Jardin, C.; Fontaine, C.; Pierchon, F.; d'Herbomez, O.; and Duquennoy, A.: [Femoral reconstruction with endosteal bone allografts protected by a metallic mesh in reoperation of total hip prosthesis. 19 cases with an average followup of 83 months]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 83(4): 360–7, 1997.
- [91] – McCarthy, J. C., and Lee, J.: Complex Revision Total Hip Arthroplasty with Modular Stems at a Mean of 14 Years. *Clin Orthop Relat Res*, 2007.
- [92] – Raman, R.; Kamath, R. P.; Parikh, A.; and Angus, P. D.: Revision of cemented hip arthroplasty using a hydroxyapatite–ceramic–coated femoral component. *J Bone Joint Surg Br*, 87(8): 1061–7, 2005.
- [93] – Peter Münger.
Patient–related risk factors leading to aseptic stem loosening in total hip arthroplasty a case–control study of 5,035 patients.
Acta Orthopaedica 2006; 77 (4):567–574.
- [94] – Nancy L.
Patient characteristics that affect the outcome of total hip arthroplasty: a review *Can Jou of Sur* 1998; 41:188–95.
- [95] – BOCENO A.
Reprise des arthroplastie totale de hanche de première intention l'expérience Nantaise Univesité de Nante, Faculté de médecine, Thèse num 116–2012.
- [96] – GUILLOU R.
Révision fémorale des prothèses totales de hanche par des tiges verrouillées Univesité de Nante, Faculté de médecine Thèse num 116–2009.

[97] – DAO C.

Résultats cliniques et radiologiques à long terme de l'implant PP, A propos de 54 cas de descellements aseptiques de prothèse totale de Hanche UNIVERSITE PAUL SABATIER – TOULOUSE III, FACULTES DE MEDECINE, 2007.

[98] – Malchau H, Herberts P, Eisler T, Garellick G, Söderman P. The Swedish Total Hip Replacement Register.

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

[99] – Puget J, Utheza G. A propos d'une série de 80 cas (reprise d'arthroplastie totale de hanche par le système PP). Rev Chir Orthop 1991 ; 77(Suppl 1) : 129–30.

[100] – BARRACK RL., McLURE JT., BURAK CF., et al. Revision total hip arthroplasty: the patient's perspective. Clin Orthop 2006; 453: 173–7.

[101] – DAVIS AM., AGNIDIS Z., BADLEY E., et al. Predictors of functional outcome two years following revision hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 88–A: 685–691. 2006

[102] – GARBUZ DS., TOMS A., MASRI BA., DUNCAN CP. Improved outcome in femoral revision arthroplasty with tapered fluted modular titanium stems. Clin Orthop 2006; 453: 199–202.

[103] – BONNOMET F., CLAVERT Ph., LAFFARGUE Ph, DUHAMEL A. Les résultats globaux et les complications. Symposium SOFCOT 1999. Rev Chir Orthop 2000 ; 86 (suppl 1) : 48–50.

[104] – May, O.: Implant fémoral de reprise à verrouillage distal. A propos de 101 cas, au recul minimum de 5 ans. Thèse, Université Lille II, 2006.

- [105] – R. Philippot a,b,*, F. Delanglea, F.-X. Verdota, F. Farizona, M.-H. Fessya a EA 4338, laboratoire de physiologie de l'exercice, Saint-Étienne, France b Department of Orthopaedics and Traumatology, Pavillon 1—3, Bellevue Hospital, 25, boulevard Pasteur, 42055 Saint-Étienne cedex 2, France
- [106] – Modular Femoral Tapered Revision Stems in Total Hip Arthroplasty
Benjamin M. Frye, MD†, Keith R. Berend, MD§, Michael J. Morris, MD§, Joanne B. Adams, BFA§, Adolph V. Lombardi, Jr., MD, FACS§
- [107] – BOHM P., BISCHEL O. Femoral revision with the Wagner SL stem. Evaluation of 129 revisions followed for a mean of 4.8 years. J Bone Joint Surg Am. 83-A : 1023–31. 2001
- [108] – BARRACK RL., BURNETT S. Preoperative planning for revision total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 87-A: 2800–11. 2005
- [109] – DE THOMASSON E., GUINGAND O., TERRACHER R., MAZEL C. Complications péri-opératoires après reprise de prothèse totale de hanche et leurs facteurs prédictifs: a propos d'une série continue de 181 interventions. Rev Chir Orthop 2001;87 :477–88.
- [110] – TERZI S., TONI A., et al. Intraopérative fracture of the femur in prosthetic hip replacement. Chir Organi Mov 1997; 82: 221–30.
- [111] – TONI A., CIARONI D., et al. Incidence of intraoperative femoral fracture. Straight stemmed versus anatomic cementless total hip arthroplasty. Acta Orthop Belg 1992; 60: 43–54.
- [112] – ZALZAL P., GANDHI R., et al. Fractures at the tip of long-stem prostheses used for revision hip arthroplasty. J Arthroplasty 2003; 18 (6): 741–5.

- [113] – MEEK RMD., GARBUZ DS., MASRI BA., et al. Intraopérative fracture of the femur in revision total hip arthroplasty with diaphyseal fitting stem. *J Bone Joint Surg Am.* 86–A; 3: 480–5. 2004.
- [114] – EGAN FJ., DI CESARE PE. Intraopérative complications of revision hip arthroplasty using a fully porous-coated straight cobalt-chrome femoral stem *J Arthroplasty* 1995; 10 (suppl 1): 45–51.
- [115] – ISSACK PS., GUERIN J., BUTLER A., et al. Intraoperative complications of revision hip arthroplasty using a porous-coated, distally slotted, fluted femoral stem. *Clin Orthop* 2004; 425 : 173–6.
- [116] – McINNIS D.P., HORNE J., et al. Femoral revision with a fluted, tapered, modular stem. Seventy patients followed for a mean of 3,9 years. *J Arthroplasty* 2006; 21 (vol 3): 372–80.
- [117] – Ruelle J. P.
Les trahisons du chirurgien – les fautes techniques.
Ann. Orthop. Ouest, 1983; 15: 110–111.
- [118] – Mc Beath A A, Foltz R. N.
Femoral component loosening after Total Hip Arthroplasty.
Clin. Orthop., 1979; 141: 66–70.
- [119] – Pellicci P M, Salvati E A, Robinson H.J.
Mechanical failures in total hip replacement requiring reoperation.
J. Bone Joint Surg., 1979; 61A: 28–36.
- [120] – Beckenbaugh R D, Ilstrup D M.
Total hip arthroplasty.
J. Bone Joint Surg., 1978; 60A: 306–313.

[121] – Fantino .O ; Tayot.O.

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

Elsevier Masson 2011.

[122] – Hutten, D.: Luxation et subluxation des prothèses totales e hanches. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, 55, 1996.

[123] – BONNOMET F., CLAVERT Ph., LAFFARGUE Ph, DUHAMEL A. Les résultats globaux et les complications. Symposium SOFCOT 1999. Rev Chir Orthop 2000; 86 (suppl 1) : 48–50.

[124] – Katz, R. P.; Callaghan, J. J.; Sullivan, P. M.; and Johnston, R. C.: Long-term results of revision total hip arthroplasty with improved cementing technique. J Bone Joint Surg Br, 79(2): 322–6, 1997.

[125] – ROCHE O., TURELL P., GOSELIN O. et al. L'enfoncement du pivot fémoral PFM-R est-il inéluctable? Recherche de facteurs prédictifs : a propos d'une étude rétrospective de 53 cas.

Communication 188, Rev Chir Orthop 2005 ; 91 (suppl vol 6) : 3S117–8.

[126] – ISACSON J., STARK A., WALLENSTEN R. The Wagner revision prosthesis consistently restores femoral bone structure. Int Orthop 24: 139–42. 2000.

[127] – BIRCHER HP., RIEDE U., LUEM M. The value of the Wagner SL revision prosthesis for bringing large femoral defects. Orthopäde 30 (5): 294–303. 2001.

[128] – KOLSTAD K., ABALBERTH G., MALLMIN H. et al. The Wagner revision stem for severe osteolysis: 31 hips followed for 1,5–5 years. Acta Orthop Scand 1996; 67: 541–4.

- [129] – MAHOMED N., SCHATZKER J., HEARN T. Biomechanical analysis of a distally interlocked press-fit femoral total hip prosthesis. *J Arthroplasty* 1993; 8: 129–32.
- [130] – BERRY DJ. Femoral revision: distal fixation with fluted, tapered grit-blasted stems *J Arthroplasty* 2002; 17 (4 suppl 1): 142–6.
- [131] – BOISGARD S., MOREAU P.E., TIXIER H., LEVAI J.P. Reconstruction osseuse, inégalité de longueur des membres inférieurs, taux de luxation de 52 prothèses de Wagner, en révision d'arthroplasties totales de hanche au recul moyen de 44 mois. *Rev Chir Orthop*, 2001, 87, 147–154.
- [132] – BOHM P., BISCHEL O. The use of tapered stems for femoral revision surgery. *Clin Orthop* 2004; 420: 148–59.
- [133] – GRUNIG R., MORSCHER E., OCHSNER PE. Three to 7 years results with the uncemented SL femoral revision prosthesis. *Arch Orthop Trauma Surg* 1997; 116: 187–9.
- [134] – WAGNER H. Revisionsprothese für das Hüftgelenk bei schwerem Knochenverlust (Revision prosthesis for the hip joint in severe bone loss). *Orthopäde*. 1987;16:295–300.
- [135] – DUJARDIN F., MAZIRT N. Régénération osseuse spontanée. Symposium SOFCOT 1999. *Rev Chir Orthop* 2000 ; 86 (suppl 1): 75–77.
- [136] – Courpied JP, Migaud H. Reprise fémorale dans les arthroplasties itératives aseptiques de la hanche. *Rev Chir Orthop* 2000 ; 86 (Suppl. 1) : 8–13.
- [137] – Della Valle CJ, Sporer SM, Jacobs JJ, Berger RA, Rosenberg AG, Paprosky WG. Preoperative testing for sepsis before revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2007 ; 22 : 90–3.

- [138] – Marmorat JL, Leymarie JB, Pirioo PH, Norton M, Judet T.
Reprise fémorale par tige cimentée et greffe morcelée compactée
: analyse de la migration fémorale. Rev Chir Orthop 2006 ;
92 : 125–32.
- [139] – Migaud H, Jardin C, Fontaine C, Pierchon F, D’Hernandez O,
Duquennoy A. Reconstruction fémorale des allogreffes spongieuses
impactées et protégées par un treillis métallique au cours
des révisions pour prothèse totale de hanche. Rev Chir Orthop
1997 ; 83 : 360–7.
- [140] – Nich C, Bizot P, Nizard R, Sedel L. Reconstruction fémorale par
céramique de phosphate de calcium macroporeuse impactée au
cours des reprises d’arthroplastie de hanche. Rev Chir Orthop
2006 ; 92 : 343–50.
- [141] – Mallory TH. Preparation of the proximal femur in cementless
total hip revision. Clin Orthop 1988 ; 235 : 47–60.
- [142] – Head WC, Emerson RH, Malinin TI. Structural bone grafting
for femoral reconstruction. Clin Orthop 1999 ; 369 : 223–9.
- [143] – Taylor JW, Rorabeck CH. Hip revision arthroplasty. Approach
to the femoral side. Clin Orthop 1999 ; 369 : 208–22.
- [144] – D’Antonio J, McCarthy JC, Bargar WL, Borden LS, Cappelo WN,
Collis DK et al. Classification of femoral abnormalities in total hip arthroplasty.
Clin Orthop 1993 ; 296 : 133–9.
- [145] – Barrack RL, Burnett. SJ. Preoperative planning for revision total
hip arthroplasty. J Bone Joint Surg 2005 ; 87 : 2800–11.
- [146] – Pak JH, Paprosky WG, Jablonski W, Lawrence M. Femoral strut allografts in
cementless revision total hip arthroplasty. Clin Orthop 1993 ; 295 : 172–8.

- [147] – Taylor JW, Rorabeck CH. Hip revision arthroplasty. Approach to the femoral side. Clin Orthop 1999 ; 369 : 208–22.
- [148] – Gross AE. Revision arthroplasty of the acetabulum with restoration of bone stock. Clin Orthop 1999 ; 369 : 198–207.
- [149] – Paprosky WG, Burnett RS. Assessment and classification of bone stock deficiency in revision total hip arthroplasty. Am J Orthop 2002 ; 31 : 459–64.
- [150] – Paprosky WG, Greidamus NV, Antoniou J. Minimum 10–years results of extensively porous–coated stems in revision arthroplasty. Clin Orthop 1999 ; 369 : 230–42.
- [151] – Bolognesi MP, Pietrobon R, Clifford PE, Vail TP. Comparison of a hydroxyapatite –coated sleeve and a porous –coated sleeve with a modular revision hip system. A prospective randomized study. J Bone Joint Surg Am 2004 ; 86 : 2720–5.
- [152] – Krishnamurthy AB, Mac Donald SJ, Paprosky WG. 5–13 years follow–up study on cementless femoral component in revision surgery. J Arthroplasty 1997 ; 12 : 839–47.
- [153] – Mardones R, Gonzalez C, Cabanela M, Trousdale R, Berry D. Extended femoral osteotomy for revision of hip arthroplasty : results and complications. J Arthroplasty 2005 ; 20 : 79–83.
- [153] – Paprosky WG, Magnus RE. Principles of bone grafting in revision total hip arthroplasty. Acetabular technique. Clin Orthop 1994 ; 298 : 147–55.
- [154] – Saleh KJ, Holtzman J, Gafni A, Salch I, Davis A, Resig S, Gross AE. 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 : 1040–4.

- [155] – Brubaker SM, Brown TE, Mihalko WM, Cui Q, Saleh KJ.
Treatment options and allograft use in revision total hip arthroplasty. The acetabulum. J Arthroplasty 2007 ; 22 : 52–6.
- [156] – Davis A, Schemitsch EH, Jeffrey GD, Saleh KJ, Davey R, Kreder HJ et al.
Classifying failed hip arthroplasty : generalizability of reliability and validity. Clin Orthop 2003 ; 415 : 171–9.
- [157] – Gozzard C, Blom A, Taylor A, Smith E, Learmonth I. A comparison of the reliability and validity of bone stock loss classification systems used for revision hip surgery. J Arthroplasty 2003 ;
18 : 638–42.
- [158] – Della Valle CJ, Paprosky WG. Classification and an algorithmic approach to the reconstruction of femoral deficiency in revision total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 2003 ; 85 (Supp 4) :
1–6.
- [159] – Della Valle CJ, Paprosky WG, The femur in revision total hip arthroplasty evaluation and classification. Clin Orthop 2004 ;
420 : 55–62.