

**UNIVERSITÉ DE NANTES**

---

**FACULTÉ DE MÉDECINE**

---

**Année 2014**

**Thèse N° 148**

**THÈSE**

Pour obtenir le

**DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN MÉDECINE**

Spécialité : CHIRURGIE GÉNÉRALE

Par

**Pierre-Marc XAVIER**

Né le 04/11/1983 à Nantes

---

Présentée et soutenue publiquement le 15/10/2014

---

**ÉTUDE ÉTIOPATHOGÉNIQUE DES FACTEURS DE RISQUE DE LUXATION.  
REVUE D'UNE SÉRIE CONTINUE DE 268 PROTHÈSES TOTALES DE HANCHE  
DE PREMIÈRE INTENTION.  
L'AUGMENTATION DU DIAMÈTRE DE LA TÊTE FÉMORALE  
DIMINUE-T-ELLE LE RISQUE DE LUXATION PRÉCOCE ?**

---

**Président :** Monsieur le Professeur François GOUIN

**Directeur de thèse :** M. le Docteur Denis WAAST

**JURY :**

M. le Professeur	N.PASSUTI
M. le Professeur	C.BONNARD
M. le Docteur	K.OUFROUKHI

# SOMMAIRE

<b>SOMMAIRE</b> .....	<b>2</b>
<b>LISTE DES FIGURES</b> .....	<b>4</b>
<b>LISTE DES TABLEAUX</b> .....	<b>5</b>
<b>ABRÉVIATIONS</b> .....	<b>6</b>
<b>INTRODUCTION</b> .....	<b>7</b>
<b>GÉNÉRALITÉS</b> .....	<b>8</b>
1. LA LUXATION .....	8
1.1. Généralités .....	8
1.2. Facteurs étiologiques .....	14
1.3. Évaluation para-clinique des implants .....	27
1.4. Relations hanche-rachis .....	28
2. LA PROBLÉMATIQUE.....	31
<b>MATÉRIEL ET MÉTHODES</b> .....	<b>33</b>
1. TYPE D'ÉTUDE.....	33
1.1. Critères d'inclusion .....	33
1.2. Critères d'exclusion .....	33
2. RECUEIL DES DONNÉES .....	33
2.1. Listing des patients .....	33
2.2. Éléments cliniques pré, per et péri-opérateurs .....	34
2.3. Éléments cliniques post-opérateurs.....	34
3. ANALYSE DES DONNÉES DU PATIENT.....	35
3.1. Pré-opérateurs .....	35
3.2. Pré et post-opérateurs.....	35
4. ANALYSE DES DONNÉES DE LA PROTHÈSE .....	36
4.1. Conditions techniques .....	36
4.2. La prothèse.....	37
5. ANALYSE DES SUITES POST-OPÉRATOIRES .....	39
5.1. Suites standards.....	39
5.2. Complications .....	40
6. ANALYSE DE LA LUXATION .....	40
6.1. Avant une éventuelle reprise chirurgicale.....	40
6.2. En cas de reprise chirurgicale .....	40
6.3. Après reprise chirurgicale .....	40
7. ANALYSE RADIOGRAPHIQUE .....	40
7.1. Incidences et conditions d'examen .....	40
7.2. Données au dernier recul.....	41
8. ANALYSE STATISTIQUE.....	44
<b>RÉSULTATS</b> .....	<b>45</b>
1. LA SÉRIE .....	45
1.1. Généralités .....	45
1.2. Genre et latéralité .....	45
1.3. Âge et anthropométrie.....	46
1.4. Étiologie.....	46
1.5. Terrain.....	46
1.6. Score de Devane, PMA et Charnley pré-opérateur.....	48

1.7.	La chirurgie et les suites .....	49
1.8.	Complications .....	52
1.9.	Résultats cliniques .....	53
1.10.	Résultats radiographiques .....	56
1.11.	Survie globale de l'intervention.....	57
2.	LE GROUPE LUXATION .....	58
2.1.	Généralités .....	58
2.2.	Genre et latéralité .....	58
2.3.	Âge et anthropométrie.....	58
2.4.	Étiologie .....	58
2.5.	Terrain.....	59
2.6.	Score de Devane, PMA et Charnley pré-opératoire.....	60
2.7.	La chirurgie et les suites .....	60
2.8.	Résultats cliniques .....	63
2.9.	Caractéristiques de la ou des luxations .....	64
2.10.	Reprise chirurgicale à ciel ouvert .....	66
2.11.	Résultats radiographiques .....	67
3.	COMPARAISON DE LA SÉRIE « ANNÉE 2009 » <i>VERSUS</i> « ANNÉE 2010 ».....	68
3.1.	Série « année 2009 » .....	68
3.2.	Série « année 2010 » .....	68
4.	COMPARAISON DE LA SÉRIE « LUXATION » <i>VERSUS</i> « ABSENCE DE LUXATION » .....	69
4.1.	Analyse bivariée.....	69
4.2.	Analyse multivariée .....	70
	<b>DISCUSSION .....</b>	<b>71</b>
1	DE LA METHODE.....	72
1.1.	Généralités .....	72
1.2.	Analyse clinique.....	72
1.3.	Analyse des données de la prothèse totale de hanche .....	72
1.4.	Analyse statistique .....	74
2	DES RÉSULTATS.....	74
2.1.	Données épidémiologiques .....	74
2.2.	La chirurgie .....	75
2.3.	Résultats cliniques .....	76
2.4.	Complications .....	77
2.5.	Résultats radiographiques .....	79
2.6.	Résultats statistiques .....	79
3	DES TECHNIQUES DE STABILISATION PROTHÉTIQUE EN PREMIÈRE INTENTION .....	80
3.1.	Têtes de grand diamètre .....	80
3.2.	Cupules double mobilité .....	88
4	SYNTHÈSE .....	90
5	RECOMMANDATIONS.....	91
	<b>CONCLUSION.....</b>	<b>95</b>
	<b>BIBLIOGRAPHIE .....</b>	<b>96</b>

## LISTE DES FIGURES

- Figure 1. Effet came dû à un contact col-cupule.
- Figure 2. Décoaptation des pièces prothétiques.
- Figure 3. A : La réparation du plan postérieur limite la rotation interne et coapte les deux pièces ; B : L'absence de réparation du plan postérieur augmente l'amplitude de la rotation interne et ne peut s'opposer à la luxation.
- Figure 4. Espace mort péri-céphalique.
- Figure 5. Offset et inset de la cupule.
- Figure 6. Relation entre le débattement prothétique et le ratio tête-col.
- Figure 7. Schématisation de la « jumping distance ».
- Figure 8. Variation positionnelle du bassin induite par la position debout.
- Figure 9. Variation positionnelle du bassin induite par la position assise.
- Figure 10. Cotyle trop couché risquant d'entraîner un conflit antérieur lors du passage en position assise.
- Figure 11. Cotyle trop vertical risquant d'entraîner un conflit postérieur lors du pas postérieur.
- Figure 12. Calcul de l'angle d'inclinaison de la cupule.
- Figure 13. Classification de l'axe de la tige.
- Figure 14. Zones de Gruen, DeLee et Charnley.
- Figure 15. Classification de Brooker.
- Figure 16. Calcul de l'ILMI.
- Figure 17. Score ASA pré-opératoire.
- Figure 18. Score de Devane pré-opératoire.
- Figure 19. Score de Charnley pré-opératoire.
- Figure 20. Répartition des diamètres de la cupule.
- Figure 21. Répartition des diamètres de la tête.
- Figure 22. Répartition des longueurs de cols.
- Figure 23. Répartition du geste de fermeture.
- Figure 24. Score de Devane post-opératoire.
- Figure 25. Score de Charnley post-opératoire.
- Figure 26. Répartition des angles d'inclinaisons des cupules.
- Figure 27. Score ASA pré-opératoire.
- Figure 28. Répartition des diamètres de la tête.
- Figure 29. Répartition du testing.
- Figure 30. Répartition du geste de fermeture.
- Figure 31. Score de Devane post-opératoire.
- Figure 32. Score de Charnley post-opératoire.
- Figure 33. Variation de la « jumping distance » en fonction de l'inclinaison de la cupule.
- Figure 34. Variation de la « jumping distance » en fonction de l'offset de la cupule.
- Figure 35. Variation de l'offset de la cupule en fonction du diamètre de la tête.

# LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1. Genre et latéralité.

Tableau 2. Âge et anthropométrie.

Tableau 3. Indications des PTH.

Tableau 4. Antécédents chirurgicaux avant la PTH.

Tableau 5. Score PMA pré-opératoire.

Tableau 6. Recul clinique moyen.

Tableau 7. Score PMA post-opératoire.

Tableau 8. Score PMA post-opératoire.

Tableau 9. Analyse bivariée (variables testées significatives).

Tableau 10. Analyse multivariée.

Tableau 11. Comparaison des données épidémiologiques de la série avec la littérature.

Tableau 12. Comparaison des caractéristiques chirurgicales de la série avec la littérature.

Tableau 13. Comparaison du score de Devane pré-opératoire et au dernier recul.

Tableau 14. Comparaison du score de Charnley pré-opératoire et au dernier recul.

Tableau 15. Comparaison des complications per-opératoires de la série avec la littérature.

Tableau 16. Comparaison de la répartition des étiologies ayant conduit à une reprise chirurgicale à ciel ouvert de la série avec la littérature.

# ABRÉVIATIONS

ARMD : Adverse Reactions to Metallic Debris.

ASA : American Society of Anesthesiologists.

CHU : Centre Hospitalo-Universitaire.

cm : centimètre.

HAS : Haute Autorité de Santé.

ILMI : Inégalité de Longueur des Membres Inférieurs.

IMC : Indice de Masse Corporel.

Kg : Kilogramme.

m : mètre.

Mrads : mégarads.

µm : micromètre.

mm : millimètre.

NR : Non Renseigné.

PE : Polyéthylène.

PMA : Postel Merle d'Aubigné.

PTH : Prothèse Totale de Hanche.

SOFCOT : Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique.

TDM : Tomodensitométrie.

# INTRODUCTION

La luxation dans les suites d'une arthroplastie totale de hanche de première intention représente la première cause de reprise chirurgicale précoce (1)(2) et la deuxième cause de reprise chirurgicale (3)(4), après le descellement aseptique, par la suite. Son incidence varie selon les auteurs de l'ordre de 0,5% à 10% en première intention (5)(6) et progresse de 10% à 25% en cas de reprise (7)(8). Cette complication majeure en termes de morbidité pour le patient et de coût pour la santé, puisqu'elle induit à elle seule un surcoût moyen de 70% (9), requiert donc toute notre attention.

De nombreux facteurs influencent le risque de luxation et peuvent être classés en trois types principaux : les facteurs liés aux patients, à la technique chirurgicale et à l'implant.

Bien que la luxation demeure un problème multifactoriel, il est parfaitement admis que la stabilité prothétique augmente proportionnellement avec le diamètre de la tête fémorale (10). Ainsi, les têtes de grand diamètre ( $\geq 36$  mm), de part une augmentation du *ratio* tête-col se traduisant par un plus grand débattement prothétique (retardant un effet came par contact entre le col et la cupule), combinée une augmentation de la distance nécessaire avant que la tête ne se luxe (« jumping distance »), procurent une meilleure résistance à la luxation.

L'émergence des nouveaux couples de frottement a permis l'évolution vers de plus grands diamètres de têtes fémorales offrant ainsi une solution attractive au problème de luxation. De nombreuses études (11)(12)(13) ont clairement démontré leurs bénéfices cliniques en termes de stabilité et ceci jusqu'à 38 mm (14).

Également confrontés à cette complication et au vu des données fournies par la littérature, une augmentation du diamètre de la tête fémorale, en conservant un couple de frottement céramique/polyéthylène (PE) hautement réticulé, a été réalisée dans le service d'orthopédie du Centre Hospitalo-Universitaire (CHU) de Nantes.

L'objectif de cette étude a été d'évaluer si l'augmentation du diamètre de la tête fémorale permettait de réduire le risque de luxation précoce en première intention. Cette étude s'est également attachée à analyser les autres facteurs de risque de luxation suspectés ou reconnus dans la littérature afin de dégager les facteurs prépondérants permettant la mise en place de mesures préventives et correctives adaptées, sous la forme de recommandations applicables dans le service.

# GÉNÉRALITÉS

## 1. LA LUXATION

### 1.1. Généralités

#### 1.1.1. Définition

La luxation dans les suites d'une prothèse totale de hanche (PTH) se définit par la perte de contact totale et permanente des surfaces prothétiques.

#### 1.1.2. Diagnostic

Le bilan initial d'une luxation comprend un bilan clinique et radiographique avec une radiographie du bassin de face et de hanche de profil.

#### 1.1.3. Classifications

##### *1.1.3.1. En fonction des circonstances déclenchantes de la luxation*

On distingue :

- **Les luxations positionnelles**  
Survenant dans les suites d'un geste de la vie quotidienne (en position accroupie, relever d'une position assise, laçage des chaussures...).
- **Les luxations traumatiques**  
Survenant dans les suites d'un choc violent (accident de la voie publique, chute...).

##### *1.1.3.2. En fonction de la date de survenue de la luxation*

On distingue :

- **Les luxations précoces**  
Survenant dans les 3 mois post-opératoires pour la majorité des auteurs (15)(16)(17)(18)(19).

Elles sont de loin les plus fréquentes et représentent 50 à 70% des luxations (20). Elles sont liées au défaut de cicatrisation des parties molles, une diminution du tonus musculaire post-opératoire, une diminution de la proprioception post-opératoire et à l'épanchement articulaire post-opératoire.

- **Les luxations secondaires**

Survenant entre le quatrième mois et 5 ans post-opératoires.

Elles sont moins fréquentes et représentent 15 à 20% des luxations (20). Elles sont liées à la récupération des mobilités articulaires lors de la reprise des activités du patient et peuvent être provoquées par une erreur de positionnement des pièces prothétiques.

- **Les luxations tardives**

Survenant au-delà de 5 ans post-opératoires.

Leurs fréquences varient considérablement selon les auteurs et représentent 0,4 (21) à 32% (22) des luxations. Elles sont liées à l'usure et au descellement des pièces prothétiques. Certains auteurs expliquent les subluxations tardives par une distension progressive de la néo-capsule, secondaires à l'inflammation que provoquent les débris d'usure (21)(23).

#### *1.1.3.3. En fonction de la direction de la luxation*

- **Les luxations antérieures**

Elles se manifestent par :

Un mouvement luxant en extension, rotation externe / une attitude vicieuse du membre inférieur en rotation externe / une position antérieure de la tête fémorale sur la radiographie de hanche de profil / une reproduction de l'instabilité antérieure en extension rotation externe lors du testing de la hanche sous anesthésie générale.

- **Les luxations postérieures**

Elles se manifestent par :

Un mouvement luxant en flexion, adduction, rotation interne / une attitude vicieuse du membre inférieur en rotation interne / une position postérieure de la tête fémorale sur la radiographie de hanche de profil / une reproduction de l'instabilité postérieure en flexion rotation interne lors du testing de la hanche sous anesthésie générale.

Les luxations postérieures représentent la majorité des luxations du fait d'une utilisation prédominante de la hanche en flexion, adduction et rotation interne pour les gestes de la vie quotidienne avec 61% (24), 78% (21) voire 100% (25) des cas selon certains auteurs.

La voie d'abord est un facteur déterminant pour la direction de la luxation. En effet, la luxation se produit plus facilement du côté où les parties molles ont été fragilisées par l'abord chirurgical.

Selon certains auteurs (26), en cas d'abord postérieur, la direction de la luxation est postérieure dans 77% des cas, antérieure dans 3% des cas et supérieure dans 20% des cas. En cas d'abord antérieur la direction de la luxation est postérieure dans 46% des cas, antérieure dans 46% des cas et supérieure dans 8% des cas. Enfin, en cas d'abord transtrochantérien, la direction de la luxation présente des chiffres intermédiaires aux deux voies précédentes avec

une luxation qui est postérieure dans 54% des cas, antérieure dans 19% des cas et supérieure dans 27% des cas.

Les luxations multidirectionnelles sont peu fréquentes et sont principalement décrites chez des patients présentant un long passé d'instabilité et/ou de graves altérations des parties molles et de l'appareil abducteur.

#### *1.1.3.4. En fonction des facteurs étiologiques (27)(28)*

- **Les luxations par malposition**

Elles sont dues à un mauvais positionnement des pièces prothétiques, principalement liée à la pièce cotyloïdienne et plus rarement à la pièce fémorale.

- **Les luxations par dé-coaptation**

Elles sont dues à l'affaiblissement des muscles péri articulaires, principalement le moyen fessier, mais également les pelvis-trochantériens, ainsi que l'excision capsulaire. Ces deux facteurs sont souvent intriqués.

#### **1.1.4. Épidémiologie**

L'incidence de la luxation après une PTH de première intention varie considérablement dans la littérature. Les chiffres varient de 0,6% (29) à 4,8% (30) pour les plus grandes séries et de 1,9% (31) à 2,25% (15) pour les méta-analyses.

Cette incidence est probablement sous-estimée pour plusieurs raisons : séries comportant de nombreux patients perdus de vue, séries comportant un recul insuffisant et séries ne prenant pas en compte les luxations traumatiques et subluxations chroniques pour les luxations secondaires et tardives.

En effet, certains auteurs mettent en évidence cette sous-évaluation pour les luxations secondaires et tardives avec une incidence pour les luxations secondaires au-delà de 2 ans de 26% (32) et tardives au-delà de 5 ans pouvant atteindre jusqu'à 32% (22). Au final, un taux de 3% est communément admis dans la littérature.

La luxation représente la deuxième cause de reprise chirurgicale après le descellement aseptique :

- D'après le rapport annuel de 2010 du registre suédois (3), la luxation représente 8,7% des reprises chirurgicales, soit la deuxième cause de reprise après le descellement aseptique qui représente 72,6% des reprises chirurgicales et devant l'infection qui représente 7,8% des reprises chirurgicales.
- D'après le registre néo-zélandais de 2010 (4) et australien de 2011 (33), la luxation est également la deuxième cause de reprise chirurgicale après le descellement aseptique.
- D'après le rapport annuel de 2012 du registre britannique (34), la luxation est en troisième position après le descellement aseptique et la douleur.

- D'après la série de la SOFCOT publiée en 2013 (35), la luxation est en cinquième position après le descellement aseptique, la fracture péri-prothétique, l'infection et l'usure et/ou l'ostéolyse.

La luxation représente la première cause de reprise chirurgicale précoce :

- D'après une étude épidémiologique américaine de 2009 (1) analysant les causes de reprise chirurgicale au cours des deux premières années, la luxation représente 22,5% des reprises chirurgicales, soit la première cause de reprise chirurgicale devant le descellement aseptique qui représente 19,7% des reprises chirurgicales et devant l'infection qui représente 14,8% des reprises chirurgicales.
- D'après le registre néo-zélandais de 2010 (4), australien de 2011 (33) ainsi que le rapport annuel de 2013 du registre britannique (2), la luxation est le premier motif de reprise chirurgicale au cours de la première année.

### **1.1.5. Histoire naturelle**

- **Risque d'un premier épisode**

Il est particulièrement élevé au cours des premiers mois post-opératoires puis diminue une fois passé le cap de la première année. Le risque cumulé progresse au fil du temps, à raison de 1% tous les 5 ans au-delà de la première année post-opératoire et de 7% tous les 5 ans au-delà de 25 ans post-opératoires (30).

Ainsi, environ la moitié des premières luxations se produit au cours des quatre premières semaines, 60% au cours des trois premiers mois post-opératoires, 75% au cours de la première année post-opératoire, et 25% au-delà de la première année post-opératoire (36)(26)(37).

- **Risque de récurrence**

Suite à un premier épisode traité orthopédiquement, le risque de récurrence augmente considérablement et varie de 16 à 60%. Parmi les patients ayant récidivé, 26 à 51% nécessiteront un traitement chirurgical (38)(39)(40).

La précocité de la première luxation semble être un facteur de risque de récurrence (38).

Les luxations tardives semblent avoir un moins bon pronostic concernant le risque de récurrence (22)(26).

Ainsi, en dehors d'une malposition évidente des implants, d'une irréductibilité de la luxation, ou d'un déplacement significatif du grand trochanter, le traitement chirurgical sera envisagé à partir de la deuxième ou la troisième luxation et d'autant plus qu'elle(s) survient(surviennent) rapidement après le premier épisode (15)(20)(41)(42)(43).

### 1.1.6. Mécanismes

Deux mécanismes principaux entrent en jeu dans la genèse d'une luxation. D'une part, l'effet came et d'autre part la décoaptation articulaire.

- **Effet came**

Il correspond à un contact anormal venant perturber le débattement prothétique lors d'un mouvement, à savoir un déplacement angulaire dans le cadre de la PTH.

**Le contact col-cupule** correspond à la principale cause de luxation par effet came.

Il survient dès que l'amplitude articulaire dépasse celle du débattement prothétique. Le débattement prothétique se heurte alors à un contact entre le col fémoral et le rebord cotyloïdien. Ce contact anormal soulève la tête prothétique de son logement dans la cupule par un effet de levier et expose à la luxation en cas de poursuite du mouvement au-delà de ce contact.

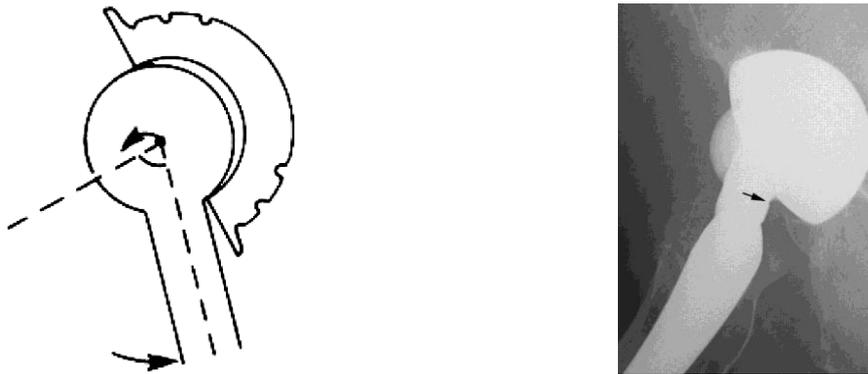


Figure 1. Effet came dû à un contact col-cupule.

**D'autres contacts** peuvent provoquer une luxation par effet came :

- Entre le col et des ostéophytes ou des fragments de ciment débordant de la cupule.
- Entre le col et des parties molles antérieures hypertrophiques (capsule antérieure) ou ossifiées.
- Entre la métaphyse fémorale et le bassin, lorsqu'une médialisation du fémur la rapproche trop de l'ischion en rotation externe, ou de la branche ilio-pubienne en rotation interne. On parle alors d'impingement osseux.

- **Décoaptation articulaire**

Elle correspond à une subluxation inférieure de la tête prothétique liée au poids du membre en position verticale lors de la phase oscillante du pas. Ces subluxations de la tête prothétique exposent à la luxation si un mouvement de rotation et/ou de flexion extension se produit avant

qu'elle n'ait regagné sa place dans la cupule prothétique (44). De tels mouvements surviennent surtout lors des changements de position ou de direction.



Figure 2. Décoaptation des pièces prothétiques.

La décoaptation des pièces prothétiques est favorisée par la faiblesse musculaire et capsulaire, par la détente musculaire ainsi que l'épanchement intra-articulaire.

L'épanchement intra-articulaire est lié au saignement post opératoire.

La faiblesse musculaire et capsulaire peut être due à certaines pathologies (polyarthrite rhumatoïde), au grand âge, à la sous utilisation pendant la période pré-opératoire (45)(46)(27) et au traumatisme opératoire surtout lorsqu'il est répété (28)(44).

La détente musculaire est liée à un défaut de reconstruction articulaire en rapport avec une technique chirurgicale imparfaite. L'ascension et la médialisation du grand trochanter entraînent une détente des muscles fessiers. Elles peuvent être induites par une ascension du cotyle, à une médialisation fémorale ou acétabulaire, une coupe fémorale excessive et à une pseudarthrose trochantérienne lâche.

**L'ascension du cotyle** est fréquemment associée à une médialisation. Elle provoque une ascension et une médialisation du grand trochanter à l'origine d'une détente des fessiers si elle n'est pas compensée par un allongement du col fémoral (47)(48). De plus, elle rapproche le fémur du bassin avec un risque d'impingement osseux (47).

**La médialisation fémorale** a été décrite et incriminée par de nombreux auteurs (49)(46)(50). Elle peut être liée à l'utilisation de prothèse à angles cervicocéphaliques supérieurs au fémur natif, mais aussi plus rarement à l'implantation en *valgus* de la pièce fémorale (46).

**La médialisation acétabulaire** a les mêmes conséquences. En effet, l'ablation d'importants ostéophytes de l'arrière-fond voire l'effraction de celui-ci lors d'un fraisage trop agressif expose à une médialisation du centre de rotation de la hanche et par conséquent à une médialisation d'autant du fémur. En cas de médialisation supérieure à 1 cm, une détente importante des fessiers est provoquée (51). Plusieurs solutions s'offrent à l'opérateur pour traiter cette médialisation :

- L'utilisation d'un col prothétique long permettant une retente des fessiers mais au prix d'un rallongement du membre inférieur.
- L'utilisation de prothèses latéralisantes ou varisantes permettent une retente des fessiers mais au prix d'une augmentation du bras de levier des forces varisantes transmises à la pièce fémorale et d'un risque pour sa fixation.
- L'ostéotomie trochantérienne avec abaissement et surtout latéralisation du grand trochanter permettant une retente des fessiers au prorata de cette médialisation.

**Une coupe fémorale excessive et la pseudarthrose trochantérienne lâche**, par le biais d'une ascension associée à une médialisation du grand trochanter, constituent des causes évidentes de détente musculaire.

## 1.2. Facteurs étiologiques

De nombreux facteurs sont incriminés dans la genèse de la luxation d'une PTH. Ces facteurs, lorsqu'ils sont cumulés chez un même patient, constituent à l'évidence un risque relatif majeur de luxation. L'enquête étiologique s'attachera à rechercher l'ensemble de ces facteurs afin de traiter au mieux cette luxation ou la prévenir.

### 1.2.1. Facteurs liés aux patients

- **Âge**

L'analyse de la littérature indique qu'un âge avancé est associé à une augmentation significative du risque de luxation, notamment chez le patient âgé de plus de 80 ans (52)(53)(54)(55). Cependant une corrélation entre l'âge et le taux de luxation n'a pas été démontrée à ce jour (56)(19). Une plus grande faiblesse musculaire, les comorbidités associées et l'incapacité à respecter les recommandations post-opératoires en sont probablement les causes.

- **Sexe**

Historiquement, l'analyse de la littérature suggère que le risque de luxation est significativement plus élevé chez la femme (36)(26)(57). Cependant, ces données ne sont pas retrouvées dans des études plus récentes (17)(19) en dehors d'un risque de luxation tardive plus élevé chez la femme âgée (30). Une plus grande faiblesse musculaire ainsi qu'une plus grande mobilité sont traditionnellement évoquées.

Il est à noter que l'antéversion naturelle moyenne du cotyle de la femme est supérieure à celui de l'homme ( $21,3^\circ \pm 7,1^\circ$  vs  $18,5^\circ \pm 5,8^\circ$ ). Une prise de conscience de cette différence anatomique conduisant à une implantation adaptée des pièces prothétiques peut aider à réduire l'incidence relativement plus élevée des luxations chez la femme (58).

- **Poids**

L'association entre obésité et risque de luxation n'a pas été clairement démontrée dans la littérature (17)(19). Cependant, certains auteurs montrent un risque significatif de luxation deux à trois fois plus élevé chez le patient obèse ( $IMC \geq 30\text{kg/m}^2$ ), avec un risque plus marqué chez la femme obèse (59)(60). D'autres auteurs montrent un risque significatif de luxation augmentant proportionnellement à l'IMC (61).

Une plus grande faiblesse musculaire, l'hypertrophie des parties molles favorisant les effets cames ainsi que le mauvais positionnement des pièces prothétiques lié aux difficultés d'installation et d'exposition en sont probablement les causes. En revanche, une plus faible mobilité liée à l'encombrement des parties molles ainsi qu'un plus faible niveau d'activité sont des facteurs protecteurs.

D'autre part, une insuffisance pondérale ( $IMC < 18,5\text{kg/m}^2$ ) semble également être un facteur de risque de luxation (62). Une plus grande faiblesse musculaire ainsi que les comorbidités associées à cette population en sont probablement les causes.

- **Etiologies**

L'analyse de la littérature diverge en ce qui concerne une association entre le risque de luxation et le diagnostic ayant conduit à la réalisation de l'arthroplastie totale. Selon certains auteurs, aucune corrélation significative concernant ce risque n'a pu être mise en évidence (15)(17)(19). D'autres auteurs ont suggéré qu'un secteur de mobilité particulièrement conservé avant (63) ou après (64) réalisation de l'arthroplastie totale pouvait constituer un facteur de risque de luxation.

**La coxarthrose primitive** constitue la grande majorité des diagnostics ayant conduit à la réalisation de l'arthroplastie totale. Ainsi, la majeure partie de la littérature concernant les complications de l'arthroplastie totale et de leurs facteurs prédictifs est fondée sur cette population. La coxarthrose primitive sert donc de référence à laquelle les autres diagnostics sont comparés.

**Les fractures du col fémoral récentes** exposent à un risque de luxation plus élevé dans l'ensemble des séries publiées, qui varie de 8 à 18%, avec une moyenne de 10% (64). Une grande mobilité, le grand âge ainsi que les comorbidités associées en sont probablement les causes (55).

**Les ostéonécroses de tête fémorale** exposent à un risque de luxation plus élevé selon certains auteurs (65)(28)(31). L'étiologie éthylique, une récupération d'une importante mobilité et d'une importante activité liée au jeune âge peuvent en être les causes.

**La polyarthrite rhumatoïde** expose à un risque de luxation plus élevé selon une méta-analyse récente bien que ses auteurs estiment que des recherches complémentaires soient nécessaires pour confirmer ces constatations (66). Une faiblesse musculaire et capsulaire liée à une moins bonne qualité des tissus mous peut en être la cause.

Enfin, la **maladie luxante de hanche** expose à un risque de luxation plus élevé selon d'autres auteurs avec des chiffres avoisinant 8% (26)(67). Une malposition des pièces prothétiques liée aux difficultés chirurgicales peut être incriminée.

- **Comorbidités**

Différents troubles neurologiques sont à l'origine d'un risque accru de luxation reconnu dans la littérature (36)(17)(19)(46)(68)(69)(70) :

Les troubles neuropsychiques tels que la confusion post-opératoire, la démence, les troubles psychotiques, le retard mental.

Les troubles neuromusculaires tels que l'hémiplégie séquellaire d'un accident vasculaire cérébral, la spasticité, les paralysies radiculaires, l'épilepsie, la maladie de Parkinson.

Les troubles neurotoxiques tels que la consommation excessive d'alcool, la toxicomanie.

L'utilisation d'implants spécifiques et/ou d'une contention post-opératoire est fortement recommandée pour ce type de patients (69)(71)(72). Un plus grand risque de chute, une faiblesse ou un déséquilibre musculaire, une incapacité à respecter les recommandations post-opératoires en sont probablement les causes.

- **Le score ASA**

Il a été mis au point par la société américaine des anesthésistes. Il permet une évaluation de l'état de santé pré-opératoire du patient. Selon certains auteurs, un score ASA  $\geq$  à 3 expose à un risque de luxation accru et devrait donc faire partie de l'évaluation pré-opératoire du patient (55)(73)(74). Une augmentation du nombre de comorbidités lorsque le score ASA s'élève en est probablement la cause.

- **Autres facteurs**

L'éducation thérapeutique pré-opératoire sensibilisant les patients aux recommandations telles que ne pas croiser les jambes, ne pas fléchir la hanche  $> 90^\circ$ , limiter les rotations au cours des trois premiers mois post-opératoires réduit de façon significative le risque de luxation précoce (75).

## **1.2.2. Facteurs liés à la technique chirurgicale**

### *1.2.2.1. Antécédent chirurgical*

**Un antécédent chirurgical local** au niveau de la hanche expose à un risque de luxation plus élevé selon certains auteurs avec des chiffres avoisinant 5% (26)(46) et tout particulièrement dans les séquelles de fracture opérées à plusieurs reprises avec des chiffres pouvant atteindre 22% (26).

**Les reprises de PTH** exposent encore plus à un risque de luxation avec des chiffres s'élevant entre 8% et 20% (7)(26)(46). La cause de reprise de PTH exposant le plus au risque de luxation est étonnamment l'instabilité elle-même avec des chiffres avoisinant 25% (44)(26). Ce taux d'échec est à garder à l'esprit lorsque l'on prend en charge une instabilité prothétique.

#### 1.2.2.2. Voie d'abord

Les voies d'abord permettant l'implantation d'une PTH sont nombreuses. Elles peuvent être regroupées en quatre familles : antérieures pures (Hueter et dérivées), antéro-externes (Watson-Jones, Hardinge et dérivées), externes pures (Ollier, Gibson, et trochantérotomies dérivées) et postéro-externe (Moore). L'analyse de la littérature est extrêmement riche à ce sujet et laisse perplexe tant les facteurs à prendre en compte sont multiples et contradictoires.

D'après une méta-analyse comportant 13 203 prothèses provenant de 14 séries sélectionnées sur un total de 260, les taux de luxation pour chacune des voies d'abord étaient les suivants : 3,23% pour la voie postéro-externe (3,95% sans réparation du plan postérieur et 2,03% avec réparation du plan postérieur), 1,27% pour la voie transtrochantérienne, 2,18% pour la voie antéro-latérale et 0,55% pour les voies transglutéales (76).

- **Voie antérieure**

Elle est associée à un risque de luxation particulièrement faible avec des chiffres variant de 0,6 à 2,3% (41)(26). Son grand mérite est de ne comporter aucune section musculaire permettant une récupération fonctionnelle précoce. La hanche étant luxée par en avant, le risque principal est l'antéversion excessive de la cupule. Une plus longue courbe d'apprentissage ainsi que la nécessité de maîtriser la table orthopédique en limite probablement sa diffusion.

- **Voies antéro-externes**

Elles sont associées à un risque de luxation systématiquement inférieur lorsqu'elles sont comparées à la voie postéro-externe avec des chiffres variant respectivement de 1,3 contre 4% et de 2,2 contre 9,5%. Une conservation de l'intégrité du plan postérieur par cet abord explique probablement cette différence. En effet, lors de la rotation interne de hanche, il existe une mise en tension du plan postérieur qui vient coapter les pièces prothétiques, s'opposant ainsi au risque de luxation postérieure.

Ces voies d'abord regroupent la voie de Watson-Jones passant en avant du moyen fessier et la voie de Hardinge désinsérant la partie antérieure du moyen fessier et du vaste externe. Les voies antéro-externes sont excellentes lorsque seul le facteur stabilité est pris en compte et ont en outre l'avantage d'éviter les inconvénients de la trochantérotomie. Cependant, le risque d'atteinte du nerf fessier supérieur qu'il faut impérativement préserver, une fragilisation plus ou moins importante du muscle moyen fessier ainsi qu'une moins bonne exposition notamment de la partie postérieure de l'*acétabulum* sont des inconvénients fréquemment invoqués par les opposants de ces voies d'abord.

- **Voie transtrochantérienne**

Elle représente une voie de prédilection dans les cas difficiles en procurant la meilleure exposition tout en respectant les muscles péri-articulaires. De plus, le repositionnement du grand trochanter en aval de son emplacement en fin d'intervention permet la retente des muscles fessiers en cas de médialisation du fémur et/ou du cotyle améliorant ainsi la stabilité de la prothèse sans allongement du membre inférieur. Enfin, le repositionnement du grand trochanter légèrement en arrière de son emplacement en fin d'intervention permet la correction d'attitudes vicieuses en rotation externe sans section du plan postérieur rétracté. Cependant, la trochantérotomie détache les muscles moyens et petits fessiers indispensables à la stabilité de la hanche. Une parfaite consolidation du grand trochanter est donc requise au prix d'une décharge du membre inférieur de l'ordre de six semaines et d'une fixation solide.

La pseudarthrose du grand trochanter représente le principal risque de cette voie d'abord. Son incidence varie de 1,8 à 4,9% dans les arthroplasties totales de première intention et de 4 à 6% en cas de reprise chirurgicale.

La pseudarthrose du grand trochanter favorise le risque de luxation par perte de la fonction stabilisatrice des muscles fessiers. Il faut néanmoins distinguer les pseudarthroses serrées autorisant l'action des muscles fessiers, des pseudarthroses lâches qui sont les plus à risque de luxation. Ainsi, une pseudarthrose trochantérienne lâche avec ascension du grand trochanter supérieure à 2 cm représente un risque majeur de luxation selon de nombreux auteurs.

- **Voie postéro-externe**

Elle est associée à un risque de luxation fréquemment élevé avec des chiffres variant de 4% à 9,5% pour de nombreux auteurs (77)(6) et de 1,1% à 3% pour d'autres, moins nombreux (25)(8). Ces chiffres sont difficiles à interpréter tant le type de prothèse et le type de réparation du plan postérieur diffèrent. Néanmoins, l'ensemble des séries publiées montre un risque de luxation supérieur pour cette voie d'abord comparativement aux autres voies même si certaines font exception.

De nombreux facteurs peuvent être mis en cause pour expliquer la survenue d'une luxation postérieure par cette voie d'abord :

- Une prédominance d'utilisation de la hanche en flexion, adduction et rotation interne pour les gestes de la vie quotidienne.
- Une tendance à l'augmentation de l'antéversion des pièces prothétiques, notamment de la pièce cotyloïdienne par crainte de la luxation postérieure.
- Une exposition insuffisante favorisant les malpositions prothétiques avec un fréquent défaut d'antéversion de la pièce cotyloïdienne voire fémorale. Cependant, une section du tendon terminal du muscle grand fessier à 0.5 cm de son insertion fémorale permet une translation antérieure du fémur et offre ainsi une meilleure exposition du cotyle dans les cas difficiles. Le tendon terminal du muscle grand fessier sera solidement fixé en fin d'intervention.

- Une fragilisation du plan postérieur (capsule postérieure et muscles pelvi-trochantériens) par défaut de cicatrisation voire absence de réparation de celui-ci entraînant un déséquilibre de la balance musculaire entre rotateurs externes et internes et par conséquent une augmentation de l'amplitude de rotation interne.

Il existe certains artifices techniques facilitant la réparation du plan postérieur :

- Une désinsertion du plan postérieur au contact de l'os au niveau de la zone d'insertion trochantérienne afin d'en conserver la plus grande longueur possible aidant ainsi sa réinsertion en fin d'intervention.
- Une désinsertion du plan postérieur en emportant une barrette osseuse trochantérienne correspondant à sa zone d'insertion. Cette barrette osseuse trochantérienne sera solidement fixée en fin d'intervention. Le principal inconvénient est une fragilisation de la portion tendineuse la plus résistante du moyen fessier qui s'insère sur la partie supérieure de cette barrette osseuse trochantérienne.

La réparation du plan postérieur permet une diminution du risque de luxation selon de nombreux auteurs :

- D'après une étude cadavérique (78), la mise en place d'une arthroplastie totale de hanche par voie postérieure sans réparation du plan postérieur entraîne une importante diminution de la résistance à la rotation interne de hanche. Une réparation unique du muscle piriforme n'entraîne pas d'amélioration de cette résistance tandis qu'une réparation complète du plan postérieur (capsule postérieure et muscles pelvi-trochantériens) entraîne une résistance à la rotation interne de hanche se rapprochant d'une hanche saine.
- D'autres études (67)(79) ont montré une diminution significative du risque de luxation passant respectivement de 6,3 à 3,8% et de 7,5 à 1% lorsqu'une réparation complète du plan postérieur a été effectuée.
- Une méta-analyse (76) a montré une diminution significative du risque de luxation passant de 3,95 à 2,03% lorsqu'une réparation complète du plan postérieur a été effectuée.

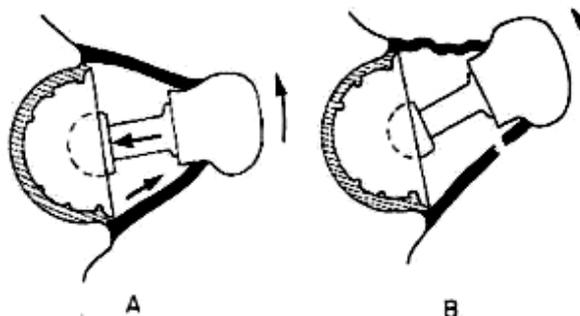


Figure 3. A : La réparation du plan postérieur limite la rotation interne et coapte les deux pièces ; B : L'absence de réparation du plan postérieur augmente l'amplitude de la rotation interne et ne peut s'opposer à la luxation.

Cependant, la réparation du plan postérieur est parfois difficile voire impossible notamment lorsque le plan postérieur est de longueur insuffisante (enraidissement de la hanche en rotation externe, protrusion acétabulaire) ou de mauvaise qualité (polyarthrite rhumatoïde, grand âge). Certains auteurs (67) suggèrent la réalisation d'une ténodèse du *fascia lata* au grand trochanter en abduction et rotation externe dans de tels cas.

### 1.2.2.3. Orientation des implants

Il s'agit d'un facteur déterminant pour la stabilité de la prothèse. Le cône de mobilité de la prothèse est déterminé principalement par le positionnement de la cupule prothétique et de façon moins importante par le positionnement de la tige prothétique.

- **Cupule prothétique**

De nombreux auteurs s'accordent sur une inclinaison de la cupule de l'ordre de 45°. En revanche, de nombreuses divergences existent concernant la valeur de l'antéversion de la cupule, s'expliquant en partie par la voie d'abord utilisée mais également par les difficultés de son estimation.

Concernant la voie d'abord postéro-externe, les recommandations de Lewinnek (8) sont retenues comme critères d'une orientation satisfaisante par de nombreux auteurs. Une zone de sécurité a été définie par cet auteur avec une inclinaison de la cupule de  $40 \pm 10^\circ$  pour une antéversion de  $15 \pm 10^\circ$ . En dehors de cette zone de sécurité, le risque de luxation est quatre fois plus important (6,1% vs 1,5%). Cependant, il persiste un risque d'instabilité à l'intérieur de cette zone de sécurité tandis qu'à l'extérieur de cette zone de nombreuses prothèses restent stables. Ces constatations traduisent probablement le caractère multifactoriel du risque de luxation.

D'après une étude mathématique étudiant les amplitudes articulaires théoriques en fonction du type de prothèse et du positionnement des implants prothétiques (27) :

Il n'existe pas de positionnement idéal pour toutes les prothèses car leurs cônes de mobilité varient en fonction du diamètre de la tête, du diamètre du col et de l'angle cervicodiaphysaire. Il existe deux positions caractéristiques de la cupule exposant à un risque de luxation :

- Une cupule trop verticale et/ou trop antéversée limitant la rotation externe en extension avec un risque de luxation antérieure.
- Une cupule trop horizontale et/ou insuffisamment antéversée limitant la rotation interne en flexion avec un risque de luxation postérieure.

En cas d'abord postéro-externe, la crainte d'une instabilité postérieure conduit fréquemment l'opérateur à plus antéverser la cupule. Il est donc nécessaire d'horizontaliser en même temps la cupule pour éviter une luxation antérieure.

Pour assurer un bon positionnement de la cupule une attention doit être portée au positionnement du bassin et plus particulièrement en cas d'abord postéro-externe :

**Concernant l'inclinaison de la cupule**, le positionnement du patient en décubitus latéral entraîne une bascule de l'hémibassin du côté opéré en adduction de 10 à 15°. Le risque est de ne pas incliner suffisamment la cupule lorsqu'un repère vertical fixé sur le porte-cupule est utilisé. Il est donc nécessaire d'incliner le repère vertical de 10 à 15° pour obtenir une inclinaison de la cupule de l'ordre de 45°. L'alignement du bord inférieur de la cupule avec le bord supérieur du trou obturateur peut également servir de repère d'inclinaison.

**Concernant l'antéversion de la cupule**, le positionnement du patient décubitus latéral entraîne une bascule de l'hémibassin du côté opéré vers l'avant quelle que soit la voie d'abord utilisée. Le risque est de ne pas antéverser suffisamment la cupule dont l'orientation est jugée par rapport à l'axe longitudinal du tronc.

Un appui volontaire sur l'épine iliaque du côté opéré vers l'arrière lors de l'implantation de la cupule permet de maintenir le bassin appliqué contre la cale postérieure et diminue ainsi le risque d'antéversion insuffisante voire de rétroversion de la cupule.

Les repères osseux tels que le bord antérieur ou postérieur du cotyle peuvent servir de repère d'antéversion bien que leur fiabilité s'avère douteuse dans la plupart des cas (ostéophytose ou dysplasie cotyloïdienne).

Le ligament transverse de l'*acétabulum* semble être un repère plus fiable selon certains auteurs (80). En effet, le positionnement de la cupule parallèlement à celui-ci permettait d'obtenir une antéversion moyenne de 21,2°, que les hanches soient dysplasiques ou non.

- **Tige prothétique**

**Concernant l'inclinaison de la tige**, son grand axe doit se confondre avec l'axe diaphysaire fémoral proximal. **Concernant l'antéversion de la tige**, celle-ci doit être comprise entre 0 et 20° selon les auteurs en cherchant à reproduire l'antéversion naturelle du col fémoral propre à chaque patient.

Le positionnement de la tige pose moins de problèmes que celui de la cupule et les malpositions de la tige sont moins fréquentes que celles de la cupule. Plusieurs repères permettent un positionnement satisfaisant de la tige :

- Le plan de flexion du genou, matérialisé par la jambe fléchie à 90° sur la cuisse peut servir de plan de référence pour apprécier l'antéversion du col. En effet, le plan de flexion du genou est perpendiculaire au plan bicondylien postérieur sous réserve que le membre inférieur soit normo-axé.
- La direction de la partie distale du col au niveau de la zone de coupe peut également servir de repère pour apprécier son antéversion.

Les malpositions de la tige semblent moins pathogènes que celles de la cupule.

- **Cupule et tige prothétique**

Le cône de mobilité de la prothèse est déterminé par le positionnement de la cupule et le positionnement de la tige détermine la position du col à l'intérieur de ce cône. Ainsi, un défaut de positionnement de chacune des pièces prothétiques peut se potentialiser ou se compenser jusqu'à une certaine limite. Il est donc logique de prendre en compte la position cumulée des deux pièces prothétiques.

Selon certains auteurs, par voie postéro-externe, le risque de luxation est 6,9 fois plus élevé si la somme des antéversions des deux pièces prothétiques n'est pas située entre 40 et 60° (55).

#### *1.2.2.4. Chirurgie assistée par ordinateur*

D'après une méta-analyse comportant 400 prothèses provenant de 5 séries sélectionnées sur un total de 363 (81), la chirurgie assistée par ordinateur permet une optimisation du positionnement de la cupule. En effet, cette étude retrouve une diminution significative du risque de positionnement de la cupule en dehors de la zone de sécurité définie par Lewinnek ainsi qu'une diminution de la variabilité de son positionnement. En revanche, cette étude ne retrouve pas de différence significative concernant l'inclinaison et l'antéversion moyenne de la cupule entre les groupes conventionnels et les groupes navigués.

Enfin, pour s'affranchir des difficultés de localisation des structures anatomiques permettant de définir le plan pelvien antérieur et en raison de sa grande variabilité, une navigation fondée sur la cinétique articulaire peut être employée.

#### *1.2.2.5. Expérience de l'opérateur*

Pour la plupart des auteurs, l'inexpérience de l'opérateur est un facteur de risque de luxation, exprimant ainsi l'importance des facteurs liés à la technique chirurgicale.

Certains auteurs, dans une étude comportant 4230 prothèses réalisées par voie postéro-externe (82), ont montré que le taux de luxation était 2 fois plus élevé pour les opérateurs pratiquant moins de 30 prothèses par an. De plus, ce taux diminuait de 50% pour chaque série de 10 prothèses réalisées par an.

### **1.2.3. Facteurs liés à l'implant**

#### *1.2.3.1. Versant cotyloïdien*

- **Diamètre de la cupule**

Il existe autour de la tête prothétique un espace mort plus ou moins important ayant la forme d'un tronc de cône, à base cotyloïdienne et à sommet fémoral, délimité par la néo-capsule péri-prothétique. Le volume de cet espace mort péri-céphalique est conditionné par le rapport entre le diamètre de la cupule et de la tête fémorale. Selon certains auteurs, un rapport défavorable génère un espace mort péri-céphalique d'autant plus important que le diamètre de la cupule est plus grand et celui de la tête est plus petit, susceptible d'accueillir la tête fémorale en cas de luxation et inversement (83). Ainsi, l'utilisation de têtes fémorales de

grand diamètre réduirait le risque de luxation en agissant favorablement sur ce rapport. Cependant, aucune étude biomécanique analysant spécifiquement ce paramètre n'existe à ce jour pour appuyer cette hypothèse.

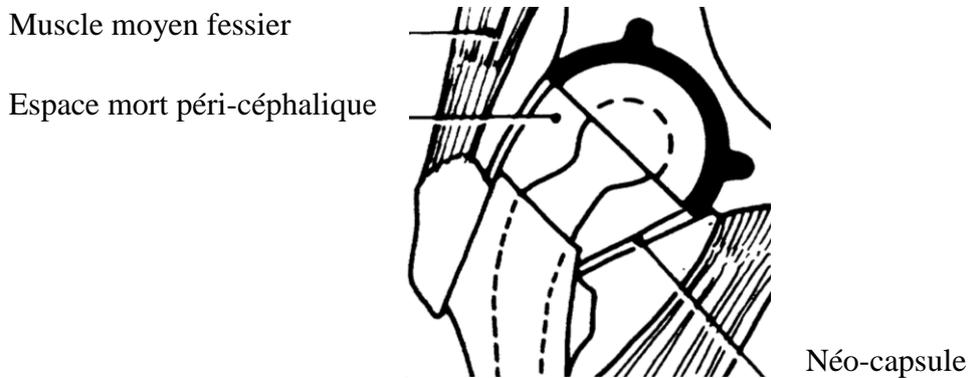


Figure 4. Espace mort péri-céphalique.

Certains auteurs, dans une étude analysant le taux de luxation en fonction du diamètre de la cupule ( $< 56$  mm et  $\geq 56$  mm) et du diamètre de la tête fémorale (28 mm) comportant 2734 prothèses réalisées par voie latérale directe type Hardinge, ont montré un risque significatif de luxation 2,4 fois plus important dans le groupe des cupules de grandes tailles (84).

- **Offset de la cupule**

Il se définit par la distance entre le centre de la tête fémorale et le plan d'ouverture de la cupule. Lorsque le centre de la tête fémorale se situe au-delà du plan d'ouverture de la cupule, cette distance est positive et est appelée offset. À l'inverse, lorsque le centre de la tête fémorale se situe sous le plan d'ouverture de la cupule, cette distance est négative et est appelée inset.

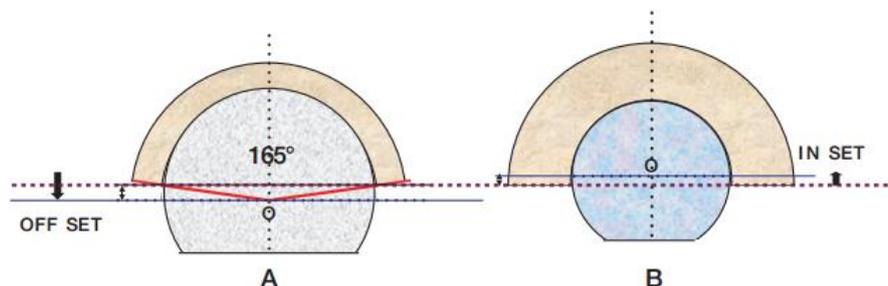


Figure 5. Offset et inset de la cupule.

L'utilisation d'une tête fémorale de diamètre supérieur à 38 mm impose généralement un offset la cupule car celle-ci n'est plus un hémisphère mais un hémisphère tronqué de  $165^\circ$

(afin de minimiser la perte osseuse durant la procédure de fraisage et accroître le débattement prothétique théorique).

- **Profil de l'insert**

Les cupules à rebord, proposées dès 1972 par Charnley, existent actuellement sous la forme d'inserts à rebord pour les cupules sans ciment. Ces implants améliorent la stabilité prothétique en augmentant la surface de contact à la partie postérieure de la tête fémorale mais au prix d'une augmentation des sollicitations mécaniques sources d'usure et de descellement ainsi que d'une diminution du débattement prothétique source d'effet came (notamment en extension rotation externe).

1.2.3.2. *Versant fémoral*

- **Diamètre céphalique**

Il existe des arguments théoriques et cliniques indéniables permettant d'affirmer que le diamètre de la tête fémorale joue un rôle important dans la stabilité prothétique.

Arguments théoriques :

Le diamètre de la tête fémorale agit simultanément sur les deux mécanismes principaux générateurs d'une luxation, à savoir l'effet came et la décoaptation articulaire.

**Concernant l'effet came :**

Le débattement prothétique est conditionné par le rapport entre le diamètre de la tête et du col fémoral. En effet, le débattement prothétique augmente d'autant que ce rapport augmente. Ainsi, pour un col de diamètre donné, le débattement prothétique est d'autant plus important que le diamètre de la tête est important, retardant un effet came par contact entre le col et la cupule. De la même manière, pour un diamètre de tête donnée, le débattement prothétique est d'autant plus important que le diamètre du col est faible.

L'utilisation de têtes modulaires à jupes, destinées à allonger le col fémoral au prix d'une augmentation du diamètre du col sous la tête, expose aux mêmes complications qu'un col de grand diamètre.

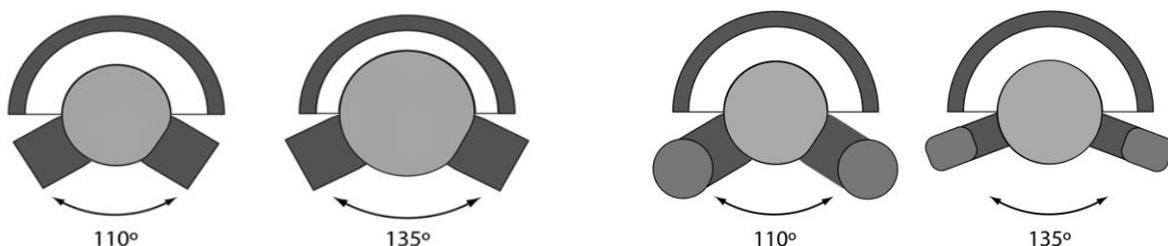


Figure 6. Relation entre le débattement prothétique et le *ratio* tête-col.

Certains auteurs, dans une étude expérimentale analysant le débattement prothétique en flexion de différentes PTH (dont la cupule est inclinée à 40° et antéversée de 20° pour une pièce fémorale en position de neutre), ont montré que le débattement prothétique en flexion augmente proportionnellement au rapport tête-col propre à chaque prothèse (7).

D'autres auteurs, ont rapporté des taux de luxation particulièrement élevés lors de l'utilisation de têtes modulaires à jupes avec un taux de luxation de 10,6% en cas de PTH de première intention et 18% en cas de reprises (85).

#### **Concernant la décoaptation articulaire :**

La « jumping distance » correspond à la translation latérale du centre de la tête fémorale nécessaire avant que ne survienne la luxation. Celle-ci dépend du diamètre de la tête, de la force imprimée sur la tête mais également de l'angle d'inclinaison de la cupule. Ainsi, plus la distance à parcourir est élevée, plus le risque théorique de luxation est faible et inversement.

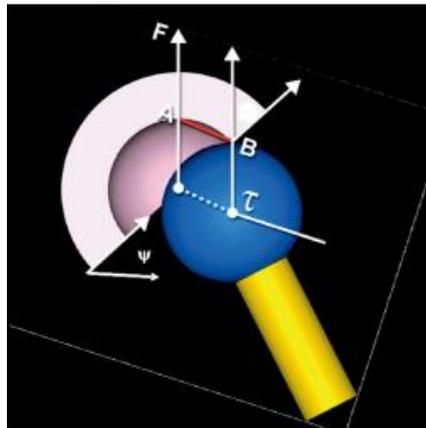


Figure 7. Schématisation de la « jumping distance ».

(AB) = Translation latérale du centre de la tête fémorale.

(τ) = Centre de la tête fémorale.

(F) = Force imprimée sur la tête.

(ψ) = Angle d'inclinaison de la cupule dans le plan frontal.

Cependant, le positionnement de la cupule ainsi que son offset (défini comme la distance entre le centre de la tête fémorale et le plan d'ouverture de la cupule) font relativiser le gain théorique obtenu par l'utilisation de têtes de grand diamètre.

#### Arguments cliniques :

Il existe de nombreuses données cliniques démontrant que l'augmentation du diamètre de la tête fémorale améliore la stabilité prothétique.

Certains auteurs, dans une étude analysant les données du registre britannique comportant 247 546 prothèses réalisées entre 2005 et 2009, ont montré une augmentation de l'utilisation des têtes fémorales de grand diamètre ( $\geq$  à 36 mm) passant de 5% en 2005 à 26% en 2009, en même temps qu'une augmentation de l'utilisation de la voie postéro-externe. Au cours de

cette période, il existait une diminution significative du taux de luxation cumulé à 3 mois (1,12% à 0,86%), 6 mois (1,25% à 0,96%), 12 mois (1,42% à 1,11%) et 18 mois (1,56% à 1,31%). Cependant, il n'existait pas de modification significative du taux de reprise chirurgicale à 18 mois au cours de cette même période (11).

D'autres auteurs, dans une étude analysant le taux de luxation cumulé en fonction du diamètre de la tête fémorale (22, 28 et 32 mm) et de la voie d'abord utilisée (postéro-externe, transtrochantérienne et antéro-externes) comportant 21 047 prothèses réalisées entre 1969 et 1999, ont montré que l'augmentation du diamètre de la tête fémorale était associée à une diminution respectivement significative du taux de luxation cumulé quelle que soit la voie d'abord utilisée. De plus, cette diminution était la plus importante lors de l'utilisation de la voie postéro-externe (86).

Enfin, d'autres auteurs, dans une étude analysant le taux de luxation en fonction du diamètre de la tête fémorale ( $\leq$  à 32 mm et  $\geq$  à 36 mm) et de la voie d'abord utilisée (antérieure et latérale directe type Hardinge), ont montré que l'utilisation des têtes fémorales de grand diamètre était associée à une diminution significative du taux de luxation y compris pour les voies d'abord réputées pour leur faible taux de luxation (12).

- **Longueur du col**

L'association entre la longueur du col et le risque de luxation n'a pas été clairement démontrée dans la littérature. La longueur du col a une influence évidente sur la tension des parties molles et reste une option largement utilisée par de nombreux opérateurs pour compenser une médialisation fémorale et/ou acétabulaire source d'une détente des muscles fessiers, mais au prix d'un risque d'allongement du membre inférieur.

**Un col court présente les inconvénients suivants :**

- Il ne permet pas de compenser une coupe fémorale excessive ou une position haute et médiale de la cupule source d'une détente des muscles fessiers.
- Il favorise une médialisation fémorale exposant au risque d'impingement osseux entre la métaphyse fémorale et le bassin en rotation de hanche.

**Un col long présente l'avantage suivant :**

- Il optimise la stabilité prothétique par l'intermédiaire d'une détente des muscles fessiers dans la mesure où l'allongement du membre inférieur ne dépasse pas 1 cm. En effet, au-delà, l'allongement du col expose aux attitudes vicieuses (flessum, abduction et rotation interne) ainsi qu'à l'inégalité de longueur excessive source d'hypotonie secondaire par l'intermédiaire d'une distension des muscles fessiers.

- **Offset de la tige**

Sa restauration est indispensable pour optimiser la mobilité ainsi que la stabilité prothétique par l'intermédiaire respectivement d'une diminution du risque d'impingement osseux entre la métaphyse fémorale et le bassin en rotation de hanche et d'une détente des muscles stabilisateurs de la hanche, notamment des fessiers. Sa mesure radiographique varie avec l'antéversion fémorale et serait sous-estimée sur une radiographie du bassin de face et plus exacte sur une radiographie de la hanche de face selon certains auteurs (87). De plus, la

réalisation d'un planning pré-opératoire en trois dimensions ainsi que l'utilisation de la navigation permettraient une meilleure restauration de l'offset pré-opératoire selon d'autres auteurs (88).

### **1.3. Évaluation para-clinique des implants**

#### **1.3.1. Radiographique**

- **Cupule prothétique**

**Concernant l'inclinaison de la cupule**, sa mesure radiographique s'avère simple et reproductible. Cependant, en cas d'antéversion importante de la cupule, la détermination du grand axe de l'ellipse reste incertaine.

**Concernant l'antéversion de la cupule**, sa mesure radiographique s'avère plus délicate. De nombreuses méthodes plus ou moins complexes, toutes fondées sur des lois mathématiques de calcul d'une ellipse, ont été proposées.

- **Tige prothétique**

**Concernant l'antéversion de la tige**, sa mesure radiographique est semblable à celle utilisée pour le col fémoral normal. La méthode de Dunlap et Ryder (hanche de face en rotation neutre et profil de Ducroquet à 90° de flexion et 30° d'abduction) et/ou celle de Magilligan (hanche de face en rotation neutre et profil d'Arcelin en rotation nulle) peuvent être utilisées.

#### **1.3.2. Tomodensitométrie (TDM)**

Si la mesure radiographique de l'inclinaison de la cupule reste simple et reproductible, il n'en est pas de même pour l'antéversion de la cupule et de la tige prothétique. La multiplicité et la complexité des techniques de mesures radiographiques ont été supplantées par la TDM qui reste l'examen le plus simple et reproductible pour apprécier l'antéversion des deux pièces prothétiques.

**Concernant l'antéversion de la cupule**, l'orientation du bassin et donc de la cupule varie dans le plan sagittal en fonction de la position du patient (debout, assise et couchée). Il est donc indispensable de connaître le protocole de mesure TDM de l'antéversion de la cupule pour faire la distinction entre un bon et un mauvais positionnement de la cupule, qu'il soit réel ou inexistant. C'est pourquoi, certains auteurs ont proposé un protocole de mesure TDM de l'antéversion de la cupule prenant en compte l'orientation du bassin dans le plan sagittal en fonction de la position du patient (debout, assise et couchée).

**Concernant l'antéversion de la tige**, sa mesure TDM correspond à l'angle formé par l'axe du col prothétique au niveau de la hanche et le plan bicondylien postérieur au niveau du

genou. Selon certains auteurs, la mesure tomодensitométrique de l'antéversion de la tige diffère de 16,8° en moyenne de son estimation chirurgicale.

## 1.4. Relations hanche-rachis

Il existe une relation d'interdépendance entre les paramètres rachidiens et pelviens. Ces paramètres sont liés par une formule géométrique où l'incidence pelvienne est égale à la somme algébrique de la pente sacrée et de la version pelvienne. Il existe également une relation d'interdépendance entre la position du bassin et la position des cotyles dépendant du plan de référence choisi.

**L'antéversion anatomique** correspond à l'ouverture antérieure du cotyle natif ou prothétique mesurée par rapport au référentiel du bassin osseux. Il s'agit d'un paramètre morphologique fixe.

**L'antéversion fonctionnelle** correspond à l'ouverture antérieure du cotyle natif ou prothétique non par rapport au référentiel du bassin osseux, mais par rapport au référentiel du tronc. Il s'agit d'un paramètre morphologique variable. En effet, l'orientation du bassin (version antérieure / version postérieure) et donc de la cupule varie dans le plan sagittal en fonction de la position du patient (debout, assise et couchée).

Dans le plan sagittal, le bassin présente un mouvement de rotation autour de l'axe bi-coxo-fémoral. Cette bascule sagittale du bassin est un phénomène d'adaptation pour atteindre un équilibre avec le tronc dit « économique », c'est-à-dire au prix d'un effort musculaire minimal. L'orientation du bassin dans le plan sagittal se définit par rapport à la partie crâniale du bloc pelvien. On parle de version antérieure du bassin lorsque sa partie crâniale bascule vers l'avant et de version postérieure du bassin lorsque sa partie crâniale bascule vers l'arrière. Cette bascule sagittale du bassin est appréciée par la variation angulaire de l'incidence pelvienne (et indirectement par les variations angulaires de la pente sacrée et de la version pelvienne).

**En position debout**, la lordose s'accroît (pente sacrée élevée) et aboutit à une version antérieure du bassin, pour la plupart des patients.

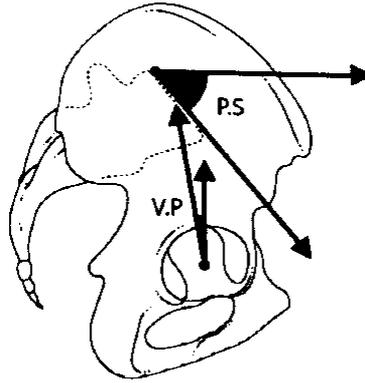


Figure 8. Variation positionnelle du bassin induite par la position debout.

**En position assise**, la lordose s'efface (pente sacrée faible) et aboutit à une version postérieure du bassin, pour la plupart des patients.

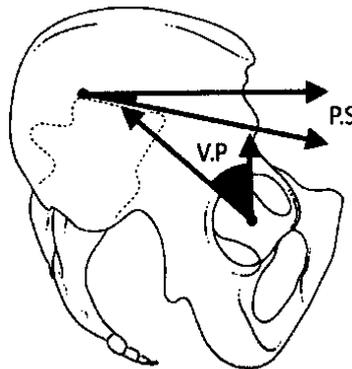


Figure 9. Variation positionnelle du bassin induite par la position assise.

**En position accroupie**, la lordose s'efface davantage qu'en position assise (pente sacrée faible, voire nulle ou négative) et aboutit à une version postérieure du bassin beaucoup plus nette, pour la plupart des patients.

**En position couchée**, lorsque les membres inférieurs sont en extension, la lordose s'accroît davantage qu'en position debout (pente sacrée élevée) et aboutit à une version antérieure du bassin, pour la plupart des patients.

L'antéversion fonctionnelle du cotyle natif ou prothétique augmente d'autant que la version postérieure du bassin augmente et inversement.

**En cas de malposition** de la cupule prothétique par rapport au référentiel du bassin osseux :

- Un cotyle trop couché risque d'entraîner un conflit antérieur, notamment en position assise dans un siège bas et expose à la luxation postérieure.

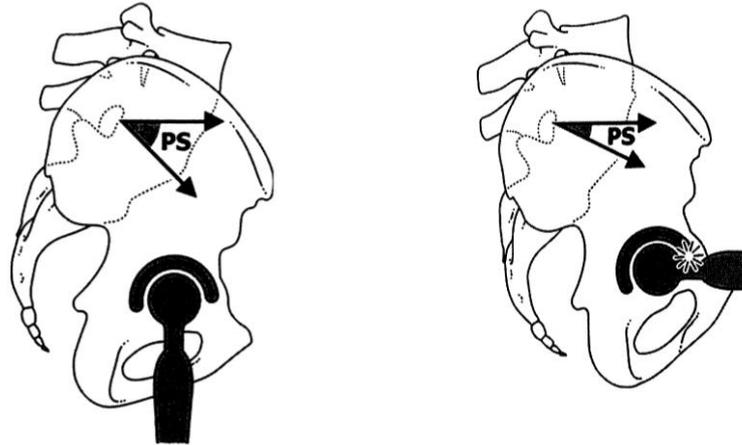


Figure 10. Cotyle trop couché risquant d'entraîner un conflit antérieur lors du passage en position assise.

- Inversement, un cotyle trop vertical risque d'entraîner un conflit postérieur, notamment en position debout lors du pas postérieur et expose à la luxation antérieure.

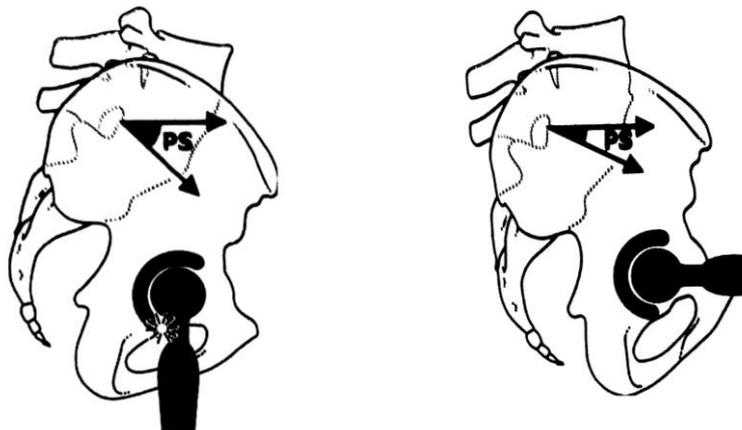


Figure 11. Cotyle trop vertical risquant d'entraîner un conflit postérieur lors du pas postérieur.

**En cas de positionnement idéal** de la cupule prothétique par rapport au référentiel du bassin osseux :

- Lorsqu'il existe une version antérieure du bassin exagérée, le cotyle présente en permanence une antéversion insuffisante. Cette situation est sans conséquence lors de l'extension de hanche mais pose un problème de conflit antérieur en position assise et expose à la luxation postérieure. Cette situation peut exister sur la hanche native dans le cadre des conflits antérieurs, en particulier dans les gestes sportifs ou professionnels répétitifs.
- Inversement, lorsqu'il existe une version postérieure du bassin exagérée, le cotyle présente en permanence une antéversion excessive. Cette situation est sans

conséquence lors de la flexion de hanche mais pose un problème de conflit postérieur en position debout et expose à la luxation antérieure. Cette situation peut exister sur la hanche native dans le cadre d'une posture pathologique, vieillissement du tronc avec une coxarthrose postérieure induite.

## **2. LA PROBLÉMATIQUE**

Une étude descriptive rétrospective menée dans le service avec un recul clinique moyen de 3,5 ans, a évalué la prévalence des ruptures d'inserts acétabulaires de type CERASUL (Zimmer, Winterthur, Suisse) implantés de Novembre 1999 jusqu'à Février 2008.

Au cours de cette étude comportant 353 implants, il a été constaté un taux anormalement élevé de luxations précoces évalué à 11,3%.

L'objectif principal de cette étude n'étant pas d'évaluer précisément cette complication, son analyse précise à partir des données cliniques disponibles n'a pas permis de dégager les véritables causes de ces échecs.

En effet, si certains facteurs de risque de luxation tels que la voie d'abord postéro-externe (99%), l'existence d'antécédents chirurgicaux sur la hanche homolatérale (19,6%) ont pu être identifiés, d'autres facteurs en revanche protecteurs vis-à-vis de la luxation tels qu'une moyenne d'âge jeune (53,6 ans), une majorité d'hommes (61%), de coxarthroses primitives (37%), de hanches vierges avant l'intervention (80,4%) ainsi que des prothèses de hanche mises en place en première intention (92%), ont également été identifiés dans cette série.

Devant un taux de luxation particulièrement élevé dans cette série, largement supérieur au taux de 3% communément admis dans la littérature, et devant l'absence de cause véritablement dégagée de ces échecs, certaines mesures correctives ont été appliquées dans le service :

- D'une part, l'évolution vers de plus grands diamètres de têtes fémorales en conservant l'utilisation d'un couple de frottement céramique/PE hautement réticulé.
- D'autre part, la réalisation d'une étude menée dans le service ayant pour objectifs d'évaluer la prévalence de cette complication, ses facteurs de risque, l'influence du diamètre de la tête fémorale sur le risque de luxation, ainsi que les résultats cliniques et radiographiques de la série.

Pour ce faire, l'insert DURASUL ALPHA (Zimmer, Winterthour, Suisse) dont le service avait déjà l'expérience, acceptant uniquement des têtes de 28 et de 32 mm a été remplacé à partir du 1<sup>er</sup> Janvier 2010 par l'insert LONGEVITY (Zimmer, Winterthour, Suisse) acceptant des têtes de 28 et 32 mm mais également de 36 et 40 mm.

Le protocole du service imposant une épaisseur de PE minimum de 10 mm, les têtes de 32, 36 et 40 mm ne pouvaient être posées qu'en cas de cotyle de taille suffisante.

Il a existé une période de deux mois (de Janvier à Février 2010) au cours de laquelle les deux types d'inserts ont été posés jusqu'à épuisement des stocks concernant l'insert DURASUL ALPHA.

Cette étude s'est donc naturellement portée un an avant (depuis le 1<sup>er</sup> Janvier 2009) puis un an après cette date charnière du 1<sup>er</sup> Janvier 2010 (jusqu'au 31 Décembre 2010), afin d'évaluer cette évolution vers de plus grands diamètres de têtes, en colligeant toutes les prothèses de hanche mises en place dans le service sur cette période.

Afin d'éliminer tout biais de confusion, seules les prothèses de première intention avec utilisation d'implants standards selon les recommandations du service ont été prises en compte.

# MATÉRIEL ET MÉTHODES

## 1. TYPE D'ÉTUDE

Il s'agit d'une étude descriptive rétrospective transversale, consécutive et monocentrique menée sur deux ans dans le service d'orthopédie CHU de Nantes du Professeur Gouin, sur les implantations de PTH de première intention réalisées de Janvier 2009 à Décembre 2010. Cette étude est d'un niveau de preuve IV selon les critères de l'« Evidence Based Medecine » rapportés par la HAS (89).

### 1.1. Critères d'inclusion

Les critères d'inclusion retenus ont été :

- L'implantation d'une PTH de première intention.
- L'implantation d'une PTH avec utilisation d'implants standards selon les recommandations du service (implants indiqués lors d'un remplacement prothétique de première intention de l'articulation de la hanche).

### 1.2. Critères d'exclusion

Les critères d'exclusion retenus ont été :

- L'implantation d'une PTH de seconde intention voire plus.
- L'implantation d'une PTH avec utilisation d'implants non standards selon les recommandations du service ainsi que les PTH avec cupule double mobilité.

## 2. RECUEIL DES DONNÉES

### 2.1. Listing des patients

Il a été réalisé par plusieurs procédés complémentaires :

**Un premier listing** a été réalisé à partir des comptes-rendus opératoires. Ceux-ci ont été obtenus grâce au logiciel informatique CLINICOM (Siemens Health Service ; Bidart, France) par l'intermédiaire du codage des actes relatifs à la mise en place d'une PTH.

**Un second listing** a été réalisé à partir de la traçabilité informatique des implants posés. Celle-ci a été obtenue grâce au logiciel informatique SEDIA (Nantes, France) géré par la pharmacie centrale du CHU.

Enfin, les étiquettes de traçabilité des implants pour chaque intervention ont été vérifiées.

Tous les dossiers retrouvés par ces différents recueils de données ont été ressortis et analysés. La concordance de l'ensemble de ces données a permis de dresser un listing exhaustif.

## 2.2. Éléments cliniques pré, per et péri-opératoires

Ils ont été recueillis à partir de plusieurs sources :

**Le logiciel CLINICOM** (Siemens Health Service) permettant de retrouver tous les comptes-rendus de consultations pré-opératoires, tous les comptes-rendus opératoires ainsi que les comptes-rendus d'hospitalisation.

**Le logiciel PEGASE** (Nantes, France) permettant de retrouver toutes les consultations d'anesthésie pré-opératoires.

Les dossiers médicaux de chaque patient.

## 2.3. Éléments cliniques post-opératoires

Ils ont été recueillis à partir de plusieurs sources :

**Le logiciel CLINICOM** (Siemens Health Service ; Bidart, France) permettant de retrouver tous les comptes-rendus de consultations post-opératoires. Tous les patients ont été revus en consultation de suivi post-opératoire par leur chirurgien référent.

**Le patient lui-même.** Tous les patients ont été recontactés par téléphone entre août et septembre 2013. Seuls les patients décédés et perdus de vue n'ont pu être recontactés.

**Les dossiers médicaux** de chaque patient.

Les patients ont été considérés comme perdus de vue si aucun renseignement supplémentaire depuis leur dernière consultation de suivi post-opératoire n'était obtenu après enquête auprès de leur famille, de leur médecin traitant, des autres médecins responsables, mais également après recherche dans les pages jaunes et auprès de la sécurité sociale.

Un tableur EXCEL (Microsoft; Redmond, Washington, États-Unis) a permis la centralisation de l'ensemble des données saisies au cours du recueil ainsi que la réalisation de l'analyse statistique.

### **3. ANALYSE DES DONNÉES DU PATIENT**

#### **3.1. Pré-opératoires**

Les informations suivantes ont été recueillies :

##### **3.1.1. Les données administratives et démographiques**

- Le numéro IPP (identifiant unique attribué informatiquement au patient).
- L'identité complète (nom, nom de jeune fille, prénom).
- La date de naissance (âge).
- Le sexe (homme, femme).

##### **3.1.2. Le terrain**

- Le poids (en kg), la taille (en mètre) et l'IMC (indice de masse corporelle) calculé par la formule :  $IMC = \text{Poids (en kg)} / \text{Taille}^2 \text{ (en m}^2\text{)}$ .
- Le côté de la hanche opéré (droite, gauche).
- L'étiologie (coxarthrose primitive, ostéonécrose aseptique, hanche dysplasique ou luxation congénitale de hanche, post-traumatique, fracture fraîche, maladie inflammatoire ou rhumatismale, post-infection).
- Les antécédents chirurgicaux de la hanche opérée (antécédents non prothétiques).
- L'état du grand trochanter (normal, déjà coupé et consolidé, pseudarthrose en place, pseudarthrose avec ascension).
- Le score ASA (Physical status score : mis au point par la Société américaine des anesthésistes).
- Les facteurs d'instabilité : troubles neuropsychiques (tels que la confusion post-opératoire, la démence, les troubles psychotiques, le retard mental), troubles neuromusculaires (tels que l'hémiplégie séquellaire d'un accident vasculaire cérébral, la spasticité, les paralysies radiculaires, l'épilepsie, la maladie de Parkinson), troubles neurotoxiques (tels que la consommation excessive d'alcool, la toxicomanie).

#### **3.2. Pré et post-opératoires**

Les informations suivantes ont été recueillies :

##### **3.2.1. Le score de Devane**

Il apprécie le niveau d'activité des patients en 5 stades :

- 5 = Employé manuel, sport de contact ou de compétition.
- 4 = Activité légère (employé de bureau), sport léger (par exemple, golf).
- 3 = Activité occasionnelle, jardinage, natation.
- 2 = Semi-sédentaire, activité ménagère.

1 = Sédentaire, besoin d'assistance.

### **3.2.2. Le score PMA**

Le score PMA (Postel Merle d'Aubigné) est une cotation clinique. C'est un moyen d'évaluation fonctionnelle de la hanche opérée selon 3 items chiffrés de 0 à 6 :

- La douleur.
- La mobilité et l'attitude vicieuse.
- La qualité de la marche et la stabilité.

La somme de ces 3 chiffres permet de classer les résultats en excellent (score = 18), très bon (score = 17), bon (score = 16), passable (score de 13 à 15), médiocre (score de 9 à 12) et mauvais (score < 9).

### **3.2.3. Le score de Charnley**

C'est un score évolutif estimant le handicap global de la personne pour laquelle a été mise en place la PTH :

- A = Une seule hanche atteinte.
- B = Deux hanches atteintes, sans autre atteinte pouvant entraver la déambulation.
- C = Autres facteurs entravant la déambulation (atteinte d'autres articulations, polyarthrite rhumatoïde, vieillesse, hémiplégie, insuffisance cardiaque ou respiratoire...).

### **3.2.4. Satisfaction subjective**

Tous les patients ont été recontactés par téléphone. Seuls les patients décédés et perdus de vue n'ont pu être recontactés. À cette occasion, il a été demandé à chaque patient d'attribuer une note de 0 à 10 concernant sa satisfaction globale de l'intervention et de ses suites. Une note de 0/10 a été arbitrairement attribuée aux patients ayant nécessité une reprise chirurgicale à ciel ouvert quelle qu'en soit la cause.

## **4. ANALYSE DES DONNÉES DE LA PROTHÈSE**

### **4.1. Conditions techniques**

Toutes les interventions ont été réalisées en salle d'orthopédie hyperaseptisée. Chaque patient a suivi le protocole d'hygiène préalable (douche avec savon désinfectant + tonte) et a bénéficié au bloc opératoire d'une double désinfection du champ. Les patients ont tous bénéficié d'une antibioprophylaxie péri-opératoire par céphalosporine de 2<sup>ème</sup> génération.

Une grande majorité des interventions (96,6%) a été réalisée en décubitus latéral, sous anesthésie générale. La voie d'abord était postéro-externe selon Moore (95,9%) ou antéro-externe selon Hardinge (0,7%).

Une minorité des interventions (3,4%) a été réalisée en décubitus dorsal avec table orthopédique, sous anesthésie générale. La voie d'abord était antérieure selon Hueter.

Une grande majorité des cupules (97,0%) a été impactée sans être cimentée. Un vissage cotyloïdien a été réalisé en cas de tenue primaire insuffisante. Une minorité des cupules (3,0%) a été cimentée.

Une grande majorité des tiges (94,1%) a été impactée sans être cimentée. Une minorité des tiges (5,9%) a été cimentée en cas de mauvaise qualité osseuse et selon les recommandations du service.

Certaines données ont été renseignées à partir des comptes-rendus opératoires de chaque intervention :

- L'utilisation ou non d'un système de navigation.
- Le testing par l'opérateur de la stabilité prothétique en fin d'intervention. Il s'agit d'une cotation proportionnellement croissante sous forme de croix (+ : faible stabilité / ++ : moyenne stabilité / +++ : bonne stabilité).
- L'existence ou non d'un geste de fermeture au niveau de la capsule et/ou des muscles pelvi-trochantériens.

Des gestes complémentaires ont été réalisés si nécessaire (trochantérotomie, auto ou allogreffe, butée).

La fermeture était effectuée sur drain(s) aspiratif(s).

## **4.2. La prothèse**

Les informations suivantes ont été recueillies :

### **4.2.1. Date de l'intervention**

### **4.2.2. Type d'implant utilisé**

#### *4.2.2.1. Versant acétabulaire*

- **Cupule**

- ALLOFIT, ALLOFIT-S (version à trous) et ALLOFIT IT, ALLOFIT-S IT (version à trous) (Zimmer, Winterthour, Suisse) :

cupule sans ciment en titane corindonné avec un revêtement sur la surface extérieure constitué par plus d'un millier de dents de 1 mm.

- VERSAFITCUP (Medacta, Suisse) :

cupule sans ciment en alliage de titane vanadium avec un revêtement sur la surface extérieure en titane recouvert d'hydroxyapatite.

- DUROM (Zimmer, Winterthour, Suisse) :

cupule sans ciment en alliage de CrCo forgé et à haute teneur en carbone avec un revêtement sur la surface extérieure en titane pur.

- DURASUL MÜLLER (Zimmer, Winterthour, Suisse) :  
cupule en PE hautement réticulé à cimenter. Utilisation uniquement de la version sans rebord anti-luxation autorisant des têtes de diamètre 22 et 28 mm.

- Cimentation ou non de la cupule
- Diamètre de la cupule

- **Insert**

- DURASUL ALPHA (Zimmer, Winterthour, Suisse) :  
insert en PE hautement réticulé. Utilisation de la version avec et sans rebord anti-luxation autorisant des têtes de diamètre 28 et 32 mm.

- LONGEVITY (Zimmer, Winterthour, Suisse) :  
insert en PE hautement réticulé. Utilisation uniquement de la version sans rebord anti-luxation autorisant des têtes de diamètre 28, 32, 36 et 40 mm.

- BIOLOX DELTA (Ceramtec)  
insert en alumine matrice composite (adjonction d'un faible pourcentage d'oxyde de zirconium et d'oxyde de strontium dans une matrice d'alumine) autorisant des têtes de diamètre 32, 36 et 40.

- Rebord anti-luxation ou non de l'insert.

#### 4.2.2.2. *Versant fémoral*

- **Tête**

- PROTASUL-S30 (Zimmer, Winterthour, Suisse) :  
tête en acier inoxydable à haute teneur en azote.

- PROTASUL-20 (Zimmer, Winterthour, Suisse) :  
Tete en alliage CrCoMo à basse teneur en carbone.

- METASUL (Zimmer, Winterthour, Suisse) :  
Tete en alliage CrCoMo à haute teneur en carbone.

- SULOX (Zimmer, Winterthour, Suisse) :  
tête céramique d'alumine.

- BIOLOX DELTA (Ceramtec)  
Tête céramique composite à matrice d'alumine.

- Diamètre de la tête.
- Longueur du col (col court, col moyen, col long).
- Nature du couple de frottement (métal/PE, céramique/PE, céramique/céramique, métal/métal).

- **Tige**

- AVENIR (Zimmer, Winterthour, Suisse) :

tige droite, sans ciment, en alliage de titane, avec macrorelief, entièrement revêtue d'hydroxyapatite, quadrangulaire à la coupe et d'angle cervico-diaphysaire de 135° et surmontée d'un cône Morse 12/14, elle existe en version standard ou latéralisée.

- QUADRA-H (Medacta, Suisse) :

tige droite, sans ciment, en alliage de titane niobium, avec macrorelief, entièrement revêtue d'hydroxyapatite, quadrangulaire à la coupe et d'angle cervico-diaphysaire de 135° et surmontée d'un cône Morse 12/14, elle existe en version standard ou latéralisée.

- PF (Zimmer, Winterthour, Suisse) :

tige à cimenter en acier inoxydable, avec macrorelief constitué de cannelures longitudinales dans la partie métaphysaire sur les faces antérieures et postérieures, d'angle cervico-diaphysaire de 135° et surmontée d'un cône Morse 12/14, elle existe en version standard ou latéralisée.

- Cimentation ou non de la tige.
- Latéralisation ou non de la tige.
- Taille de la tige.

## **5. ANALYSE DES SUITES POST-OPÉRATOIRES**

### **5.1. Suites standards**

Un appui partiel du côté opéré était généralement autorisé en post-opératoire immédiat. Un traitement préventif anti thrombotique par héparine de bas poids moléculaire de 45 jours était prescrit.

En l'absence de contre-indication, il a été prescrit un traitement anti-inflammatoire en post-opératoire immédiat pour la prévention des calcifications périprothétiques, associé un protecteur gastrique.

La mise au fauteuil était autorisée dès le premier jour post-opératoire. La verticalisation avec appui partiel du côté opéré était autorisée dès le deuxième jour post-opératoire avec l'aide d'un kinésithérapeute. Il a été prescrit des séances de kinésithérapie de façon systématique lors de la sortie.

Tous les patients ont reçu une information orale (par le chirurgien en consultation pré-opératoire et par l'équipe soignante lors de l'hospitalisation) et écrite (brochure remise lors de l'hospitalisation) concernant le risque de luxation. Il s'agit de recommandations sensibilisant les patients aux gestes à proscrire tels que ne pas croiser les jambes, ne pas fléchir la hanche > 90°, limiter les rotations au cours des trois premiers mois post-opératoires.

## 5.2. Complications

Toutes les complications per-opératoires et post-opératoires jusqu'au dernier recul ont été répertoriées.

## 6. ANALYSE DE LA LUXATION

Les informations suivantes ont été recueillies :

### 6.1. Avant une éventuelle reprise chirurgicale

- Nombre de luxation(s).
- Date de la ou des luxations.
- Evènement luxant (dans le lit, pivotement, position assise, chute).
- Direction de la luxation (antérieure, postérieure).
- Testing de la stabilité prothétique au bloc opératoire sous anesthésie générale :
  - Peu instable** (extension complète et rotation externe  $\geq 20^\circ$  / flexion  $90^\circ$  et rotation interne  $\geq 45^\circ$ ).
  - Très instable** (extension complète et rotation externe  $< 20^\circ$  / flexion  $90^\circ$  et rotation interne  $< 45^\circ$ ).
- Effet came (oui/non).
- Testing des mobilités prothétiques au bloc opératoire sous anesthésie générale (rotation interne maximale de hanche à  $90^\circ$  de flexion sans luxation / rotation externe maximale de hanche en extension sans luxation).
- Traitement de la ou des luxations (traitement orthopédique / reprise chirurgicale).

### 6.2. En cas de reprise chirurgicale

- Date de la reprise chirurgicale.
- Conditions techniques de la reprise chirurgicale.

### 6.3. Après reprise chirurgicale

- Nombre de luxation(s).
- Date de la ou des luxations.
- Prise en charge de la récurrence.

## 7. ANALYSE RADIOGRAPHIQUE

### 7.1. Incidences et conditions d'examen

L'analyse radiographique a été réalisée sur deux clichés :

**Bassin de face en charge type « orthopédique » :** patient en charge avec une rotation interne des deux membres inférieurs de 20°, distance focale constante de 1,50 m. Le rayon directeur était ascendant de 10°, antéro-postérieur, centré sur la ligne médiane au bord inférieur de la symphyse pubienne pour couvrir l'ensemble de la tige fémorale.

**Profil de Lequesne :** patient en charge en profil vrai, côté à radiographier contre la plaque. L'axe du pied était parallèle au bord inférieur de la table. À partir de cette position, le membre inférieur restant fixe, le patient faisait tourner son bassin de 25° vers l'arrière de sorte que l'angle formé par le plan de la table et le plan sacré du patient soit de 65°. La distance focale était constante de 1,50 m. Le rayon directeur était horizontal, centré au milieu du pli inguinal de la hanche opposée, à deux travers de doigt au-dessus de l'horizontale passant par le bord supérieur du pubis.

## 7.2. Données au dernier recul

Pour effectuer l'analyse radiographique, les radiographies de tous les patients réalisées lors de la dernière consultation de suivi post-opératoire ont été analysées, y compris pour les patients décédés et perdus de vue. Cette analyse a été effectuée par une seule personne indépendante.

### 7.2.1. Positionnement de la cupule cotyloïdienne

L'inclinaison frontale de la cupule prothétique a été mesurée sur la radiographie de bassin de face en charge au dernier recul. Elle était égale à l'angle formé par la ligne passant par les deux points extrêmes de la base de la cupule et celle formée par l'horizontale passant par les deux U radiologiques. En cas de difficultés à repérer la ligne passant par les U radiologiques, la ligne bi-ischiatique était prise en compte.



Figure 12. Calcul de l'angle d'inclinaison de la cupule.

### 7.2.2. Positionnement de la tige fémorale

Les tiges fémorales ont été classées en trois catégories : axée, *varus*, *valgus* selon leur axe intradiaphysaire. Elles étaient considérées en *varus* ou en *valgus* si l'extrémité distale de la tige réalisait un contact ponctiforme sur une des corticales, avec un angle donné, respectivement en dedans ou en dehors.

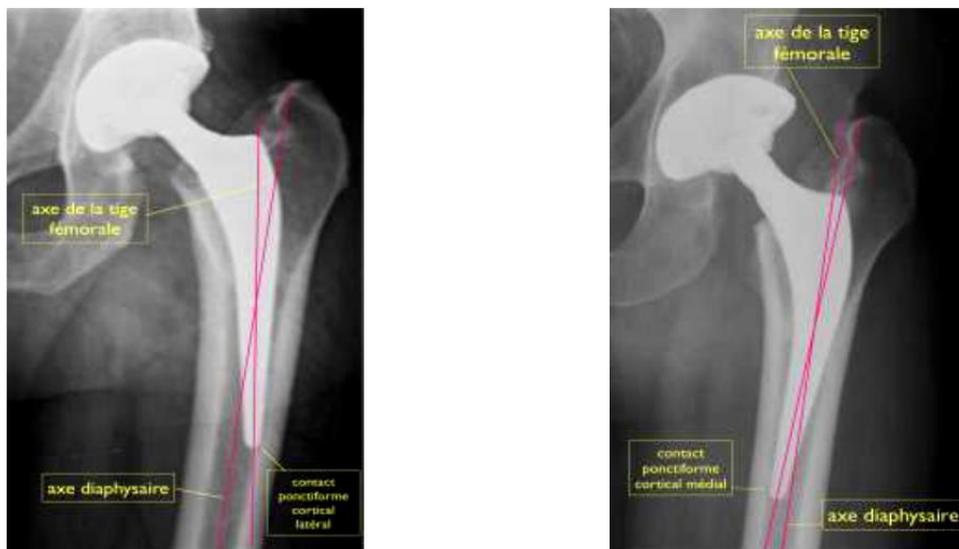


Figure 13. Classification de l'axe de la tige.

### 7.2.3. Qualité de la fixation des implants

Les interfaces implant-os ont été étudiées en recherchant des géodes, des liserés, dans les 14 zones fémorales (7 de face et 7 de profil) définies par Gruen (90) et dans les 6 zones acétabulaires décrites par DeLee et Charnley (91).

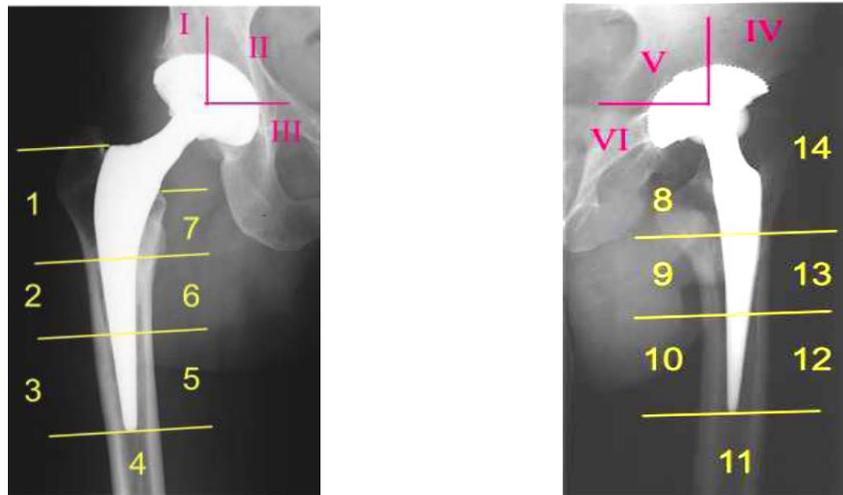


Figure 14. Zones de Gruen, DeLee et Charnley.

#### 7.2.4. Ossifications ectopiques

Les ossifications périprothétiques ont été étudiées selon la classification de Brooker (92) :

- Classe 0 : absence d'ossification.
- Classe 1 : îlots osseux dans les parties molles.
- Classe 2 : poussées osseuses du pelvis ou de l'extrémité supérieure du fémur distante d'au moins 1 cm.
- Classe 3 : poussées osseuses distantes de moins de 1 cm.
- Classe 4 : ankylose osseuse de la hanche entre le pelvis et l'extrémité supérieure du fémur.

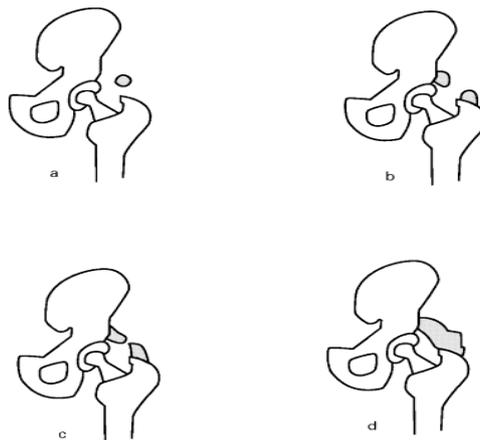


Figure 15. Classification de Brooker.

#### 7.2.5. Inégalité de longueur des membres inférieurs

L'inégalité de longueur des membres inférieurs (ILMI) a été mesurée sur la radiographie de bassin de face en charge au dernier recul. Elle était égale à la distance minimum formée entre

le petit trochanter et la ligne bi-ischiatique. En cas de difficultés à repérer la ligne bi-ischiatique, l'extrémité supérieure du grand trochanter était prise en compte. Seuls les patients dont l'ILMI a été détectée lors des consultations de suivi post-opératoire par leur chirurgien référent et lors de l'interrogatoire téléphonique ont bénéficié de ce calcul radiographique. Dans le cas contraire, l'ILMI était considérée comme nulle.



Figure 16. Calcul de l'ILMI.

## **8. ANALYSE STATISTIQUE**

Pour effectuer l'analyse statistique, toutes les variables étudiées ont été séparées en variables quantitatives ou qualitatives, puis les données du tableur EXCEL ont été traitées à l'aide du logiciel libre R 3.1.0. L'analyse statistique a été effectuée en collaboration avec l'équipe du Docteur Nguyen (biostatisticien) du CHU de Nantes.

# RÉSULTATS

## 1. LA SÉRIE

### 1.1. Généralités

**268 PTH** ont été implantées chez **260 patients**. Parmi ceux-ci, **18 patients sont décédés** et **13 ont été perdus de vue**.

**Concernant les patients perdus de vue**, tous ont été revus en consultation de suivi post-opératoire par leur chirurgien référent. Le recul clinique moyen de suivi des patients perdus de vue a été de 19 mois (min 1 mois ; max 38 mois). Au total, 3 patients perdus de vue ont été revus avec un recul clinique inférieur à 1 an et 2 avec un recul clinique inférieur à 3 mois.

Enfin, 237 patients (94,8%) ont été recontactés par téléphone.

### 1.2. Genre et latéralité

Ce travail a porté sur l'implantation de 268 PTH (148 hanches droites soit 55,2% et 120 hanches gauches soit 44,8%) chez 260 patients (121 hommes soit 46,5% et 139 femmes soit 53,5% ; sex ratio = 0,9).

		Genre Nb (%)	
		Total	
		Homme	Femme
Nombre de patients	<b>260</b>	121 (46,5)	139 (53,5)
		Latéralité Nb (%)	
		Droite	Gauche
Nombre de hanches	<b>268</b>	148 (55,2)	120 (44,8)

Tableau 1. Genre et latéralité.

### 1.3. Âge et anthropométrie

L'âge moyen était de **62,1 ans** lors de l'intervention (min 16 ans ; max 89 ans).

L'IMC moyen était de **27,2** lors de l'intervention (min 16 ; max 43,2).

	Moyenne	Minimum	Maximum	Écart type
Âge (ans)	<b>62,1</b>	16	89	12,4
IMC	<b>27,2</b>	16	43,2	5,3

Tableau 2. Âge et anthropométrie.

### 1.4. Étiologie

La totalité des PTH a été réalisée en première intention. Les étiologies correspondaient aux données habituelles de la littérature avec une majorité de **coxarthroses primitives** (149 hanches ; 55,6%), suivie par les **ostéonécroses aseptiques** (37 ; 13,8%) dont les étiologies étaient les suivantes :

- 12 idiopathiques, 12 cortico-induites, 7 éthyliques, 5 hémopathies et 1 barotraumatisme.

		Nombre de hanches	%
Étiologies	Coxarthrose primitive	149	<b>55,6%</b>
	Ostéonécrose aseptique	37	<b>13,8%</b>
	Hanche dysplasique	25	9,3%
	Post-traumatique	22	8,2%
	Fracture fraîche	18	6,7%
	Rhumatisme ou maladie inflammatoire	16	6%
	Post-infection	1	0,4%

Tableau 3. Indications des PTH.

### 1.5. Terrain

#### 1.5.1. Antécédents chirurgicaux de la hanche opérée

- 248 hanches (**92,5%**) étaient **vierges** avant l'intervention.
- 20 hanches (**7,5%**) présentaient **un ou plusieurs antécédents chirurgicaux** du coté opéré et étaient réparties de la façon suivante :

Type d'antécédents	Nombre de hanches	%
Ostéosynthèse du col	10	<b>50%</b>
Butée	5	25%
Ostéosynthèse du cotyle	3	15%
Ostéotomie fémorale	1	5%
Ponction lavage	1	5%

Tableau 4. Antécédents chirurgicaux avant la PTH.

### 1.5.2. État du grand trochanter

1 seule PTH a été implantée chez un patient présentant une trochantérotomie parfaitement consolidée, réalisée 27 ans avant l'implantation, dans le cadre d'une ostéosynthèse pour fracture du cotyle.

### 1.5.3. Score ASA

Le score ASA, évalué lors de la consultation d'anesthésie pré-opératoire, était en moyenne de 1,92 (min ASA 1 ; max ASA 4) :

- 73 hanches (27,2%) avaient un score ASA 1.
- 146 hanches (**54,5%**) avaient un **score ASA 2**.
- 46 hanches (17,2%) avaient un score ASA 3.
- 3 hanches (1,1%) avaient un score ASA 4.

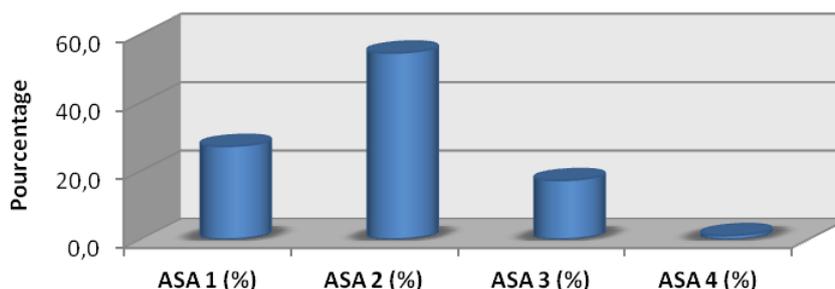


Figure 17. Score ASA pré-opératoire.

### 1.5.4. Facteurs d'instabilité

- 246 hanches (**91,8%**) ne présentaient **aucun facteur d'instabilité**.
- 22 hanches (8,2%) présentaient un à plusieurs facteurs d'instabilité. Parmi celles-ci, 20 hanches (91%) présentaient un seul facteur d'instabilité, 1 (4,5%) présentait deux facteurs d'instabilité et 1 (4,5%) présentait trois facteurs d'instabilité.

Parmi les facteurs d'instabilité recensés, 15 hanches présentaient des troubles neurotoxiques, 5 présentaient des troubles neuropsychiques et 5 présentaient des troubles neuromusculaires.

## 1.6. Score de Devane, PMA et Charnley pré-opérateur

- **Le score de Devane**

Le niveau d'activité des patients selon le score de Devane dénombrait :

- 27 hanches (10,1%) Devane 1.
- 147 hanches (**54,9%**) **Devane 2.**
- 80 hanches (29,8%) Devane 3.
- 12 hanches (4,5%) Devane 4.
- 2 hanches (0,7%) Devane 5.

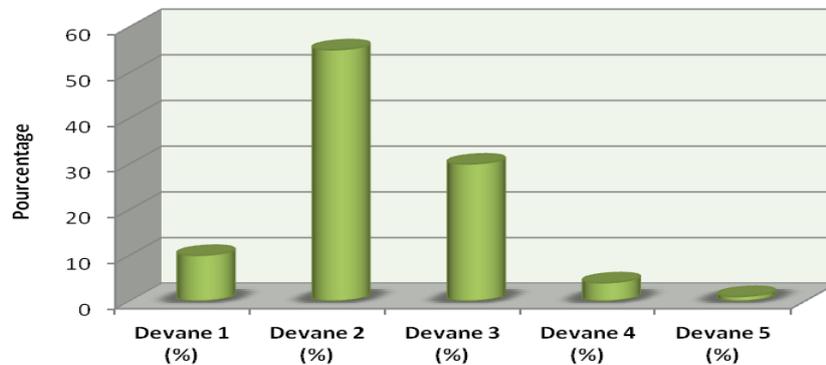


Figure 18. Score de Devane pré-opérateur.

- **Le score PMA**

Le score PMA moyen était de **11,2** avant l'intervention (min 6 ; max 18).

	Moyenne	Minimum	Maximum
Score PMA	<b>11,2</b>	6	18
Douleur	1,7	1	6
Mobilité	5,6	2	6
Marche et stabilité	3,9	0	6

Tableau 5. Score PMA pré-opérateur.

La majorité des hanches avait un résultat pré-opérateur médiocre (71,3%), passable (14,2%) ou mauvais (8,6%).

- **Le score de Charnley**

Le handicap associé selon le score de Charnley dénombrait 110 hanches (41%) classées A, 45 (16,8%) classées B et 113 (42,2%) classées C.

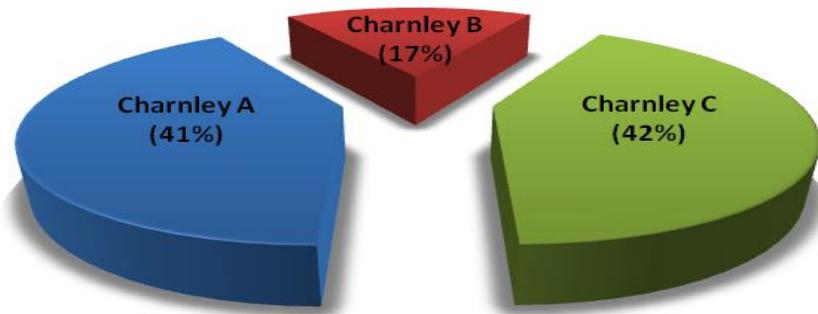


Figure 19. Score de Charnley pré-opératoire.

## 1.7. La chirurgie et les suites

### 1.7.1. Implants

#### 1.7.1.1. *Versant acétabulaire*

- **La cupule**

- 250 cupules (93,2%) ALLOFIT ont été implantées.
- 8 cupules (3%) VERSAFITCUP ont été implantées.
- 2 cupules (0,8%) DUROM ont été implantées.
- 8 inserts (3%) DURASUL MÜLLER ont été directement cimentés dans le cotyle osseux.

**Le diamètre moyen des cupules acétabulaires était de 53 mm** (min 44 mm ; max 62 mm). 190 hanches (70,9%) avaient un **diamètre de cupule acétabulaire < 56 mm** et 78 (29,1%) un diamètre de cupule acétabulaire  $\geq$  56 mm.

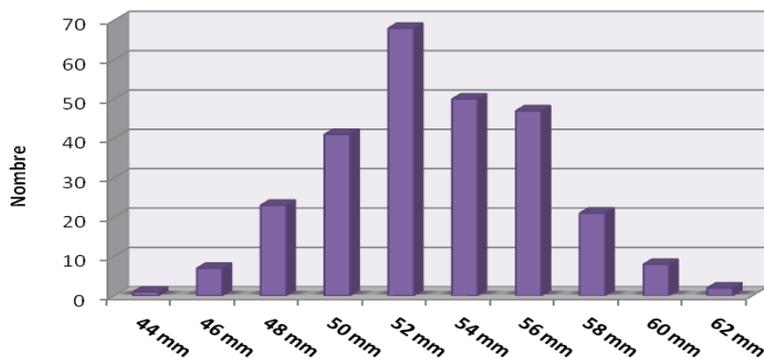


Figure 20. Répartition des diamètres de la cupule.

- **L'insert**

- 142 inserts (**53%**) **DURASUL ALPHA** ont été implantés.
- 109 inserts (40,7%) **LONGEVITY** ont été implantés.
- 15 inserts (5,6) **BIOLOX DELTA** ont été implantés.
- 2 PTH (0,7%) **DUROM** ne possédaient pas d'insert.

213 PTH (77,5%) avaient un **insert sans rebord anti-luxation** et 55 (20,5%) **avec rebord anti-luxation**.

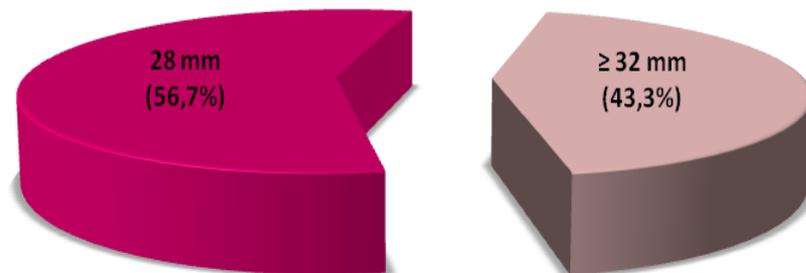
#### 1.7.1.2. *Versant fémoral*

- **La tête**

- 144 têtes (**53,8%**) **BIOLOX DELTA** ont été implantées.
- 84 têtes (31,3%) **SULOX** ont été implantées.
- 38 têtes (14,2%) **PROTASUL** ont été implantées.
- 2 têtes (0,7%) **METASUL** ont été implantées.

**Le diamètre moyen de la tête était de 30,4 mm** (min 28 mm ; max 48 mm).

- 152 têtes (**56,7%**) étaient de **diamètre 28 mm**.
- 116 têtes (**43,3%**) étaient de **diamètre  $\geq 32$  mm**, réparties de la façon suivante :
  - 85 têtes (31,7%) de 32 mm.
  - 24 têtes (9%) de 36 mm.
  - 5 têtes (1,9%) de 40 mm.
  - 2 têtes (0,7%) de 48 mm.



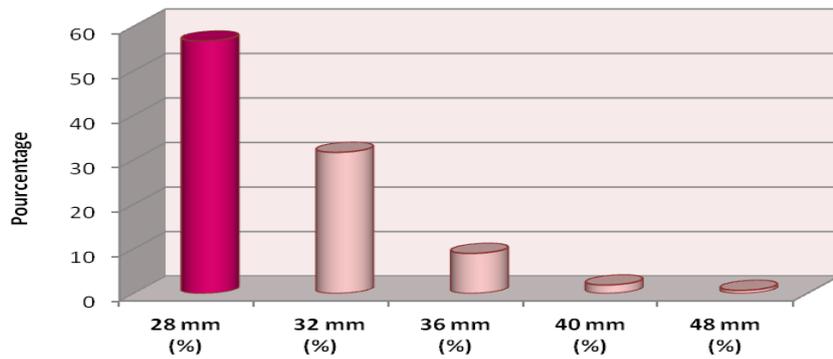


Figure 21. Répartition des diamètres de la tête.

La différence moyenne calculée entre le diamètre de la cupule et le diamètre de la tête était de 22,7 mm (min 6 mm ; max 34 mm) :

- 235 hanches (87,7%) avaient une différence de diamètre calculée < 28 mm et 33 (12,3%) une différence de diamètre calculée  $\geq$  28 mm.

• **Le col**

- 62 cols courts (23,1%) ont été implantés.
- 157 **cols moyens (58,6%)** ont été implantés.
- 49 cols longs (18,3%) ont été implantés.

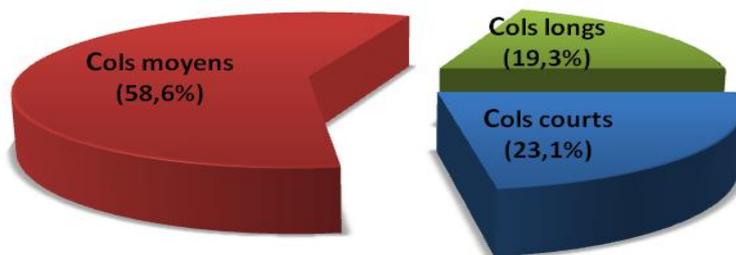


Figure 22. Répartition des longueurs de cols.

• **La tige**

- 245 tiges (**91,4%**) **AVENIR** ont été implantées.
- 15 tiges (5,6%) **QUADRA-H** ont été implantées.
- 8 tiges (3%) **PF** ont été implantées.
- 139 tiges (**51,9%**) **version standard** ont été implantées.
- 129 tiges (48,1%) **version latéralisée** ont été implantées.

**1.7.2. Nature du couple de frottement**

- 213 hanches (**79,5%**) avaient un couple de frottement **céramique/PE hautement réticulé**.
- 38 hanches (14,2%) avaient un couple de frottement métal/PE hautement réticulé.
- 15 hanches (5,6%) avaient un couple de frottement céramique/céramique.
- 2 hanches (0,7%) avaient un couple de frottement métal/métal.

### **1.7.3. Testing de la stabilité prothétique**

Le testing par l'opérateur de la stabilité prothétique en fin d'intervention était en moyenne de 2,5 (en prenant + = 1 ; ++ = 2 ; +++ = 3).

- 152 hanches (**56,7%**) avaient une **stabilité jugée bonne** (+++).
- 92 hanches (34,3%) avaient une stabilité jugée moyenne (++)
- 24 hanches (9,0%) avaient une stabilité jugée faible (+).

### **1.7.4. Geste de fermeture**

- 168 hanches (**62,7%**) ont bénéficié d'un **geste de fermeture** au niveau de la capsule et/ou des muscles pelvi-trochantériens.
- 100 hanches (37,3%) n'ont bénéficié d'aucun geste de fermeture au niveau de la capsule et/ou des muscles pelvi-trochantériens.

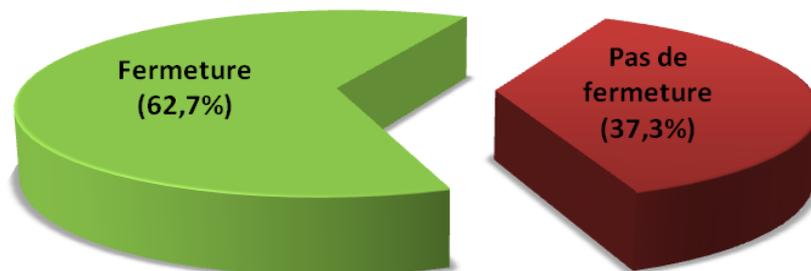


Figure 23. Répartition du geste de fermeture.

### **1.7.5. Gestes complémentaires**

27 PTH (10,1%) ont été implantées avec l'aide d'un système de navigation.

1 trochantérotomie digastrique a été réalisée chez une jeune patiente de 16 ans opérée dans les suites d'une arthrite septique dans l'enfance.

## **1.8. Complications**

### **1.8.1. Per-opératoires** (2,2%)

Parmi les complications per-opératoires, on distingue :

- 2 fractures du grand trochanter ne nécessitant pas de geste d'ostéosynthèse.
- 1 fracture du calcar nécessitant un geste d'ostéosynthèse par un cerclage.

- 1 échec de pose d'une tige AVENIR taille 1 malgré un alésage complémentaire. Décision par l'opérateur de pose d'une tige PF.
- 1 vis trochantérienne nécessaire pour le système de navigation a été laissée en place.
- 1 hanche présentait une stabilité postérieure satisfaisante et antérieure « limite » lors du testing par l'opérateur en fin d'intervention. Cette hanche a présenté une luxation antérieure survenue au cours du premier mois post-opératoire, lors d'un mouvement en extension rotation externe forcée avec le kinésithérapeute. Aucune récurrence de la luxation n'a été constatée et aucune reprise chirurgicale n'a été nécessaire.

### **1.8.2. Post-opératoires (20,2%)**

- **Précoces et secondaires** (13,1%)

Parmi les complications post-opératoires précoces et secondaires, on distingue :

- **12 luxations dont 4 nécessitant une reprise chirurgicale.**
- 3 sepsis précoces nécessitant une reprise chirurgicale.
- 2 hématomes précoces nécessitant une reprise chirurgicale.
- 1 enfoncement de la tige fémorale précoce nécessitant une reprise chirurgicale.
- 2 fractures périprothétiques précoces nécessitant une reprise chirurgicale.
- 1 fissure fémorale supérieure constatée à J+1 post-opératoire.
- 1 péritonite sur perforation diverticulaire à J+2 post-opératoire.
- 3 sciatiques non déficitaires spontanément résolutive.
- 1 déficit partiel du nerf sciatique spontanément résolutif.
- 1 déficit partiel du nerf fémoral spontanément résolutif.
- 1 déficit partiel des releveurs du pied spontanément résolutif.
- 4 tendinites du moyen fessier spontanément résolutive.
- 3 douleurs inguinales spontanément résolutive.

- **Au dernier recul** (7,1%)

Parmi les complications post-opératoires au dernier recul, on distingue :

- 2 déficits partiels du nerf sciatique résiduels.
- 1 déficit partiel du nerf fémoral résiduel.
- 6 douleurs inguinales résiduelles (évoquant un conflit entre le psoas et la cupule), dont 2 nécessitant une reprise chirurgicale (1 descellement aseptique de la cupule à 20 mois de l'implantation et 1 douleur inguinale résiduelle inexplicite).
- 3 tendinites du moyen fessier résiduelles.
- 4 douleurs fessières résiduelles.
- 2 hanches à ressaut d'évolution sporadique (évoquant un conflit entre la bandelette de Maissiat et le grand trochanter).
- 1 bruit de type couinement d'évolution sporadique.

## **1.9. Résultats cliniques**

L'analyse clinique a porté sur 268 PTH implantées chez 260 patients. Aucun patient n'a été exclu pour cette analyse.

**Concernant les patients décédés** (18 patients) et **perdus de vue** (13 patients), seules les données au dernier recul ont été prises en compte.

**Concernant les patients nécessitant une reprise chirurgicale quelle qu'en soit la cause** (14 patients), seules les données au dernier recul avant la reprise chirurgicale ont été prises en compte.

**Concernant les patients nécessitant une reprise chirurgicale pour luxation** (4 patients), seules les données au dernier recul avant la reprise chirurgicale à ciel ouvert ont été prises en compte.

### 1.9.1. Recul clinique

Le recul clinique moyen de la série, en tenant compte uniquement du recueil de données réalisé lors de la dernière consultation de suivi post-opératoire, était de 21,5 mois (min 1 mois ; max 56 mois).

**Le recul clinique moyen** de la série, en tenant compte également du recueil téléphonique, était de **41,7 mois** (min 1 mois ; max 56 mois).

	Moyen	Minimum	Maximum	Écart type
Recul clinique (mois)	41,7	1	56	11,2

Tableau 6. Recul clinique moyen.

### 1.9.2. Score de Devane, PMA et Charnley post-opératoire

- **Le score selon Devane**

Le niveau d'activité des patients selon le score de Devane dénombrait :

- 9 hanches (3,4%) Devane 1.
- 54 hanches (20,1%) Devane 2.
- 119 hanches (**44,4%**) **Devane 3.**
- 81 hanches (30,2%) Devane 4.
- 5 hanches (1,9%) Devane 5.

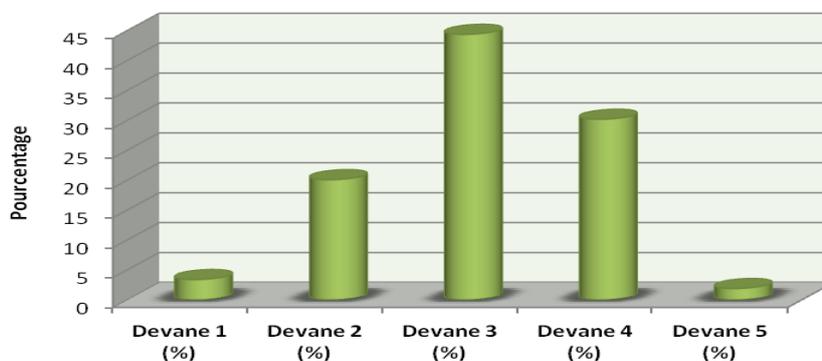


Figure 24. Score de Devane post-opératoire.

- **Le score PMA**

Le score PMA moyen était de **16,3** après l'intervention (min 6 ; max 18).

	Moyenne	Minimum	Maximum
Score PMA	<b>16,3</b>	6	18
Douleur	5,4	1	6
Mobilité	5,9	5	6
Marche et stabilité	5	0	6

Tableau 7. Score PMA post-opératoire.

**La majorité des hanches** avait un **résultat post-opératoire** excellent (22,4%), **très bon (38,8%)** ou bon (21,3%).

Une minorité des hanches avait un résultat post-opératoire passable (13%), médiocre (4,1%) ou mauvais (0,4%).

**Concernant les 12 patients (4,5%) présentant un résultat post-opératoire médiocre ou mauvais :**

- 1 patiente est décédée d'une encéphalopathie hépatique, dans le cadre d'une maladie de Rendu-Osler de forme hépatique, à 15 jours de son intervention pour fracture du col du fémur.
- 1 patiente est décédée d'un arrêt cardio-respiratoire, dans le cadre d'une insuffisance cardiaque sévère, à 15 jours de son intervention pour fracture du col du fémur.
- 4 patients ont nécessité une reprise chirurgicale (1 sepsis précoce, 1 fracture périprothétique, 1 descellement aseptique du cotyle et 1 douleur inguinale résiduelle inexpliquée).
- Tous les autres patients avaient un handicap associé avec un score de Charnley C.

- **Le score de Charnley**

Le handicap associé selon le score de Charnley dénombrait 69 hanches (25,8%) classées A, 55 (20,5%) classées B et 144 (**53,7%**) classées C.

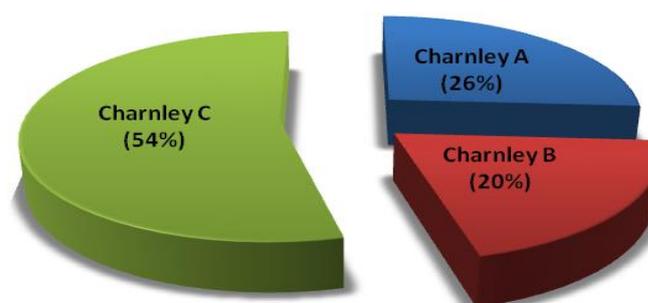


Figure 25. Score de Charnley post-opératoire.

### 1.9.3. Satisfaction subjective

La note moyenne attribuée concernant la satisfaction globale de l'intervention et de ses suites était de **8,3/10** sur un total de 235 hanches (87,7%).

## 1.10. Résultats radiographiques

L'analyse radiographique a porté sur 268 PTH implantées chez 260 patients. Aucun patient n'a été exclu pour cette analyse.

- **Concernant les patients décédés** (18 patients) **et perdus de vue** (13 patients), seules les données au dernier recul ont été prises en compte.

- **Concernant les patients nécessitant une reprise chirurgicale quelle qu'en soit la cause** (14 patients), seules les données au dernier recul avant la reprise chirurgicale ont été prises en compte.

- **Concernant les patients nécessitant une reprise chirurgicale pour luxation** (4 patients), seules les données au dernier recul avant la reprise chirurgicale à ciel ouvert ont été prises en compte.

### 1.10.1. Recul radiographique

Le recul radiographique moyen était de **21,5 mois** (min 1 mois ; max 56 mois).

### 1.10.2. Positionnement de la cupule cotyloïdienne

L'inclinaison frontale moyenne de la cupule prothétique était de **46,8°** (min 22° ; max 74°).

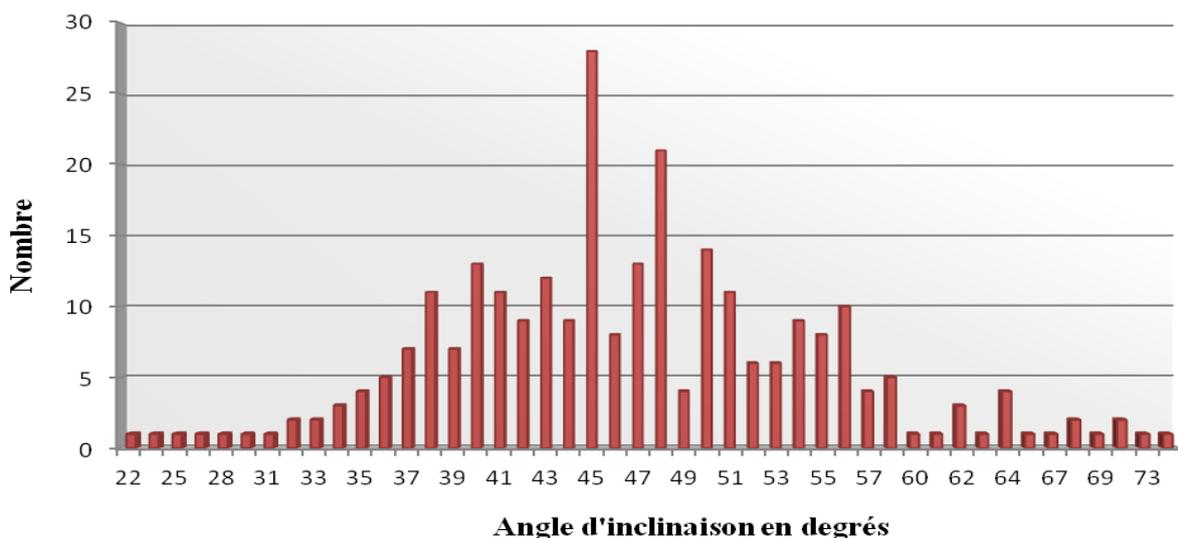


Figure 26. Répartition des angles d'inclinaisons des cupules.

- 185 hanches (**69,0%**) étaient situées **dans la zone de sécurité définie par Lewinnek** (entre  $\geq 30^\circ$  et  $\leq 50^\circ$ ).

- 83 hanches (31,0%) étaient situées en dehors de la zone de sécurité définie par Lewinnek (< 30° et > 50°).

### **1.10.3. Positionnement de la tige fémorale**

Les tiges fémorales étaient réparties de la façon suivante :

- 226 tiges **axées (84,3%)**.
- 40 tiges *varus* (15%).
- 2 tiges *valgus* (0,7%).

### **1.10.4. Qualité de la fixation des implants**

13 hanches (**4,8%**) présentaient **un ou plusieurs liserés** répartis de la façon suivante :

- 6 liserés fémoraux. Cinq fois la zone 7 et une fois la zone 14 (6 tiges AVENIR).
- 6 liserés acétabulaires. Quatre fois la zone IV (dont une cupule avec 1 vis), une fois la zone V (une cupule avec 1 vis) et une fois la zone IV et V (une cupule avec 3 vis).
- 1 liseré fémoral et acétabulaire concernant la zone 1 et la zone IV (tige AVENIR et cupule ALLOFIT IT).

### **1.10.5. Ossifications ectopiques**

73 ossifications périprothétiques (27,2%) ont été retrouvées. Selon la classification de Brooker on dénombrait :

- 195 hanches **sans aucune ossification (72,8%)**.
- 63 ossifications grade 1 (23,5%).
- 8 ossifications grade 2 (3,0%).
- 2 ossifications grade 3 (0,7%).

### **1.10.6. Inégalité de longueur des membres inférieurs**

**L'inégalité de longueur des membres inférieurs moyenne était de +0,18 cm** (min -2,9 cm ; max +4,1 cm ; écart type 0,6).

- 262 hanches (**97,8%**) avaient une **ILMI comprise entre  $\geq -1,5$  cm et  $\leq +1,5$  cm**.
- 6 hanches (2,2%) avaient une ILMI en dehors de cette zone (< -1,5 cm et > +1,5 cm).

**- Concernant les 2 hanches dont l'ILMI était < -1,5 cm :**

- 1 enfoncement de la tige fémorale précoce nécessitant une reprise chirurgicale.
- 1 fracture du calcar nécessitant un geste d'ostéosynthèse par un cerclage.

**- Concernant les 4 hanches dont l'ILMI était > +1,5 cm :**

- 1 implantation par voie antérieure selon Hueter avec table orthopédique et
- 3 implantations par voie postéro-externe selon Moore.

Aucune n'a nécessité de reprise chirurgicale et toutes ont été compensées par une talonnette sous le membre inférieur controlatéral.

## 1.11. Survie globale de l'intervention

14 hanches (5,2%) ont nécessité **une ou plusieurs reprises chirurgicales** pour un recul clinique moyen de la série de 41,7 mois. Le recul moyen par rapport à la première intervention était de 5,5 mois (min 0 mois ; max 27 mois). Aucune hanche n'a nécessité plus d'une reprise chirurgicale à ciel ouvert.

- **10 reprises chirurgicales (71,4%)** ont eu lieu précocement, **au cours des trois premiers mois post-opératoires** (moyenne 0,7 mois ; min 0 mois ; max 2 mois), avec pour causes :

- 3 sepsis.
- 2 hématomes.
- **2 luxations.**
- 2 fractures périprothétiques.
- 1 enfoncement de la tige fémorale.

- **4 reprises chirurgicales (28,6%)** ont eu lieu plus tardivement, **au delà des trois premiers mois post-opératoires** (moyenne 17,5 mois ; min 6 mois ; max 27 mois), avec pour causes :

- **2 luxations.**
- 1 descellement aseptique de la cupule.
- 1 douleur inguinale résiduelle inexplicée.

## **2. LE GROUPE LUXATION**

### 2.1. Généralités

**12 patients (4,5%) ont présenté une ou plusieurs luxations.** Parmi ceux-ci, **aucun n'a été perdu de vue** et 1 patiente est décédée (cause du décès sans lien avec l'intervention).

Tous les patients ont été revus en consultation de suivi post-opératoire par leur chirurgien référent et tous ont été recontactés par téléphone.

### 2.2. Genre et latéralité

- 6 hommes et 6 femmes ont été opérés (sex *ratio* = 1).
- 9 hanches gauches et 3 hanches droites ont été opérées.

### 2.3. Âge et anthropométrie

**L'âge moyen était de 66,1 ans** lors de l'intervention (min 47 ans ; max 71 ans).

**L'IMC moyen était de 32,7** lors de l'intervention (min 24,4 ; max 39).

### 2.4. Étiologie

Parmi les étiologies, on distingue :

- **5 coxarthroses primitives.**
- 3 ostéonécroses aseptiques, dont les étiologies étaient :
  - 2 cortico-induites et 1 idiopathique.

- 2 hanches dysplasiques.
- 1 post-traumatique (fracture du cotyle survenue 27 ans avant l'implantation, traitée orthopédiquement).
- 1 maladie inflammatoire ou rhumatismale.

## 2.5. Terrain

- **Antécédents chirurgicaux de la hanche opérée**

Toutes les hanches étaient vierges avant l'intervention.

- **État du grand trochanter**

Aucune trochantérotomie n'avait été réalisée avant ou pendant l'intervention.

- **Score ASA**

Le score ASA, évalué lors de la consultation d'anesthésie pré-opératoire, était en moyenne de 2 (min ASA 1 ; max ASA 3) :

- 3 hanches avaient un score ASA 1.
- **6 hanches** avaient un **score ASA 2**.
- 3 hanches avaient un score ASA 3.

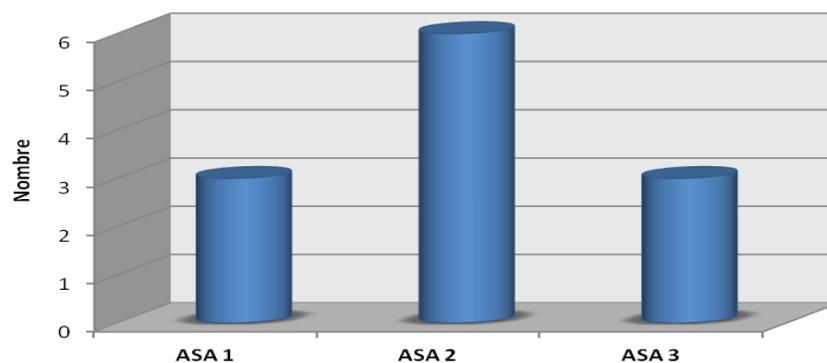


Figure 27. Score ASA pré-opératoire.

- **Facteurs d'instabilité**

**3 hanches** présentaient **un à plusieurs facteurs d'instabilité**. Parmi celles-ci, 1 hanche présentait un seul facteur d'instabilité, 1 présentait deux facteurs d'instabilité et 1 présentait trois facteurs d'instabilité.

**Parmi les facteurs d'instabilité recensés**, 2 hanches présentaient des troubles neurotoxiques, 2 présentaient des troubles neuropsychiques et 2 présentaient des troubles neuromusculaires.

## 2.6. Score de Devane, PMA et Charnley pré-opératoire

- **Le score selon Devane**

Le niveau d'activité des patients selon le score de Devane dénombrait :

- 2 hanches Devane 1.
- **7 hanches Devane 2.**
- 3 hanches Devane 3.

- **Le score PMA**

**Le score PMA moyen était de 10,5** avant l'intervention (min 6 ; max 14).

- Le critère « douleur » avait une moyenne de 1,5 avant l'intervention (min 1 ; max 3).
- Le critère « mobilité » avait une moyenne de 5,5 avant l'intervention (min 5 ; max 6).
- Les critères « marche et stabilité » avaient une moyenne de 3,5 avant l'intervention (min 0 ; max 5).

- **Le score de Charnley**

Le handicap associé selon le score de Charnley dénombrait 3 hanches classées A, 2 classées B et **7 classées C.**

## 2.7. La chirurgie et les suites

### 2.7.1. Conditions techniques

- Toutes les hanches ont été opérées par voie d'abord postéro-externe selon Moore.
- Toutes les cupules et toutes les tiges ont été impactées sans être cimentées.
- 3 PTH ont été implantées avec l'aide d'un système de navigation.

### 2.7.2. Implants

#### 2.7.2.1. *Versant acétabulaire*

- **La cupule**

12 cupules ALLOFIT ont été implantées.

**Le diamètre moyen des cupules acétabulaires était de 54 mm** (min 48 mm ; max 58 mm).

6 hanches avaient un diamètre de cupule acétabulaire < 56 mm et 6 un diamètre de cupule acétabulaire ≥ 56 mm.

- **L'insert**

- 8 inserts LONGEVITY ont été implantés.
- 4 inserts DURASUL ALPHA ont été implantés.

10 PTH avaient un **insert sans rebord anti-luxation** et 2 **avec rebord anti-luxation**.

#### 2.7.2.2. Versant fémoral

- **La tête**

- 8 têtes BIOLOX DELTA ont été implantées.
- 4 têtes SULOX ont été implantées.

**Le diamètre moyen de la tête était de 30 mm** (min 28 mm ; max 36 mm).

- **7 têtes** étaient de **diamètre 28 mm**.
- **5 têtes** étaient de **diamètre  $\geq 32$  mm** réparties de la façon suivante :
  - 4 têtes de 32 mm.
  - 1 tête de 36 mm.

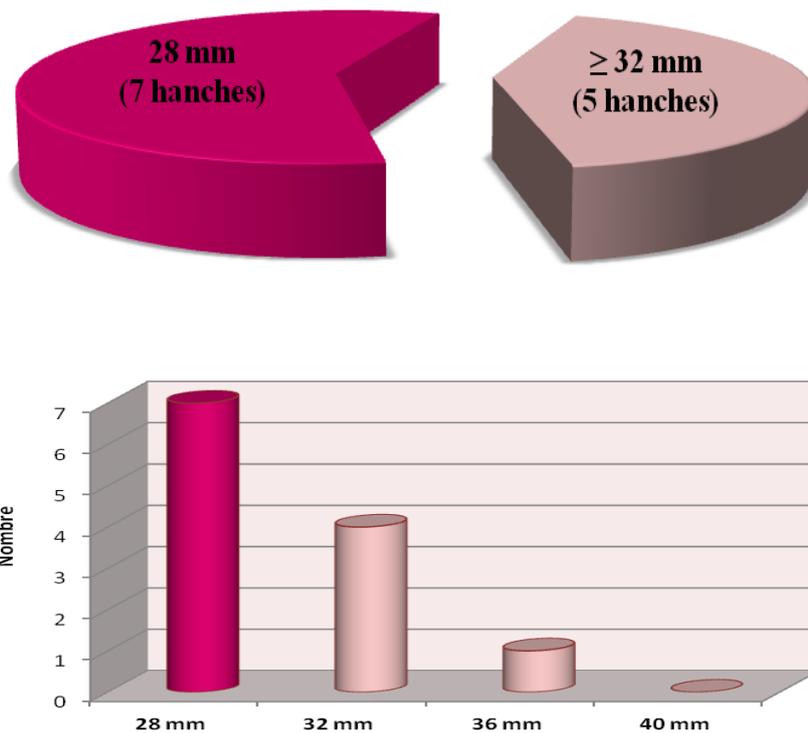


Figure 28. Répartition des diamètres de la tête.

La différence moyenne calculée entre le diamètre de la cupule et le diamètre de la tête était de 24 mm (min 20 mm ; max 28 mm) :

- 11 hanches avaient une différence de diamètre calculée  $< 28$  mm et 1 avec une différence de diamètre calculée  $\geq 28$  mm.

- **Le col**

- 1 col court a été implanté.
- **7 cols moyens** ont été implantés.
- 4 cols longs ont été implantés.

- **La tige**

12 tiges AVENIR ont été implantées.

- **8 tiges version standard** ont été implantées.
- 4 tiges version latéralisée ont été implantées.

### 2.7.2.3. *Nature du couple de frottement*

Toutes les hanches avaient un couple de frottement **céramique/PE hautement réticulé**.

### 2.7.2.4. *Testing de la stabilité prothétique*

Le testing par l'opérateur de la stabilité prothétique en fin d'intervention était en moyenne de 1,9 (en prenant + = 1 ; ++ = 2 ; +++ = 3) et étaient réparties de la façon suivante :

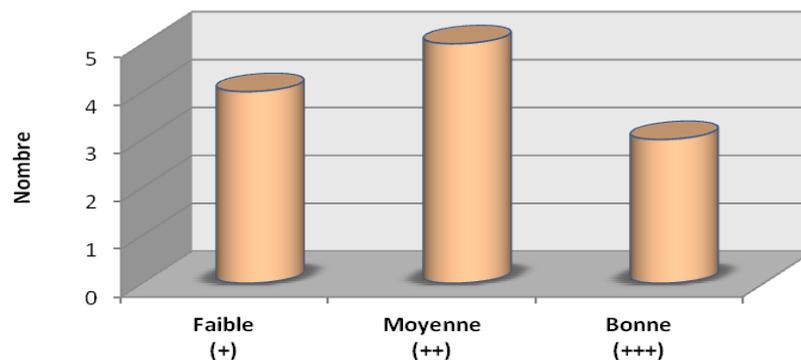


Figure 29. Répartition du testing.

### 2.7.2.5. *Geste de fermeture*

- 3 hanches ont bénéficié d'un geste de fermeture au niveau de la capsule et/ou des muscles pelvi-trochantériens.
- **9 hanches** n'ont bénéficié d'**aucun geste de fermeture** au niveau de la capsule et/ou des muscles pelvi-trochantériens.



Figure 30. Répartition du geste de fermeture.

## 2.8. Résultats cliniques

L'analyse clinique a porté sur 12 hanches. Aucun patient du groupe luxation n'a été exclu pour cette analyse.

**Concernant la patiente décédée**, seules les données au dernier recul ont été prises en compte.

**Concernant les patients nécessitant une reprise chirurgicale pour luxation** (4 patients), seules les données au dernier recul avant la reprise chirurgicale à ciel ouvert ont été prises en compte.

### 2.8.1. Recul clinique

Le recul clinique moyen, en tenant compte uniquement du recueil de données réalisé lors de la dernière consultation de suivi post-opératoire, était de 29 mois (min 6 mois ; max 56 mois).

**Le recul clinique moyen**, en tenant compte également du recueil téléphonique, était de **40 mois** (min 17 mois ; max 56 mois).

### 2.8.2. Score de Devane, PMA et Charnley post-opératoire

- **Le score selon Devane**

Le niveau d'activité des patients selon le score de Devane dénombrait :

- 7 hanches Devane 2.
- 5 hanches Devane 3.

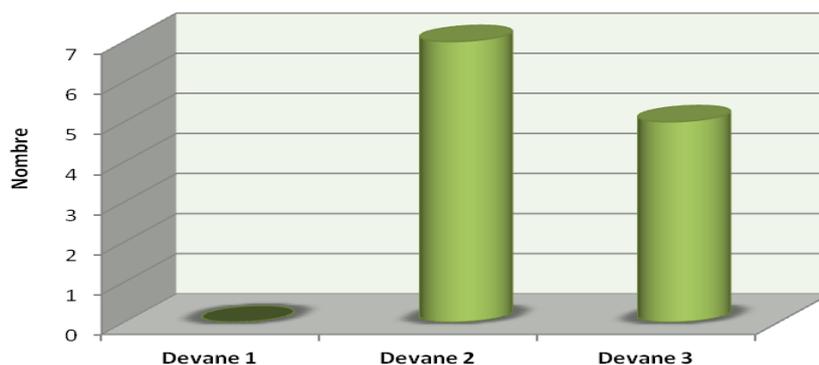


Figure 31. Score de Devane post-opérateur.

- **Le score PMA**

Le score PMA moyen était de **15,6** après l'intervention (min 13 ; max 18).

	Moyenne	Minimum	Maximum
Score PMA	<b>15,6</b>	13	18
Douleur	5,2	1	3
Mobilité	6	6	6
Marche et stabilité	4,3	2	6

Tableau 8. Score PMA post-opérateur.

**La moitié des hanches** avait un résultat post-opérateur **passable** (6 patients).

La moitié des hanches avait un résultat post-opérateur bon (1 patient), très bon (4 patients) ou excellent (1 patient).

- **Le score de Charnley**

Le handicap associé selon le score de Charnley dénombrait 2 hanches classées A et **10 classées C**.

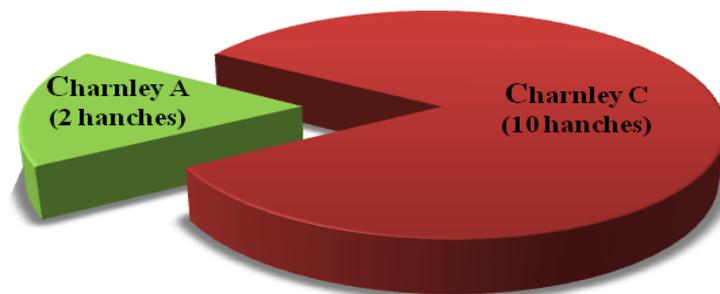


Figure 32. Score de Charnley post-opérateur.

### 2.8.3. Satisfaction subjective

La **note moyenne** attribuée concernant la satisfaction globale de l'intervention et de ses suites était de **5,6/10** sur un total de 11 hanches (1 patiente décédée).

## 2.9. Caractéristiques de la ou des luxations

### 2.9.1. Nombre de luxations

- **8 hanches** ont présenté **une seule luxation**. Parmi celles-ci, une seule hanche a nécessité une reprise chirurgicale à ciel ouvert.
- 4 hanches ont présenté plusieurs luxations (3 hanches avec 2 luxations et 1 hanche avec 6 luxations). Parmi celles-ci, 3 hanches ont nécessité une reprise chirurgicale à ciel ouvert (2 hanches avec 2 luxations et 1 hanche avec 6 luxations).

### **2.9.2. Délai de survenue de la première luxation**

- **7 hanches** ont présenté une luxation au cours du **1er mois post-opératoire**.
- 1 hanche a présenté une luxation au cours du 2ème mois post-opératoire.
- 1 hanche a présenté une luxation au cours du 3ème mois post-opératoire.
- 1 hanche a présenté une luxation au cours du 4ème mois post-opératoire.
- 1 hanche a présenté une luxation au cours du 5ème mois post-opératoire.
- 1 hanche a présenté une luxation au cours du 51ème mois post-opératoire (4,25 ans).

### **2.9.3. Délai de survenue de la première récurrence**

4 hanches ont présenté plusieurs luxations. Toutes ont récidivé au cours du 1er mois suivant la première luxation.

### **2.9.4. Direction de la première luxation**

- **10 luxations postérieures** ont été observées.
- **2 luxations antérieures** ont été observées.

### **2.9.5. Direction de la ou des récurrences**

- Toutes les luxations postérieures ayant récidivé ont eu lieu en postérieur.
- Aucune luxation antérieure n'a récidivé (1 hanche a été reprise chirurgicalement dès la première luxation et 1 hanche n'a pas récidivé).

### **2.9.6. Événement luxant**

**Concernant les luxations postérieures**, les événements luxants relevés sont :

- **Relevé d'une position assise (4 hanches)**.
- Déplacement dans le lit (3 hanches).
- Pivotement (2 hanches).
- Chute (1 hanches).

**Concernant les luxations antérieures**, les événements luxants relevés sont :

- **Pivotement (2 hanches)**.

**Le testing de la stabilité prothétique lors de la première réduction** était le suivant :

- Peu instable (5 hanches). Aucune hanche n'a récidivé et aucune n'a nécessité de reprise chirurgicale à ciel ouvert.

- Très instable (5 hanches). 2 hanches ont récidivé et 2 ont nécessité une reprise chirurgicale à ciel ouvert.
- Effet came (2 hanches). Toutes ont récidivé et toutes ont nécessité une reprise chirurgicale à ciel ouvert.

### **2.9.7. Testing des mobilités prothétiques lors de la première réduction**

#### **Concernant les luxations postérieures, on distingue :**

- Flexion 90° et rotation interne 15° (1 hanche).
- Flexion 90° et rotation interne 20° (3 hanches).
- Flexion 90° et rotation interne 30° (1 hanche).
- Flexion 90° et rotation interne 50° (4 hanches).
- Flexion 90° et rotation interne 70° (1 hanche).

#### **Concernant les luxations antérieures, on distingue :**

- Extension complète et rotation externe 5° (1 hanche).
- Extension complète et rotation externe 20° (1 hanche).

## 2.10. Reprise chirurgicale à ciel ouvert

### **2.10.1. Délai de la reprise chirurgicale**

#### **Concernant les luxations postérieures :**

- **3/10 hanches ont nécessité une reprise chirurgicale à ciel ouvert** (2 hanches avec 2 épisodes de luxation et 1 hanche avec 6 épisodes de luxation) :
  - 1 hanche au cours du 1er mois post-opératoire.
  - 1 hanche au cours du 6ème mois post-opératoire.
  - 1 hanche au cours du 17ème mois post-opératoire (1,42 an).

#### **Concernant les luxations antérieures :**

- **1/2 hanche a nécessité une reprise chirurgicale à ciel ouvert** (1 hanche avec 1 seul épisode de luxation). Cette hanche a été reprise au cours du 1er mois post-opératoire.

### **2.10.2. Conditions techniques de la reprise chirurgicale**

- **Réduction(s) orthopédique(s)**

- **Toutes les hanches ont nécessité une première réduction orthopédique.** Parmi celles-ci, 1 seule hanche a nécessité une reprise chirurgicale à ciel ouvert après ce premier épisode de luxation (1 hanche avec luxation antérieure).
- **5 hanches ont nécessité une seconde réduction orthopédique.** Parmi celles-ci, 2 hanches n'ont pas présenté d'autre épisode de luxation, 2 hanches ont nécessité une reprise chirurgicale à ciel ouvert après ce deuxième épisode de luxation (2 hanches avec luxation

postérieure) et 1 hanche a nécessité une reprise chirurgicale à ciel ouvert après le sixième épisode de luxation (1 hanche avec luxation postérieure).

- **Reprise chirurgicale à ciel ouvert**

Au total, **4 hanches ont nécessité une reprise chirurgicale à ciel ouvert.**

- Toutes les hanches ont été reprises par la même voie d'abord (postéro-externe selon Moore).
- Toutes les hanches ont bénéficié d'un changement unipolaire (cupule + insert + tête) par une cupule double mobilité.
- Aucune hanche n'a présenté de nouvel épisode de luxation après cette reprise chirurgicale à ciel ouvert.

## 2.11. Résultats radiographiques

L'analyse radiographique a porté sur 12 hanches. Aucun patient n'a été exclu pour cette analyse.

- **Concernant la patiente décédée**, seules les données au dernier recul ont été prises en compte.
- **Concernant les patients nécessitant une reprise chirurgicale pour luxation** (4 patients), seules les données au dernier recul avant la reprise chirurgicale à ciel ouvert ont été prises en compte.

### 2.11.1. Recul radiographique

**Le recul radiographique moyen était de 18 mois** (min 0 mois ; max 56 mois).

### 2.11.2. Positionnement de la cupule cotyloïdienne

**L'inclinaison frontale moyenne de la cupule prothétique était de 48,4°** (min 37° ; max 64°).

- **8 hanches** étaient situées **dans la zone de sécurité définie par Lewinnek** (entre  $\geq 30^\circ$  et  $\leq 50^\circ$ ).
- 4 hanches étaient situées en dehors de la zone de sécurité définie par Lewinnek ( $< 30^\circ$  et  $> 50^\circ$ ).

### 2.11.3. Positionnement de la tige fémorale

Les tiges fémorales étaient réparties de la façon suivante :

- **9 tiges axées.**
- 3 tiges *varus*.

### 2.11.4. Qualité de la fixation des implants

1 hanche présentait un liseré acétabulaire en zone IV (une cupule sans vis).

### 2.11.5. Ossifications ectopiques

2 hanches présentaient des ossifications périprothétiques grade 1 selon la classification de Brooker.

#### **2.11.6. Inégalité de longueur des membres inférieurs**

L'inégalité de longueur des membres inférieurs moyenne était de **+0,13 cm** (min -1,2 cm ; max +1,1 cm).

- **Toutes les hanches** avaient une **ILMI comprise entre  $\geq -1,5$  cm et  $\leq +1,5$  cm.**

### **3. COMPARAISON DE LA SÉRIE « ANNÉE 2009 » VERSUS « ANNÉE 2010 »**

#### **3.1. Série « année 2009 »**

**La prévalence de la luxation était de 2,4%** pour les PTH implantées au cours de l'année 2009.

Cette série comportait 124 PTH réparties de la façon suivante :

- 98 têtes (**79,0%**) de **28 mm**.
- 22 têtes (17,8%) de 32 mm.
- 2 têtes (1,6%) de 36 mm.
- 2 têtes (1,6%) de 48 mm (couple métal/métal).

**Un total de 3 luxations** ont été observées, toutes avec une tête de 28 mm.

#### **3.2. Série « année 2010 »**

**La prévalence de la luxation était de 6,2%** pour les PTH implantées au cours de l'année 2010.

Cette série comportait 144 PTH réparties de la façon suivante :

- 54 têtes (37,5%) de 28 mm.
- 63 têtes (**43,7%**) de **32 mm**.
- 22 têtes (15,3%) de 36 mm.
- 5 têtes (3,5%) de 40 mm.

**Un total de 9 luxations** ont été observées, réparties de la façon suivante :

- 4 têtes de 28 mm.
- 4 têtes de 32 mm.
- 1 tête de 36 mm.

#### **4. COMPARAISON DE LA SÉRIE « LUXATION » VERSUS « ABSENCE DE LUXATION »**

##### 4.1. Analyse bivariée

**Concernant le risque de luxation :**

- 17 variables étudiées étaient significatives avec  $p < 0,1$ .
- 11 variables étudiées étaient significatives avec  $p < 0,05$ .

Le diamètre de la tête fémorale n'est pas apparu comme une variable significative ( $p = 0,8348$ ).

		Luxation = 0		Luxation = 1		p
		n / $\mu$	% / $\sigma$	n / $\mu$	% / $\sigma$	
Âge		62.3	12.6	66.1	8.30	<b>0.08111</b>
Poids		74.4	16.7	93.25	17.3	<b>0.000686</b>
IMC		27.0	5.2	32.7	5.0	<b>0.0006759</b>
IMC < 30kg/m <sup>2</sup>		190	74,2%	4	33,3%	<b>0.00452</b>
IMC ≥ 30kg/m <sup>2</sup>		66	25,8%	8	66,7%	
Facteur d'instabilité (NC/NM/NT)	non	237	92,6%	9	75,0%	<b>0.06508</b>
	oui	19	7,4%	3	25,0%	
Facteur d'instabilité (nombre)		0.07	0.26	0.5	1	<b>0.0208</b>
Facteur d'instabilité neurocognitif	non	253	98,8%	10	83,3%	<b>0.0171</b>
	oui	3	1,2%	2	16,7%	
Facteur d'instabilité neuromusculaire	non	253	98,8%	10	83,3%	<b>0.0171</b>
	oui	3	1,2%	2	16,7%	
Côté droit		145	56,6%	3	25,0%	<b>0.06327</b>

	gauche	111	43,4%	9	75,0%	
Différence entre le diamètre du cotyle et le diamètre de la tête		22.6	3.6	24	2.1	<b>0.05675</b>
Testing PTH		2.5	0.6	1.9	0.8	<b>0.006149</b>
Fermeture	non	91	35,5%	9	75,0%	<b>0.01098</b>
	oui	165	64,5%	3	25,0%	
ILMI	positif	70	27,3%	4	33,3%	<b>0.06164</b>
	0	169	66,0%	5	41,7%	
	négatif	17	6,6%	3	25,0%	
Score Devane post-opératoire		3.1	0.8	2.4	0.5	<b>0.002494</b>
PMA stabilité post-opératoire		5.1	1.0	4.3	1.2	<b>0.04098</b>
PMA total post-opératoire		16.4	1.7	15.6	1.6	<b>0.04615</b>
CHARNLEY post-opératoire	A	67	26,2%	2	16,7%	<b>0.09209</b>
	B	55	21,5%	0	0,0%	
	C	134	52,3%	10	83,3%	

Tableau 9. Analyse bivariée (variables testées significatives).

#### 4.2. Analyse multivariée

Pour effectuer l'analyse multivariée, seules les variables considérées comme significatives (avec  $p < 0,1$ ) avec ont été prises en compte pour le modèle statistique.

Malgré l'absence de significativité de chacune des variables concernant le diamètre de la tête fémorale (1 variable quantitative et 2 variables qualitatives), chacune d'elles a été ajoutée de façon forcée au modèle statistique afin de déceler une éventuelle significativité lors de l'analyse multivariée.

##### Concernant le risque de luxation :

6 variables étudiées étaient significatives avec  $p < 0,05$ . Dans un ordre croissant de significativité ont retrouvait les variables suivantes :

- L'existence d'une instabilité neuromusculaire pré-opératoire.
- L'existence d'un IMC pré-opératoire  $\geq 30\text{kg/m}^2$ .
- L'existence d'une stabilité prothétique décroissante lors du testing en fin d'intervention.
- L'existence d'un âge croissant lors de l'intervention.
- L'existence d'un score de Devane décroissant post-opératoire.
- L'absence d'un geste de fermeture au niveau de la capsule et/ou des muscles pelvi-trochantériens en fin d'intervention.

Aucune des variables concernant le diamètre de la tête fémorale n'est apparue comme significative.

	Estimate	IC 2,5% (borne inf)	IC 97,5% (borne inf)	OR	IC 2,5% (borne sup)	IC 97,5% (borne sup)	Std. Error	z value	Pr(> z )
Intercept	6,406	-2,055	16,310	605,568	0,128	12 114 890,575	4,562	1,404	0.16021
Âge	0,077	0,014	0,144	1,080	0,866	0,986	0,032	2,380	0.01733
IMC $\geq$ 30kg/m <sup>2</sup>	2,191	0,623	4,137	8,942	1,864	62,605	0,869	2,522	0.01166
Facteur d'instabilité neuromusculaire (oui)	4,391	1,011	7,824	80,758	2,749	2 499,256	1,669	2,631	0.00851
Côté gauche	1,477	-0,044	3,293	4,379	0,957	26,934	0,831	1,778	0.07538
Testing PTH	-1,221	-2,292	-0,270	0,295	0,101	0,763	0,504	-2,422	0.01545
Fermeture (oui)	-1,662	-3,386	-0,200	0,190	0,034	0,819	0,791	-2,100	0.03574
Score Devane post opératoire	-1,375	-2,655	-0,304	0,253	0,070	0,738	0,585	-2,351	0.01875

Sensibilité	75,00%
Spécificité	95,70%
Taux de mauvais classement	5,22%
AUC (Aire sous la courbe)	91,85%

		Y	
		0	1
Ŷ	0	245	3
	1	11	9

Tableau 10. Analyse multivariée.

## DISCUSSION

Cette étude s'est attachée à analyser les facteurs de risque de luxation d'une série continue de 268 PTH de première intention implantées dans un même centre hospitalier sur une période de 2 ans.

**Les objectifs** de cette étude ont été les suivants :

- Evaluer la prévalence de cette complication.
- Evaluer les facteurs de risque de cette complication.
- Evaluer l'influence du diamètre de la tête fémorale sur le risque de luxation.
- Evaluer les résultats cliniques et radiographiques de la série.

**Les résultats** de cette étude ont été les suivants :

- La prévalence globale de la luxation était de 4,5% sur 268 PTH.
- La prévalence de la luxation était de 2,4% dans la série « année 2009 » sur 124 PTH contre 6,2% dans la série « année 2010 » sur 144 PTH.
- Le diamètre de la tête fémorale n'est pas apparu comme une variable significativement influente sur le risque de luxation.

# **1 DE LA METHODE**

## **1.1. Généralités**

### **Concernant le type d'étude :**

La principale limite de cette étude est liée à son type et par conséquent son niveau de preuve. Cette étude est d'un niveau de preuve IV selon les critères de l' « Evidence Based Medecine » rapportés par la HAS (89).

### **Concernant le recueil de données :**

L'utilisation de plusieurs procédés complémentaires a permis d'établir un listing exhaustif des patients.

## **1.2. Analyse clinique**

L'IMC est un paramètre conçu et validé pour les adultes âgés de 18 à 65 ans, ce qui représente 56,0% des patients de la série. L'interprétation de ce paramètre est donc rendue difficile pour les patients de plus de 65 ans figurant dans la série.

**Les scores de Devane, PMA, Charnley pré et postopératoires** étaient majoritairement non renseignés. Ils ont donc été déduits à partir des observations contenues dans le dossier clinique ainsi que des réponses obtenues lors du recueil téléphonique avec la marge d'erreur que cela implique.

**Une simple analyse de satisfaction subjective** du patient a été réalisée. Aucun questionnaire de satisfaction validé (SF36 ou WOMAC) n'a été recueilli de façon systématique puisque ce n'était pas l'objet de cette étude. L'interprétation est donc elle aussi très subjective et n'a pas prétention de remplacer un questionnaire de satisfaction validé.

## **1.3. Analyse des données de la prothèse totale de hanche**

### **1.3.1. Conditions techniques**

**L'expérience de l'opérateur** est un paramètre qui n'a pas été recueilli pour cette étude. En effet, l'inexpérience de l'opérateur est un facteur de risque de luxation reconnu dans la littérature. Cependant, l'objectif de cette étude s'est attaché à rechercher principalement les facteurs de risque modifiables afin d'apporter des mesures préventives et/ou correctives pertinentes. L'exercice dans un CHU tel que Nantes impose nécessairement une équipe chirurgicale variée en termes d'expérience.

**Le testing par l'opérateur de la stabilité prothétique en fin d'intervention** a été recueilli pour cette étude. La difficulté est de savoir si la hanche se luxe trop facilement ou non du côté de la voie d'abord. Lors du testing, la part laissée à la subjectivité de l'opérateur reste importante. L'appréciation de la laxité lors de la traction dans l'axe du membre inférieur n'a pas été recueillie pour cette étude. Un piston de plus de 0,5 cm traduirait un défaut de tension

des parties molles bien que ce chiffre soit critiquable car dépendant de la force de traction, de la profondeur de l'anesthésie et de l'importance de la libération des parties molles.

### **1.3.2. Implants**

Chaque prothèse ayant sa biomécanique propre, la multiplicité des implants constitue à l'évidence un biais de confusion concernant l'analyse du risque de luxation.

Parmi les différents paramètres liés à l'implant, deux paramètres prépondérants jouent un rôle majeur dans la stabilité prothétique : d'une part, le rapport entre le diamètre de la tête et du col fémoral et d'autre part, l'utilisation d'un insert avec ou sans débord anti-luxation.

**Concernant le rapport tête-col**, le diamètre du col était systématiquement identique quel que soit le type d'implant mis en place. Seul le diamètre de la tête variait, et fait l'objet de cette étude.

**Concernant l'utilisation d'un insert avec ou sans débord** anti-luxation, seuls les prothèses avec une tête de 28 et 32 mm étaient compatibles avec ces deux types d'inserts. Ainsi, les inserts avec débord anti-luxation représentaient 27,0% des prothèses avec une tête de 28 mm, 16,5% des prothèses avec une tête de 32 mm et 20,5% de l'ensemble des prothèses implantées. À noter tout de même que la prévalence de la luxation était relativement proche dans les deux groupes de prothèses de diamètre 28 et 32 mm avec ou sans débord anti-luxation (3,6% dans le groupe avec débord anti-luxation et 4,9% dans le groupe sans débord anti-luxation). Au final, le profil de l'insert n'est pas apparu comme une variable significative sur l'analyse bivariée.

### **1.3.3. Analyse des suites post-opératoires**

Tous les patients ont reçu une information orale (par le chirurgien en consultation pré-opératoire et par l'équipe soignante lors de l'hospitalisation) et écrite (brochure remise lors de l'hospitalisation) concernant le risque de luxation. Un système de traçabilité concernant les recommandations données aux patients n'existant pas, il n'a pas été possible de vérifier l'exactitude de ce paramètre.

### **1.3.4. Analyse radiographique**

**L'antéversion de la cupule** n'a pas été calculée pour cette étude. De nombreuses méthodes plus ou moins complexes, toutes fondées sur des lois mathématiques de calcul d'une ellipse, ont été proposées afin de déterminer l'antéversion de la cupule à partir des radiographies standards. Ces méthodes, nécessitant des outils informatiques, sont difficilement réalisables en pratique et ont été supplantées par la TDM qui reste l'examen le plus simple et reproductible. Une irradiation inutile ainsi qu'un coût important n'ont pas rendu possible la réalisation systématique de cet examen en post-opératoire. Seuls quelques patients ont bénéficié d'une étude scannographique de leurs implants.

**L'inégalité de longueur des membres inférieurs** a été calculée à partir de la radiographie de bassin de face en charge au dernier recul. Seuls les patients dont l'ILMI a été détectée lors des consultations de suivi post-opératoire par leur chirurgien référent ainsi que lors de l'interrogatoire téléphonique ont bénéficié de ce calcul radiographique. Dans le cas contraire, l'ILMI était considérée comme nulle. Ce calcul, n'ayant pas été effectué de façon systématique, rend l'interprétation de ce paramètre difficile.

L'inégalité de longueur des membres inférieurs peut également être calculée cliniquement par la palpation des épines iliaques antérosupérieures sur un patient debout. La méthode consiste à placer une planchette d'épaisseur connue sous le membre inférieur le plus court jusqu'à horizontalisation des épines iliaques antérosupérieures.

La difficulté d'appréciation de l'ILMI tient au fait qu'aucune méthode n'est parfaite (ni clinique, ni radiographique) dès lors qu'il existe une attitude vicieuse de la hanche (le plus souvent en *flessum* mais aussi en adduction ou abduction fixée voire leurs associations). Ces différents éléments rendent l'interprétation de ce paramètre particulièrement difficile.

#### 1.4. Analyse statistique

Une **analyse multivariée** a été réalisée. Une collaboration étroite avec l'équipe du Docteur Nguyen (biostatisticien) a permis la sélection d'un modèle statistique adapté pour l'interprétation des résultats.

## 2 DES RÉSULTATS

### 2.1. Données épidémiologiques

**L'ensemble des caractéristiques épidémiologiques** de la série sont comparables aux données fournies par la littérature concernant l'arthroplastie totale de hanche de première intention (2)(93).

Néanmoins, comparativement aux données fournies par le registre britannique et suédois, l'âge moyen de la série est légèrement inférieur chez des patients présentant un état général sensiblement meilleur. De plus, la part des coxarthroses secondaires est plus importante et se fait aux dépens des coxarthroses primitives.

Ces constatations mineures confirment la présence d'un échantillon de patients homogène et comparable aux données de la littérature, ne compromettant pas la qualité d'interprétation des résultats.

	Registre Britannique Rapport annuel de 2013	Registre Suédois Rapport annuel de 2012	La série
--	--	--	----------

Moyenne d'âge (ans)		67,4	68,5	62,1
Sexe (% Homme)		40	41,9	46,5
Coté (% Droit)		54	NR	55,2
IMC		28,7	26,6	27,2
Score ASA	ASA 1	15	22,8	27,2
	ASA 2	70	57,5	54,5
	ASA 3	15	19,7	17,2
	ASA 4 et 5	< 1		1,1
Étiologies	Coxarthrose primitive (%)	91	83,7	55,6
	Ostéonécrose aseptique (%)	2	3,2	13,8
	Hanche dysplasique ou LCH (%)	2	NR	9,3
	Fracture fraîche (%)	3	3,9	6,7
	Rhumatisme ou maladie inflammatoire (%)	1	1,2	6
	Autres (%)	1	8	8,6

Tableau 11. Comparaison des données épidémiologiques de la série avec la littérature.

**Le recul clinique moyen** de la série est faible (3,5 ans). Concernant les études portant sur l'arthroplastie totale de hanche, un recul minimum de cinq ans est requis selon les recommandations de la SOFCOT (94). L'étude des échecs précoces est la seule exception à cette règle et fait l'objet de ce travail.

## 2.2. La chirurgie

**L'ensemble des caractéristiques chirurgicales** de la série est fortement différent des données fournies par la littérature concernant l'arthroplastie totale de hanche de première intention (2)(93).

Ces constatations mettent en évidence les spécificités propres de chaque pays concernant le choix de la technique chirurgicale et des implants utilisés.

		Registre Britannique Rapport annuel de 2013	Registre Suédois Rapport annuel de 2012	La série
Position du patient (%)	<i>Décubitus latéral</i>	93	95	96,6

	<i>Décubitus dorsal</i>	7	5	3,4
Voie d'abord (%)	Postérieure	61	52	95,9
	Latérale directe	33	46	< 1
	+ Trochantérotomie	< 1	< 1	< 1
	Autres	5	1	3,4
Navigation (%)		< 1	NR	10,1
Cimentation (%)	Tout ciment	34	68	1,5
	Sans ciment	44	15,7	92,9
	Prothèse hybride	20	16,3	5,6
Resurfaçage (%)		1	< 1	0
Tête diamètre (%)	28 mm	39	30	56,7
	32 mm	32	62	31,7
	36 mm	29	7	9
	> 36 mm		1	2,6
Nature CDF (%)	métal/PE	61	85	14,2
	céramique/PE	16	13	79,5
	céramique/céramique	22	1	5,6
	métal/métal	1	1	< 1

Tableau 12. Comparaison des caractéristiques chirurgicales de la série avec la littérature.

### 2.3. Résultats cliniques

**Le score de Devane** (95) apprécie le niveau d'activité des patients. La comparaison des données pré-opératoires et au dernier recul d'après ce score montre une forte régression du pourcentage de patients Devane 1 et 2 au profit d'une forte progression du pourcentage de patients Devane 3, 4 et 5. Ces résultats confirment l'efficacité déjà prouvée de cette intervention.

	Préopératoire	Dernier recul
Devane 1 (%)	10	3
Devane 2 (%)	55	20
Devane 3 (%)	30	45
Devane 4 (%)	4	30
Devane 5 (%)	1	2

Tableau 13. Comparaison du score de Devane pré-opératoire et au dernier recul.

Selon l'appréciation clinique donnée par **le score PMA** (96), 94,1% des hanches avaient un résultat passable, médiocre ou mauvais en pré-opératoire et 82,5% avaient un résultat

excellent, très bon ou bon au dernier recul. Ces résultats confirment l'efficacité déjà prouvée de cette intervention.

Cependant, on constate 4,5% de patients ayant un résultat médiocre ou mauvais au dernier recul. Cela tient au fait qu'aucun patient n'a été exclu pour cette analyse. Le détail concernant ces patients est donné dans le chapitre dédié.

Enfin, sur les 82,5% de patients ayant un résultat excellent, très bon ou bon selon le score PMA au dernier recul, seuls 38% d'entre eux avaient un niveau d'activité 4 ou 5 selon Devane. Il existe donc une absence de corrélation manifeste entre le score clinique et le niveau d'activité des patients. Cela souligne l'intérêt de distinguer ces deux paramètres afin de s'adapter au mieux à la demande des patients.

Le handicap associé selon **le score de Charnley (97)** est un score dynamique :

- **Concernant les patients Charnley A en pré-opératoire** : 60,0% sont restés Charnley A, 17,0% sont devenus Charnley B et 23,0% sont devenus Charnley C au dernier recul. Cela signifie que le handicap associé de cette catégorie de patients a progressé de 40% (hanche controlatérale ou état fonctionnel général).

- **Concernant les patients Charnley B en pré-opératoire** : 78,0% sont restés Charnley B et 22,0% sont devenus Charnley C au dernier recul. Cela signifie que le handicap associé de cette catégorie de patients a progressé de 22% (état fonctionnel général).

- **Concernant les patients Charnley C en pré-opératoire** : 96,0% sont restés Charnley C, 3,0% sont devenus Charnley A et 1,0% sont devenus Charnley B au dernier recul. Cela signifie que le handicap associé de cette catégorie de patients n'a quasiment pas évolué.

	Préopératoire	Dernier recul
Charnley A (%)	41	26
Charnley B (%)	17	20
Charnley C (%)	42	54

Tableau 14. Comparaison du score de Charnley pré-opératoire et au dernier recul.

## 2.4. Complications

### 2.4.1. Per-opératoires

**La prévalence des complications per-opératoires** dans la série est sensiblement supérieure aux données fournies par le rapport annuel de 2013 du registre britannique concernant l'arthroplastie totale de hanche de première intention (2).

	Registre Britannique Rapport annuel de 2013	La série
Trochanteric fracture (%)	0,2	0,7
Calcar crack (%)	0,4	0,4
Shaft fracture (%)	0,1	0
Shaft penetration (%)	0,1	0
Other (%)	0,5	1,1
<b>Total (%)</b>	<b>1,3</b>	<b>2,2</b>

Tableau 15. Comparaison des complications per-opératoires de la série avec la littérature.

#### **2.4.2. Reprises chirurgicales à ciel ouvert**

**La prévalence des reprises chirurgicales à ciel ouvert** dans la série est légèrement supérieure aux données fournies par la littérature concernant l'arthroplastie totale de hanche de première intention (93). En effet, la prévalence dans la série avec un recul de 3,5 ans était de 5,2% contre 1,9% d'après le rapport annuel de 2012 du registre suédois avec un recul de 4 ans (de 2009 à 2012 inclus).

L'analyse de la répartition des étiologies ayant conduit à une reprise chirurgicale à ciel ouvert d'après le registre suédois dégage les tendances suivantes :

- L'infection se place en première position (avec près de la moitié des cas), suivie de la luxation puis du descellement aseptique.

L'analyse de la répartition des étiologies ayant conduit à une reprise chirurgicale à ciel ouvert dans la série dégage certaines tendances :

- La luxation se place en première position (avec près d'un quart des cas), suivie de peu par l'infection puis du descellement aseptique.

**Concernant l'infection**, la répartition dans la série est plutôt encourageante.

**Concernant la luxation**, la répartition dans la série semble plutôt décevante. Néanmoins, il est indispensable de préciser que si l'abord chirurgical était postérieur dans 96,6% des cas dans la série, cet abord a été pratiqué dans seulement 52% des cas d'après les données du registre suédois au cours de l'année 2012.

**Concernant le descellement aseptique**, la répartition dans la série se rapproche des données du registre suédois.

Les autres étiologies n'étant pas détaillées, une analyse plus approfondie n'est donc pas réalisable.

Enfin, l'interprétation de cette analyse requiert une certaine prudence puisque si 1187 reprises chirurgicales à ciel ouvert sur un total de 63612 PTH ont été prises en compte en ce qui concerne le registre suédois, seules 14 reprises chirurgicales à ciel ouvert sur un total de 268 PTH ont été effectuées dans la série.

	Registre Suédois Rapport annuel de 2012	La série
Descellement aseptique (%)	38	14,3
Luxation (%)	20,2	28,6
Infection profonde (%)	23,6	21,4
Fracture (%)	7,6	14,3
Erreur technique (%)	7,7	0
Fracture d'implant (%)	0,9	0
Douleur (%)	1,1	7,1
Autres (%)	0,9	14,3 (2 hématomes)

Tableau 16. Comparaison de la répartition des étiologies ayant conduit à une reprise chirurgicale à ciel ouvert de la série avec la littérature.

## 2.5. Résultats radiographiques

Avec un recul moyen de seulement 1,8 an dans la série, la plupart des résultats radiographiques ont été inexploitable. Seuls les résultats concernant le positionnement de la cupule cotyloïdienne et de la tige fémorale ont pu être analysés.

### Concernant le positionnement de la cupule cotyloïdienne :

L'inclinaison moyenne dans le plan frontal était de 46,8°. Au total, 69,0% des hanches étaient situées dans la zone de sécurité définie par Lewinnek et 31,0% étaient situées en dehors de cette zone. Cette proportion était quasiment identique à celle du groupe luxation (avec respectivement 66,7% et 33,3%). Lors de l'analyse multivariée, ce paramètre n'est pas apparu comme une variable significativement influente sur le risque de luxation.

### Concernant le positionnement de la tige fémorale :

Une grande majorité était axée (84,3%), une minorité était en *varus* (15%) et une très faible part était en *valgus* (0,7%). Cette proportion était quasiment identique à celle du groupe luxation (avec respectivement 75,0%, 25,0% et 0%). Lors de l'analyse multivariée, ce paramètre n'est pas apparu comme une variable significativement influente sur le risque de luxation.

Il est intéressant de noter que sur la totalité des hanches avec liseré(s) acétabulaire(s) constaté(s) (7 hanches), toutes avaient un couple de frottement céramique/PE et 3 (43,0%) d'entre elles concernaient des hanches dont la cupule a nécessité un vissage complémentaire. Cependant, aucune des hanches avec liseré(s) acétabulaire(s) constaté(s) n'était symptomatique et aucune n'a nécessité de reprise chirurgicale pour descellement aseptique.

## 2.6. Résultats statistiques

## **Analyse multivariée**

Le diamètre de la tête fémorale n'est pas apparu comme une variable significativement influente sur le risque de luxation dans cette série.

En revanche, d'autres variables suspectées ou reconnues dans la littérature sont apparues comme significativement influentes sur le risque de luxation dans cette série.

**Parmi les facteurs de risque non modifiables** et dans un ordre croissant de significativité, on retrouve :

- Instabilité neuromusculaire pré-opératoire.
- IMC pré-opératoire  $\geq 30\text{kg/m}^2$ .
- Âge lors de l'intervention (absence de valeur seuil significativement dégagée).
- Score de Devane post-opératoire (absence de valeur seuil significativement dégagée).

Les caractéristiques du patient à risque de luxation sont donc un patient plus âgé, obèse et présentant au moins un facteur d'instabilité neuromusculaire en pré-opératoire ainsi qu'un faible niveau d'activité en post-opératoire.

**Parmi les facteurs de risque modifiables** et dans un ordre croissant de significativité, on retrouve :

- Testing par l'opérateur de la stabilité prothétique en fin d'intervention.
- Geste de fermeture au niveau de la capsule et/ou des muscles pelvi-trochantériens en fin d'intervention.

Les caractéristiques chirurgicales du patient à risque de luxation sont donc une faible stabilité prothétique lors du testing ainsi qu'une absence de fermeture du plan postérieur en fin d'intervention.

Ces facteurs de risque sont accessibles à la mise en place de mesures préventives et correctives afin de diminuer significativement le risque de luxation.

## **3 DES TECHNIQUES DE STABILISATION PROTHÉTIQUE EN PREMIÈRE INTENTION**

### **3.1. Têtes de grand diamètre**

L'émergence des nouveaux couples de frottement a permis l'évolution vers de plus grands diamètres de têtes fémorales dont l'ambition est de résoudre le problème de la luxation.

Comme nous l'avons vu, il existe des arguments théoriques et cliniques indéniables permettant d'affirmer que les têtes de grand diamètre réduisent la fréquence des luxations, d'où leur intérêt dans la prise en charge de l'instabilité sur PTH. Cependant, il faut considérer ces arguments avec prudence, tant sur le plan théorique que clinique.

### Concernant les arguments théoriques :

À diamètre de col identique, la stabilité prothétique augmente d'autant que le diamètre de la tête fémorale augmente et ceci jusqu'à 38 mm. Au-delà, les résultats sont variables (98).

Certains auteurs (99), ont analysé dans une étude mathématique la « jumping distance » en fonction du diamètre de la tête fémorale, de l'inclinaison et de l'antéversion de la cupule ainsi que de l'offset de la cupule.

- Ces auteurs ont montré que le gain théorique obtenu en termes de stabilité prothétique lors de l'utilisation de têtes de grand diamètre ( $\geq 36$  mm) était négligeable en cas de forte inclinaison de la cupule.

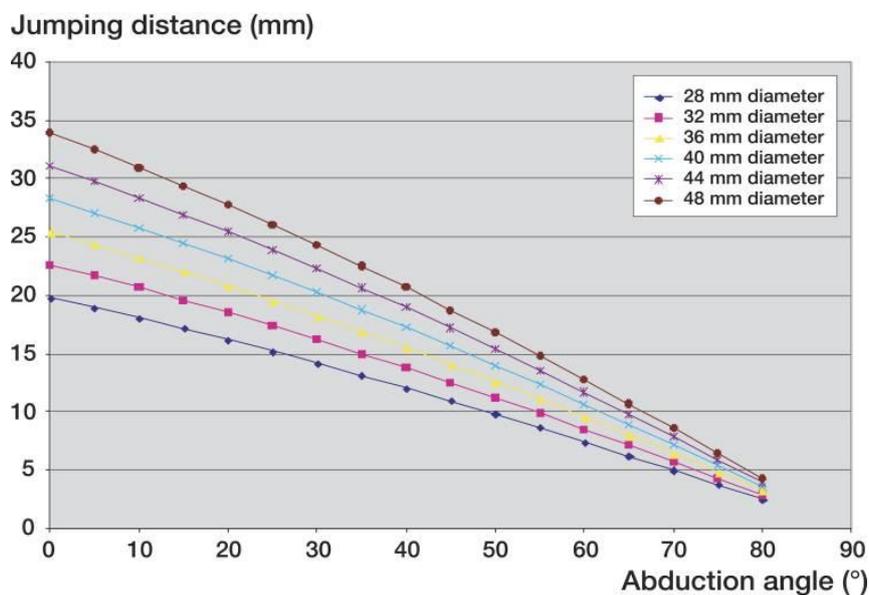


Figure 33. Variation de la « jumping distance » en fonction de l'inclinaison de la cupule.

- Ces auteurs ont également montré que la « jumping distance » diminuait d'autant que l'offset de la cupule augmente.

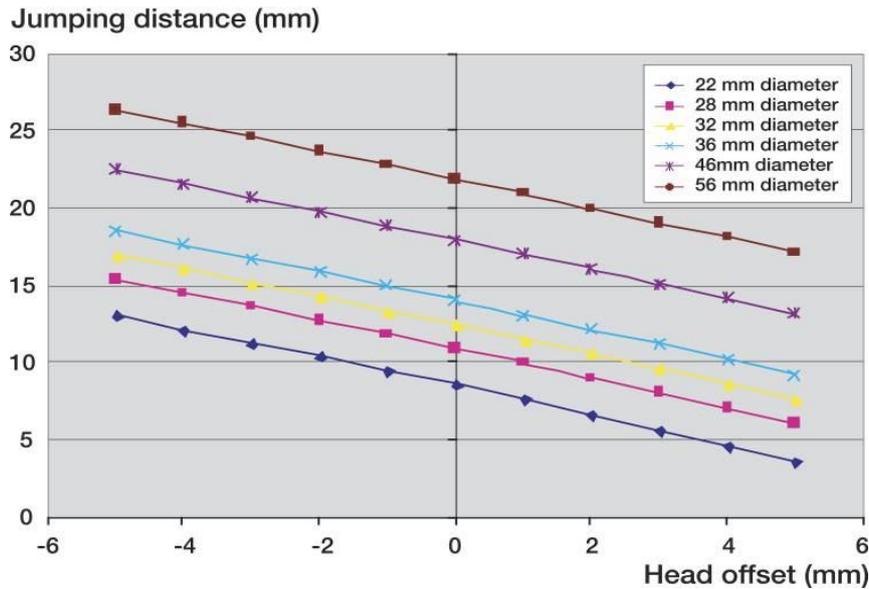


Figure 34. Variation de la « jumping distance » en fonction de l'offset de la cupule.

Cette augmentation de l'offset de la cupule (diminuant ainsi la « jumping distance ») est retrouvée lors de l'utilisation de têtes de grand diamètre sans diminution équivalente de l'épaisseur de l'insert.

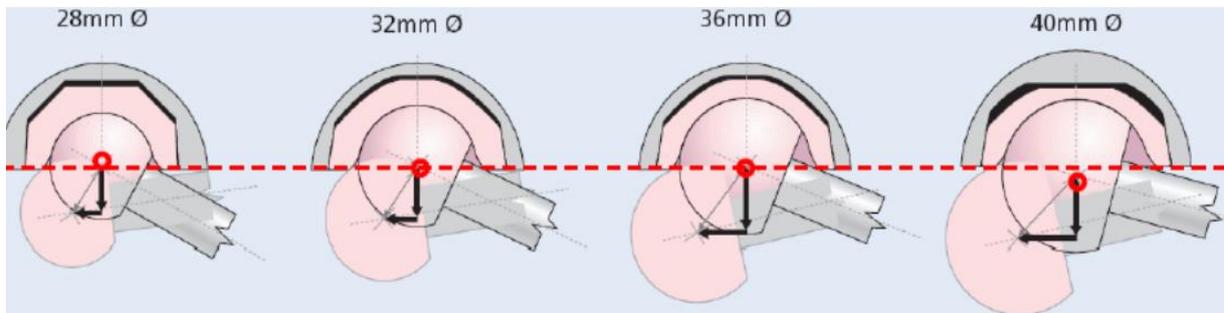


Figure 35. Variation de l'offset de la cupule en fonction du diamètre de la tête.

Les limites théoriques de ce type d'implant sont donc posées puisqu'une diminution excessive de l'épaisseur de l'insert permettra certes un gain en termes de stabilité mais aux dépens d'un risque d'usure prématurée voire de rupture de l'insert.

Ceci est d'autant plus vrai que le cotyle natif est de petite taille, pour laquelle un insert d'épaisseur minimum impose un offset de la cupule se traduisant fatalement par une diminution de la « jumping distance ».

**Concernant les arguments cliniques :**

Il existe de nombreuses données cliniques démontrant que l'utilisation d'une tête fémorale de grand diamètre améliore la stabilité prothétique et ceci quelle que soit la voie d'abord utilisée. Cependant, peu d'études détaillent la qualité de la technique chirurgicale employée, malgré son rôle fondamental.

Certains auteurs (100), dans une étude comportant 810 PTH de première intention, toutes implantées par voie postéro-externe avec un recul de 18 mois, ont conclu à une diminution significative du taux de luxation dans un groupe utilisant une tête de 36 mm (421 PTH) comparativement à un groupe utilisant une tête de 28 mm (389 PTH). Cependant, ces auteurs ont précisé qu'une réparation du plan postérieur ainsi que l'utilisation du ligament transverse du cotyle comme repère de positionnement de la cupule étaient associées dans le groupe 36 mm et inversement dans le groupe 28 mm, rendant l'interprétation finale de ces résultats difficile.

La plupart des études concernent l'influence de l'utilisation des têtes de grand diamètre sur la stabilité prothétique de première intention, sur les particules d'usure produites et leurs conséquences, pour chaque couple de frottement, dont les résultats à moyen et long terme sont incertains.

### **3.1.1. Couples de frottement mettant en jeu du PE**

#### *3.1.1.1. Couple de frottement avec du PE conventionnel*

Trois mécanismes génèrent l'usure du PE :

- **L'adhérence** (par friction), **la fatigue** (par contrainte) et **l'abrasion** (selon l'état de surface de la tête fémorale).

De nombreux paramètres influencent considérablement l'usure du PE :

- D'une part **les facteurs intrinsèques**, représentés par le poids moléculaire, la cristallinité ainsi que le mode de fabrication et de stérilisation (101).

- D'autre part **les facteurs extrinsèques**, liés aux malades (activité et âge du patient) et/ou liés à l'implant (diamètre et nature de la tête fémorale, l'épaisseur du PE, l'orientation et le mode de fixation des implants).

**L'usure linéaire moyenne** est classiquement chiffrée à **0,1 mm/an** en 22,2 mm (102), bien que celle-ci soit variable en fonction de ces différents paramètres.

La taille des débris d'usure varie de 0,1 à 10 µm et ceux dont la taille est comprise entre 0,3 et 10 µm sont les plus toxiques localement (103). En plus de l'effet taille, il existe un effet dose et concentration.

Le processus biologique, macrophage dépendant, depuis la production de débris jusqu'à l'ostéolyse est désormais bien connu.

#### Analyse de la littérature

Le couple de frottement métal/PE utilisé depuis 1962 par Sir John Charnley est le plus ancien des couples de frottement et par conséquent le plus étudié et le mieux connu.

Il sert donc de référence à laquelle tous les autres couples de frottements doivent être comparés.

**La Low Friction Arthroplasty** (couple Acier/PE en diamètre 22,2 mm cimentée) présente une survie à 10 ans de 92,8% (104), de 85% à 20 ans (105), de 80% à 25 ans (106) et de 78% à 30 ans (107).

### *3.1.1.2. Couple de frottement avec du PE hautement réticulé*

L'ostéolyse périprothétique, directement liée aux débris d'usure du PE conventionnel, constitue le véritable point faible du couple de référence acier/PE, notamment chez les patients jeunes actifs.

Les PE hautement réticulés sont des revêtements alternatifs qui ont été développés afin d'améliorer la résistance à l'usure et par conséquent réduire l'ostéolyse.

Le processus de fabrication diffère pour chaque PE hautement réticulé. Cependant, celui-ci comprend systématiquement trois étapes fondamentales :

- **L'irradiation** pour la réticulation (comprise par définition entre 5 et 10 Mrads), réalisée par rayonnement gamma ou bombardement électronique.
- **Le traitement thermique post-irradiation** pour stabiliser les radicaux libres et éliminer les possibilités d'oxydation du matériau, réalisé soit par refonte le plus souvent (> 150°), soit par recuit (~ 130°).
- **La stérilisation**, réalisée soit par rayonnement gamma, soit par traitement de surface (oxyde d'éthylène ou gaz plasma).

Au cours de ce processus, chaque étape est susceptible de modifier les caractéristiques mécaniques, tribologiques et biologiques du matériau :

- **Une dose croissante d'irradiation** (avec un seuil de 10 Mrads) **et le traitement thermique par refonte** diminuent l'usure mais altèrent les propriétés mécaniques du PE (augmentation de la rigidité, diminution de la limite élastique et de la contrainte à la rupture).
- **Une dose décroissante d'irradiation et le traitement thermique par recuit** augmentent l'usure du PE mais préservent les propriétés mécaniques du PE.

Chaque laboratoire possédant son propre processus de fabrication, les caractéristiques de chaque PE hautement réticulé diffèrent ainsi que leurs performances.

Bien qu'il soit impossible de fournir un chiffre précis concernant les caractéristiques de chaque PE hautement réticulé, certaines tendances se dégagent :

**L'usure linéaire moyenne** n'est que de quelques **dizaines de  $\mu\text{m}/\text{an}$**  et elle est inversement proportionnelle à la dose d'irradiation (108).

### Analyse de la littérature

- **Études cliniques**

Certains auteurs (109), dans une méta-analyse comportant 852 prothèses provenant de 12 séries sélectionnées sur un total de 194 et avec un recul moyen de 5,1 ans, ont analysé l'usure et l'ostéolyse radiologique d'un groupe composé de six PE hautement réticulés comparativement à un groupe avec du PE conventionnel. Ces auteurs ont rapporté une diminution significative de l'usure linéaire, volumétrique et totale dans le groupe hautement réticulé avec une différence moyenne de 0,07 mm/an ainsi qu'une diminution du rapport de risque de présenter une ostéolyse radiologique dans le groupe hautement réticulé.

D'autres auteurs (110), dans une étude prospective randomisée comportant 185 prothèses avec un recul moyen de 10 ans, ont analysé l'usure, l'ostéolyse radiologique ainsi que la survie, d'un PE hautement réticulé (Marathon, Depuy / 5 Mrads et refonte) comparativement à un PE conventionnel. Ces auteurs ont rapporté une diminution significative de l'usure linéaire avec 0,04 mm/an dans le groupe hautement réticulé contre 0,22 mm/an dans le groupe conventionnel ainsi qu'une diminution significative de l'ostéolyse radiologique qui était absente dans le groupe hautement réticulé et présente chez 22% des patients dans le groupe conventionnel (en prenant compte une surface d'ostéolyse radiologique minimale > 1,5 cm<sup>2</sup>). Enfin, la survie était de 100% dans le groupe hautement réticulé contre 94,7% dans le groupe conventionnel (échecs liés à l'usure et à l'ostéolyse).

- **Études *in vitro***

Certains auteurs (111), ont analysé les particules produites *in vitro* sur simulateurs de hanche ainsi que les marqueurs biologiques de l'inflammation d'un PE hautement réticulé (Longevity, Zimmer / 10 Mrads et refonte) comparativement à un PE conventionnel. Ces auteurs ont rapporté une diminution significative du diamètre moyen des particules avec 0,111  $\mu\text{m}$  pour le PE hautement réticulé contre 0,196  $\mu\text{m}$  pour le PE conventionnel. Ils ont également montré que la réponse inflammatoire était dépendante de la concentration pour les deux types de PE, mais significativement plus importante (uniquement à la dose la plus élevée testée) pour le PE hautement réticulé.

- **Études des explants**

Certains auteurs (112), dans une étude analysant les facteurs de risque d'échecs par rupture de 4 explants en PE hautement réticulé, ont rapporté les éléments suivants :

- Tous étaient issus d'un processus de fabrication altérant leurs propriétés mécaniques (forte dose d'irradiation / traitement thermique par refonte).

- Tous avaient été implantés dans des conditions inacceptables voire dangereuses :

Ces auteurs constataient un diamètre de la tête fémorale excessif aux dépens de l'épaisseur du PE qui était systématiquement inférieure à 4 mm.

Ces auteurs constataient un positionnement vertical excessif de la cupule dans le plan frontal avec une inclinaison moyenne de 64,5°.

D'autres auteurs (113), dans une étude analysant l'oxydation ainsi que les dégâts d'usure en fatigue de 11 explants en PE hautement réticulé, ont remarqué les éléments suivants :

- Tous étaient issus d'un processus de fabrication préservant leurs propriétés mécaniques mais au détriment d'une moindre réticulation les rendant plus sensibles à l'oxydation (moyenne dose d'irradiation / traitement thermique par recuit).
- Pour une grande majorité d'entre eux, une oxydation était visible sur le rebord de l'insert sous la forme d'une bande blanche caractéristique, signifiant la persistance de radicaux libres.
- Cette oxydation visible était non seulement corrélée à la durée d'implantation mais aussi aux dégâts d'usure en fatigue.

### Perspectives

Le PE hautement réticulé idéal doit pouvoir concilier certaines caractéristiques mécaniques, tribologiques et biologiques du matériau :

- Bonne résistance à l'usure sans altération des propriétés mécaniques, tout en étant capable de résister à l'oxydation ainsi qu'une biocompatibilité des particules d'usure.

Plusieurs améliorations du PE hautement réticulé dit « de première génération » sont proposées, mais les études les concernant restent à ce jour confidentielles avec des séries de seulement quelques années de recul :

- L'ajout d'un antioxydant : la vitamine E ( $\alpha$  tocophérol), venant se lier aux radicaux libres afin d'empêcher théoriquement toute oxydation du matériau. Il s'agit actuellement de la solution la plus fréquemment proposée.
- La réticulation par irradiation-recuit séquentielle.
- La réticulation par déformation mécanique.

Avec près de 10 ans recul, l'analyse de la littérature retrouve à moyen terme des résultats concordants concernant les études cliniques, les études *in vitro* ainsi que l'analyse des explants. **Les PE hautement réticulés apparaissent significativement supérieurs aux PE conventionnels en termes de réduction d'usure sans entraîner de complications spécifiques** s'ils sont implantés correctement tout en respectant un certain nombre de règles de base.

#### **3.1.2. Couple de frottement céramique/céramique**

Le couple céramique/céramique, existant désormais depuis plus de 40 ans, a longtemps supporté la marque de deux problèmes : l'échec de la fixation acétabulaire de l'alumine ainsi que le risque de fracture de tête ou d'insert.

Ces deux problèmes semblent aujourd'hui résolus avec une survie à 10 ans comprise entre 90,8% et 97,4% (114), ce qui est satisfaisant mais pas supérieur aux couples plus classiques. En effet, la fixation d'une cupule titane pouvant recevoir un insert en alumine semble fiable grâce à l'évolution des revêtements.

De plus, l'alumine pure a évolué avec une finesse des grains ainsi qu'une densité de céramique de troisième génération permettant de diminuer considérablement le risque de rupture entre 1/2000 à 1/10 000 (115). Les excellentes qualités tribologiques vis-à-vis de l'usure (quasiment nulle) ainsi que la biocompatibilité des débris d'usure font de ce couple une solution confirmée pour les patients jeunes et actifs, notamment dans sa configuration 28-32 mm (116)(117).

L'évolution des céramiques vers des céramiques dites « matrice composite », renforcée par la présence de grains d'oxyde de zirconium et de strontium limitant la propagation des fissures, a permis l'utilisation de plus grands diamètres en diminuant l'épaisseur de l'insert, dont la résistance et la solidité sont renforcées (118). Cette augmentation de diamètre, lorsque la cupule est correctement positionnée, diminue le risque d'effet came ainsi que le risque de luxation de façon significative avec 4,5% en 28 mm contre 1,8% en 36 mm (119).

Néanmoins, malgré l'évolution de ce couple de frottement vers de plus grands diamètres, certaines réserves demeurent :

- Mauvaise tolérance concernant le positionnement des implants, nécessitant une réelle exigence dans la technique chirurgicale, sous peine d'un risque d'effet came, générateur de phénomènes de « squeaking » par libération de particules métalliques et de fractures (120).
- Mauvaise tolérance concernant la décoaptation et le travail en subluxation, génératrices de microséparations et d'« edge-loading » à l'origine de fractures.
- Nécessité d'une épaisseur minimale de l'insert limitant de ce fait le diamètre de la tête, notamment pour les petits cotyles, sous peine d'un risque de fractures (121).
- Augmentation des contraintes à l'interface os-cupule du fait de l'excentration du centre de la tête, susceptible de provoquer une bascule de la cupule (122).
- Reprise obligatoire par un couple équivalent en cas de rupture, sous peine d'un risque d'usure abrasive à trois composants.
- Risque de descellement à long terme de la cupule, notamment chez les sujets âgés lorsque l'ostéoporose fera grandir le gradient d'élasticité entre le cotyle osseux et la cupule rigide (123).
- Surcoût non négligeable.

### **3.1.3. Couple de frottement métal /métal**

Les risques potentiels vis-à-vis du relargage d'ions métalliques circulants dans la configuration avec un PE sandwich pour les diamètres 28 et 32 mm, même en fonctionnement harmonieux du couple, ont toujours suscités des réserves (124)(125). De plus, le risque d'effet came (126), d'autant plus important que le diamètre du col est élevé et en cas de positionnement vertical excessif de la cupule est un argument supplémentaire pour s'opposer à une évolution vers de plus grands diamètres, bien que cela soit également vrai pour le couple céramique/céramique, et donc propre à l'ensemble des couples dits « dur/dur ».

Certains auteurs (127), ont obtenu de bons résultats à 30 mois, avec seulement 1,8% de luxation (traumatique) sur 106 patients. Cependant, ces derniers notaient 4,7% de douleurs inexplicables.

D'autres auteurs (128), sur 108 hanches rapportaient 39% de pseudo-tumeurs et 12% de reprises, complications en rapport le plus souvent à des réactions adverses aux débris métalliques (ARMD).

Les recommandations de l'HAS de mai 2013 (129) sont d'ailleurs claires en ce qui concerne ce couple de frottement dans sa configuration avec une tête de grand diamètre :

- **Concernant les prothèses conventionnelles avec tête de grand diamètre ( $\geq 36$  mm)**, la balance bénéfice/risque (prévention des luxations *versus* relargage de particules métalliques et survie d'implant) ne justifie pas leur utilisation. De plus, celles-ci ont montré des inconvénients spécifiques en termes de résultats fonctionnels (douleurs inguinales, ostéolyse, pseudotumeurs, effet came et relargage d'ions métalliques).

- **Concernant les prothèses de resurfaçage**, certains experts considèrent que ces implants sont associés à un risque d'échec important et mettent en avant l'existence d'alternatives thérapeutiques. D'autres experts, considèrent qu'elles ont un intérêt chez les patients jeunes et actifs n'ayant pas de contre-indication à cette technique, mais nécessitent une formation ainsi qu'une pratique régulière de cette intervention (de 50 à 200 prothèses/an).

Enfin, les données des registres nationaux font état d'un nombre préoccupant d'échecs de ce couple de frottement. Ainsi, le rapport annuel du registre britannique de 2012 (34), analysant le taux de reprise quelle que soit la cause, des différents couples de frottements non cimentés après PTH de première intention, rapportait à 8 ans de recul, un taux de reprise de 12,5% pour le couple métal/métal et 9,1% pour le resurfaçage ; contre seulement 3,6% pour le couple métal/PE, 2,5% pour le couple céramique/PE et 3,9% pour le couple céramique/céramique.

### 3.2. Cupules double mobilité

Conçu par Gilles Bousquet et Rambert en 1975, le concept original repose sur l'association de la « low friction arthroplasty » de Charnley (29) (diminution de l'usure) et de la grosse tête de Mac Kee Farrar (130) (tête de grand diamètre).

Après deux décennies de modifications et d'améliorations successives, le principe d'une articulation d'une tête en métal de 22 ou 28 mm captive dans une cupule en PE, mobile dans une cupule métallique scellée ou impactée a été repris par de nombreux fabricants.

La cupule peut être en acier ou en chrome-cobalt, le PE standard ou hautement réticulé voire en céramique et la tête en acier ou céramique.

La première génération est représentée par la prothèse tripode, dont la cupule est lisse sans hydroxyapatite ne tenant que par ses 3 ancrages.

Ces implants sont aujourd'hui très largement utilisés pour prévenir l'instabilité, surtout en cas de reprise quelle qu'en soit la cause (131)(132) mais également en première intention, dont les indications précises restent à définir.

Certains auteurs (35), dans une étude prospective comportant 2107 prothèses de reprise, dont 62% avec une cupule double mobilité, rapportaient seulement 4% de luxations avec un recul de 3 mois.

D'autres auteurs (133), ont stabilisé 13 luxations récidivantes grâce à ce type d'implant à 2,5 ans de recul, sans correction des causes de l'instabilité.

Ces très bons résultats doivent être nuancés par les problèmes de fixation des cupules à double mobilité sans ciment. En effet, certains auteurs (134), ont observé une survie à 8 ans de cupules pressfit en acier revêtues par sablage d'hydroxyapatite inférieure, entre autres, à celles de la cupule tripode d'origine et des cupules en chrome-cobalt (91% contre 98% et 100% respectivement). C'est pourquoi, certains auteurs (135) recommandent à cet égard une cupule à revêtement « bicouche », avec hydroxyapatite sur un substrat poreux (plasma spray de titane).

De plus, du fait d'une usure plus importante de leur concavité (122), les cupules à double mobilité exposent à la luxation intraprothétique par faillite du système de rétention. La fréquence de cette complication, qui survient après 10 ans en moyenne, peut être diminuée en évitant les conflits col/insert (col aminci, arrondi et poli brillant / optimisation des chanfreins de l'insert). Elle devenue très rare avec les nouveaux implants (134).

Enfin, du fait de la superposition de la tête métallique avec la cupule, les techniques conventionnelles d'étude de l'usure radiographique ne sont pas applicables. Seuls quelques travaux, à partir de l'analyse d'explants ont pu chiffrer l'usure du PE.

Certains auteurs (136), ont analysé 40 explants double mobilité de première génération chez des patients jeunes actifs (âge moyen de 46 ans) avec une durée moyenne d'implantation de presque 8 ans. Ces auteurs ont chiffré l'usure linéaire moyenne totale à 0,082 mm/an (usure interne de 0,073 mm/an et externe de 0,009 mm/an) avec un *ratio* interne/externe de 7,5 (usure interne 7,5 fois plus importante qu'en externe) ainsi que l'usure volumétrique totale à 54,3 mm<sup>3</sup>/an (contre 36 à 80 mm<sup>3</sup>/an pour la « low friction arthroplasty » de Charnley). Ces

auteurs ont conclu à l'absence d'augmentation de l'usure par rapport à un implant métal/PE conventionnel.

D'autres auteurs (137)(138), analysant l'usure *in vitro* de cupules à double mobilité sur simulateurs de hanche, ont également rapporté des taux d'usure comparables voire inférieurs au couple métal/PE conventionnel. Ces études, ayant toutes été menées par des industriels, ne garantissent pas l'indépendance des résultats.

Cependant, même avec les cupules tripodes initiales, deux séries à long terme comportant chacune plus de 400 hanches, rapportent des survies à 15 ans supérieures à 85% (139)(140).

Enfin, certains auteurs (141), dans une étude présentée pour le symposium de la SOFCOT 2009 consacré à cet implant, ont analysé de façon rétrospective et multicentrique une série continue de 2480 cupules double mobilité, implantées entre 1998 et 2003. Ces auteurs, avec un recul moyen de 7 ans, ont rapporté un total de 22 luxations (0,88%) dont une seule nécessitant une reprise chirurgicale (0,04%), 7 luxations intra-prothétiques (0,28%) nécessitant toutes une reprise. Concernant l'usure, au dernier recul, 2439 hanches (98%) ne présentaient pas de signes de descellement et 145 (6%) présentaient une ostéolyse, principalement chez les patients de moins de 50 ans lors de la chirurgie. La survie à 10 ans en cas de reprise chirurgicale pour descellement et luxation intra prothétique était de 95,2% et de 93% en cas de reprise chirurgicale quelle que soit la cause.

Cependant, l'analyse de la survie en fonction de l'âge au recul de 10 ans, faisait ressortir un taux de 98,6% pour les patients de plus de 70 ans, 97,5% pour les patients entre 55 et 70 ans, mais un taux de seulement 91,4% pour les patients de moins de 55ans.

Après analyse des données de la littérature, les conclusions de ce symposium étaient les suivantes (131)(134)(139) :

La double mobilité est le meilleur choix après 70 ans et dans la chirurgie de reprise ; un choix à discuter entre 55 et 70 ans, mais probablement un bon choix s'il est impossible de mettre une tête 36 mm (cotyles de petites tailles) et dans les cas à haut risque de luxation ; un choix à éviter pour les patients les plus jeunes.

#### **4 SYNTHÈSE**

L'analyse des données fournies par la littérature a clairement démontré l'intérêt des têtes de grand diamètre ( $\geq 36$  mm) pour prévenir le risque de luxation précoce en première intention mais a également mis en évidence leurs limites par un compromis entre stabilité et longévité de la prothèse :

- D'une part, une diminution de l'épaisseur de l'insert permettra un gain en termes de stabilité prothétique mais se fera aux dépens de sa longévité voire d'un risque de rupture dans les cas extrêmes.

- D'autre part, une conservation d'une épaisseur minimum de l'insert permettra d'assurer la longévité de la prothèse mais se fera aux dépens de sa stabilité en raison d'une augmentation de l'offset de la cupule se traduisant par une diminution de la « jumping distance » (surtout pour les cotyles de petites tailles).

En tant que véritables têtes de grand diamètre, seul le couple métal/métal et les cupules double mobilité remplissent les conditions nécessaires permettant de s'affranchir des limites d'un insert impacté dans la cupule mais possèdent également leurs propres limites mécaniques, tribologiques et biologiques :

- Concernant le couple métal/métal, la balance bénéfice/risque (prévention de la luxations *versus* relargage de particules métalliques et survie de l'implant) ne justifie pas son utilisation en raison de l'émergence de complications spécifiques graves.

- Concernant les cupules double mobilité, la balance bénéfice/risque (prévention de la luxations *versus* usure et survie de l'implant) justifie son utilisation avec des résultats à moyen terme encourageant bien que des incertitudes vis-à-vis de l'usure et de la fixation acétabulaire à long terme demeurent.

Ainsi, dans le cadre des arthroplasties totales de hanche de première intention les têtes de grands diamètres offrent une solution fiable et efficace à la première cause de reprise chirurgicale précoce, à savoir la luxation.

Cependant, les différentes solutions proposées à ce jour, ont également généré de nouveaux problèmes ou aggravé des problèmes connus, mais marginaux. Seules les études menées à long terme, analysant ce type d'implant au cours de la deuxième décennie, permettront de confirmer certains bons résultats intermédiaires.

## **5 RECOMMANDATIONS**

Au vu des données fournies par la littérature et de celles fournies par la série, afin de diminuer significativement le risque de luxation précoce dans le cadre de l'arthroplastie totale de hanche de première intention, la mise en place de mesures préventives et correctives dans le service semble nécessaire.

- **En pré-opératoire**

Une enquête minutieuse et approfondie doit s'attacher à rechercher l'ensemble des facteurs de risque de luxation selon une méthodologie rigoureuse.

Les facteurs de risque retenus pour l'évaluation du patient sont les suivants :

- Âge  $\geq$  75 ans.
- IMC  $\geq$  30kg/m<sup>2</sup>.
- Score ASA  $\geq$  3.
- Facteurs d'instabilité neurocognitifs, neuromusculaires et neurotoxiques.

À l'issue de cette évaluation (souvent réalisée de façon intuitive et empirique), le patient peut être classé dans l'un des deux groupes suivants :

- **Patient « non à risque de luxation »**. L'objectif est le retour à l'activité antérieure et la fiabilité dans le temps du matériel implanté (longévité de la prothèse).
- **Patient « à risque de luxation »**. L'objectif est de limiter les risques de complications chirurgicales avec, en premier lieu, la luxation (stabilité de la prothèse).

Un tableau des recommandations de bonne pratique, décrivant le choix de l'implant et de la technique chirurgicale, doit s'attacher à uniformiser les indications et la stratégie chirurgicale adoptée.

- Après 75 ans :

Utilisation systématique d'une cupule double mobilité implanté selon une voie d'abord postéro-externe.

**Patient « non à risque de luxation »**

- Entre 60 et 75 ans :

Utilisation d'un couple de frottement céramique/PE hautement réticulé, implanté selon une voie d'abord postéro-externe.

- Avant 60 ans :

Utilisation d'un couple de frottement céramique/PE hautement réticulé, implanté selon une voie d'abord postéro-externe.

Ou utilisation d'un couple de frottement céramique/céramique, implanté selon une voie d'abord postéro-externe.

## **Patient « à risque de luxation »**

- Entre 60 et 75 ans :

Utilisation systématique d'une cupule double mobilité implanté selon une voie d'abord postéro-externe.

- Avant 60 ans :

Discussion entre une cupule double mobilité ou une voie d'abord antérieure choisie selon l'expérience de l'opérateur et la demande fonctionnelle du patient.

Si le patient présente de nombreuses comorbidités, utilisation d'un cupule double mobilité implanté selon une voie d'abord postéro-externe.

Si le patient présente un faible nombre de comorbidités associé à une forte demande fonctionnelle :

- Utilisation d'un couple de frottement céramique/PE hautement réticulé, implanté selon une voie d'abord antérieure.
- Utilisation d'un couple de frottement céramique/PE hautement réticulé, en imposant les têtes de grand diamètre ( $\geq 36$  mm) mais en respectant une épaisseur minimum de l'insert de 10 mm, implanté selon une voie d'abord postéro-externe (notamment en cas de cotyle de taille suffisante).
- Ou utilisation d'un couple de frottement céramique/céramique, en imposant les têtes de grand diamètre ( $\geq 36$  mm) mais en respectant une épaisseur minimum de l'insert de 7 mm, implanté selon une voie d'abord postéro-externe (notamment en cas de cotyle de taille suffisante).

Une planification rigoureuse doit s'attacher à restituer l'ensemble des paramètres biomécaniques de la hanche prothétique.

- Restitution de l'offset fémoral.
- Restitution du centre de rotation de la hanche.
- Restitution de la longueur des membres inférieurs.
- Orientation optimale des implants.

- **En per-opératoire**

L'analyse de nos échecs passés a permis l'amélioration de nos techniques chirurgicales en termes de luxation, dont l'efficacité est clairement établie dans la littérature.

La sous-utilisation de ces outils mis à notre disposition serait donc dommageable voire préjudiciable pour le patient.

- Testing optimal de la stabilité prothétique par l'opérateur en fin d'intervention (bien que la part laissée à la subjectivité reste importante).

La constatation d'une faible stabilité prothétique doit imposer une analyse minutieuse des causes probables et leurs corrections adaptées. Il est donc nécessaire de prévoir une cupule double mobilité en salle d'intervention en cas d'impossibilité de retrouver ou de corriger les causes de cette instabilité.

- Fermeture systématique du plan postérieur (capsule postérieure et muscles pelvi-trochantériens) en fin d'intervention, en s'aidant éventuellement de certains artifices techniques.

- Orientation optimale des implants, en s'aidant éventuellement de la chirurgie assistée par ordinateur dans les cas difficiles.

- **En post-opératoire**

Une enquête minutieuse doit s'attacher à évaluer le score de Devane post-opératoire. En effet, la caractéristique du patient à risque de luxation semble être l'existence d'un faible niveau d'activité.

Une éducation thérapeutique sensibilisant ces patients aux recommandations telles que ne pas croiser les jambes, ne pas fléchir la hanche  $> 90^\circ$  et limiter les rotations doit leur être rappelée.

# CONCLUSION

Afin de diminuer le risque de luxation précoce dans le cadre de l'arthroplastie totale de hanche de première intention, une évolution vers de plus grands diamètres de têtes fémorales en conservant un couple de frottement céramique/PE hautement réticulé a été proposée dès Janvier 2010 dans le service d'orthopédie du CHU de Nantes.

Afin d'assurer la fiabilité dans le temps du matériel implanté, cette évolution vers de plus grands diamètres de têtes, en conservant une épaisseur de PE minimum de 10 mm, s'est faite majoritairement depuis sa configuration 28 mm vers 32 mm et de façon minoritaire vers 36 mm voire plus.

L'analyse statistique des données fournies par cette étude a clairement démontré que dans ce cadre, le diamètre de la tête fémorale n'influe pas sur le risque de luxation précoce. En revanche, d'autres facteurs de risque de luxation suspectés ou reconnus dans la littérature ont pu être mis en évidence.

L'analyse des données fournies par la littérature a clairement démontré l'intérêt des têtes de grand diamètre ( $\geq 36$  mm) pour prévenir le risque de luxation précoce en première intention mais a également montré leurs limites par un compromis entre stabilité et la longévité de la prothèse.

Au final, l'analyse de l'ensemble de ces données a permis la mise en place des nouvelles mesures, applicables dans le service sous la forme de recommandations, en agissant sur trois leviers principaux :

- Utilisation d'une voie d'abord antérieure permettant de s'affranchir d'un risque de luxation inhérent à la voie d'abord postéro-externe.
- Utilisation des têtes de grand diamètre ( $\geq 36$  mm) selon une voie d'abord postéro-externe, notamment en cas de cotyle de taille suffisante.
- Extension des indications concernant les cupules double mobilité en réservant ces implants à une catégorie de patients pour lesquels les incertitudes à long terme n'entrent pas en compte.

Seul un suivi rigoureux de nos patients porteurs de PTH, pouvant entrer dans le cadre d'études prospectives à fort niveau de preuve, permettra d'évaluer la pertinence de ces propositions.

# BIBLIOGRAPHIE

1. Bozic KJ, Kurtz SM, Lau E, Ong K, Vail TP, Berry DJ. The epidemiology of revision total hip arthroplasty in the United States. *J Bone Joint Surg Am.* 2009 Jan;91(1):128–33.
2. National Joint Registry for England and Wales. 10th Annual Report 2013. Available at: <http://www.njrcentre.org.uk>.
3. Swedish Hip Arthroplasty Register. Annual Report 2010. Available at: <http://www.shpr.se/Libraries/Documents/AnnualReport-2010-2-eng.sflb.ashx>.
4. New Zealand Orthopaedic Association. The New Zealand Joint Registry: thirteen year report. Available at: [www.cdhb.govt.nz/njr/](http://www.cdhb.govt.nz/njr/).
5. Sariali E, Leonard P, Mamoudy P. Dislocation after total hip arthroplasty using Hueter anterior approach. *J Arthroplasty.* 2008 Feb;23(2):266–72.
6. Vicar AJ, Coleman CR. A comparison of the anterolateral, transtrochanteric, and posterior surgical approaches in primary total hip arthroplasty. *Clin Orthop.* 1984 Sep;(188):152–9.
7. Amstutz HC, Kody MH. Dislocation and subluxation. In : Amstutz HC, ed. *Hip arthroplasty.* New York, Edimbourg, London, Melbourne, Tokyo : Churchill Livingstone ; 1991. p. 429-47.
8. Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am.* 1978 Mar;60(2):217–20.
9. Sanchez-Sotelo J, Haidukewych GJ, Boberg CJ. Hospital cost of dislocation after primary total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2006 Feb;88(2):290–4.
10. Scifert CF, Noble PC, Brown TD, Bartz RL, Kadakia N, Sugano N, et al. Experimental and computational simulation of total hip arthroplasty dislocation. *Orthop Clin North Am.* 2001 Oct;32(4):553–67, vii.
11. Jameson SS, Lees D, James P, Serrano-Pedraza I, Partington PF, Muller SD, et al. Lower rates of dislocation with increased femoral head size after primary total hip replacement: a five-year analysis of NHS patients in England. *J Bone Joint Surg Br.* 2011 Jul;93(7):876–80.
12. Lombardi AV, Skeels MD, Berend KR, Adams JB, Franchi OJ. Do Large Heads Enhance Stability and Restore Native Anatomy in Primary Total Hip Arthroplasty? *Clin Orthop Relat Res.* 2010 Oct 16;469(6):1547–53.
13. Garbuz DS, Masri BA, Duncan CP, Greidanus NV, Bohm ER, Petrak MJ, et al. The Frank Stinchfield Award: Dislocation in Revision THA: Do Large Heads (36 and 40 mm) Result in Reduced Dislocation Rates in a Randomized Clinical Trial? *Clin Orthop Relat Res.* 2011 Oct 26;470(2):351–6.
14. Burroughs BR, Hallstrom B, Golladay GJ, Hoeffel D, Harris WH. Range of motion and stability in total hip arthroplasty with 28-, 32-, 38-, and 44-mm femoral head sizes. *J Arthroplasty.* 2005 Jan;20(1):11–9.

15. Morrey BF. Difficult complications after hip joint replacement. Dislocation. Clin Orthop. 1997 Nov;(344):179–87.
16. Dorr LD, Wan Z. Causes of and treatment protocol for instability of total hip replacement. Clin Orthop. 1998 Oct;(355):144–51.
17. Paterno SA, Lachiewicz PF, Kelley SS. The influence of patient-related factors and the position of the acetabular component on the rate of dislocation after total hip replacement. J Bone Joint Surg Am. 1997 Aug;79(8):1202–10.
18. Pierchon F, Pasquier G, Cotten A, Fontaine C, Clarisse J, Duquennoy A. Causes of dislocation of total hip arthroplasty. CT study of component alignment. J Bone Joint Surg Br. 1994 Jan;76(1):45–8.
19. Woolson ST, Rahimtoola ZO. Risk factors for dislocation during the first 3 months after primary total hip replacement. J Arthroplasty. 1999 Sep;14(6):662–8.
20. Hutten D, Langlais F. Luxations et sublaxations des prothèses totales de hanche. Extrait de prothèse totale de hanche. Les choix. In : 13 Mises au point en chirurgie de la hanche. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, Paris : Elsevier Masson ; 2012. p. 118-64.
21. Coventry MB. Late dislocations in patients with Charnley total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am. 1985 Jul;67(6):832–41.
22. Von Knoch M, Berry DJ, Harmsen WS, Morrey BF. Late dislocation after total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am. 2002 Nov;84-A(11):1949–53.
23. Daly PJ, Morrey BF. Operative correction of an unstable total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am. 1992 Oct;74(9):1334–43.
24. Gore DR, Murray MP, Sepic SB, Gardner GM. Anterolateral compared to posterior approach in total hip arthroplasty: differences in component positioning, hip strength, and hip motion. Clin Orthop. 1982 May;(165):180–7.
25. McCollum DE, Gray WJ. Dislocation after total hip arthroplasty. Causes and prevention. Clin Orthop. 1990 Dec;(261):159–70.
26. Woo RY, Morrey BF. Dislocations after total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am. 1982 Dec;64(9):1295–306.
27. Fontes D, Benoit J, Lortat-Jacob A, Didry R. [Luxation of total hip prosthesis. Mathematic modelization, biomechanical approach]. Rev Chir Orthopédique Réparatrice Appar Mot. 1991;77(3):151–62.
28. Fontes D, Benoit J, Lortat-Jacob A, Didry R. [Luxation of total hip prosthesis. Statistical validation of a modelization, apropos of 52 cases]. Rev Chir Orthopédique Réparatrice Appar Mot. 1991;77(3):163–70.
29. Charnley J. The low-friction arthroplasty of the hip. Theory and practice. Berlin, Heidelberg : Springer Verlag ; 1979.

30. Berry DJ, von Knoch M, Schleck CD, Harmsen WS. The Cumulative Long-Term Risk of Dislocation After Primary Charnley Total Hip Arthroplasty. *J Bone Jt Surg.* 2004 Jan 1;86(1):9–14.
31. Lambotte JC. Les luxations de prothèse totale de hanche. Revue d'une série continue de 306 prothèses types Charnley. Etude étiopathogénique et approche thérapeutique. Thèse de médecine, Rennes, 1995.
32. Callaghan JJ, Heithoff BE, Goetz DD, Sullivan PM, Pedersen DR, Johnston RC. Prevention of dislocation after hip arthroplasty: lessons from long-term followup. *Clin Orthop.* 2001 Dec;(393):157–62.
33. Australian Orthopaedic Association. National joint replacement, Annual Report 2011. Available at: <http://www.dmac.adelaide.edu.au/aoanjirr/publications.jsp?section=reports2011>.
34. National Joint Registry for England and Wales. 9th Annual Report 2012. Available at: <http://www.njrcentre.org.uk>.
35. Delaunay C, Hamadouche M, Girard J, Duhamel A, The SoFCOT Group. What Are the Causes for Failures of Primary Hip Arthroplasties in France? *Clin Orthop.* 2013 Mar 26;
36. Ali Khan MA, Brakenbury PH, Reynolds IS. Dislocation following total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br.* 1981;63-B(2):214–8.
37. Kohn D, Rühmann O, Wirth CJ. [Dislocation of total hip endoprosthesis with special reference to various techniques]. *Z Für Orthop Ihre Grenzgeb.* 1997 Feb;135(1):40–4.
38. Joshi A, Lee CM, Markovic L, Vlatis G, Murphy JC. Prognosis of dislocation after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 1998 Jan;13(1):17–21.
39. Li E, Meding JB, Ritter MA, Keating EM, Faris PM. The natural history of a posteriorly dislocated total hip replacement. *J Arthroplasty.* 1999 Dec;14(8):964–8.
40. Kotwal RS, Ganapathi M, John A, Maheson M, Jones SA. Outcome of treatment for dislocation after primary total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br.* 2009 Mar;91(3):321–6.
41. Berend KR, Sporer SM, Sierra RJ, Glassman AH, Morris MJ. Achieving stability and lower limb length in total hip arthroplasty. *Instr Course Lect.* 2011;60:229–46.
42. Toomey SD, Hopper RH Jr, McAuley JP, Engh CA. Modular component exchange for treatment of recurrent dislocation of a total hip replacement in selected patients. *J Bone Joint Surg Am.* 2001 Oct;83-A(10):1529–33.
43. Parvizi J, Picinic E, Sharkey PF. Revision total hip arthroplasty for instability: surgical techniques and principles. *Instr Course Lect.* 2009;58:183–91.
44. Wroblewski BM. Dislocation. In : Revision surgery in total hip arthroplasty. Londres : Springer Verlag ; 1990. p. 29-46.
45. Dorr LD, Wolf AW, Chandler R, Conaty JP. Classification and treatment of dislocations of total hip arthroplasty. *Clin Orthop.* 1983 Mar;(173):151–8.

46. Fackler CD, Poss R. Dislocation in total hip arthroplasties. *Clin Orthop*. 1980 Sep;(151):169–78.
47. Russotti GM, Harris WH. Proximal placement of the acetabular component in total hip arthroplasty. A long-term follow-up study. *J Bone Joint Surg Am*. 1991 Apr;73(4):587–92.
48. Vasavada AN, Delp SL, Maloney WJ, Schurman DJ, Zajac FE. Compensating for changes in muscle length in total hip arthroplasty. Effects on the moment generating capacity of the muscles. *Clin Orthop*. 1994 May;(302):121–33.
49. Charles MN, Bourne RB, Davey JR, Greenwald AS, Morrey BF, Rorabeck CH. Soft-tissue balancing of the hip: the role of femoral offset restoration. *Instr Course Lect*. 2005;54:131–41.
50. McGrory BJ, Morrey BF, Cahalan TD, An KN, Cabanela ME. Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*. 1995 Nov;77(6):865–9.
51. Padgett DE, Warashina H. The unstable total hip replacement. *Clin Orthop*. 2004 Mar;(420):72–9.
52. Sanchez-Sotelo J, Berry DJ. Epidemiology of instability after total hip replacement. *Orthop Clin North Am*. 2001 Oct;32(4):543–52, vii.
53. Byström S, Espehaug B, Furnes O, Havelin LI, Norwegian Arthroplasty Register. Femoral head size is a risk factor for total hip luxation: a study of 42,987 primary hip arthroplasties from the Norwegian Arthroplasty Register. *Acta Orthop Scand*. 2003 Oct;74(5):514–24.
54. Ekelund A, Rydell N, Nilsson OS. Total hip arthroplasty in patients 80 years of age and older. *Clin Orthop*. 1992 Aug;(281):101–6.
55. Jolles BM, Zangger P, Leyvraz P-F. Factors predisposing to dislocation after primary total hip arthroplasty: a multivariate analysis. *J Arthroplasty*. 2002 Apr;17(3):282–8.
56. Newington DP, Bannister GC, Fordyce M. Primary total hip replacement in patients over 80 years of age. *J Bone Joint Surg Br*. 1990 May;72(3):450–2.
57. Turner RS. Postoperative total hip prosthetic femoral head dislocations. Incidence, etiologic factors, and management. *Clin Orthop*. 1994 Apr;(301):196–204.
58. Maruyama M, Feinberg JR, Capello WN, D'Antonio JA. The Frank Stinchfield Award: Morphologic features of the acetabulum and femur: anteversion angle and implant positioning. *Clin Orthop*. 2001 Dec;(393):52–65.
59. Lübbecke A, Stern R, Garavaglia G, Zurcher L, Hoffmeyer P. Differences in outcomes of obese women and men undergoing primary total hip arthroplasty. *Arthritis Care Res*. 2007;57(2):327–34.
60. Sadr Azodi O, Adami J, Lindström D, Eriksson KO, Wladis A, Bellocco R. High body mass index is associated with increased risk of implant dislocation following primary total

hip replacement: 2,106 patients followed for up to 8 years. *Acta Orthop*. 2008 Feb;79(1):141–7.

61. Davis AM, Wood AM, Keenan ACM, Brenkel IJ, Ballantyne JA. Does body mass index affect clinical outcome post-operatively and at five years after primary unilateral total hip replacement performed for osteoarthritis? A multivariate analysis of prospective data. *J Bone Joint Surg Br*. 2011 Sep;93(9):1178–82.
62. Alfonso DT, Howell RD, Caceres G, Kozlowski P, Di Cesare PE. Total hip arthroplasty in the underweight. *J Arthroplasty*. 2008 Oct;23(7):956–9.
63. Krenzel BA, Berend ME, Malinzak RA, Faris PM, Keating EM, Meding JB, et al. High preoperative range of motion is a significant risk factor for dislocation in primary total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2010 Sep;25(6 Suppl):31–5.
64. Gregory RJ, Gibson MJ, Moran CG. Dislocation after primary arthroplasty for subcapital fracture of the hip. Wide range of movement is a risk factor. *J Bone Joint Surg Br*. 1991 Jan;73(1):11–2.
65. Ortiguera CJ, Pulliam IT, Cabanela ME. Total hip arthroplasty for osteonecrosis: matched-pair analysis of 188 hips with long-term follow-up. *J Arthroplasty*. 1999 Jan;14(1):21–8.
66. Ravi B, Escott B, Shah PS, Jenkinson R, Chahal J, Bogoch E, et al. A systematic review and meta-analysis comparing complications following total joint arthroplasty for rheumatoid arthritis versus for osteoarthritis. *Arthritis Rheum*. 2012;64(12):3839–49.
67. Courtois B, Variel R, Le Saout J, Kerboul B, Lefèvre C. [Apropos of 87 dislocations of total hip prostheses]. *Int Orthop*. 1985;9(3):189–93.
68. Soong M, Rubash HE, Macaulay W. Dislocation after total hip arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg*. 2004 Oct;12(5):314–21.
69. Buly RL, Huo M, Root L, Binzer T, Wilson PD Jr. Total hip arthroplasty in cerebral palsy. Long-term follow-up results. *Clin Orthop*. 1993 Nov;(296):148–53.
70. Raphael BS, Dines JS, Akerman M, Root L. Long-term Followup of Total Hip Arthroplasty in Patients with Cerebral Palsy. *Clin Orthop*. 2010 Jul;468(7):1845–54.
71. Williams JF, Gottesman MJ, Mallory TH. Dislocation after total hip arthroplasty. Treatment with an above-knee hip spica cast. *Clin Orthop*. 1982 Dec;(171):53–8.
72. Stroh A, Naziri Q, Johnson AJ, Mont MA. Dual-mobility bearings: a review of the literature. *Expert Rev Med Devices*. 2012 Jan;9(1):23–31.
73. Khatod M, Barber T, Paxton E, Namba R, Fithian D. An analysis of the risk of hip dislocation with a contemporary total joint registry. *Clin Orthop*. 2006 Jun;447:19–23.
74. Mahomed NN, Barrett JA, Katz JN, Phillips CB, Losina E, Lew RA, et al. Rates and outcomes of primary and revision total hip replacement in the United States medicare population. *J Bone Joint Surg Am*. 2003 Jan;85-A(1):27–32.

75. Lübbecke A, Suvà D, Perneger T, Hoffmeyer P. Influence of preoperative patient education on the risk of dislocation after primary total hip arthroplasty. *Arthritis Rheum.* 2009 Apr 15;61(4):552–8.
76. Masonis JL, Bourne RB. Surgical approach, abductor function, and total hip arthroplasty dislocation. *Clin Orthop.* 2002 Dec;(405):46–53.
77. Roberts JM, Fu FH, McClain EJ, Ferguson AB. A comparison of the posterolateral and anterolateral approaches to total hip arthroplasty. *Clin Orthop.* 1984 Aug;(187):205–10.
78. Mihalko WM, Whiteside LA. Hip mechanics after posterior structure repair in total hip arthroplasty. *Clin Orthop.* 2004 Mar;(420):194–8.
79. Robinson RP, Robinson HJ, Salvati EA. Comparison of the transtrochanteric and posterior approaches for total hip replacement. *Clin Orthop.* 1980 Apr;(147):143–7.
80. Miyoshi H, Mikami H, Oba K, Amari R. Anteversion of the acetabular component aligned with the transverse acetabular ligament in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2012 Jun;27(6):916–22.
81. Beckmann J, Stengel D, Tingart M, Gotz J, Grifka J, Luring C. Navigated cup implantation in hip arthroplasty. *Acta Orthop.* 2009 Oct 1;80(5):538–44.
82. Hedlundh U, Ahnfelt L, Hybbinette CH, Weckstrom J, Fredin H. Surgical experience related to dislocations after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1996 Mar;78(2):206–9.
83. Kelley SS, Lachiewicz PF, Hickman JM, Paterno SM. Relationship of femoral head and acetabular size to the prevalence of dislocation. *Clin Orthop.* 1998 Oct;(355):163–70.
84. Peter R, Lübbecke A, Stern R, Hoffmeyer P. Cup Size and Risk of Dislocation After Primary Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2011 Dec;26(8):1305–9.
85. Lawton RL, Morrey BF. Dislocation after long-necked total hip arthroplasty. *Clin Orthop.* 2004 May;(422):164–6.
86. Berry DJ, von Knoch M, Schleck CD, Harmsen WS. Effect of femoral head diameter and operative approach on risk of dislocation after primary total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2005 Nov;87(11):2456–63.
87. Merle C, Waldstein W, Pegg E, Streit MR, Gotterbarm T, Aldinger PR, et al. Femoral offset is underestimated on anteroposterior radiographs of the pelvis but accurately assessed on anteroposterior radiographs of the hip. *J Bone Joint Surg Br.* 2012 Apr;94(4):477–82.
88. Sariali E, Mauprivez R, Khiami F, Pascal-Mousselard H, Catonné Y. Accuracy of the preoperative planning for cementless total hip arthroplasty. A randomised comparison between three-dimensional computerised planning and conventional templating. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR.* 2012 Apr;98(2):151–8.
89. ANAES. Guide d'analyse de la littérature et gradation des recommandations. In. 2000.

90. Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC. "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop*. 1979 Jun;(141):17–27.
91. DeLee JG, Charnley J. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop*. 1976 Dec;(121):20–32.
92. Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA, Riley LH. Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification. *J Bone Joint Surg Am*. 1973 Dec;55(8):1629–32.
93. Swedish Hip Arthroplasty Register. Annual Report 2012. Available at: [http://www.shpr.se/Libraries/Documents/AnnualReport\\_2012\\_Eng\\_WEB.sflb.ashx](http://www.shpr.se/Libraries/Documents/AnnualReport_2012_Eng_WEB.sflb.ashx).
94. Witvoet J. Méthodes d'évaluation des prothèses totales de hanche et leur étude critique. *Cahiers d'enseignement de la SOFCOT (Prothèse totale de hanche : Les choix)* 90: 351, 2005;
95. Devane PA, Horne JG, Martin K, Coldham G, Krause B. Three-dimensional polyethylene wear of a press-fit titanium prosthesis. Factors influencing generation of polyethylene debris. *J Arthroplasty*. 1997 Apr;12(3):256–66.
96. Merle D'Aubigné R. [Numerical classification of the function of the hip. 1970]. *Rev Chir Orthopédique Réparatrice Appar Mot*. 1990;76(6):371–4.
97. Charnley J. The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention. *J Bone Joint Surg Br*. 1972 Feb;54(1):61–76.
98. Rodriguez JA, Rathod PA. Large diameter heads: is bigger always better? *J Bone Joint Surg Br*. 2012 Nov;94(11 Suppl A):52–4.
99. Sariali E, Lazennec JY, Khiami F, Catonné Y. Mathematical evaluation of jumping distance in total hip arthroplasty: Influence of abduction angle, femoral head offset, and head diameter. *Acta Orthop*. 2009 Jan;80(3):277–82.
100. Ho KWK, Whitwell GS, Young SK. Reducing the rate of early primary hip dislocation by combining a change in surgical technique and an increase in femoral head diameter to 36 mm. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2012 Jul;132(7):1031–6.
101. Langlais F. Le Polyéthylène en 1997. *Cahiers d'enseignement de la SOFCOT* 62: 53, 1997.
102. Charnley J, Halley DK. Rate of wear in total hip replacement. *Clin Orthop*. 1975 Oct;(112):170–9.
103. Green TR, Fisher J, Stone M, Wroblewski BM, Ingham E. Polyethylene particles of a "critical size" are necessary for the induction of cytokines by macrophages in vitro. *Biomaterials*. 1998 Dec;19(24):2297–302.
104. Malchau H, Soderman P, Oden A. Prognosis of Total Hip Replacement. Update and Validation of Results from the Swedish National Hip Arthroplasty Registry 1979-1998.

105. Kerboull L, Hamadouche M, Courpied JP, Kerboull M. Long-term results of Charnley-Kerboull hip arthroplasty in patients younger than 50 years. *Clin Orthop*. 2004 Jan;(418):112–8.
106. Berry DJ, Harmsen WS, Cabanela ME, Morrey BF. Twenty-five-year survivorship of two thousand consecutive primary Charnley total hip replacements: factors affecting survivorship of acetabular and femoral components. *J Bone Joint Surg Am*. 2002 Feb;84-A(2):171–7.
107. Callaghan JJ, Templeton JE, Liu SS, Pedersen DR, Goetz DD, Sullivan PM, et al. Results of Charnley total hip arthroplasty at a minimum of thirty years. A concise follow-up of a previous report. *J Bone Joint Surg Am*. 2004 Apr;86-A(4):690–5.
108. Grobbelaar CJ, du Plessis TA, Marais F. The radiation improvement of polyethylene prostheses. A preliminary study. *J Bone Joint Surg Br*. 1978 Aug;60-B(3):370–4.
109. Kuzyk PRT, Saccone M, Sprague S, Simunovic N, Bhandari M, Schemitsch EH. Cross-linked versus conventional polyethylene for total hip replacement: a meta-analysis of randomised controlled trials. *J Bone Joint Surg Br*. 2011 May;93(5):593–600.
110. Engh CA, Hopper RH, Huynh C, Ho H, Sritulanondha S, Engh CA. A prospective, randomized study of cross-linked and non-cross-linked polyethylene for total hip arthroplasty at 10-year follow-up. *J Arthroplasty*. 2012 Sep;27(8 Suppl):2–7.e1.
111. Illgen RL, Forsythe TM, Pike JW, Laurent MP, Blanchard CR. Highly Crosslinked vs Conventional Polyethylene Particles—An In Vitro Comparison of Biologic Activities. *J Arthroplasty*. 2008 Aug;23(5):721–31.
112. Tower SS, Currier JH, Currier BH, Lyford KA, Van Citters DW, Mayor MB. Rim cracking of the cross-linked longevity polyethylene acetabular liner after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2007 Oct;89(10):2212–7.
113. Currier BH, Currier JH, Mayor MB, Lyford KA, Collier JP, Van Citters DW. Evaluation of oxidation and fatigue damage of retrieved crossfire polyethylene acetabular cups. *J Bone Joint Surg Am*. 2007 Sep;89(9):2023–9.
114. Hannouche D, Zaoui A, Zadegan F, Sedel L, Nizard R. Thirty years of experience with alumina-on-alumina bearings in total hip arthroplasty. *Int Orthop*. 2011 Feb;35(2):207–13.
115. Sedel L, JinZM, Riecker C, Grigoris P, Roberts P. Long term data concerning the use of alumina in total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br* 2006;86:41.
116. Aldrian S, Nau T, Gillesberger F, Petras N, Ehall R. Medium-term analysis of modern ceramic-on-ceramic bearing in THA. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther*. 2009 Mar;19(1):36–40.
117. Nam KW, Yoo JJ, Lae Kim Y, Kim Y-M, Lee M-H, Kim HJ. Alumina-debris-induced osteolysis in contemporary alumina-on-alumina total hip arthroplasty. A case report. *J Bone Joint Surg Am*. 2007 Nov;89(11):2499–503.

118. Garino JP. Ceramic component fracture: trends and recommendation with modern components based on improved reporting methods. 10th Biolox Symposium 2005:www.biolox.com.
119. Zagra L, Ceroni GR, Corbella M. THA ceramic-ceramic coupling with bigger heads. 9th Biolox Symposium 2004:www.biollow.com.
120. Beaver RJ, McCormick C, Kop A. Fractures in misaligned ceramic acetabular liners. In: Bioceramics in joint arthroplasty. New York: Thieme Verlag Stuttgart; 2002. p. 65—71.
121. Manley MT, Sutton K. Bearings of the future for total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2008 Oct;23(7 Suppl):47–50.
122. Triclot P, Gouin F. Update - “Big-head”: The solution to the problem of hip implant dislocation? *Orthop Traumatol Surg Res*. 2011 Jun;97(4):S42–8.
123. Sedel L. Evolution of alumina-on-alumina implants: a review. *Clin Orthop*. 2000 Oct;(379):48–54.
124. Willert H-G, Buchhorn GH, Fayyazi A, Flury R, Windler M, Köster G, et al. Metal-on-metal bearings and hypersensitivity in patients with artificial hip joints. A clinical and histomorphological study. *J Bone Joint Surg Am*. 2005 Jan;87(1):28–36.
125. Mikhael MM, Hanssen AD, Sierra RJ. Failure of metal-on-metal total hip arthroplasty mimicking hip infection. A report of two cases. *J Bone Joint Surg Am*. 2009 Feb;91(2):443–6.
126. Clarke IC, Lazennec J-Y, Brusson A, Savisaar C, Bowsher JG, Burgett M, et al. Risk of impingement and third-body abrasion with 28-mm metal-on-metal bearings. *Clin Orthop*. 2014 Feb;472(2):497–508.
127. Mertl P, Boughebri O, Havet E, Triclot P, Lardanchet J-F, Gabrion A. Large diameter head metal-on-metal bearings total hip arthroplasty: preliminary results. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR*. 2010 Feb;96(1):14–20.
128. Bosker BH, Ettema HB, Boomsma MF, Kollen BJ, Maas M, Verheyen CCPM. High incidence of pseudotumour formation after large-diameter metal-on-metal total hip replacement: a prospective cohort study. *J Bone Joint Surg Br*. 2012 Jun;94(6):755–61.
129. HAS. Prothèses totales de hanche à couple de frottement métal-métal. 2013.
130. McKee GK, Watson-Farrar J. Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis. *J Bone Joint Surg Br*. 1966 May;48(2):245–59.
131. Philippot R, Camilleri JP, Boyer B, Adam P, Farizon F. The use of a dual-articulation acetabular cup system to prevent dislocation after primary total hip arthroplasty: analysis of 384 cases at a mean follow-up of 15 years. *Int Orthop*. 2009 Aug;33(4):927–32.
132. Wegrzyn J, Guyen O, Carret JP. Double Mobilité dans les révisions prothétiques de hanche. Service de Chirurgie Orthopédique, Pavillon T. Hôpital Edouard Herriot, Lyon.

133. Leclercq S, el Blidi S, Aubriot JH. [Bousquet's device in the treatment of recurrent dislocation of a total hip prosthesis. Apropos of 13 cases]. *Rev Chir Orthopédique Réparatrice Appar Mot.* 1995;81(5):389–94.
134. Massin P, Orain V, Philippot R, Farizon F, Fessy MH. Fixation failures of dual mobility cups: a mid-term study of 2601 hip replacements. *Clin Orthop.* 2012 Jul;470(7):1932–40.
135. Leiber-Wackenheim F, Brunschweiler B, Ehlinger M, Gabrion A, Mertl P. Treatment of recurrent THR dislocation using of a cementless dual-mobility cup: a 59 cases series with a mean 8 years' follow-up. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR.* 2011 Feb;97(1):8–13.
136. Adam P, Farizon F, Fessy M-H. Dual mobility retentive acetabular liners and wear: surface analysis of 40 retrieved polyethylene implants. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR.* 2014 Feb;100(1):85–91.
137. Rieker CB. Tribology considerations for hip joint articulations in relation to the “new orthopaedic patient.” *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther.* 2006;16 Suppl 4:12–6.
138. Loving L, Lee RK, Herrera L, Essner AP, Nevelos JE. Wear performance evaluation of a contemporary dual mobility hip bearing using multiple hip simulator testing conditions. *J Arthroplasty.* 2013 Jun;28(6):1041–6.
139. Philippot R, Farizon F, Camilleri J-P, Boyer B, Derhi G, Bonnan J, et al. Survival of cementless dual mobility socket with a mean 17 years follow-up. *Rev Chir Orthopédique Réparatrice Appar Mot.* 2008 Dec;94(8):e23–7.
140. Lautridou C, Lebel B, Burdin G, Vielpeau C. [Survival of the cementless Bousquet dual mobility cup: Minimum 15-year follow-up of 437 total hip arthroplasties]. *Rev Chir Orthopédique Réparatrice Appar Mot.* 2008 Dec;94(8):731–9.
141. Combes A, Migaud H, Girard J, Duhamel A, Fessy MH. Low rate of dislocation of dual-mobility cups in primary total hip arthroplasty. *Clin Orthop.* 2013 Dec;471(12):3891–900.

**TITRE :**

**ÉTUDE ÉTIOPATHOGÉNIQUE DES FACTEURS DE RISQUE DE LUXATION.  
REVUE D'UNE SÉRIE CONTINUE DE 268 PROTHÈSES TOTALES DE HANCHE  
DE PREMIÈRE INTENTION.  
L'AUGMENTATION DU DIAMÈTRE DE LA TÊTE FÉMORALE  
DIMINUE-T-ELLE LE RISQUE DE LUXATION PRÉCOCE ?**

---

**RÉSUMÉ :**

Dans le cadre de l'arthroplastie totale de hanche, l'émergence des nouveaux couples de frottement a permis l'évolution vers de plus grands diamètres de têtes fémorales dont l'ambition est de résoudre le problème de la luxation.

L'objectif de cette étude a été d'évaluer si le choix d'une augmentation du diamètre de la tête fémorale dans le service d'orthopédie du CHU de Nantes, retenu dès Janvier 2010, permettait de réduire le risque de luxation précoce en première intention.

La série comportait 268 prothèses totales de hanche de première intention implantées consécutivement de Janvier 2009 à Décembre 2010 avec un recul moyen de 3,5 ans.

L'analyse statistique des données fournies par cette étude a clairement démontré que le diamètre de la tête fémorale n'influe pas sur le risque de luxation précoce. En revanche, d'autres facteurs de risque de luxation suspectés ou reconnus dans la littérature ont pu être mis en évidence.

L'analyse des données fournies par la littérature a clairement démontré l'intérêt des têtes de grand diamètre ( $\geq 36$  mm) pour prévenir le risque de luxation précoce en première intention mais a également montré leurs limites par un compromis entre stabilité et longévité de la prothèse.

Au final, l'analyse de l'ensemble de ces données a permis la mise en place des nouvelles mesures, sous la forme de recommandations applicables dans le service.

---

**MOTS-CLÉS :**

- ARTHROPLASTIE TOTALE DE HANCHE
- LUXATION
- DIAMÈTRE DE TÊTE FÉMORALE
- COUPLE DE FROTTEMENT