

Université de Montréal

**Évaluation de la densité osseuse péri acétabulaire
après resurfaçage versus prothèse totale de la hanche
métal-métal non cimentée**

par

Ait Yahia Chabane

Sciences biomédicales

Faculté de médecine

**Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de maîtrise
en sciences biomédicales
option musculo-squelettique**

Août 2010

© Ait Yahia Chabane, 2010

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :

**Évaluation de la densité osseuse péri acétabulaire
après resurfaçage versus prothèse totale de la hanche
métal-métal non cimentée**

présenté par :

Ait Yahia Chabane

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Nicholas Newman, président-rapporteur

Martin Lavigne, directeur de recherche

Pascal-André Vendittoli, codirecteur

John Antoniou, membre du jury

RÉSUMÉ

Ce mémoire présente l'évaluation du remodelage osseux autour des composantes acétabulaires non cimentées *press-fit* d'une arthroplastie de resurfaçage (RH) et d'une prothèse totale de hanche (PTH) après un minimum de 21 mois d'implantation.

Nous avons mesuré par l'absorptiométrie à rayons X en double énergie (DEXA) la densité minérale osseuse (DMO) supra acétabulaire chez 60 patients (44 RH, 16 PTH). Aucune différence significative de la moyenne des DMO au niveau de la zone globale et de la zone centrale de l'acétabulum n'a été trouvée entre la hanche opérée et la hanche controlatérale, dans les deux groupes de traitement.

Cependant, la DMO des zones corticospongieuses médiale et latérale est plus élevée du côté opéré par rapport au côté non opéré avec la cupule en chrome cobalt de la RH; ($p=0,014$ et $0,031$ respectivement). Alors que pour la PTH avec une cupule en titane, la différence de la DMO au niveau de ces zones n'est pas significative; ($p=0,130$ et $0,733$). Ces données semblent démontrer qu'avec des cupules plus rigides, il y a transfert des contraintes de charges vers la périphérie corticale.

C'est la première étude à évaluer le remodelage osseux péri acétabulaire avec un RH. Cela montre que la DMO est relativement préservée et que le transfert des contraintes vers la périphérie peut être favorable au maintien de la stabilité de l'implant primaire et aux éventuelles révisions de la cupule *press-fit* du RH.

Mots-clés : remodelage osseux, DEXA, contraintes de charge, module d'élasticité, préservation du stock osseux, modèle par éléments finis, *stress shielding*.

ABSTRACT

We undertook a retrospective study to evaluate bone remodeling around two uncemented press-fit acetabular components: (1. Hip resurfacing (HR) and 2. total hip replacement (THR)) at a minimum of 21 months after implantation.

We measured by DEXA (Dual energy X ray absorptiometry) the bone mineral density (BMD) in the supra acetabular area in 60 patients (44 HR, 16 THR). We found no significant difference in the average BMD of the global zone and central zone of the acetabulum between the operated hip and the opposite non-operated hip in both treatment groups.

However, the BMD of the medial and lateral cortico-cancellous areas on the side of surgery was significantly higher compared to non-operated side in HR group with the cobalt chrome cup; ($p=0,014$ and $0,031$ respectively) As for THR with a titanium cup, we found no significant difference in BMD at these areas ($p=0,130$ and $0,733$). These data show that with more rigid cups, there seems to be greater load transfer to the periphery of the acetabulum without significant stress shielding.

This is the first study to assess peri-acetabular bone remodeling with HR. We showed that BMD is relatively preserved. Stress transfer to the periphery may be beneficial in maintaining the stability of the primary implant while conserving bone stock for possible revisions of the press-fit cup of the HR.

Key words: bone remodelling, DEXA, load strain, modulus of elasticity, preservation of bone stock, finite element models, stress shielding

TABLE DES MATIÈRES

	Page
RÉSUMÉ	iii
ABSTRACT.....	iv
LISTE DES TABLEAUX.....	viii
LISTE DES FIGURES.....	ix
LISTE DES ABRÉVIATIONS.....	x
DÉDICACE	xi
REMERCIEMENTS	xii
<u>CHAPITRE 1</u>	1
1.1 Introduction.....	1
1.1.1- Arthrose et prothèse de la hanche	1
1.1.2- Le remodelage osseux est un processus physiologique d'adaptations aux contraintes mécaniques	7
1.1.3- Le remodelage osseux périprothétique	8
1.2- Méthodes de mesure de la densité minérale osseuse dans la pratique orthopédique.....	9
1.3- Objectifs de la recherche.....	13
<u>CHAPITRE 2</u>	14
2.1- Recension de la littérature.....	14
2.1.1-L'étude du remodelage osseux après arthroplastie totale de la hanche par DEXA : Influence des caractéristiques prothétiques	14
2.1.2- Caractéristiques des composantes fémorales qui influencent le	

remodelage osseux	16
2.1.3-Caractéristiques des composantes acétabulaires qui influencent le remodelage osseux	19
2.1.3.1-Simulations par ordinateur et modèles par éléments finis	20
2.1.3.2-Résumé d'études évaluant la DMO in vivo chez différentes cohortes de patients	22
2.1.4-Études des effets de la masse corporelle, de l'âge et du sexe	31
2.2-Formulation des hypothèses	32
<u>CHAPITRE 3</u>	34
3.1- Méthodologie de la recherche.....	34
3.1.1-Devis et validité de la stratégie de recherche.....	34
3.1.2-Déroulement de l'étude.....	34
3.1.3-Population à l'étude	35
3.1.4-Déroulement chirurgical	36
3.1.5-Sélection des sujets	37
3.1.5.1-Données cliniques	38
3.1.5.2-Données radiologiques	39
3.1.6-Mesures de la densité minérale osseuse	39
3.1.6.1-Méthode de mesure et d'analyse de la DMO	39
3.1.6.2-Validité des mesures de la DMO	42
3.1.7-Taille de l'échantillon et puissance statistique	46
3.1.8-Considérations éthiques	46
3.1.9-Présentation des résultats	47
3.1.9.1-Évaluation clinique	47
3.1.9.2-Évaluation radiologique	48
3.1.9.3-Évaluation de la densité osseuse	49
3.1.9.3.1-Résultats des mesures DEXA après RH	50

3.1.9.3.2- Résultats des mesures DEXA après PTH	51
3.1.9.3.3-Comparaison des résultats PTH avec RH	53
<u>CHAPITRE 4</u>	55
4.1-Analyse des résultats et discussions	55
CONCLUSION	60
BIBLIOGRAPHIE	61
ANNEXES	74
Approbations du comité scientifique et du comité d'éthique	i et ii

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau I : Critères d'exclusion de l'étude	35
Tableau II : Données démographiques l'étude	38
Tableau III : Reproductibilité des mesures de DMO prises au jour 1 et jour 8 pour chaque zone des 2 hanches (fiabilité de l'appareil)	43
Tableau IV : Reproductibilité interobservateur des mesures de DMO pour chaque zone de la hanche opérée et non opérée (2 observateurs)	44
Tableau V : Reproductibilité intra-observateur des mesures de DMO prises au jour 1 et jour 8 pour chaque zone des 2 hanches, opérée et non opérée	45
Tableau VI : Résultats des évaluations fonctionnelles	47
Tableau VII : Paramètres biomécaniques de la hanche opérée comparés à ceux de la hanche controlatérale pour chaque groupe de traitement	49
Tableau VIII : Les résultats détaillés des mesures de la DMO, obtenus dans les 4 zones pour chaque groupe de traitement	53
Tableau IX : Comparaison des résultats obtenus dans les 4 zones en valeur relative entre RH versus PTH	54

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1 : Prothèse totale de hanche conventionnelle	03
Figure 2 : Resurfaçage de hanche	07
Figure 3 : Appareil de mesure DEXA	12
Figure 4 : Répartition des sept régions de Gruen	16
Figure 5 : Répartition des régions d'intérêt péri acétabulaires de DeLee et Charnley et de Wilkinson	24
Figure 6 : Opération de mise en place de RH	36
Figure7 : Délimitation des zones d'intérêt supra-acétabulaires de la hanche opérée et de la hanche controlatérale	41
Figure 8 : Diagramme de distribution des DMO moyennes des zones d'intérêt du groupe resurfaçage	51
Figure 9 : Diagramme de distribution des DMO moyennes des zones d'intérêt du groupe PTH	52

LISTE DES ABRÉVIATIONS

PTH : Prothèse totale de hanche

RH : Resurfaçage de la hanche

DMO : Densité minérale osseuse

DEXA ou DXA : Dual energy X-ray absorptiometry (absorptiomètre à rayons X en double énergie)

QCT : Quantitative Computed Tomography

HU : Unité Hounsfield

RI : Régions d'intérêt

MEF : Modèle par éléments finis

MB : Metal-back

GPa : Gigapascal

IMC : Indice de masse corporelle

WOMAC : Western Ontario McMaster osteoarthritis index

PMA : Scores de Postel et Merle d'Aubigné

ICC : Corrélation intraclasse

SD : Standard deviation (écart type)

PE : Polyéthylène

CMO : Contenu minéral osseux

*Je dédicace ce mémoire aux défunts
confrères et amis AIT ALLALA MALEK et
ZOURANE MOULOUD*

Remerciements

Je tiens en tout premier lieu à remercier sincèrement mon directeur de recherche Dr Martin Lavigne et mon codirecteur Dr Pascal A Vendittoli, qui m'ont donné la chance de faire ma maîtrise dans leur centre de recherche avec un projet de recherche très enrichissant. Je les remercie pour leurs précieux soutiens et conseils.

Je remercie l'équipe de recherche en orthopédie de l'hôpital Maisonneuve-Rosemont (MS, Daniel Lusignan, Serge Marquis et Mlle Janie Barry) pour leur apport et leur amabilité.

Un grand merci aux Drs Sanket Diwanji et Jean Michel Laffosse qui ont échangé avec moi des réflexions qui ont enrichi mon projet de recherche.

Je remercie également ma famille, ma femme et mes enfants de m'avoir soutenu et encouragé durant ces deux longues années. Merci de m'avoir permis de concrétiser ce projet.

Je suis, à tous, très reconnaissant.

CHAPITRE 1

1.1 Introduction

1.1.1 Arthrose et prothèse de la hanche

La hanche ou l'articulation coxo-fémorale est une articulation de type énarthrose alliant la stabilité et la mobilité, qui permet de relier le fémur au bassin. La tête fémorale sphérique, recouverte d'une couche de cartilage s'articule avec une cavité cotyloïdienne ou (acétabulum) en forme de fer à cheval, également recouverte de cartilage. Cette cavité est entourée du labrum (facteur supplémentaire de stabilisation de la hanche). La tête du fémur est maintenue dans le cotyle par de forts ligaments manchonnant complètement l'articulation renforçant la capsule articulaire, qui est elle-même tapissée à l'intérieur par la membrane synoviale. La stabilisation de l'articulation est assurée et soutenue par l'union ligamentaire et par de larges muscles qui entourent l'articulation (psoas iliaque, muscles fessiers et pelvi-trochantériens). Elle présente deux fonctions principales, la locomotion et la transmission des charges. Le cartilage articulaire amortit et répartit les forces dans l'articulation. En station unipodale, la force transmise dépend de deux facteurs, le poids du corps et la force musculaire (moyen fessier) qui maintient l'équilibre (principe de la *balance* de Pauwels). La morphologie architecturale de l'acétabulum et de l'extrémité supérieure du fémur (travées osseuses) reflète le sens de la répartition des charges entre le bassin et le fémur, obéissant à la loi de Wolff [1] qui stipule que « l'os est édifié dans sa forme et sa texture d'après sa fonction ».

La hanche est l'une des articulations les plus fréquemment touchées par l'arthrose, les autres étant la main, le genou et la colonne vertébrale [2]. Pauwels, en 1959 [3], définit la coxarthrose comme le résultat « d'une disproportion entre l'importance des sollicitations mécaniques auxquelles la hanche est soumise, d'une part, et la capacité de résistance à l'effort des tissus cartilagineux et osseux, d'autre part ».

La prévalence de la coxarthrose est estimée entre 3 et 11 % après l'âge de 35 ans [4]. Son incidence est de l'ordre de 88/100 000 années-personnes et elle augmente avec l'âge pour atteindre 445/100 000 années-personnes chez l'homme après l'âge de 70 ans [5]. Son évolution est lentement progressive. Elle est l'une des causes les plus fréquentes de douleurs et d'incapacité fonctionnelle chez le sujet âgé et engendre d'importantes répercussions socioéconomiques.

L'arthrose de la hanche peut être idiopathique ou secondaire à des affections acquises, comme des malformations préexistantes (dysplasie et protrusion acétabulaire, séquelles d'épiphyseolyse, ostéochondrite, post-traumatique, infectieuse), ou maladies telles des arthropathies métaboliques et inflammatoires (hémochromatose, chondrocalcinose, maladie de Wilson, polyarthrite rhumatoïde), ou secondaire à une nécrose aseptique de la tête fémorale. D'autres facteurs interviennent dans le développement de la coxarthrose tel que l'obésité, le sexe, le type de travail, activité sportive et la génétique [4, 6-10].

Les symptômes de la coxarthrose sont principalement la douleur qui s'installe de façon progressive, accompagnée de raideur de la hanche, de boiterie et d'impotence fonctionnelle. Le traitement initial de l'arthrose de la hanche est conservateur. Il consiste à calmer la douleur par les analgésiques, réduire les charges sur la hanche et à maintenir la mobilité par la rééducation et la marche. Des viscosuppléments et autres lubrifiants articulaires tel que l'acide hyaluronique sont aussi utilisés pour soulager les symptômes de l'arthrose. Lorsque la coxarthrose est débutante ou modérée et secondaire à des anomalies architecturales de la hanche chez le sujet jeune (moins de 40 ans), une chirurgie conservatrice est préconisée afin de corriger le défaut architectural (ostéotomie fémorale ou acétabulaire, butée). Si les méthodes thérapeutiques conservatrices ne procurent pas de soulagement et d'améliorations fonctionnelles, le remplacement articulaire artificiel (prothèse totale de hanche (PTH)) reste l'ultime option.

La PTH conventionnelle consiste en une tête sphérique métallique ou en céramique (remplaçant la tête fémorale usée), montée sur une tige métallique insérée dans le fémur

et fixée par du ciment ou par impaction sans ciment (*press-fit*). Cette tête s'articule avec une composante acétabulaire (cupule), fixée au bassin elle aussi par du ciment ou sans ciment par impaction (Figure 1).

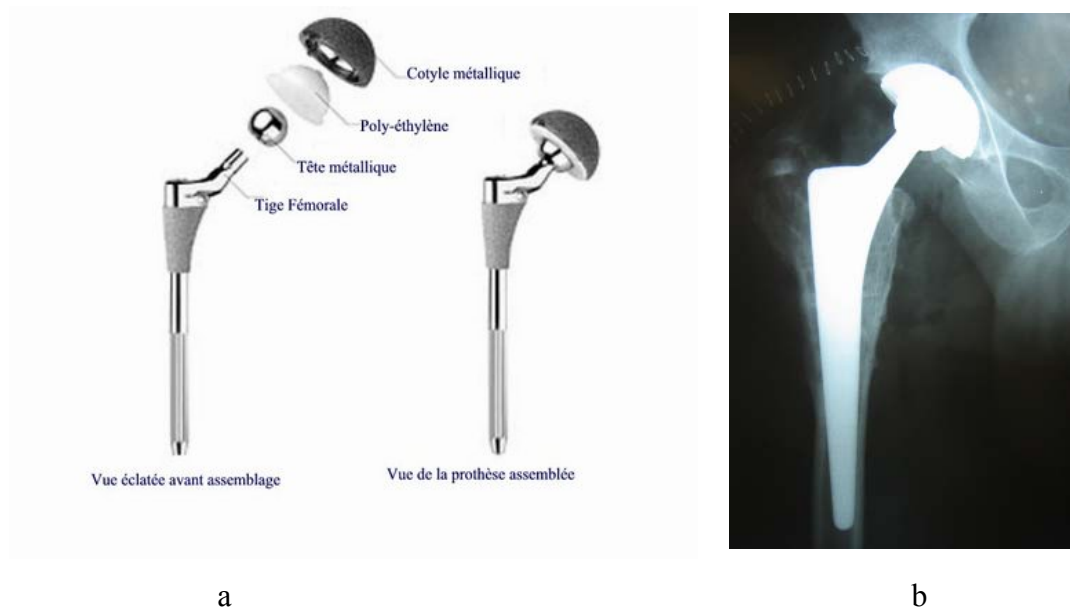


Figure 1 : Prothèse totale de hanche conventionnelle.

a) Les composants d'une prothèse totale de hanche conventionnelle

b) Radiographie d'une PTH implantée

Depuis la publication des travaux de McKee, Watson-Farrar et Charnley durant les années 50 et 60, on dénote une avancée considérable dans le perfectionnement de la PTH [12-13]. En bénéficiant des progrès de la technologie par l'amélioration du dessin des implants, le choix des matériaux et l'amélioration des techniques chirurgicales, le remplacement prothétique de la hanche représente actuellement le traitement le plus efficace de la coxarthrose [14-16]. Plus de 90 % de bons résultats sont enregistrés après 15 ans, voire même 30 ans d'implantation, notamment chez le sujet âgé [15, 17, 18]. La

restauration de la mobilité et de la fonction de la hanche améliore ainsi la qualité de vie de millions de patients [19, 20]. Cependant, avec le vieillissement de la population qui demeure relativement active et les indications de plus en plus étendues chez le sujet jeune et actif, on assiste à une augmentation de la demande d'implantation de prothèses de hanche [20, 21]. C'est donc une intervention qui est de plus en plus pratiquée dans le monde. Au Canada on comptait plus de 28000 interventions en 2005-2006, ce nombre ayant augmenté de 62 % par rapport à 1995-1996 [22].

Des projections font état d'une augmentation du nombre de remplacements articulaires de la hanche de plus de 50 % chez les sujets de moins de 65 ans, dans les prochaines années [23]. Ceci engendrera comme conséquence une augmentation du nombre de reprises chirurgicales [20], avec des coûts et des ressources nécessaires plus élevés que pour les implantations primaires [24]. Les résultats fonctionnels des reprises sont moins bons et les risques de complications et de morbidités plus importants [23, 25]. Au Canada, le taux de reprises de PTH était de 12 % du nombre d'implantations de prothèses totales en 2006, avec une hausse de 37 % du nombre de révisions en 4 ans (2002-2006) [22].

En dépit des améliorations des techniques et du dessin des implants, la durée de vie de la PTH conventionnelle implantée chez le sujet jeune et actif est moindre (seulement 80 % après 10 ans et plus). La PTH est conçue initialement pour le sujet âgé et sédentaire [14, 26]. Un taux d'échec élevé a été enregistré dans le registre suédois (33 % sur 16 ans chez l'homme de moins de 55 ans) [27, 28]. Ainsi, des reprises chirurgicales seront plus fréquentes vu la diminution progressive de l'âge moyen des patients opérés [20, 29, 30].

Les causes d'échec des prothèses primaires sont multiples : ostéolyse, usure des implants, luxation, infection, fracture périprothétique. L'échec est souvent lié à la dégradation de l'os périprothétique, soit par modifications des contraintes périprothétique (facteur mécanique), soit par ostéolyse (facteur biologique), engendrant ainsi des pertes osseuses au niveau fémoral ou acétabulaire (modification de la densité

osseuse régionale) [20, 31-34]. Ceci est problématique lors des reprises chirurgicales, nécessitant l'utilisation, le plus souvent des greffes osseuses et des implants plus volumineux pour combler les pertes osseuses afin d'assurer la stabilité de la prothèse [33].

Le défi actuel dans le domaine de l'arthroplastie de la hanche est la conception d'implants primaires plus durables par l'amélioration du mode de fixation, du design et des couples de frottement des implants. Ceux-ci permettraient de préserver la masse osseuse tant au niveau fémoral qu'acétabulaire et limiter les pertes osseuses causées par les contraintes mécaniques et ostéolyse. La préservation de l'os faciliterait les reprises, notamment chez le sujet jeune et actif qui pourrait avoir besoin de plusieurs reprises chirurgicales [20, 28, 30].

Dans ce but, on a accordé beaucoup d'importance ces dernières années aux surfaces portantes des PTH, avec couple de frottement métal sur polyéthylène réticulé, céramique sur céramique et métal sur métal. Chacun des couples a ses indications et ses spécificités particulières [21]. Le couple de frottement métal sur métal a subi des améliorations, notamment sur ses propriétés tribologiques. Deux de ses principaux avantages sont : le taux d'usure moindre et la possibilité d'utiliser des têtes de grands diamètres [21, 28, 35].

L'arthroplastie de resurfaçage de la hanche (RH) consiste à un recouvrement des surfaces articulaires de la hanche, sauvegardant ainsi le col et une partie de la tête fémorale. Elle ne possède pas de tige insérée dans le fémur proximal [21], mais plutôt une composante fémorale cimentée par-dessus la tête fémorale et une composante acétabulaire en alliage métallique mince fixée par impaction (*press-fit*) (Figure 2). En regard des bons résultats obtenus à court et moyen terme, un engouement plus important est constaté pour les indications des RH de seconde génération (métal-métal). Le concept des RH est attrayant puisqu'il se rapproche plus de l'anatomie normale de la hanche [26, 36]. Avec l'amélioration récente du dessin des implants, le RH offre un

meilleur coefficient de friction, une meilleure stabilité articulaire et la préservation de la masse osseuse au niveau fémoral. Cela permet des révisions plus faciles si nécessaire [28, 37, 38]. Le RH représente alors une alternative à la PTH conventionnelle notamment chez le sujet jeune et actif [26, 39, 40]. Par contre, bien que le RH favorise une conservation osseuse fémorale, il est possible que cette technique augmente la perte osseuse acétabulaire, du fait que le diamètre de la composante acétabulaire est déterminé par le choix du diamètre de la composante fémorale qui doit être plus grand que le diamètre du col fémoral pour ne pas produire une encoche au col et ainsi éviter le risque de fracture du col. En contraste, pour la PTH conventionnelle, la reconstruction acétabulaire reste indépendante de la reconstruction fémorale. Aussi, la cupule de RH en chrome cobalt est plus épaisse et plus rigide que celle en titane de la PTH (respectivement 4 mm et 2,9 mm) [28]. Donc le RH pourrait nécessiter une résection osseuse plus importante au cotyle. Cependant, les résultats des études recensées sont controversés. En mesurant le poids du contenu osseux réséqué après RH versus PTH, Crawford [41] conclu, que plus d'os (311 %) était réséqué au niveau de l'acétabulum avec le RH, comparativement à la PTH, alors que Brennan [42] n'a pas trouvé de différence significative du poids moyen d'os réséqué après RH versus PTH. En comparant le diamètre des cupules avec le RH versus PTH et l'influence de la technique d'alésage sur la résection osseuse acétabulaire, Silva [43], ainsi que Loughhead [44], ont trouvé dans leurs études respectives, que le diamètre externe moyen était plus grand avec des composantes acétabulaires de resurfaçage, alors que Vendittoli [28] ne trouvait pas de différence significative. Vendittoli [28] et Lavigne [45] ont souligné l'importance d'optimiser la technique d'alésage sans résection osseuse disproportionnée lors de la préparation de la cavité acétabulaire, ils ont également noté l'influence du dessin de la composante acétabulaire. En fait, plusieurs facteurs peuvent influencer sur la résection de l'os acétabulaire, tels que la taille et le dessin des composantes fémorale et acétabulaire, ainsi que la technique chirurgicale.



Figure 2 : Resurfaçage de hanche.

a) Prothèse resurfaçage de hanche type DUROM

b) Radiographie d'une RH implantée

1.1.2 Le remodelage osseux est un processus physiologique d'adaptations aux contraintes mécaniques

L'os est un tissu dynamique et dans des conditions normales la résorption et la formation osseuse sont étroitement couplées dans le temps pour maintenir l'intégrité du contenu minéral et de l'architecture de l'os [46]. Dans ce processus de remodelage osseux sont impliqués les ostéoblastes, cellules qui produisent la matière osseuse, et les ostéoclastes qui la détruisent en libérant des enzymes lysosomiales. Ce remaniement osseux est influencé par les contraintes mécaniques et le processus métabolique que l'os subit. Il y a une adaptation fonctionnelle de la structure osseuse à l'effet des charges mécaniques. Quand les sollicitations sont élevées, il y a augmentation de la masse osseuse et inversement, il y a diminution de la masse lorsque les sollicitations diminuent, répondant ainsi aux principes de la loi de Wolff [1,47, 48].

1.1.3 Le remodelage osseux périprothétique

Le remodelage osseux périprothétique dépend en grande partie des propriétés matérielles de l'implant (rigidité, forme, surface portante, type de fixation, type de matériau). Les effets des différents implants sur les variations de la densité minérale osseuse (DMO) au niveau fémoral sont bien analysés [31, 33]. Il y a une tendance générale à la diminution de la DMO au niveau des zones périprothétiques proximales et transfert de charge vers les zones plus distales du fémur [31, 47]. Le phénomène physiologique du remodelage osseux fémoral et acétabulaire sera décrit en détail plus loin.

Au niveau acétabulaire, le processus de remodelage osseux est moins bien connu [33]. Peu d'études ont été publiées sur l'effet des implants (cupules) sur le remodelage osseux et les variations de la densité osseuse acétabulaire [34], malgré que deux sur trois révisions pour descellement aseptique incluent le changement de la cupule [49]. La complexité de la géométrie du bassin rend difficiles les analyses radiologiques au pourtour de la prothèse [34], et il faut rajouter à cela la non-standardisation des méthodes de mesure de DMO (choix des zones d'intérêt et les paramètres radiologiques) utilisées par les chercheurs. Cela fait en sorte que la référence la plus souvent énoncée par les auteurs pour étudier le remodelage osseux péri acétabulaire est la simulation par ordinateur [34]. Ce type d'étude prédit pour les cupules par impaction (*press-fit*), une concentration des contraintes sur les bords de l'implant avec transfert de charge sur le cortex du pelvis et diminution de stress sur l'os spongieux de la région céphalique à l'implant [50]. Cela répond aux mêmes principes de la loi de Wolff [1, 51] sur les contraintes osseuses et le transfert de charges. Tout comme au niveau fémoral, ces contraintes sur l'os acétabulaire dépendent aussi en partie des propriétés matérielles spécifiques de chaque implant (module d'élasticité).

Les analyses de remodelage osseux sont multiples dans le cas de PTH conventionnelle, mais nous n'avons pas noté dans la littérature des études de la densité minérale osseuse acétabulaire sur les arthroplasties de type resurfaçage. Notre étude en est la première et

elle est importante pour définir le potentiel de conservation osseuse du RH au niveau acétabulaire. En effet, les composantes acétabulaires de RH sont différentes de PTH conventionnelle dans leur conception et leur dessin. La cupule du RH en chrome cobalt est plus rigide et plus épaisse que celle de la PTH en titane [28]. Les résultats pourront servir de référence ou de premier témoin pour les autres études traitant du remodelage osseux acétabulaire avec les arthroplasties de type RH utilisant différents types de matériaux, d'implants et de techniques. Notre étude favorisera ainsi une meilleure compréhension de l'impact du RH sur le remodelage osseux acétabulaire. Ceci permettra l'amélioration du dessin des implants, une meilleure planification de l'intervention chirurgicale en tenant compte de la qualité et la quantité osseuse et aussi l'amélioration des techniques chirurgicales.

1.2 Méthodes de mesure de la densité minérale osseuse dans la pratique orthopédique

Un grand intérêt est porté par les orthopédistes aux mesures quantitatives non invasives du contenu minéral osseux des différentes régions du squelette, notamment au niveau de la hanche. La radiographie conventionnelle n'est pas sensible pour détecter les variations subtiles de la densité minérale osseuse puisqu'il faut une réduction de 30 % du contenu minéral osseux pour que cela soit perçu à la radiographie standard [47, 52-55]. De plus, la technique et les positions du patient entraînent des variations de la DMO, ce qui affecte la précision de la radiographie [56].

Plusieurs appareils dédiés aux mesures du contenu minéral osseux ont été développés. Les plus couramment utilisés dans la pratique orthopédique sont l'absorptiométrie à rayons X en double énergie (*dual energy X-ray absorptiometry*) abrégée en DEXA (Figure 3) et la tomодensitométrie quantitative assistée par ordinateur (QCT). Dans le cas du QCT, l'équivalent minéral osseux est exprimé en unités Hounsfield (HU) [54, 57]

et des « fantômes » sont utilisés comme source de référence pour calibrer les mesures de densité osseuse. Elle est d'habitude utilisée pour mesurer la DMO au rachis lombaire. Le QCT représente la seule méthode qui permet d'analyser séparément l'os cortical et spongieux et de mesurer directement la masse volumétrique de l'os. Par ailleurs, elle présente comme principal désavantage l'exposition des patients à de fortes doses d'irradiation [54]. Plus rarement les méthodes d'imagerie par résonance magnétique et par atténuation d'un faisceau d'ultrasons, sont utilisées [54, 58].

La mesure de densitométrie osseuse par DEXA a été initialement développée pour le diagnostic et le traitement des syndromes de déminéralisation osseuse (principalement l'ostéoporose). Elle a des applications en orthopédie afin d'évaluer les groupes à risque de fracture suite aux prises médicamenteuses (comme la corticothérapie) et après interventions chirurgicales (péri opératoire) dont le succès dépend de la quantité et de la qualité de l'os. Elle est aussi utilisée pour l'étude du remodelage osseux périprothétique (arthroplastie de la hanche) par la mesure des variations de la minéralisation osseuse régionale sous l'effet des contraintes imposées par l'implant dans le temps [54]. Cette méthode de mesure de la masse osseuse utilise l'absorption d'un rayonnement (sources à rayons X), qui permet de mesurer l'atténuation de deux faisceaux de rayons X d'énergie différente à travers les tissus (mous et durs : organes et os). Il présente donc l'avantage de faire la discrimination entre tissu mou et tissu osseux. Elle nous permet de mesurer la teneur en calcium dans les os. L'absorption est estimée par l'équivalent minéral osseux qui est l'hydroxyapatite.

Nous décrirons les détails sur la façon dont se fait l'examen tomодensitométrique de la hanche dans le chapitre méthodologie.

Un logiciel adapté permet de faire la lecture et l'analyse des données. Trois principaux résultats sont obtenus lors de l'analyse : le contenu minéral osseux (CMO) exprimé en

gramme (g) l'équivalent d'hydroxyapatite, la surface de projection (S) exprimée en cm^2 , et le rapport de ces quantités qui est la DMO, exprimée en g/cm^2 [54, 58] .

Pour l'évaluation du risque de fracture, les valeurs mesurées chez un patient sont comparées aux valeurs normales établies pour chaque appareil par le fabricant, tenant compte de l'âge, du sexe et de la race (*Z score* et *T score*) [54]. Dans d'autres cas, comme dans le cas d'études longitudinales, l'évaluation des variations de la DMO se fait en analysant les valeurs obtenues dans le temps, chez le même patient pour une même région d'intérêt du squelette. Cela se fait aussi en comparant les valeurs obtenues dans une région avec celles de la région controlatérale au même moment et toujours chez le même patient. Dans tous les cas, une validation des résultats de mesure est nécessaire.

La comparaison des résultats obtenus par DEXA (g/cm^2) et QCT (HU) en valeurs absolues peut se faire en rapprochant les valeurs en pourcentage (%) de perte ou de gain (valeurs relatives).

Le DEXA reste la méthode de référence la plus utilisée. Il présente une excellente reproductibilité. Son utilisation est simple, et nous permet de scanner le fémur ou une région du rachis en un intervalle de temps très court (1 à 2 minutes). Il implique de très faibles niveaux d'irradiation (de l'ordre de ceux de l'irradiation naturelle [58] (0,5-5 micros sievert (mSv), versus 29 mSv pour le QCT). Les examens peuvent ainsi être répétés sans risques pour les patients et ils sont moins coûteux, comparativement au QCT [54]. Le DEXA permet de détecter des petites variations de densité osseuses avec une bonne résolution d'image avec une excellente précision (0,5 à 2 %). Les logiciels utilisés permettent la soustraction des tissus mous et des implants. Par contre, elle ne permet pas de différencier la densité de l'os spongieux et cortical au niveau d'une région d'intérêt et ne donne pas la masse volumétrique (g/cm^3) de l'os analysé, contrairement au QCT [54, 58]. Cela représente son inconvénient majeur.

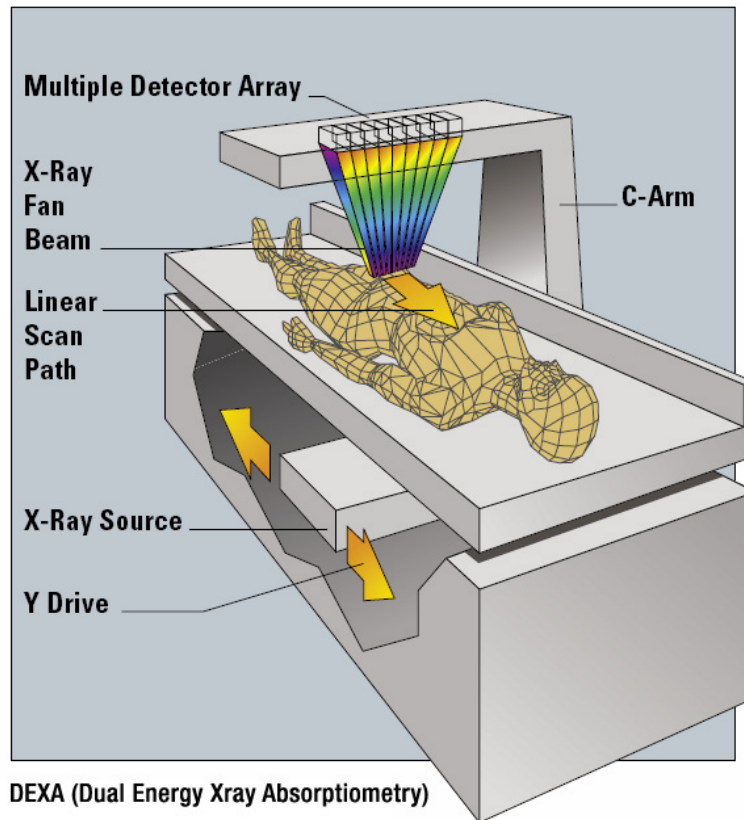


Image tirée de : www.tappmedical.com/page_images/dexa.jpg

Figure 3 : Appareil de mesure DEXA.

1.3 Objectifs de la recherche

L'objectif premier de l'étude est d'analyser l'effet de l'arthroplastie de type RH sur le remodelage osseux acétabulaire après un minimum de 21 mois post implantation, par mesure de densité minérale osseuse (DMO). Il s'agit de la première étude recensée dans la revue de la littérature à évaluer les variations de la DMO péri acétabulaire après RH.

Le deuxième objectif est de comparer l'effet de deux types de prothèse (RH versus PTH) avec des composantes acétabulaires dont le design est différent, sur le remodelage osseux acétabulaire dans les mêmes conditions d'examen et d'analyse.

CHAPITRE 2

2.1 Recension de la littérature

La revue de l'état des connaissances a été élaborée en consultant les articles scientifiques publiés pertinents pour formuler les hypothèses et pour étudier les méthodologies utilisées. La recherche documentaire s'est effectuée de façon cumulative en consultant les bibliographies des travaux pertinents à notre sujet de recherche, incluant les écrits les plus récents et les incontournables classiques. Nous avons exploité ces sources par l'intermédiaire notamment de l'Internet (MEDLINE) en utilisant les moteurs de recherche spécialisés comme PUBMED et OVID pour constituer la liste bibliographique des travaux consultés.

2.1.1 L'étude du remodelage osseux après arthroplastie totale de la hanche par DEXA : Influence des caractéristiques prothétiques

L'implantation d'une PTH modifie la distribution des forces autour de l'articulation de la hanche (distribution non physiologique). Cela engendre comme effet la redistribution de la masse osseuse adjacente à la prothèse [47, 48, 54].

L'évaluation et la quantification de la masse osseuse périprothétique sont importantes sur le plan clinique. Elles permettent de déceler les signes pouvant influencer sur la stabilité de l'implant, alors que le descellement prothétique représente la complication la plus fréquente des arthroplasties de hanche [54, 58]. Elles permettent aussi au chirurgien de déterminer quand il faut intervenir afin de préserver la masse osseuse pour l'éventuelle arthroplastie de révision. Les résultats de ces études sont également primordiaux pour la conception des prothèses [45, 54].

Le vieillissement , l'ostéolyse (qui est associée aux débris d'usures et de corrosion des implants [19]) et l'effet des charges de l'implant sur l'os (l'ostéopénie de décharge, communément appelée *stress-shielding*) sont les causes de la perte osseuse périprothétique [29, 33, 54, 59]. La pathogénie induisant l'ostéolyse par des débris d'usure des implants est bien élucidée, mais les effets de la baisse de la masse osseuse périprothétique sur la longévité de l'implant à long terme sont moins bien connus [29].

Des études suggèrent le rôle de plusieurs facteurs qui peuvent influencer le processus du remodelage osseux périprothétique, tel que l'âge, le sexe et la masse corporelle [52]. On sait qu'il y a une corrélation étroite entre la DMO périprothétique et : le type de fixation (cimentée ou non), le module d'élasticité, la grandeur, le diamètre, le type de surface portante , l'importance du revêtement poreux et le degré d'ostéopénie régionale préexistante [50, 52, 60].

Les études longitudinales nous permettent de faire le suivi dans le temps du processus de remodelage osseux périprothétique par l'évaluation des variations de la DMO : à court terme lors de la fixation primaire de l'implant et à moyen et long terme après une ostéo-intégration (fixation secondaire). L'intensité maximale du remodelage osseux se produit entre six à douze mois postopératoires [61], mais des changements ont aussi été observés après cinq ans et même dix ans [29, 47]. Ce remodelage se poursuit aussi bien avec les PTH cimentées que les non cimentées [61].

Nous aborderons séparément le remodelage osseux périprothétique fémoral et acétabulaire, avec plus de détails sur le remodelage osseux péri acétabulaire, ce dernier étant le sujet d'intérêt de l'étude. Plus loin, nous résumerons les études qui ont analysé les variations de DMO chez différentes cohortes de patients ayant reçu une PTH.

2.1.2 Caractéristiques des composantes fémorales qui influencent le remodelage osseux

Le remodelage osseux périprothétique et l'effet des contraintes des implants au niveau fémoral sont abondamment traités et bien connus [29, 33], en ce qui a trait à la PTH conventionnelle. Nous n'avons noté que peu d'études sur les effets du RH sur la DMO du fémur dans notre revue de la littérature.

Différents modèles ont été utilisés pour la répartition des régions d'intérêt (RI) ou zones afin d'analyser la DMO périprothétique au niveau fémoral avec le DEXA. Certains modèles, tels que ceux de Kilgus [62] et de Ang [63] ont été proposés, mais le modèle décrit par Gruen [64] avec les sept régions est le plus couramment utilisé [58] (Figure 4).

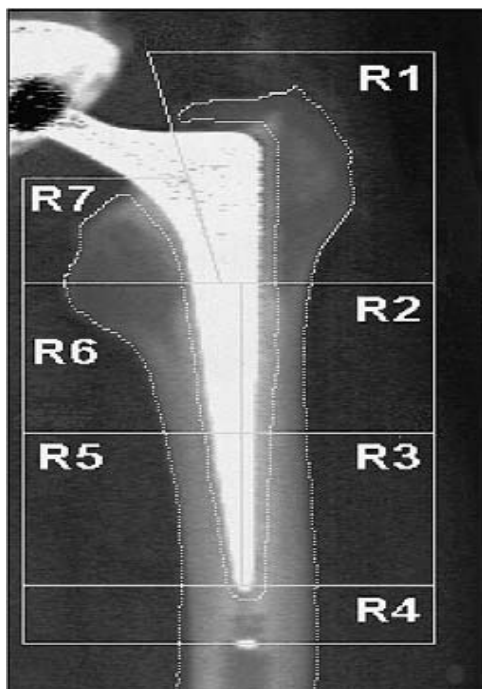


Figure 4 : Répartition des sept régions de Gruen [64] du fémur proximal.

Au niveau de l'extrémité supérieure du fémur, dans laquelle une PTH est implantée, se produit une redistribution régionale de la masse osseuse avec transmission des contraintes aux zones les plus distales et latérales de la tige (zones 2, 3, 4, 5 de Gruen). Une décharge mécanique proximale se produit et donc une baisse de la masse osseuse au niveau des zones proximales est observée au niveau du petit et du grand trochanter (zones 1, 6, 7 de Gruen) [29, 47]. Cela engendre comme conséquence une atrophie osseuse de la région proximale du fémur, source d'instabilité potentielle de la prothèse et de fracture de l'os [65, 66].

Le dessin et les propriétés matérielles de la tige sont les facteurs les plus importants dans ce processus. Les tiges rigides en chrome-cobalt transmettent plus de contraintes aux zones distales avec une baisse progressive de la DMO aux zones proximales. Les tiges dites flexibles ou élastiques (titane) transmettent plus de contraintes de charge aux zones proximales avec une baisse moins importante de la masse osseuse (distribution plus homogène des forces) [29, 47, 67].

D'autres caractéristiques de l'implant influencent la distribution des forces au pourtour de la tige, tel que le type de fixation (cimentée ou non), la distribution de la surface du revêtement poreux (pour les tiges non cimentées) et la longueur et la grosseur de la tige [29, 47, 50, 66]. L'adaptation de l'os est observée aussi bien avec les tiges cimentées que non cimentées [50].

La stabilité et la longévité de l'implant dépendent en grande partie du maintien de la qualité et de la quantité osseuse (corticale et spongieuse), notamment au niveau des zones proximales. La distribution normale des forces de contraintes avec un transfert de charge harmonieux (plus physiologique) au niveau de cette région est donc désirable, [65, 66] préservant ainsi la masse et l'architecture osseuse. Une tige courte avec fixation métaphysaire, plus élastique (diminution de la différence de modules d'élasticité entre le métal et l'os) et un revêtement poreux partiel répondent à ces exigences [65].

Qu'en est-il du remodelage osseux autour d'une composante fémorale de RH ?

L'un des plus importants avantages du RH est la préservation de la masse osseuse au niveau fémoral [68, 69]. L'arthroplastie de RH de deuxième génération avec le couple métal-métal représente une alternative à la PTH conventionnelle chez le sujet jeune et actif [39, 68] puisque la préservation du capital osseux fémoral facilite sa conversion en PTH standard, le cas échéant [39].

Avec le RH, la distribution des forces de contraintes au fémur proximal serait plus physiologique qu'avec la PTH conventionnelle [69, 70]. Tout comme pour la PTH, le descellement prothétique du RH et la réduction de la masse osseuse périprothétique sont le plus souvent les conséquences de l'ostéolyse (processus inflammatoire induit par des particules de corps étrangers) et de l'effet des contraintes des charges (ostéopénie de décharge) [39].

Comme le RH de deuxième génération possède des composantes métal-métal, l'effet des débris d'usures occasionnant l'ostéolyse pourrait être moindre, contrairement aux implants de RH de première génération avec cupules en polyéthylène (PE) [65]. Quant à l'ostéopénie de décharge, les résultats des analyses faites par Kishida [65], Lian [71] et Harty [39], ne montrent pas de baisse de la DMO tant au niveau du col qu'au niveau du fémur proximal (petit et grand trochanter), ce qui pourrait protéger le col d'une fracture.

Cooke [72], a analysé par DEXA la DMO du col fémoral après RH de type Birmingham et a noté qu'après une baisse de la DMO mesurée à six semaines et à trois mois postopératoires, il y a retour aux valeurs initiales à un an et même après deux ans postopératoires.

La préservation qualitative et quantitative du stock osseux résultant d'une transmission de charges plus physiologiques au niveau de l'extrémité supérieure du fémur et du col

prévient ainsi l'effet du *stress shielding* dans le RH [39, 65]. La fracture du col du fémur (incidence estimée entre 0 et 4 % [68]) observée après le RH est une complication postopératoire précoce et ne serait pas due à la baisse de la DMO qui consiste en un processus plus lent [39, 65]. La fracture serait plutôt le résultat de fortes pressions appliquées sur la jonction col-composante fémorale en postopératoire immédiat avant que le remodelage osseux s'entame [73].

2.1.3 Caractéristiques des composantes acétabulaires qui influencent le remodelage osseux

DeLee et Charnley [74] rapportent que, sur 10 ans de suivi de patients avec PTH conventionnelle, 69,5 % présentaient un liseré de démarcation entre l'os acétabulaire et le ciment. Cela implique que 2/3 des reprises pourraient éventuellement nécessiter un changement de l'implant acétabulaire. La préservation du capital osseux acétabulaire est primordiale pour maintenir la stabilité de l'implant primaire et faciliter une reprise future. [33, 50].

Le remodelage osseux péri acétabulaire après PTH est un phénomène complexe qui dépend des propriétés mécaniques de l'os, de sa géométrie, du mode de fixation , du module d'élasticité de l'implant, de l'âge et du niveau d'activité des patients [75, 76].

Comme au niveau du fémur proximal, l'effet des forces et contraintes de la cupule sur le cotyle engendre une adaptation fonctionnelle de l'architecture osseuse régionale [50]. La majorité des études sur ce sujet sont les simulations par ordinateur et les modèles par éléments finis.

2.1.3.1 Simulations par ordinateur et modèles par éléments finis

Pour mieux comprendre le mécanisme du transfert de charge au niveau de l'articulation de la hanche et les propriétés mécaniques de l'os acétabulaire, Pedersen [75] a utilisé un modèle par éléments finis (MEF) en se basant sur les travaux de Jacob [77] et Petty [78]. Pedersen [75] a noté le rôle protecteur de l'os sous-chondral de la hanche normale qui préserve l'os trabéculaire par la transmission uniforme des forces de contact au cortex pelvien. Il conclut que dans les conditions naturelles (physiologiques), l'os acétabulaire n'est soumis qu'à de légères contraintes et qu'elles sont plus concentrées à la partie médiale et supérieure du cotyle où la densité osseuse est supérieure. Pedersen [75] a noté une réduction des contraintes avec le scellement d'une cupule en PE dans une cupule métallique cimentée (*métal back*) (MB), et ceci est plus significatif au niveau des régions internes et supérieures de l'os spongieux acétabulaire. La cupule MB permet de réduire le stress sur le ciment et l'os, lorsque l'os sous-chondral est réséqué. Pedersen déduit qu'il y a une distribution plus uniforme des contraintes osseuses avec une cupule MB (non physiologique) qui serait bénéfique pour la stabilité et la longévité de l'implant.

Les résultats de Pedersen [75] sont confirmés par l'étude de Vasu [79] ainsi que par l'étude de Dalstra [80] qui notent que les contraintes principales sur le cotyle naturel se font selon les principales orientations de l'os trabéculaire.

Huiskes [81] a constaté que des cupules vissées (filetées) non cimentées et rigides, transfère les charges au cortex périphérique, réduisant celles transmises à l'os spongieux. Huiskes [81] a utilisé le même modèle que Pedersen [75].

Les résultats de Carter [82] avec les cupules en polyéthylène (PE) et MB cimentée indiquent qu'en rigidifiant la composante acétabulaire, les charges sont préférablement transmises vers le cortex au détriment de l'os spongieux.

D'autres modèles numérisés de simulation en deux et trois dimensions sur les contraintes que subit la région péri acétabulaire ont été utilisés dans différentes conditions anatomiques, mécaniques et avec différents types d'implants, tels que ceux de Goel. [83], Rappoport [84], et Oonishi [85]. Ces études aboutissent aux mêmes conclusions, même si la comparaison est difficile à faire, vu les conditions particulières de chaque étude. En particulier, Levenston [86] prédit une baisse de 50 % de la DMO aux zones médiales et inférieures de l'acétabulum avec une composante non cimentée, versus une augmentation de 30 % sur les rebords acétabulaires.

On retient donc principalement de ces études qu'avec une composante acétabulaire cimentée qui est plus élastique, il y a une distribution des charges sur une large surface et que la baisse de la DMO est moindre par rapport à la composante non cimentée. Les caractéristiques de l'interface os-ciment-implant influencent grandement cette répartition des charges. Pour la cupule non cimentée (*press-fit*) avec une fixation plus rigide de l'implant, il y a une concentration des pressions au niveau des rebords de l'implant associé à un transfert de charge sur le cortex pelvien et une réduction de stress sur l'os trabéculaire proximal à l'implant [61]. Les zones péri acétabulaires qui ont peu ou pas de charges représentent des zones potentiellement critiques pour le devenir de l'implant. Des études par MEF et autres simulations par ordinateur [87, 88] suggèrent que l'utilisation des composantes acétabulaires souples (moins rigides) réduit l'ostéopénie de décharge.

La méthode MEF est bien adaptée pour l'analyse des contraintes des structures biologiques complexes comme le pelvis [70]. Le MEF nécessite le développement de modèles imitant les caractéristiques principales de la structure anatomique à étudier. Cependant, les conditions cliniques et anatomiques réelles ne sont pas faciles à obtenir vu la complexité de l'architecture du bassin, la multitude de muscles qui s'y attachent et les interactions avec les autres structures osseuses avoisinantes [86]. La répartition des contraintes est donc variable selon le modèle utilisé, qu'il soit fixe ou déformable, avec

ou sans modélisation des muscles (qui influence grandement la répartition des charges en situation naturelle). Shim [89] a écrit que tous les MEF doivent être validés avant de tirer des conclusions sur les résultats obtenus (ce qui n'est pas toujours le cas). On a alors tendance à généraliser les résultats des études faites sur un seul modèle du bassin, ce qui ne permet pas d'étudier les différences spécifiques à chaque patient. Donc les résultats obtenus avec des MEF doivent être confrontés aux résultats *in vivo* afin d'avoir une meilleure compréhension du phénomène de remodelage osseux péri acétabulaire.

2.1.3.2 Résumé d'études évaluant la DMO *in vivo* chez différentes cohortes de patients

L'influence de la PTH sur la DMO péri acétabulaire *in vivo* est généralement évaluée par le DEXA et le QCT, qui sont des méthodes reproductibles et précises [90, 91].

Mueller [92] indique qu'en plus de la recherche sur les propriétés matérielles de l'implant et l'analyse des réactions biologiques de l'organisme, la réponse biomécanique *in vivo* de l'os à l'implant a un impact majeur sur le remodelage. Ceci ne peut qu'être mesuré *in vivo*.

Les bons résultats cliniques obtenus avec les PTH cimentées ne sont pas toujours en corrélation avec les signes retrouvés à la radiographie standard. L'ostéolyse, la déminéralisation osseuse et des liserés peuvent précéder les signes cliniques de descellement [92, 93]. C'est ainsi que selon Ritter [93], la détection d'un liseré acétabulaire au niveau de la zone 1 de DeLee et Charnley [74] (Figure 5a), est corrélée avec la longévité de l'implant. Quand ce liseré est retrouvé à la radiographie standard postopératoire, Ritter [93] a noté qu'il y a 28,21 % de descellement aseptique des cupules après 11,7 ans d'implantation, alors qu'il n'a observé que 0,69 % de descellement quand on ne trouve pas de liseré en postopératoire. Toutefois, des erreurs considérables peuvent survenir en analysant les images de radiographie standard pour

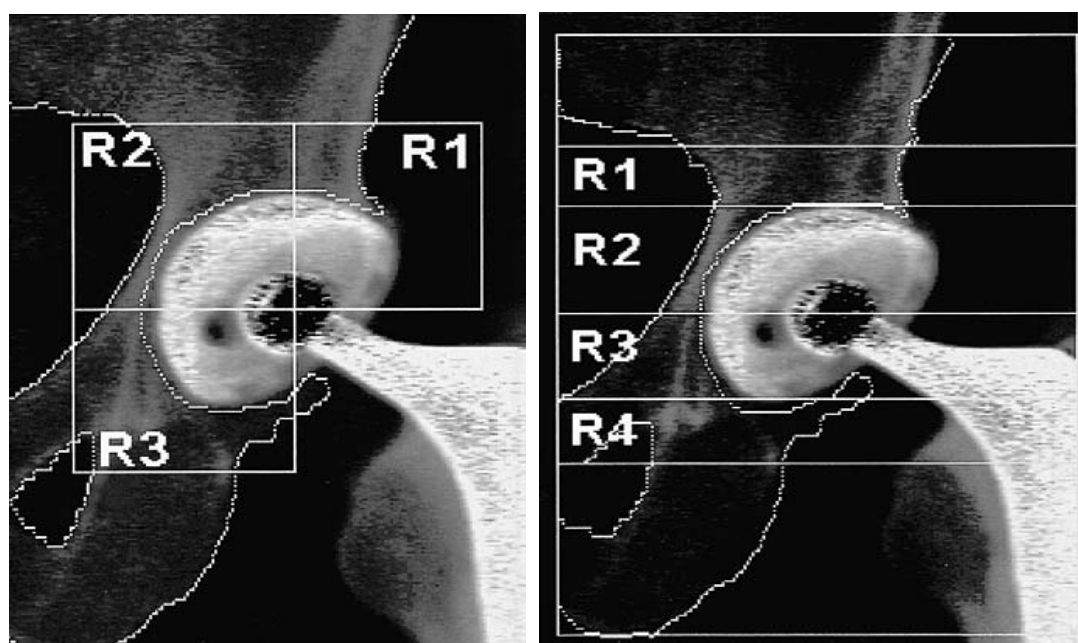
déterminer la minéralisation osseuse périprothétique. Elles sont dues aux variations d'intensité des radiations et aux positionnements des sujets [91, 94]. Il est convenu que l'on obtient des résultats plus précis et plus reproductibles avec le DEXA et le QCT.

Les études relevées lors de la revue de la littérature sur le remodelage osseux péri-acétabulaire avec PTH in vivo sont peu nombreuses par rapport aux études analysant la région du fémur proximal. De plus, nous avons noté l'utilisation de méthodes différentes selon les objectifs spécifiques recherchés par chaque auteur. C'est ainsi que les uns utilisent le QCT pour quantifier séparément la DMO des zones corticales et spongieuses ou pour avoir des images distinguant et délimitant des zones plus anatomiques de l'acétabulum. D'autres utilisent le DEXA pour sa facilité d'exécution, son moindre coût, et du fait qu'il permet surtout de faire le suivi dans le temps des variations de la DMO par la répétition des examens (études longitudinales) sans risques majeurs d'irradiations pour le sujet. Notons aussi que dans le cas d'implants cimentés, l'inclusion du ciment dans la mesure de la DMO périprothétique influence sur la précision des résultats (+20 %) puisque la ligne de démarcation os-ciment n'est pas très distincte [58].

En utilisant le QCT, Wright [50] a analysé la DMO au niveau d'une zone d'intérêt cylindrique d'os spongieux située au centre de l'os iliaque juste au dessus du dôme acétabulaire, avec une cupule non cimentée en titane (*press-fit*). Il a rapporté une baisse de la masse osseuse allant de 20 à 33 % après 15 mois d'implantation d'une PTH.

Sabo [94] a analysé les trois régions d'intérêt (RI) de DeLee et Charnley [74] (Figure 5a) par DEXA. Ces trois régions d'intérêt (zones) avaient été initialement décrites par DeLee et Charnley pour qualifier le descellement de la cupule sur la radiographie standard [58]. Sabo a noté plus de perte de la DMO en région supéro-médiale et médiale (zones 2 et 3) après 2 ans d'implantation de la PTH avec une cupule non cimentée en titane.

L'analyse du processus du remodelage osseux par DEXA avec ce « découpage » des zones selon Delee et Charnley est peu sensible [58]. C'est ainsi que Wilkinson [58] a développé et validé un modèle en quatre zones (Figure 5b) après l'avoir comparé au modèle à trois zones, il a relevé une meilleure précision des mesures avec le modèle à quatre zones. De plus, les améliorations apportées aux logiciels d'analyse de DMO (par exemple l'augmentation du seuil d'exclusion du métal pour mieux distinguer l'os pelvien et le métal de la cupule) nous permettent de mieux distinguer les zones d'intérêt susceptibles d'influer sur le remodelage osseux périprothétique.



5a

5b

Figure 5 : Répartition des régions d'intérêt péri acétabulaires de DeLee et Charnley (5a) et de Wilkinson (5b).

Après 13 mois d'implantation de la PTH avec une cupule *press-fit*, Wilkinson [25] a observé en utilisant le DEXA une légère augmentation de la DMO au niveau des zones 1 (supra-acétabulaire) et 4 (inférieure) (+2,5 % et +3,8 % respectivement)

comparativement à une baisse aux zones 2 et 3 (-2,7 % et -4,7 %). Wilkinson convient que le DEXA ne permet pas d'analyser distinctement l'os cortical et spongieux, ce qui expliquerait les résultats trouvés, soit que le transfert des charges vers les corticales masque le *stress-shielding* de l'os spongieux, et ce, particulièrement au niveau de la zone 1.

Schmidt [91], en utilisant le QCT, a étudié les changements osseux chez 12 patients deux semaines et un an après PTH avec cupule acétabulaire de type *press fit*. Il a trouvé au niveau de la zone supra acétabulaire, à 10 mm au-dessus de la cupule (qui correspond à la zone 1 de Wilkinson [58]), une baisse de la DMO globale (corticale et spongieuse) de 8 % et une augmentation de la DMO corticale de 3,4 %.

Mueller [96] a confirmé ces résultats par la mise au point d'une nouvelle méthode d'analyse. Il a utilisé un CT et un logiciel spécial (CAPPapostOP) lui permettant d'analyser la DMO de trois régions d'intérêt péri acétabulaires : soit la région supra-acétabulaire, la région ventrale et la région dorsale. Cette nouvelle méthode lui a permis aussi d'analyser séparément les zones corticales et spongieuses. Il a examiné 26 patients 10 jours et 1,1 an après implantation d'une PTH avec une cupule hémisphérique non cimentée en titane avec couple de frottement alumine-alumine. Il a observé une diminution de la DMO de 5,8 % au niveau de la région supra-acétabulaire globale (corticospongieuse) avec une augmentation de la DMO de l'os cortical de 3,6 % et une baisse de 18 % au niveau de l'os spongieux. Au niveau des régions ventrale et dorsale, il y a une diminution globale tant corticale que spongieuse de la DMO, mais celle-ci est plus significative pour l'os spongieux. Ces résultats concordent avec ceux trouvés par Huiskes et Carter [81, 82] qui prétendent qu'avec une composante rigide, il y a transfert de charge au cortex périphérique en plus d'une baisse des contraintes sur la région centrale spongieuse de l'acétabulum.

D'autres études ont analysé l'effet de différentes caractéristiques prothétiques sur le remodelage osseux péri acétabulaire. Pitto [76] a utilisé un QCT pour comparer l'effet d'un insert en polyéthylène hautement réticulé (plutôt souple) versus céramique d'alumine (rigide) avec une cupule *press-fit* sur le remodelage osseux. Même s'il ne donne pas de chiffres détaillés de ses résultats, il a observé une baisse importante de la DMO au niveau de l'os spongieux (- 34 %) qui contraste avec un changement modéré de la DMO corticale (-12 % à + 14 %). En outre, il n'a pas trouvé de différence de changement de la DMO péri acétabulaire entre les deux types de *liners* souples et rigides.

Mueller [51] a évalué la différence de transfert de charge sur l'os périprothétique entre une composante acétabulaire cimentée versus non cimentée après 26 mois d'implantation. Il a conclu que les modes de transfert de charge entre les composantes cimentées et non cimentées sont fondamentalement différentes et qu'après deux ans d'implantation la baisse de la DMO avec les cupules cimentées est moins intense qu'avec la fixation *press-fit*.

Similairement, Digas [61] a séparé un échantillon de 90 patients ayant bénéficié d'une PTH en trois groupes selon le mode de fixation de la composante acétabulaire : un groupe avec cupule non cimentée en *press-fit* et deux groupes avec cupule cimentée, l'un avec du ciment acrylique fluoré (Cimex-F), l'autre avec du ciment avec gentamicine (Palacos). Il a relevé une baisse de la DMO en zones médiale et proximale à la cupule non cimentée après un an et deux ans d'implantation. Par ailleurs, il n'a pas noté de changement significatif pour les cupules cimentées.

Une autre étude de Digas [97] qui a comparé, entre autres, l'effet du polyéthylène hautement réticulé et polyéthylène standard (composantes cimentées) sur la DMO périprothétique après 2 ans de suivi. En utilisant la même méthode d'analyse que l'étude précédente, il n'a pas trouvé de différence significative entre les 2 groupes.

Field [98] a analysé le remodelage osseux autour de la cupule de Cambridge (cupule en fer à cheval) qui est flexible. Elle est conçue dans le but de remplacer le cartilage articulaire en fer à cheval de l'acétabulum et son os sous-chondral avec l'intention de donner un appui physiologique avec un alésage osseux minimal. Elle a été implantée chez 11 femmes suite à une fracture du fémur. L'étude DEXA s'est déroulée sur deux ans. Field [98] a noté qu'après une baisse de la DMO à six mois, il y avait retour aux valeurs initiales à deux ans au niveau des zones 1 et 2 de DeLee et Charnley. Ces résultats pourraient être une conséquence, du moins en partie, du dessin de la cupule qui n'est pas en contact avec le fond du cotyle ce qui réduit les contraintes anormales sur le pubis et l'ischion.

Grillo [99] a réalisé une étude rétrospective de la DMO mesurée par DEXA sur 42 patients ayant bénéficié de PTH (avec un recul de 30 mois en moyenne) avec des cupules en tantale (métal trabéculaire). Le module d'élasticité du tantale est égal à 3 gigapascals (GPa). Il est comparable à celui de l'os sous-chondral (1,5 GPa) (le module d'élasticité de l'os spongieux est de 0,8 GPa, celui de l'os cortical est de 15 GPa, celui du titane est de 110 GPa et celui du chrome-cobalt de 205 GPa. Une DMO significativement plus élevée a été trouvée au niveau de la zone 1 de DeLee et Charnley (supéro-latérale) comparé au côté controlatéral. Il conclut que le transfert de charge péri acétabulaire avec les cupules en tantale est semblable à celui observé avec les cupules cimentées, qui ont un schéma de transfert des charges plus uniforme, réduisant ainsi le *stress-shielding*.

Dans le même registre du module d'élasticité des implants, Meneghini [33] a réalisé une étude prospective randomisée pour comparer l'effet des cupules en tantale versus les cupules en titane. Il a lui aussi démontré que le *stress-shielding* est moindre avec les implants de modules d'élasticité proche de celui de l'os (tantale) et que le transfert des contraintes est par conséquent plus physiologique.

Ces résultats confirment l'hypothèse relevée plus haut sur le transfert de charge à court terme des composantes acétabulaires souples et rigides. Elle est bien résumée dans l'introduction de l'étude de Grillo [99], « une cupule cimentée augmente les contraintes au niveau de l'os sous-chondral dans la région polaire, alors que la cupule non cimentée *metal-back* transfère les contraintes vers la périphérie et diminue les contraintes au niveau de la partie médiale de l'acétabulum ».

À la lecture des études susmentionnées, nous constatons une baisse plus notable de la DMO de l'os spongieux et tout au plus une légère baisse, voire même une augmentation au niveau de l'os cortical. La baisse de la DMO péri acétabulaire est plus légère avec les composantes cimentées que pour les cupules *press-fit*. De même les propriétés matérielles, particulièrement le module d'élasticité de la composante acétabulaire représente un facteur influant sur le remodelage osseux périprothétique. Mais qu'en est-il des changements de la DMO après deux ans et à plus long terme ? L'effet à long terme du *stress shielding* avec une perte de la DMO de l'os spongieux et sa pertinence clinique demeurent obscures [100].

Le remodelage osseux périprothétique est un processus progressif et continu :

Nous n'avons recensé que peu d'études traitant du remodelage osseux péri acétabulaire après deux ans. Korovessis [101] a réalisé une étude prospective en utilisant le DEXA afin d'évaluer les changements de la DMO périprothétique après implantation d'une PTH avec cupule non cimentée sur une période de quatre ans chez 36 femmes. Il a observé au niveau de la zone 1 (correspondant au tiers supéro-externe de l'acetabulum) une baisse non significative à une semaine postopératoire versus préopératoire, mais une baisse progressivement significative de la DMO, le long du suivi jusqu'à quatre ans (-42 %). Au niveau des zones 2 et 3 (régions médiale et inférieure de l'acetabulum), après une baisse initiale en postopératoire immédiat, respectivement de 30,9 % et 35 %, il a noté une baisse non significative le long du suivi sur quatre ans. Notons que c'est la

seule étude relevée dans notre revue de la littérature où on a mesuré la DMO préopératoire péri acétabulaire. Cela nous permet de mieux analyser le remodelage de la DMO péri acétabulaire qui peut être dû au traumatisme chirurgical. Korovessis [90] a conclu à la fin de son analyse que le processus du remodelage osseux périprothétique se poursuit même après 10 ans.

À la lecture des mesures de Sabo [94] cité plus haut, nous observons qu'après une baisse de la DMO au troisième et au sixième mois, il y a un retour aux valeurs initiales (postopératoire immédiat) entre un et deux ans, puis une baisse au niveau des trois zones de DeLee et Charnley jusqu'à cinq ans et plus (étude croisée) chez l'homme ainsi que chez la femme (avec cupules non cimentées).

Laursen [49] a réalisé une étude randomisée sur 89 patients afin de comparer l'effet des cupules *press-fit* avec ou sans hydroxyapatite, après 3 ans d'implantation. Après une baisse initiale au niveau des zones 1 et 2 de Wilkinson, il y a une tendance à la restauration de la DMO durant le suivi. Il a noté une légère baisse en zone 3 tout au long de la période, et une augmentation progressive du début à la fin de l'investigation en zone 4. On n'a pas relevé de résultats chiffrés de son analyse.

Kim [102] a réalisé une étude sur 50 patients (100 hanches) sur la DMO péri acétabulaire après cinq ans d'implantation à l'aide du DEXA. Une baisse de la DMO a été observée au niveau des trois zones de DeLee et Charnley (de -1 à -17 %) la première et la deuxième année postopératoire. À cinq ans, un gain de 20 % en zone 1 (région supéro-latérale) pour les deux groupes d'étude, une baisse de 24 % en zone 2 (région supéro-médiale) et un retour aux valeurs initiales au niveau de la zone 3 (région inféro-médiale) (1 %), a été retrouvée. Ces constatations nous révèlent que le remodelage osseux péri acétabulaire persiste même après cinq ans.

Mueller [100] a réalisé une étude prospective sur 24 patients à l'aide du QCT pour analyser les changements de la DMO corticale et spongieuse péri acétabulaire après trois ans d'implantation d'une PTH avec une cupule en *press fit* et revêtement en céramique. Il note une baisse progressive de la DMO spongieuse entre les examens de un et trois ans au niveau de toutes les régions, allant jusqu'à 66 % au niveau de la zone dorsale. Au niveau cortical, la DMO est constante au dôme acétabulaire, mais la baisse est progressive en zones ventrale et dorsale (jusqu'à -22 %) durant cet intervalle de temps. Il conclut que le remodelage péri acétabulaire est progressif tant au niveau cortical que spongieux et que les charges sont transmises seulement à l'os cortical du dôme acétabulaire avec un *stress-shielding* de l'os spongieux rétroacétabulaire.

Dans son étude prospective, Meneghini [33] a constaté que le phénomène du *stress-shielding* est un processus continu, même après 7,7 ans d'implantation, avec les cupules non cimentées en titane. Notons qu'il a utilisé la hanche controlatérale comme contrôle interne afin d'estimer la DMO préopératoire.

À la lecture de ces études, nous constatons que le processus du remodelage osseux périprothétique se déroule de façon continue. Ce processus débute lors de l'acte chirurgical (préparation de la cavité acétabulaire), se poursuit en postopératoire immédiat et durant la convalescence. Des variations de la DMO sont aussi observées après l'ostéo-intégration primaire et même secondaire, de la composante acétabulaire. Les études susmentionnées confirment aussi la relation étroite entre les variations de la DMO acétabulaire et les spécificités matérielle et mécanique de la composante acétabulaire. Reste à savoir, l'influence des facteurs personnels des patients sur ce processus.

2.1.4 Études des effets de la masse corporelle, de l'âge et du sexe

Nous n'avons relevé que peu d'études traitant de l'influence de ces trois facteurs sur le processus de remodelage osseux péri acétabulaire après implantation d'une PTH.

Effet de l'âge : Korovessis [90, 101], dans ces deux études réalisées sur des femmes, ne trouvait pas de corrélation entre l'âge et les variations de la DMO péri acétabulaire. Le même constat est observé par Sabo [94] en comparant l'effet de l'âge sur la DMO chez l'homme et chez la femme et par Shetty [103] dans son analyse avec les PTH cimentées de type Charnley. Quant à Kim [102], il trouve des résultats mitigés et variables selon les zones d'intérêts.

Effet du sexe : Sabo [94] affirme que la DMO chez l'homme est supérieure à celle de la femme (expliqué en partie par le statut post ménopausique de la femme), mais il a constaté que les variations avec le temps de la DMO sont homogènes entre les deux sexes. Shetty [103] constate les mêmes observations et ne trouve pas de différence de magnitude des changements de la DMO chez les deux sexes après deux ans d'implantation d'une PTH. Encore une fois, Kim [102] trouve des résultats variables selon les zones analysées.

Effet de l'indice de la masse corporelle (IMC) : Holbrook [104] a réalisé une étude sur 1043 hommes et femmes pour analyser la corrélation entre les changements de la DMO dans quatre sites du squelette (dont la hanche), et l'excès de poids. Il a constaté que les sujets avec un IMC supérieur à 26 (ajusté à l'âge) ont une DMO plus élevée que ceux avec un IMC inférieur à 26. D'une façon indirecte, Harms [8] relève que la nécessité de mise en place d'une PTH est plus élevée chez les patients obèses. Shetty [103] trouve que le changement de la DMO n'est pas affecté par l'IMC. Selon Laursen [49], les patients ayant un IMC supérieur à la normale gagnent plus de masse osseuse après trois

ans d'implantation que ceux avec un IMC normal, et il conclut que la charge est bénéfique pour le remodelage osseux périprothétique.

On constate donc le rôle mitigé de ces trois facteurs sur le remodelage osseux acétabulaire [52].

Aucune étude ne traite des effets de la composante acétabulaire de type resurfaçage (RH) sur la DMO.

Nous n'avons relevé aucune publication traitant des variations de la DMO péri acétabulaire avec les arthroplasties de type RH. Comme mentionnée plus haut, la qualité de l'os périprothétique est un facteur déterminant qui influe sur la longévité de l'implant primaire. L'ostéolyse et l'ostéopénie de décharge contribuent à rendre difficiles les reprises de cupules acétabulaires descellées. Cependant, la conservation quantitative de la masse osseuse au niveau de l'acétabulum après arthroplastie primaire, notamment chez le patient jeune et actif qui pourrait avoir besoin d'une ou plusieurs reprises dans sa vie, est aussi un facteur important [20, 28, 30]. Selon notre recension de la littérature, il est clair que la cupule utilisée dans le RH possède des caractéristiques à risque de causer une importante ostéopénie acétabulaire étant donné qu'elle consiste en une épaisse pièce métallique en chrome-cobalt.

2.2 Formulation des hypothèses

À la lumière de la littérature sur le remodelage osseux au niveau de l'acétabulum après implantation d'une PTH, on retient que la distribution des charges avec une cupule cimentée se fait sur une large surface, réduisant ainsi le phénomène du *stress shielding*. Avec une composante acétabulaire non cimentée (*press-fit*), il y a transfert des contraintes par la périphérie de l'anneau acétabulaire (zones corticales) et diminution des contraintes à la partie médiale et au dôme acétabulaire spongieux. Les propriétés

mécaniques des matériaux composant l'implant et celles de l'os acétabulaire, plus particulièrement le module d'élasticité (module de Young), ont une influence spécifique sur la transmission des charges à l'os pelvien [99]. Le transfert des contraintes est plus physiologique avec les matériaux qui ont une élasticité proche de celle de l'os.

Dans notre étude, l'objectif premier est d'évaluer l'influence sur la densité osseuse acétabulaire des cupules RH. En effet, les cupules RH actuelles sont composées de chrome-cobalt (module d'élasticité plus élevé que celui de l'os acétabulaire) et sont plus épaisses que les cupules par impaction (*press-fit*) conventionnelle en titane. En se référant à la littérature, on s'attend à ce que les contraintes des charges se produisent plus au niveau du cortex périphérique de l'acétabulum, avec une augmentation de la DMO et qu'au niveau du dôme acétabulaire (zone spongieuse), il y aurait une baisse des contraintes avec une perte osseuse.

Notre deuxième objectif est de comparer les résultats obtenus avec les mêmes conditions d'examen et d'analyse, l'effet d'une RH sur l'acétabulum versus l'effet de la PTH conventionnelle non cimentée (*press-fit*) avec une cupule en titane (plus flexible et moins épaisse). On s'attend à ce qu'il se produise moins d'ostéopénie de décharge autour de l'acétabulum avec la PTH conventionnelle tant au niveau cortical que spongieux. Cela montrerait l'influence de l'épaisseur et de l'élasticité de la composante acétabulaire sur le remodelage osseux péri acétabulaire.

Notre étude est la première à évaluer le remodelage osseux péri acétabulaire après implantation d'une RH avec une cupule monobloc en chrome-cobalt.

CHAPITRE 3

3.1 Méthodologie de la recherche

3.1.1 Devis et validité de la stratégie de recherche

Afin de vérifier les hypothèses spécifiées plus haut, nous avons dans un premier temps, mesuré l'effet de l'arthroplastie de type RH avec une composante acétabulaire non cimentée et métallique en chrome-cobalt sur le remodelage osseux acétabulaire (les variations de la DMO) après deux ans et plus d'implantation. Ensuite, nous avons comparé l'influence de deux types de prothèse (RH versus PTH) avec des composantes acétabulaires dont les modules d'élasticité sont différents, sur le remodelage osseux acétabulaire avec les mêmes conditions d'examen et d'analyse. Le second groupe comparatif a bénéficié d'une arthroplastie type PTH conventionnelle avec une composante acétabulaire non cimentée en titane.

L'utilisation de la hanche controlatérale comme référence pour déterminer les valeurs relatives (%) de DMO obtenus sur la hanche opérée chez les 2 groupes RH et PTH, nous a permis de comparer les pertes relatives entre HR et PTH

3.1.2 Déroulement de l'étude

Cette étude s'est déroulée au sein du service de chirurgie orthopédique de l'hôpital Maisonneuve-Rosemont. Tous les patients ont été opérés par une équipe de trois chirurgiens qui ont une grande expérience en chirurgie de remplacement articulaire de la hanche (Drs Martin Lavigne, Pascal-A Vendittoli et Alain Roy).

3.1.3 Population à l'étude

Nous avons élaboré la liste des patients pouvant participer à l'étude DEXA et répondant aux critères de sélection, d'après le recueil des données cliniques et radiologiques. Les patients ayant bénéficié d'un remplacement articulaire de la hanche avec l'un des deux types d'arthroplasties décrites plus haut, comprenant les conditions de l'étude et capables de donner un consentement éclairé, ont été sollicités à participer à l'étude. Ils ont été sélectionnés s'ils ne présentaient aucun des facteurs d'exclusion suivants (Tableau 1).

- **âge de moins 18 ans ou plus de 65 ans**
- **arthroplastie bilatérale**
- **antécédents de chirurgie ou fracture fémorale ou péri acétabulaire**
- **dysplasie acétabulaire ou arthrodèse de la hanche controlatérale**
- **infection de la hanche active ou chronique**
- **kyste osseux péri acétabulaire ou ostéoarthrite controlatérale sévère**
- **ostéolyse sévère ou descellement de l'implant**
- **utilisation de greffe osseuse lors de la chirurgie**
- **ossification hétérotopique**
- **malposition de la cupule < 30° ou > 60°**
- **traitement à base de biphosphonate, calcitonine, corticoïdes ou d'œstrogène**

Tableau I : Critères d'exclusion de l'étude

3.1.4 Déroulement chirurgical

Les détails de la technique chirurgicale sont décrits dans l'article de Vendittoli [28] et nous citerons ici seulement les principales étapes de la technique.

Déroulement chirurgical pour les deux groupes :

- sujets positionnés en décubitus latéral.
- abord chirurgical postérieur.
- cavité acétabulaire alésée afin d'obtenir une surface osseuse saignante et sphérique.
- fixation de la capsule et des rotateurs externes au grand trochanter.
- fermeture en plans multiples avec sutures résorbables.

Particularités chirurgicales pour le groupe RH :

- désinsertion du tendon du grand fessier au fémur si nécessaire.
- capsulotomie circonférentielle.
- utilisation d'une prothèse RH de type DUROM (Zimmer, Winterthur, Suisse) (Figure 2a) : Impactions selon la technique (*press-fit*) de la composante acétabulaire en chrome-cobalt avec un sous alésage de deux mm et cimentation de la composante fémorale en chrome-cobalt après préparation de la tête fémorale selon la technique de resurfaçage proposée (Figure 6).



Figure 6 : Opération de mise en place de RH

Particularités chirurgicales pour le groupe PTH :

- résection de la tête fémorale avec ostéotomie du col selon le niveau déterminé sur la radiographie préopératoire.
- utilisation d'une tige fémorale non cimentée en titane de type CLS (Zimmer, Warsaw, Indiana), implantée selon la technique proposée par le fabricant.
- une composante acétabulaire non cimentée en titane de type Allofit de (Zimmer), implantée en *press-fit* avec un insert métal-métal de type Metasul (Zimmer) en chrome-cobalt polyéthylène et une tête de 28 mm de diamètre (Zimmer).

Traitement postopératoire pour les deux groupes :

- Resurfaçage : mise en charge progressive permise avec béquilles pour une période de quatre semaines
- PTH : mise en charge selon tolérance.
- Physiothérapie pendant six semaines
- Prophylaxie antithrombotique sous forme d'héparine de bas poids moléculaire en sous-cutané pendant 28 jours.
- Anti-inflammatoire durant le séjour hospitalier.

3.1.5 Sélection des sujets

210 patients ont été sélectionnés, ils présentaient une maladie dégénérative de la hanche et ils ont tous bénéficié d'un remplacement prothétique, soit 98 RH et 112 PTH. Les 210 sujets ont tous participé à une étude clinique randomisée comparant le RH à la PTH.[28]. La collecte des données, cliniques et radiologiques a permis de sélectionner 60 patients, soit 44 RH et 16 PTH qui répondent aux critères de sélection et qui ont accepté de participer à l'étude DEXA.

Afin d'éliminer les biais, nous avons sélectionné deux groupes de population (RH et PTH) homogènes en ce qui a trait aux variables pouvant avoir une influence sur les

résultats, comme la méthode d'examen (DEXA), le choix des régions d'intérêt, l'âge, le sexe, le poids, la taille des patients, le diamètre de la cupule et les chirurgiens.

Les détails sur les données démographiques des patients sont relevés aux Tableau II.

	Resurfaçage (n=44)	PTH (n=16)	P
Nombre homme (%)	26 (59)	11 (68)	0,504
Nombre femme (%)	18 (41)	5 (32)	
Âge moyen (années) (étendue; écart type)	48,0 (23-63; 8,7)	49,5 (29-62; 9,2)	0,649
Coté -droit	20	9	0,467
- gauche	24	7	
Suivi (mois) (étendue; écart type)	41,3 (22-73; 15,2)	38,4 (21-60; 17,2)	0,527
IMC* (étendue; écart type)	26,0 (21-33; 3,9)	28,6 (22-41; 6,1)	0,022

*IMC=Indice de masse corporelle

Tableau II : Données démographiques

3.1.5.1 Données cliniques

Tous les patients ont été suivis en clinique depuis la période préopératoire et des évaluations fonctionnelles ont été obtenues durant le suivi à l'aide des scores de Western Ontario McMaster osteoarthritis index (WOMAC) [105, 106], des scores de Postel et Merle d'Aubigné (PMA) [107] et UCLA [108] (Tableau VI).

3.1.5.2 Données radiologiques

Des radiographies simples de la hanche (incidence antéropostérieure et latérale) et du bassin ont été effectuées avant l'opération, immédiatement après la chirurgie et à chaque visite de contrôle (1, 3, 6, 12 et 24 mois). Une évaluation radiologique de chaque patient a été faite afin de déterminer (Tableau VII) :

- la position de l'implant fémoral (varus, valgus, neutre)
- la position de l'implant acétabulaire
- la présence de lignes radio transparentes au pourtour de l'implant fémoral (zones de Gruen [64]) et acétabulaire (zones de DeLee et Charnley [74]).

Un liseré continu de plus de deux mm d'épaisseur est considéré comme un signe de descellement. Le descellement de la tige fémorale est aussi défini par une fracture de la composante ou son déplacement vertical de plus de cinq mm. Le descellement de la composante acétabulaire est également défini par une migration de trois mm ou une rotation de l'implant de plus de 10° (degrés).

- la formation d'os hétérotopique (classifiée selon la classification de Brooker [109]).

3.1.6 Mesures de la densité minérale osseuse

3.1.6.1 Méthode de mesure et d'analyse de la DMO

La DMO de l'os supra-acétabulaire de la hanche prothétique (opérée) ainsi que celle des zones correspondantes au cotyle de la hanche controlatérale (non opérée) ont été mesurées à l'aide de l'absorptiomètre à rayons x double énergie (DEXA scan). Les résultats d'analyse de la DMO obtenus à partir de la hanche controlatérale (non opérée) ont servi de référence et sont ainsi comparés avec ceux obtenus sur la hanche opérée.

Nous avons utilisé comme appareil de mesure de la DMO le DEXA (*Lunar DPX-L, Lunar Corporation, Madison, WI, USA*) qui est un appareil à faisceau cylindrique

(*pencil beam*) avec un balayage ligne par ligne. L'examen est effectué par un seul technicien expérimenté. Le patient est placé en décubitus dorsal sur la table d'examen (entre la source et le détecteur du faisceau à rayons X) (Figure 3), les 2 membres inférieurs positionnés précisément en rotation interne de 15° à l'aide d'un support conçu spécialement (un système de cale au pied) pour que les deux cols fémoraux aient la même antéversion. On a attribué une attention particulière à la précision du positionnement des membres afin d'éviter les biais liés à la validité des mesures. La projection de l'axe du faisceau de rayons X est perpendiculaire à la table. L'acquisition par balayage commence de l'épine iliaque antéro supérieure sur une largeur de champ de 15 cm jusqu'au tiers supérieur du fémur, faisant en sorte que la région péri acétabulaire soit au centre du champ [58, 94].

L'analyse des résultats est faite par un seul observateur (C-AY) à l'aide d'un logiciel spécifique (*Lunar orthopedic Software Version 4.7*) qui permet de mesurer le contenu minéral osseux en gramme (g) et la surface osseuse étudiée (cm²). On calcule ainsi la densité minérale osseuse DMO (g/ cm²). La résolution de l'image est de 0,6 x 1, 2mm et le logiciel permet la soustraction de l'implant et des tissus mous lors de la mesure du contenu minéral osseux.

Wilkinson [58] a développé et validé un modèle en quatre zones (Figure 5b). D'autres auteurs l'ont également utilisé pour étudier la DMO péri acétabulaire autour des cupules cimentées et non cimentées [49, 103]. Nous avons prédéfini une région d'intérêt supra-acétabulaire correspondant à la zone 1 de Wilkinson [58]. La limite inférieure de cette zone est formée par une ligne horizontale (parallèle à la ligne entre les U radiologiques) passant juste au-dessus du bord supérieur de la cupule (2 millimètres de l'articulation du côté non opéré). La limite supérieure est quant à elle définie par une ligne parallèle se situant 20 mm proximal à la limite inférieure. Les limites médiale et latérale correspondent aux rebords médial et latéral de l'os iliaque. Cette région, nommée zone A dans notre étude, couvre toute la surface osseuse proximale à la cupule.

La zone A a été divisée en trois zones : les zones médiale et latérale nommées respectivement zone B et D, chacune d'elles occupant 25 % de la surface totale de la zone A. Une zone centrale C occupe 50 % de la surface totale centrale restante de la zone A (Figure 7).

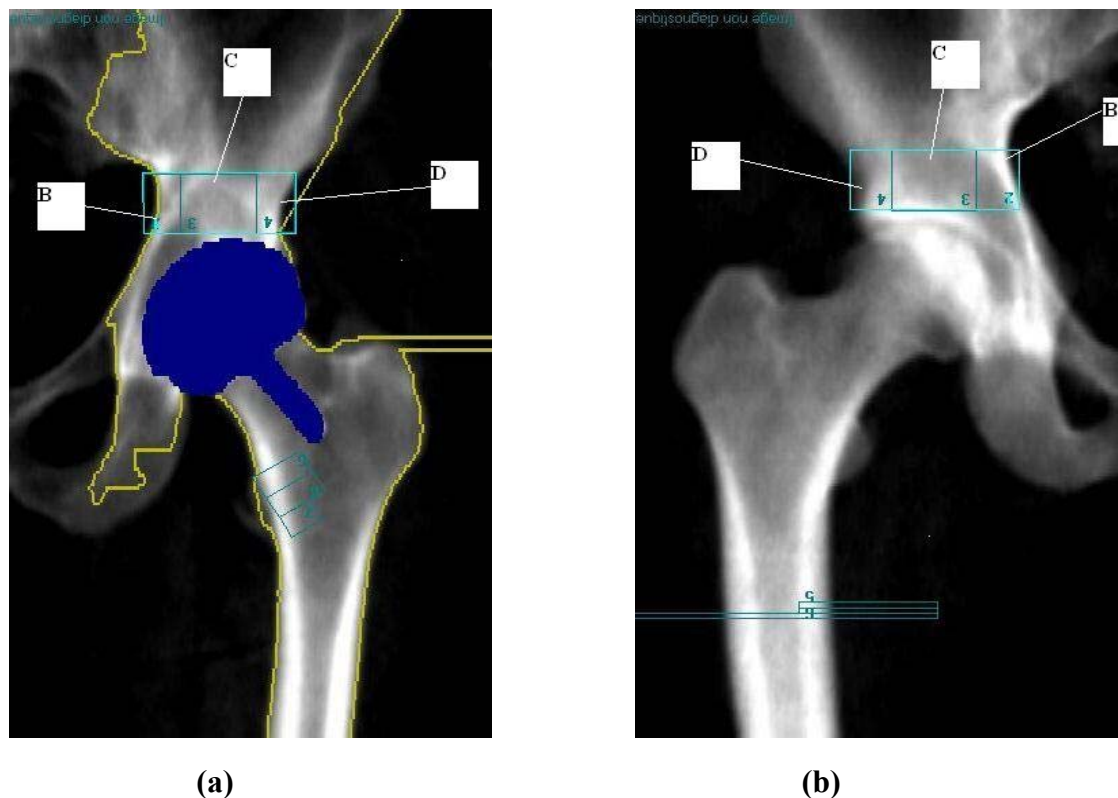


Figure 7 : Délimitation des zones d'intérêt supra-acétabulaires de la hanche opérée (a) et de la hanche controlatérale (b).

La zone C est composée en grande partie d'os spongieux, alors que les zones B et D comprennent à la fois de l'os spongieux et l'épais os cortical des colonnes antérieure et postérieure du cotyle. De cette façon, nous avons tenté d'isoler au maximum l'os spongieux supra-acétabulaire. Les résultats d'analyse sont indiqués en DMO (g/cm^2) pour chacune des zones. Les résultats obtenus dans chaque zone d'intérêt de la hanche opérée sont comparés à ceux des zones correspondantes de la hanche controlatérale.

3.1.6.2 Validité des mesures de la DMO

Nous avons utilisé le coefficient de corrélation intraclasse (ICC) afin d'estimer la reproductibilité de notre instrument de mesure (DEXA) et pour évaluer la concordance ou la fidélité des mesures entre les observateurs. Variant entre 0 et 1, un ICC plus grand ou égal à 0,75 indique un excellent accord entre les observations, un ICC entre 0,40 et 0,75 indique un bon accord et un ICC inférieur à 0,40 indique un accord faible, selon la classification de Landis et Koch [110].

La reproductibilité des mesures de l'appareil a été évaluée chez 11 sujets (6 hommes et 5 femmes) qui ont subi 2 examens DEXA à 8 jours d'intervalle avec les mêmes conditions d'examen. Les coefficients de corrélation intraclasse (ICC) sont bons dans les zones B (0,69 et 0,74) et excellents dans les zones A (0,75 et 0,82), C (0,78 et 0,82) et D (0,70 et 0,81) (Tableau III). Nos résultats obtenus sont jugés bons ou excellents [110].

Zones	N	Différence moyenne entre j1-j8 (\pm SD*)	Corrélation intraclasse
Hanche droite zone A	11	0,126 (\pm0,123)	0,822
Hanche droite zone B	11	0,226 (\pm0,207)	0,740
Hanche droite zone C	11	0,123 (\pm0,165)	0,818
Hanche droite zone D	11	0,162 (\pm0,206)	0,814
Hanche gauche zone A	11	0,205 (\pm0,198)	0,746
Hanche gauche zone B	11	0,346 (\pm0,248)	0,686
Hanche gauche zone C	11	0,213 (\pm0,187)	0,777
Hanche gauche zone D	11	0,266 (\pm0,251)	0,702

* SD= *Standard deviation*

Tableau III : Reproductibilité des mesures de DMO prises au jour 1 et jour 8 pour chaque zone des 2 hanches (fiabilité de l'appareil).

Nous avons également évalué la reproductibilité des mesures de la DMO dans chacune des zones à l'aide des évaluateurs. Ainsi, la reproductibilité interobservateur a été évaluée par deux observateurs qui ont analysé les données de 30 patients. Les résultats sont excellents (ICC entre 0,93 à 0,99) [110] (Tableau IV).

Zones	N	Différence moyenne (± écart type)	Corrélation intraclasse
Hanche opérée zone A	30	0,031 (±0,038)	0,995
Hanche opérée zone B	30	0,054 (±0,058)	0,986
Hanche opérée zone C	30	0,049 (±0,050)	0,992
Hanche opérée zone D	30	0,094 (±0,085)	0,974
Hanche non opérée zone A	30	0,024 (±0,036)	0,995
Hanche non opérée zone B	30	0,061 (±0,086)	0,971
Hanche non opérée zone C	30	0,065 (±0,185)	0,929
Hanche non opérée zone D	30	0,053 (±0,050)	0,989

Tableau IV : Reproductibilité interobservateur des mesures de DMO pour chaque zone de la hanche opérée et non opérée

La reproductibilité intra-observateur a été évaluée par la répétition de mesures de la DMO de chaque zone chez 30 patients par le même observateur, à un intervalle de 8 jours. Le coefficient de corrélation intraclasse (ICC) a également été excellent (0,80 à 0,99) (Tableau V).

Zones	N	Différence moyenne entre j1-j8 (\pmécart type)	Corrélation intraclasse
Hanche opérée zone A	30	0,090 (\pm0,162)	0,899
Hanche opérée zone B	30	0,143 (\pm0,155)	0,892
Hanche opérée zone C	30	0,071 (\pm0,191)	0,908
Hanche opérée zone D	30	0,176 (\pm0,188)	0,794
Hanche non opérée zone A	30	0,046 (\pm0,066)	0,979
Hanche non opérée zone B	30	0,080 (\pm0,122)	0,934
Hanche non opérée zone C	30	0,035 (\pm0,033)	0,995
Hanche non opérée zone D	30	0,114 (\pm0,165)	0,866

Tableau V : Reproductibilité intra-observateur des mesures de DMO prises au jour 1 et jour 8 pour chaque zone des 2 hanches, opérée et non opérée.

3.1.7 Taille de l'échantillon et puissance statistique

Une perte de 25 % de la DMO dans la zone C du côté opéré des sujets avec RH par rapport à la zone correspondante du côté controlatéral (non opérée) est considérée comme étant la différence minimale cliniquement significative. Ce pourcentage représente la moyenne des pertes relatées par les auteurs qui ont analysé la DMO au niveau des zones similaires à la zone C de notre étude [50, 90, 94]. La moyenne de la DMO relevée dans notre étude est de 1,60 g/cm², par conséquent une réduction de 0,40 g/cm² en valeur absolue serait considérée comme étant cliniquement significative.

Un test-t païré (*paired simple test*) est utilisé afin d'estimer la différence de DMO pour chaque zone, entre la hanche opérée et la hanche controlatérale. Avec un degré de signification établi à 5 % ($\alpha=0,05$), une puissance de 80 % ($1-\beta$) est obtenue avec le groupe RH (44 sujets). Les variables quantitatives sont décrites en utilisant les moyennes, les écarts types (SD) et l'étendue. L'analyse est effectuée à l'aide du logiciel SPSS version 15 (*SPSS Inc., Chicago, IL*).

Tel que décrit plus haut, le coefficient de corrélation intraclasse (ICC) est utilisé pour analyser le degré d'association entre les variables catégorielles et quantitatives, afin d'évaluer la reproductibilité de nos mesures et la fiabilité de l'appareil de mesure

3.1.8 Considérations éthiques

Le projet de recherche a été approuvé par le comité scientifique et le comité d'éthique de l'Hôpital Maisonneuve-Rosement.

Un document d'information a été remis et expliqué aux patients participants à l'étude. Un consentement écrit et éclairé est signé par tous les participants. Chaque sujet est avisé des risques et des bénéfices que comporte sa participation à l'étude. Les sujets ont

été informés par les responsables du projet qu'ils sont libres de refuser de participer à l'étude et qu'ils pourront se retirer de l'étude à tout moment sans raison et sans compromettre leur traitement médical futur. La feuille de consentement signée et datée est conservée par le responsable du projet et une copie a été remise au sujet.

Toutes les données recueillies ont été traitées de façon strictement confidentielle et aucune donnée nominative ne sera utilisée dans les publications ou présentations de cette étude.

3.1.9 Présentation des résultats

3.1.9.1 Évaluation clinique

Les résultats cliniques après 2 ans d'implantation de la prothèse sont détaillés dans le Tableau VI. Aucun sujet n'a présenté des symptômes nécessitant une réintervention chirurgicale.

	RH préopératoire	RH à 2 ans	PTH préopératoire	PTH à 2 ans
WOMAC moyenne (étendue; écart type)	47,3 (12-72; 15,6)	4,4 (0-8; 6,9)	50,4 (32-70; 11,4)	5,6 (0-17; 6,0)
PMA moyenne (étendue; écart type)	7,6 (4-11; 1,7)	17,1 (12-18; 1,9)	8,2 (5-13; 2,1)	17,7 (17-18; 0,4)
UCLA moyenne (étendue; écart type)		36,1 (22-40; 4,3)		34,5 (26-40; 3,9)

Tableau VI : Résultats des évaluations fonctionnelles.

En préopératoire le score WOMAC moyen était de 47,3 (12-72; 15,6) et de 50,4 (32-70; 11,4) respectivement dans le groupe RH et PTH. On observe une amélioration des résultats fonctionnels après deux ans postopératoires avec un score de WOMAC de 4,4 (0-8; 6,9) dans le groupe RH et de 5,6 (0-17; 6,0) dans le groupe PTH.

On note les mêmes observations avec le score de PMA qui était de 7,65 (4-11; 1,7) en préopératoire et de 17,1 (12-18; 1,9) après deux ans postopératoires dans le groupe RH. Dans le groupe PTH, le score était de 8,21 (5-13; 2,1) en préopératoire et de 17,78 (17-18; 0,4) après deux ans.

Le score UCLA à deux ans postopératoires était respectivement de 36,1 (22-40; 4,3) et de 34,5 (26-40; 3,9) pour le groupe RH et PTH.

3.1.9.2 Évaluation radiologique

Le suivi radiologique ne montrait pas de signe de descellement (présence de liseré, migration ou fracture de l'implant), ni d'ossifications hétérotopiques sévères (grades 3 et 4 de Brooker). Les paramètres biomécaniques relatifs à la position des implants sont détaillés dans le (Tableau VII).

	Resurfaçage	PTH	P
Inclinaison de la cupule (°) (étendue; écart type)	45,9 (33,4- 59,6; 7,0)	43,7 (32,2-53,0; 5,3)	0,004
Centre de rotation horizontal (mm)* (étendue; écart type)	-0,8 (-8,6- 18,8; 4,5)	-4,8 (-14,1- 6,3; 5,9)	0,007
Centre de rotation vertical (mm)* (étendue; écart type)	2,8 (-6,4-12,9; 3,8)	3,1 (-2,8-16,3; 5,6)	0,020
Offset fémoral (mm)* (étendue; écart type)	-3,5 (-14- 6,9; 4,5)	5,1 (-12,1-18,1; 8,5)	0,001
Inégalité de longueur des membres (mm) (étendue; écart type)	-2,48 (-15,5-8,4; 5,2)	2,0 (-14,8-10,0; 6,7)	0,008
Diamètre cupule (étendue; écart type)	54 (48-64; 3,6)	55 (52-64; 3,34)	0,099

(°)= degré. * = différence entre la hanche opérée et la hanche controlatérale.

Tableau VII : Paramètres biomécaniques de la hanche opérée comparés à ceux de la hanche controlatérale pour chaque groupe de traitement.

Une différence significative entre les deux groupes (RH et PTH) a été trouvée pour l'inclinaison de la cupule, le centre de rotation horizontal, l'offset fémoral et l'inégalité de longueur des membres. Par contre pour le centre de rotation vertical et le diamètre de la cupule, la différence n'est pas statistiquement significative entre les deux groupes.

3.1.9.3 Évaluation de la densité osseuse

Les examens densitométriques sont effectués après 41,3 mois (22, 73) en moyenne de suivi postopératoire pour le groupe RH et de 38,3 (21, 86) mois pour le groupe PTH. Les résultats des mesures de la DMO par DEXA dans chaque zone prédéfinie de la hanche

opérée et controlatérale pour chacun des deux groupes de traitement (RH et PTH) sont illustrés dans le Tableau VIII.

3.1.9.3.1 Résultats des mesures DEXA après RH

Nous n'avons pas relevé de différence significative dans la moyenne de la DMO de la zone C centrale du côté opéré comparativement à celle de la zone C correspondante du côté non opéré, respectivement de 1,68 g/cm² (0,52, 2,78, ±0,483) et de 1,69 g/cm² (0,92, 2,96, ±0,49), (p= 0,904).

La moyenne de la DMO de la zone A (zone globale) du côté opéré est supérieure de 6,21 % (0,097 (±0,346) g/cm² par rapport à celle observée à la zone A du côté non opéré, respectivement, de 1,67 g/cm² (0,67, 2,67, ±0,45) et 1,57 g/cm² (0,70, 2,80, ±0,48), sans toutefois atteindre le niveau statistiquement significatif (p=0,069).

Par contre au niveau des zones B médiale et D latérale, la DMO est significativement plus élevée du coté opéré par rapport au coté non opéré, soit respectivement de 11,50 % (0,195 (±0,508) (p=0,014) et 10,80 % (0,156 (±0,465) g/cm² (p=0,031). (Tableau VIII et Figure 8). Cette différence, bien que statistiquement significative, ne rejoint pas notre seuil cliniquement significatif de 0,4g/cm².

moyenne des DMO hanche opérée versus non opérée (RH)

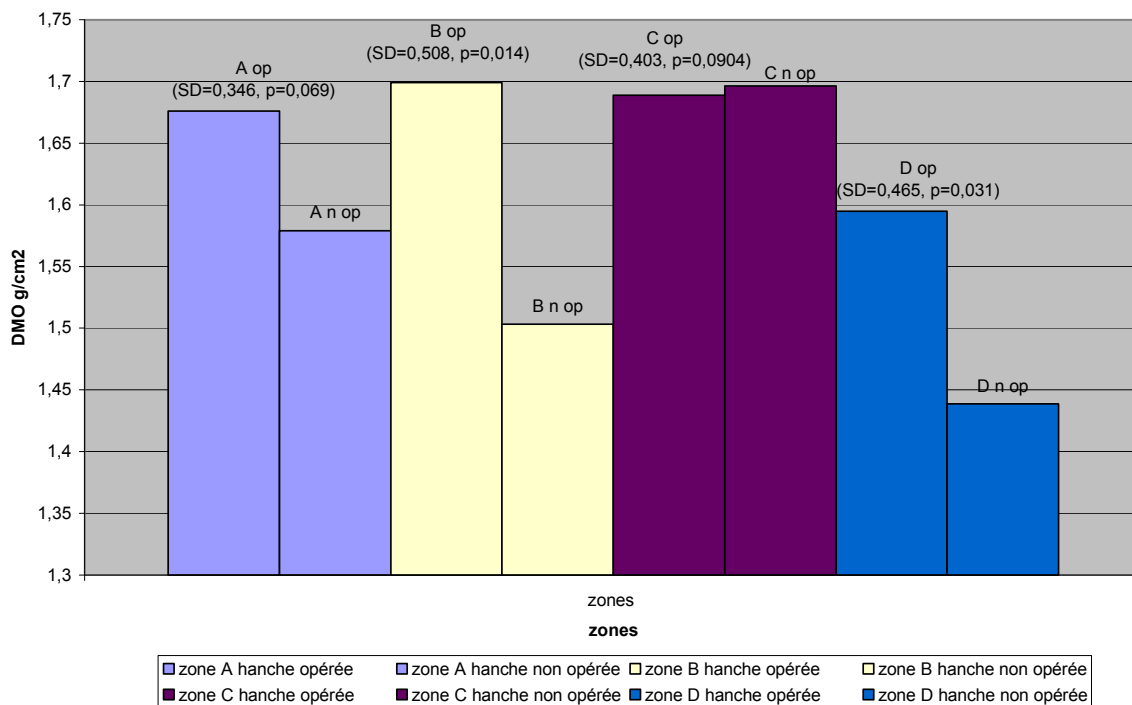


Figure 8 : Diagramme de distribution des DMO moyennes des zones d'intérêt du groupe resurfaçage.

3.1.9.3.2 Résultats des mesures DEXA après PTH

La moyenne de la DMO au niveau de la zone C du côté opéré est plus basse de 5,85 % $(-0,097(\pm 0,429) \text{ g/cm}^2)$ comparativement à la zone C du côté non opéré, soit respectivement $1,55 \text{ g/cm}^2 (1,16, 2,15, \pm 0,30)$ et $1,65 \text{ g/cm}^2 (0,33, 2,26, \pm 0,46)$, mais n'a pas atteint le niveau statistiquement significatif ($p=0,377$).

On n'a pas relevé de différence significative de la DMO au niveau de la zone globale A du côté opéré par rapport à la zone correspondante de la hanche controlatérale 0,89 %, respectivement de 1,58 g/cm² (1,16, 2,33,±0,302) et de 1,56 g/cm² (0,41, 2,13,±0,44), (p=0,892).

Par contre au niveau des zones B et D, les valeurs absolues et relatives de la DMO sont supérieures du coté opéré comparativement aux zones correspondantes du coté non opéré, sans toutefois atteindre le niveau statistiquement significatif, soit respectivement 12,20 % (0,184 (±0,461) g/cm² (p=0,130) et 3,05 % (0,045 (±0,527) g/cm² (p=0,733). (Tableau VIII et Figure 9).

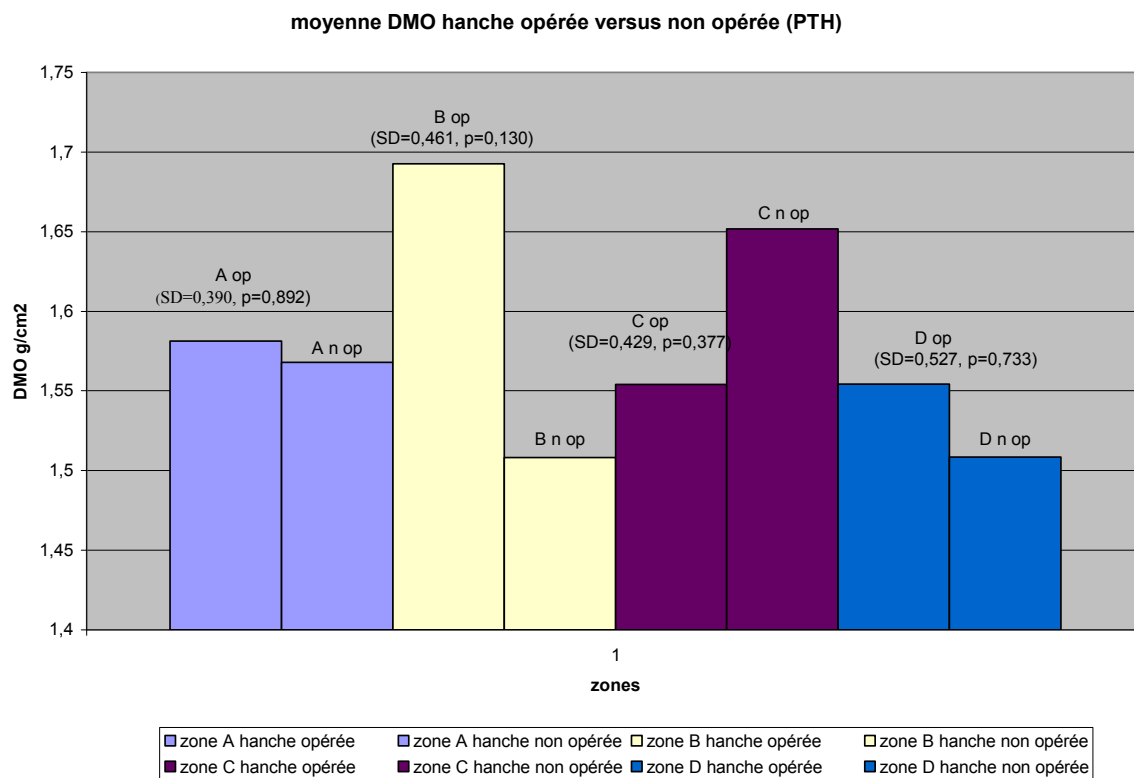


Figure 9 : Diagramme de distribution des DMO moyennes des zones d'intérêt du groupe PTH.

Type	N	Z	Hanche opérée, DMO moyenne g/cm ² (étendue, ±SD)*	Hanche non opérée, DMO moyenne g/cm ² (étendue, ±SD)*	Différence des moyennes g/cm ² (±SD)	%	p
RH	44	A	1,67 (0,67, 2,67, ±0,450)	1,578 (0,70, 2,80, ±0,486)	0,097 (±0,346)	6,21 %	0,069
		B	1,69 (0,41, 2,72, ±0,479)	1,503 (0,49, 2,99, ±0,567)	0,195 (±0,508)	11,50 %	0,014
		C	1,688 (0,52, 2,78, ±0,483)	1,696 (0,92, 2,96, ±0,495)	-0,007 (±0,403)	-0,47 %	0,904
		D	1,594 (0,78, 2,79, ±0,510)	1,438 (0,23, 2,70, ±0,520)	0,156 (±0,465)	10,80 %	0,031
PTH	16	A	1,581 (1,16, 2,33, ±0,302)	1,567 (0,41, 2,13, ±0,447)	0,013 (±0,390)	0,89 %	0,892
		B	1,692 (1,11, 2,33, ±0,426)	1,508 (0,54, 2,24, ±0,484)	0,184 (±0,461)	12,20 %	0,130
		C	1,554 (1,16, 2,15, ±0,308)	1,651 (0,33, 2,26, ±0,469)	-0,097 (±0,429)	-5,87 %	0,377
		D	1,554 (0,61, 2,32, ±0,379)	1,508 (0,49, 2,18, ±0,563)	0,045 (±0,527)	3,05 %	0,733

*SD= Standard deviation

Tableau VIII : Les résultats détaillés des mesures de la DMO, obtenus dans les 4 zones, pour chaque groupe de traitement.

3.1.9.3.3 Comparaison des résultats PTH avec RH.

On n'a pas relevé de différence significative de la DMO au niveau de la zone globale A du côté opéré par rapport à la zone correspondante de la hanche controlatérale avec les deux types d'arthroplastie (PTH et RH). Par ailleurs, on note que la DMO moyenne au niveau de la zone A est plus élevée du côté opéré avec les deux types de prothèse. Des tendances similaires de variation de la DMO du côté opéré par rapport à la hanche controlatérale au niveau des zones B médiale et D latérale sont constatées avec les deux types de prothèse (RH et PTH). La DMO est plus élevée du côté opéré (Figure 8 et 9). Une baisse de la DMO du côté opéré est relevée au niveau de la zone C centrale avec les deux arthroplasties.

Globalement les mêmes tendances de variations de la DMO au niveau de toutes les zones étudiées avec les deux types de prothèse sont relevées.

La comparaison directe des résultats obtenus en valeurs relatives (%) avec les deux types de prothèse RH versus PTH ne montre pas de différence significative au niveau des 4 zones (A, B, C, D). soit respectivement ($p= 0,201; 0,467; 0,232$ et $0,286$). (Tableau IX)

Toutefois, en faisant la comparaison directe des résultats RH versus PTH, on relève des biais, notamment la taille des échantillons des deux groupes et le fait que l'étude n'est pas randomisée.

Zones	RH (%)	PTH (%)	P
A	6,21 (%)	0,86 (%)	0,201
B	11,50 (%)	12,20 (%)	0,467
C	-0,47 (%)	-5,87 (%)	0,232
D	10,80 (%)	3,05 (%)	0,286

Tableau IX : Comparaison des résultats obtenus dans les 4 zones en valeur relative entre RH versus PTH

CHAPITRE 4

4.1 Analyse des résultats et discussions

L'objectif principal de notre étude est d'évaluer la DMO péri acétabulaire après 22 mois et plus d'implantation d'une arthroplastie de type RH avec une cupule rigide en alliage chrome-cobalt (DURUM, Zimmer). Les résultats des mesures effectuées montrent une conservation de la masse osseuse au niveau de la région péri acétabulaire analysée (zone A) en comparant la hanche opérée versus la hanche controlatérale. Au niveau de la zone centrale C, constituée principalement d'os spongieux, on ne relève pas de baisse significative de la DMO, par conséquent on n'observe pas d'ostéopénie de décharge. Par contre au niveau des zones périphériques médiale et latérale, constituées en grande partie d'os cortical, on note une relative élévation de la DMO de 11,50 % et de 10,80 % respectivement, montrant qu'il y a une augmentation de charge sur l'os cortical périphérique.

Le second objectif de l'étude est d'évaluer la DMO péri acétabulaire après 21 mois et plus d'implantation d'une prothèse, afin de comparer l'effet de ces deux types de cupule (RH versus PTH) sur le remodelage osseux péri acétabulaire. Les résultats de mesure relevés avec la PTH (cupule moins rigide) montrent des tendances similaires des variations de la DMO au niveau de toutes les zones avec celles observées avec le RH, mais de moindre intensité pour ce qui est de l'augmentation de la DMO corticale.

Le choix d'une population cible homogène avec des critères d'inclusion et d'exclusion précis ainsi le fait d'évaluer la validité de nos mesures et la fiabilité de l'appareil de mesure donne plus de validité aux résultats de notre étude. On a tenté de favoriser la comparaison des deux groupes de façon homogène en ce qui a trait aux variables pouvant avoir une influence sur les résultats, comme la méthode d'examen (DEXA), le

choix des régions d'intérêt, l'âge, le sexe, le poids, la taille des patients, le diamètre de la cupule et les chirurgiens.

Notre étude a certaines limites. D'abord, notre devis est de nature rétrospective et nous n'avons pas mesuré les changements de la DMO dans le temps du côté opéré et non opéré, afin de faire l'évaluation de la progression des variations de la DMO à moyen et long terme. Toutefois, l'utilisation de la hanche controlatérale (non opérée) comme contrôle interne pour comparer les changements de la densité osseuse autour de la composante acétabulaire est une méthode valable rapportée par plusieurs auteurs [33, 50, 90, 101]. En second lieu, certains auteurs ont suggéré l'utilisation de la tomodensitométrie (QCT) comme alternative afin de mesurer séparément la DMO corticale et spongieuse avec précision (Mueller [96], Schmidt [95], Pitto [76]).

Toutefois, le DEXA est bien accepté et s'est révélé être une méthode de mesure de la DMO acétabulaire valide et fiable avec les cupules cimentées et non cimentées [61, 103]. Elle reste la méthode de référence pour mesurer la DMO, de par sa facilité et rapidité d'exécution, avec une excellente précision et reproductibilité, une très faible irradiation (de l'ordre de l'irradiation naturelle) et elle est peu coûteuse [54, 111-112].

Nous avons tenté d'isoler au mieux la composante spongieuse de l'os acétabulaire en définissant une région centrale C. Il n'y a pas de consensus sur le choix des régions d'intérêt pour mesurer la DMO péri acétabulaire de façon optimale avec le DEXA. Les uns utilisent le modèle à trois zones de DeLee et Charnley comme Korovessis [90, 101], Sabo [94], Kim [102], Field [98], alors que d'autres utilisent le modèle à quatre zones de Wilkinson [58], comme Shetty [103] et Laursen [49].

Nous avons prédéfini nos zones d'intérêt au niveau de la région supra acétabulaire (Figure 7), région où l'ostéopénie de décharge se produit le plus [81, 86] étant donné qu'elle est composée en grande partie d'os spongieux. En outre, de nombreux auteurs ont porté un intérêt particulier à l'étude des modifications de la DMO de cette région

avec des composantes acétabulaire non cimentées (Korovessis [90, 101], Wright [50], Kim [102], Mueller [51, 96, 100], Pitto [76]).

La zone A dans notre étude correspond à la zone 1 de Wilkinson [58], zone où la mesure de la DMO offre une plus grande précision. C'est la raison pour laquelle le remodelage osseux en dehors de la zone supra-acétabulaire n'a pas été évalué dans notre étude, en plus du fait qu'elle représente moins d'intérêt du point de vue clinique.

La mesure de la DMO par DEXA est limitée par le fait qu'elle s'effectue en deux dimensions, ne nous permettant pas de mesurer purement la densité de l'os spongieux. Même si nous avons divisé la zone A en trois zones afin d'isoler l'os spongieux supra-acétabulaire de l'os cortical de la colonne antérieure et postérieure, la zone C comprend toujours les corticales antérieure et postérieure de l'os iliaque.

La comparaison directe des résultats de cette étude avec ceux d'autres enquêtes sur le remodelage de l'os pelvien après PTH est donc limitée par les différences d'emplacement des régions d'intérêt. En outre, la population jeune et active des patients de cette étude, composée d'un plus grand nombre d'hommes, peut aussi limiter la comparaison avec les mesures de la DMO réalisées chez les patients âgés.

Dans cette étude, on n'a pas constaté de diminution de la DMO supra-acétabulaire globale (zone A) entre la hanche opérée versus la hanche non opérée au niveau des deux groupes RH et PTH. On a relevé plutôt une légère élévation de la DMO, respectivement de 6,21 % pour le RH ($p=0,069$) et 0,89 % pour la PTH ($p=0,892$). Wilkinson [25, 58, 59] a observé, en analysant la même zone d'intérêt, une élévation de la DMO de 2,50 % après 13 mois d'implantation d'une PTH, alors que Schmidt [95] trouve une baisse de 8 % après 12 mois et que Mueller [96] trouve une baisse de 5,80 % de la DMO au niveau de la région supra-actabulaire (zone globale corticospongieuse). Les résultats observés dans notre étude peuvent être expliqués par la sélection des sujets relativement jeunes et actifs et par le transfert des charges vers l'os cortical périphérique masquant ainsi

l'ostéopénie de décharge de l'os spongieux (par sommation des DMO corticales et spongieuses).

Dans les deux groupes de traitement, au niveau de la zone C nous avons constaté qu'une faible diminution de la DMO, soit 0,47 % pour le RH et 5,87 % pour la PTH et ce même si cette zone est composée en grande partie d'os spongieux. Wright [50] a observé une baisse de la DMO de 20 à 33 % au niveau d'une zone spongieuse supra-acétabulaire après 15 mois d'implantation d'une PTH, ce qui est similaire à Mueller [96]. Ce dernier a observé une baisse de 18 % au niveau de la zone spongieuse supra-acétabulaire après 1,1 an d'implantation d'une PTH. Notons que pour les deux études précédentes, le QCT a été utilisé, ce qui permet d'analyser l'os cortical et spongieux séparément. Il est donc probable selon notre étude que le transfert des charges vers les murs corticaux antérieur et postérieur de l'os iliaque masque l'ostéopénie de décharge de la zone spongieuse. Ce transfert de charges vers la corticale semble être confirmé par les valeurs augmentées obtenues en zones B et D.

En effet, au niveau des zones périphériques B et D, il y a une augmentation statistiquement significative de la DMO de la hanche opérée dans le groupe RH, soit 11,50 % pour la zone B et 10,80 % pour la zone D. Dans le groupe PTH, il y a une augmentation de 12,20 % et 3,05 % respectivement dans ces zones. Ces résultats sont conformes à ceux de Carter [82] qui a indiqué qu'en rigidifiant la composante acétabulaire, il y a un transfert des contraintes vers le cortex. Schmidt [95] et Mueller [96], en analysant avec QCT les zones corticales de la région supra-acétabulaire, trouvent une augmentation de la DMO de 3,40 % et 3,60 % respectivement.

Avec la cupule de la PTH, on constate une augmentation non significative (0,89 %) de la DMO au niveau de la zone supra-acétabulaire A (corticospongieuse) et une diminution de 5,87 % au niveau de la zone C, constituée en grande partie d'os spongieux. Le schéma de transfert de charges dans la hanche semble plus uniforme. Cependant les

modifications du remodelage osseux observées, ne peuvent être expliquées seulement par la différence de module d'élasticité du titanium et de l'os acétabulaire. La composante acétabulaire de la PTH comporte aussi un insert en chrome-cobalt-polyéthylène, qui peut influencer sur le transfert de charges.

Avec la cupule RH en chrome-cobalt, rigide et épaisse, on trouve une augmentation (relative) de la DMO (6,21 %) au niveau de la zone A et une diminution non significative (0,47 %) au niveau de la zone C. Il semble donc que la perte osseuse de l'os spongieux acétabulaire par ostéopénie de décharge suite à l'implantation d'une cupule de RH ne soit pas suffisante pour contre balancer le gain de DMO corticale.

Ces résultats sont favorables au maintien de la stabilité et de la longévité de l'implant primaire. Des éventuelles révisions de la RH seront facilitées par la préservation osseuse, notamment par des corticales périphériques qui offrent un soutien aux cupules de révision.

CONCLUSION

La préservation de l'os acétabulaire est nécessaire pour maintenir la stabilité de l'implant. Si une reprise s'avère nécessaire, la qualité et la quantité d'os seront critiques pour la fixation et le maintien de la stabilité de la cupule de révision.

Notre étude est la première à évaluer la densité osseuse acétabulaire sur une arthroplastie de resurfaçage avec une composante en chrome-cobalt et montre que la densité osseuse péri acétabulaire est relativement bien conservée.

L'objectif premier de notre étude est d'évaluer si le design actuel de la cupule RH épaisse et rigide, provoque une ostéopénie de décharge. Les résultats de notre étude semblent rassurants puisque l'insertion de la cupule de resurfaçage semble avoir peu d'influence sur la densité osseuse péri acétabulaire à un minimum de 22 mois.

Avec la PTH conventionnelle y compris l'insert en chrome-cobalt-polyéthylène (en sandwich), on observe une distribution plus uniforme des contraintes au niveau de la région supra-acétabulaire sans ostéopénie notable à un minimum de 21 mois d'insertion.

Les résultats de notre étude vont servir de premiers témoins pour d'autres études traitant du remodelage osseux acétabulaire avec les arthroplasties de type RH. Des analyses avec les différents types de matériaux des implants et de techniques permettront ainsi une meilleure compréhension du phénomène de *stress shielding*.

BIBLIOGRAPHIE

1. **Wolff, J.H.**, *Julis Wolff and his "law of bone remodeling"*. Orthopade, 1995 24(5): p. 378-86..
2. **van Saase, J.L., et al.**, *Epidemiology of osteoarthritis: Zoetermeer survey. Comparison of radiological osteoarthritis in a Dutch population with that in 10 other populations*. Ann Rheum Dis, 1989. 48(4): p. 271-80.
3. **Pauwels, F.**, *New guides for the surgical treatment of osteoarthritis of the hip*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 1959. 45: p. 681-702.
4. **Felson, D.T. and Y. Zhang**, *An update on the epidemiology of knee and hip osteoarthritis with a view to prevention*. Arthritis Rheum, 1998. 41(8): p. 1343-55.
5. **Oliveria, S.A., et al.**, *Incidence of symptomatic hand, hip, and knee osteoarthritis among patients in a health maintenance organization*. Arthritis Rheum, 1995. 38(8): p. 1134-41.
6. **C.I.H.I.** *Canadian Joint replacement registry (CJRR)*. Annual Report 2009. www.cihi.ca.
7. **Cooper, C., et al.**, *Individual risk factors for hip osteoarthritis: obesity, hip injury, and physical activity*. Am J Epidemiol, 1998. 147(6): p. 516-22.
8. **Harms, S., et al.**, *Obesity increases the likelihood of total joint replacement surgery among younger adults*. Int Orthop, 2007. 31(1): p. 23-6.
9. **Ingvarsson, T.**, *Prevalence and inheritance of hip osteoarthritis in Iceland*. Acta Orthop Scand Suppl, 2000. 298: p. 1-46.

10. **Oliveria, S.A., et al.,** *Body weight, body mass index, and incident symptomatic osteoarthritis of the hand, hip, and knee.* Epidemiology, 1999. 10(2): p. 161-6.
11. **Yamada, H., et al.,** *Cementless total hip replacement: past, present, and future.* J Orthop Sci, 2009. 14(2): p. 228-41.
12. **McKee, G.K. and J. Watson-Farrar,** *Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis.* J Bone Joint Surg Br, 1966. 48(2): p. 245-59.
13. **Charnley, J.,** *Arthroplasty of the hip. A new operation.* Lancet, 1961. 1(7187): p. 1129-32.
14. **Heisel, C., M. Silva, and T.P. Schmalzried,** *Bearing surface options for total hip replacement in young patients.* Instr Course Lect, 2004. 53: p. 49-65.
15. **Huo, M.H., et al.,** *What's new in total hip arthroplasty.* J Bone Joint Surg Am, 2008. 90(9): p. 2043-55.
16. **Larsen, K., et al.,** *Cost-effectiveness of accelerated perioperative care and rehabilitation after total hip and knee arthroplasty.* J Bone Joint Surg Am, 2009. 91(4): p. 761-72.
17. **Callaghan, J.J., 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. 86-A(4): p. 690-5.**
18. **Wroblewski, B.M., P.D. Siney, and P.A. Fleming,** *The Charnley hip replacement -- 43 years of clinical success.* Acta Chir Orthop Traumatol Cech, 2006. 73(1): p. 6-9.
19. **Archibeck, M.J., et al.,** *The basic science of periprosthetic osteolysis.* Instr Course Lect, 2001. 50: p. 185-95.

20. **Bozic, K.J., et al.**, *The epidemiology of revision total hip arthroplasty in the United States*. J Bone Joint Surg Am, 2009. 91(1): p. 128-33.
21. **King, A.E.**, *Tendances actuelles en arthroplastie de la hanche chez des patients jeunes*. JSCR, 2009. Volume 19, Numéro 1
22. **C.I.H.I.**, *Canadian Joint replacement registry (CJRR)- Annual Report 2007*. www.cihi.ca.
23. **Huo, M.H., et al.**, *What's new in total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am, 2009. 91(10): p. 2522-34.
24. **Springer, B.D., et al.**, *Why revision total hip arthroplasty fails*. Clin Orthop Relat Res, 2009. 467(1): p. 166-73.
25. **Wilkinson, J.M., A. Gordon, and I. Stockley**, *Experiences with the Plasmacap--early stability, wear, remodelling, and outcome*. Int Orthop, 2003. 27 Suppl 1: p. S16-9.
26. **Lavigne, M., et al.**, *Return to sport after hip resurfacing or total hip arthroplasty: a randomized study*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2008. 94(4): p. 361-7.
27. **Malchau, H., et al.**, *The Swedish Total Hip Replacement Register*. J Bone Joint Surg Am, 2002. 84-A Suppl 2: p. 2-20.
28. **Vendittoli, P.A., et al.**, *A randomised study comparing resection of acetabular bone at resurfacing and total hip replacement*. J Bone Joint Surg Br, 2006. 88(8): p. 997-1002.
29. **Aldinger, P.R., et al.**, *Pattern of periprosthetic bone remodeling around stable uncemented tapered hip stems: a prospective 84-month follow-up study and a median 156-month cross-sectional study with DXA*. Calcif Tissue Int, 2003. 73(2): p. 115-21.

30. **Hooper, G.J., et al.,** *Revision following cemented and uncemented primary total hip replacement: a seven-year analysis from the New Zealand Joint Registry.* J Bone Joint Surg Br, 2009. 91(4): p. 451-8.
31. **Grochola, L.F., et al.,** *Comparison of periprosthetic bone remodelling after implantation of anatomic and straight stem prostheses in total hip arthroplasty.* Arch Orthop Trauma Surg, 2008. 128(4): p. 383-92.
32. **McCarthy, C.K., et al.,** *Quantifying bone loss from the proximal femur after total hip arthroplasty.* J Bone Joint Surg Br, 1991. 73(5): p. 774-8.
33. **Meneghini, R.M., et al.,** *Bone remodeling around porous metal cementless acetabular components.* J Arthroplasty, 2009. 25(5): p. 741-7.
34. **Stepniewski, A.S., et al.,** *Periacetabular bone density after total hip arthroplasty a postmortem analysis.* J Arthroplasty, 2008. 23(4): p. 593-9.
35. **MacDonald, S.J.,** *Metal-on-metal total hip arthroplasty: the concerns.* Clin Orthop Relat Res, 2004(429): p. 86-93.
36. **Girard, J., et al.,** *Biomechanical reconstruction of the hip: a randomised study comparing total hip resurfacing and total hip arthroplasty.* J Bone Joint Surg Br, 2006. 88(6): p. 721-6.
37. **Sandiford, N.A., et al.,** *Metal on metal hip resurfacing versus uncemented custom total hip replacement--early results.* J Orthop Surg Res, 2010 Feb 18. 5: p. 8.
38. **Thompson, M.S., M.D. Northmore-Ball, and K.E. Tanner,** *Effects of acetabular resurfacing component material and fixation on the strain distribution in the pelvis.* Proc Inst Mech Eng H, 2002. 216(4): p. 237-45.
39. **Harty, J.A., et al.,** *Dual energy X-ray absorptiometry analysis of periprosthetic stress shielding in the Birmingham resurfacing hip replacement.* Arch Orthop Trauma Surg, 2005. 125(10): p. 693-5.

40. **McGrath, M.S., et al.**, *Total hip resurfacing in patients who are sixty years of age or older*. J Bone Joint Surg Am, 2008. 90 Suppl 3: p. 27-31.
41. **Crawford J.R., S.J. Palmer., J.A. Wimhurst, Richard N. Villar**, *Bone loss at hip resurfacing: A comparison with total hip arthroplasty*. Hip Int, 2005. 15(4): p. 195 - 198
42. **Brennan, S.A., et al.**, *Comparison of acetabular reamings during hip resurfacing versus uncemented total hip arthroplasty*. J Orthop Surg (Hong Kong), 2009. 17(1): p. 42-6.
43. **Silva, M., et al.**, *The biomechanical results of total hip resurfacing arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am, 2004. 86-A(1): p. 40-6.
44. **Loughead, J.M., et al.**, *Removal of acetabular bone in resurfacing arthroplasty of the hip: a comparison with hybrid total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Br, 2006. 88(1): p. 31-4.
45. **Lavigne, M., et al.**, *Factors affecting acetabular bone loss during primary hip arthroplasty - A quantitative analysis using computer simulation*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2008. 23(5): p. 577-83.
46. **Maimoun, L. and C. Sultan**, *Effects of physical activity on bone remodeling*. Metabolism, 2010.
47. **Brodner, W., et al.**, *Changes in bone mineral density in the proximal femur after cementless total hip arthroplasty. A five-year longitudinal study*. J Bone Joint Surg Br, 2004. 86(1): p. 20-6.
48. **Lengsfeld, M., et al.**, *Validation data for periprosthetic bone remodelling theories*. J Biomech, 2002. 35(12): p. 1553-64.
49. **Laursen, M.B., P.T. Nielsen, and K. Soballe**, *Bone remodelling around HA-coated acetabular cups : a DEXA study with a 3-year follow-up in a randomised trial*. Int Orthop, 2007. 31(2): p. 199-204.

50. **Wright, J.M., et al.**, *Bone density adjacent to press-fit acetabular components. A prospective analysis with quantitative computed tomography.* J Bone Joint Surg Am, 2001. 83-A(4): p. 529-36.
51. **Mueller, L.A., et al.**, *Modes of periacetabular load transfer to cortical and cancellous bone after cemented versus uncemented total hip arthroplasty: a prospective study using computed tomography-assisted osteodensitometry.* J Orthop Res, 2009. 27(2): p. 176-82.
52. **Albanese, C.V., et al.**, *Periprosthetic DXA after total hip arthroplasty with short vs. ultra-short custom-made femoral stems: 37 patients followed for 3 years.* Acta Orthop, 2009. 80(3): p. 291-7.
53. **Kiratli, B.J., et al.**, *Determination of bone mineral density by dual x-ray absorptiometry in patients with uncemented total hip arthroplasty.* J Orthop Res, 1992. 10(6): p. 836-44.
54. **Mirsky, E.C. and T.A. Einhorn**, *Bone densitometry in orthopaedic practice.* J Bone Joint Surg Am, 1998. 80(11): p. 1687-98.
55. **Okano, T., et al.**, *Measurement of periprosthetic bone mineral density by dual-energy x-ray absorptiometry is useful for estimating fixation between the bone and the prosthesis in an early stage.* J Arthroplasty, 2002. 17(1): p. 49-55.
56. **Kroger, H., et al.**, *Evaluation of periprosthetic bone using dual-energy x-ray absorptiometry: precision of the method and effect of operation on bone mineral density.* J Bone Miner Res, 1996. 11(10): p. 1526-30.
57. **Krischak, G.D., et al.**, *Predictive value of bone mineral density and Singh index for the in vitro mechanical properties of cancellous bone in the femoral head.* Clin Biomech (Bristol, Avon), 1999. 14(5): p. 346-51.

58. **Wilkinson, J.M., et al.**, *Measuring bone mineral density of the pelvis and proximal femur after total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Br, 2001. 83(2): p. 283-8.
59. **Wilkinson, J.M., et al.**, *Bone mineral density and biochemical markers of bone turnover in aseptic loosening after total hip arthroplasty*. J Orthop Res, 2003. 21(4): p. 691-6.
60. **Nakamura, K.**, *Measurement of periprosthetic bone mineral density after cementless hip arthroplasty by dual energy x-ray absorptiometry :longitudinal and cross-sectional avaluation. . J orthop sci, (1996). 1 :113-122*
61. **Digas, G., J. Karrholm, and J. Thanner**, *Different loss of BMD using uncemented press-fit and whole polyethylene cups fixed with cement: repeated DXA studies in 96 hips randomized to 3 types of fixation*. Acta Orthop, 2006. 77(2): p. 218-26.
62. **Kilgus, D.J., et al.**, *Dual-energy X-ray absorptiometry measurement of bone mineral density around porous-coated cementless femoral implants. Methods and preliminary results*. J Bone Joint Surg Br, 1993. 75(2): p. 279-87.
63. **Ang, K.C., et al.**, *Periprosthetic bone remodelling after cementless total hip replacement. A prospective comparison of two different implant designs*. J Bone Joint Surg Br, 1997. 79(4): p. 675-9.
64. **Gruen, T.A., G.M. McNeice, and H.C. Amstutz**, *"Modes of failure" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening*. Clin Orthop Relat Res, 1979(141): p. 17-27.
65. **Kishida, Y., et al.**, *Preservation of the bone mineral density of the femur after surface replacement of the hip*. J Bone Joint Surg Br, 2004. 86(2): p. 185-9.

66. **Skinner, H.B., et al.**, *Femoral prosthesis implantation induces changes in bone stress that depend on the extent of porous coating.* J Orthop Res, 1994. 12(4): p. 553-63.
67. **Hughes, S.S., et al.**, *Atrophy of the proximal part of the femur after total hip arthroplasty without cement. A quantitative comparison of cobalt-chromium and titanium femoral stems with use of dual x-ray absorptiometry.* J Bone Joint Surg Am, 1995. 77(2): p. 231-9.
68. **Girard, J., et al.**, *Hip resurfacing: current state of knowledge.* Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2008. 94(8): p. 715-30.
69. **Wagner, H.**, *Surface replacement arthroplasty of the hip.* Clin Orthop Relat Res, 1978(134): p. 102-30.
70. **Huiskes, R., et al.**, *Interface stresses in the resurfaced hip. Finite element analysis of load transmission in the femoral head.* Acta Orthop Scand, 1985. 56(6): p. 474-8.
71. **Lian, Y.Y., et al.**, *Changes of the bone mineral density in proximal femur following total hip resurfacing arthroplasty in osteonecrosis of femoral head.* J Orthop Res, 2008. 26(4): p. 453-9.
72. **Cooke, N.J., et al.**, *Bone density of the femoral neck following Birmingham hip resurfacing.* Acta Orthop, 2009. 80(6): p. 660-5.
73. **Pal, B., S. Gupta, and A.M. New**, *A numerical study of failure mechanisms in the cemented resurfaced femur: effects of interface characteristics and bone remodelling.* Proc Inst Mech Eng H, 2009. 223(4): p. 471-84.
74. **DeLee, J.G. and J. Charnley**, *Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement.* Clin Orthop Relat Res, 1976(121): p. 20-32.
75. **Pedersen, D.R., et al.**, *An axisymmetric model of acetabular components in total hip arthroplasty.* J Biomech, 1982. 15(4): p. 305-15.

76. **Pitto, R.P., et al.,** *Retroacetabular stress-shielding in THA.* Clin Orthop Relat Res, 2008. 466(2): p. 353-8.
77. **Jacob, H.A., et al.,** *Mechanical function of subchondral bone as experimentally determined on the acetabulum of the human pelvis.* J Biomech, 1976. 9(10): p. 625-7.
78. **Petty, W., G.J. Miller, and G. Piotrowski,** *In vitro evaluation of the effect of acetabular prosthesis implantation on human cadaver pelvis.* Bull Prosthet Res, 1980. 10-33: p. 80-9.
79. **Vasu, R., D.R. Carter, and W.H. Harris,** *Stress distributions in the acetabular region--I. Before and after total joint replacement.* J Biomech, 1982. 15(3): p. 155-64.
80. **Dalstra, M. and R. Huiskes,** *Load transfer across the pelvic bone.* J Biomech, 1995. 28(6): p. 715-24.
81. **Huiskes, R.,** *Finite element analysis of acetabular reconstruction. Noncemented threaded cups.* Acta Orthop Scand, 1987. 58(6): p. 620-5.
82. **Carter, D.R., R. Vasu, and W.H. Harris,** *Stress distributions in the acetabular region--II. Effects of cement thickness and metal backing of the total hip acetabular component.* J Biomech, 1982. 15(3): p. 165-70.
83. **Goel, V.K., S. Valliappan, and N.L. Svensson,** *Stresses in the normal pelvis.* Comput Biol Med, 1978. 8(2): p. 91-104.
84. **Rapperport, D.J., D.R. Carter, and D.J. Schurman,** *Contact finite element stress analysis of porous ingrowth acetabular cup implantation, ingrowth, and loosening.* J Orthop Res, 1987. 5(4): p. 548-61.
85. **Oonishi, H., H. Isha, and T. Hasegawa,** *Mechanical analysis of the human pelvis and its application to the artificial hip joint--by means of the three dimensional finite element method.* J Biomech, 1983. 16(6): p. 427-44.

86. **Levenston, M.E., et al.,** *Computer simulations of stress-related bone remodeling around noncemented acetabular components.* J Arthroplasty, 1993. 8(6): p. 595-605.
87. **Viceconti, M., et al.,** *Automatic generation of accurate subject-specific bone finite element models to be used in clinical studies.* J Biomech, 2004. 37(10): p. 1597-605.
88. **Shim, V.B., et al.,** *The use of sparse CT datasets for auto-generating accurate FE models of the femur and pelvis.* J Biomech, 2007. 40(1): p. 26-35.
89. **Shim, V.B., et al.,** *Development and validation of patient-specific finite element models of the hemipelvis generated from a sparse CT data set.* J Biomech Eng, 2008. 130(5): p. 051010.
90. **Korovessis, P., G. Piperos, and A. Michael,** *Periprosthetic bone mineral density after Mueller and Zweymueller total hip arthroplasties.* Clin Orthop Relat Res, 1994(309): p. 214-21.
91. **Schmidt, R., et al.,** *Inter- and intraobserver assessment of periacetabular osteodensitometry after cemented and uncemented total hip arthroplasty using computed tomography.* Arch Orthop Trauma Surg, 2005. 125(5): p. 291-7.
92. **Mueller, L.A., et al.,** *Acetabular cortical and cancellous bone density and radiolucent lines after cemented total hip arthroplasty: a prospective study using computed tomography and plain radiography.* Arch Orthop Trauma Surg, 2007. 127(10): p. 909-17.
93. **Ritter, M.A., et al.,** *Radiological factors influencing femoral and acetabular failure in cemented Charnley total hip arthroplasties.* J Bone Joint Surg Br, 1999. 81(6): p. 982-6.

94. **Sabo, D., et al.,** *Periprosthetic mineralization around cementless total hip endoprosthesis: longitudinal study and cross-sectional study on titanium threaded acetabular cup and cementless Spotorno stem with DEXA.* Calcif Tissue Int, 1998. 62(2): p. 177-82.
95. **Schmidt, R., et al.,** *A computed tomography assessment of femoral and acetabular bone changes after total hip arthroplasty.* Int Orthop, 2002. 26(5): p. 299-302.
96. **Mueller, L.A., et al.,** *Periacetabular bone changes after uncemented total hip arthroplasty evaluated by quantitative computed tomography.* Acta Orthop, 2006. 77(3): p. 380-5.
97. **Digas, G., et al.,** *Highly cross-linked polyethylene in cemented THA: randomized study of 61 hips.* Clin Orthop Relat Res, 2003(417): p. 126-38.
98. **Field, R.E., et al.,** *Bone remodeling around the Cambridge cup: a DEXA study of 50 hips over 2 years.* Acta Orthop, 2006. 77(5): p. 726-32.
99. **Grillo, J.C., et al.,** *Bone remodeling around cementless tantalum cups.* Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2008. 94(8): p. 740-5.
100. **Mueller, L.A., et al.,** *An ABJS Best Paper: Progressive cancellous and cortical bone remodeling after press-fit cup fixation: a 3-year followup.* Clin Orthop Relat Res, 2007. 463: p. 213-20.
101. **Korovessis, P., et al.,** *Course of bone mineral content changes around cementless Zweymueller total hip arthroplasty. A 4-year follow-up study.* Arch Orthop Trauma Surg, 1997. 116(1-2): p. 60-5.

102. **Kim, Y.H., S.H. Yoon, and J.S. Kim,** *Changes in the bone mineral density in the acetabulum and proximal femur after cementless total hip replacement: alumina-on-alumina versus alumina-on-polyethylene articulation.* J Bone Joint Surg Br, 2007. 89(2): p. 174-9.
103. **Shetty, N.R., et al.,** *Bone remodelling around a cemented polyethylene cup. A longitudinal densitometry study.* J Bone Joint Surg Br, 2006. 88(4): p. 455-9.
104. **Holbrook, T.L. and E. Barrett-Connor,** *The association of lifetime weight and weight control patterns with bone mineral density in an adult community.* Bone Miner, 1993. 20(2): p. 141-9.
105. **Bellamy, N., et al.,** *Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee.* J Rheumatol, 1988. 15(12): p. 1833-40.
106. **Soininen, J.V., et al.,** *Validation study of a Finnish version of the Western Ontario and McMasters University osteoarthritis index.* Hip Int, 2008. 18(2): p. 108-11.
107. **d'Aubigné, R.M. and M. Postel,** *The classic: functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis. 1954.* Clin Orthop Relat Res, 2009. 467(1): p. 7-27.
108. **Amstutz, H.C., et al.,** *Treatment of primary osteoarthritis of the hip. A comparison of total joint and surface replacement arthroplasty.* J Bone Joint Surg Am, 1984. 66(2): p. 228-41.
109. **Brooker, A.F., et al.,** *Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification.* J Bone Joint Surg Am, 1973. 55(8): p. 1629-32.

110. **Landis, J.R. and G.G. Koch**, *The measurement of observer agreement for categorical data*. Biometrics, 1977. 33(1): p. 159-74.
111. **Blake, G.M. and I. Fogelman**, *Role of dual-energy X-ray absorptiometry in the diagnosis and treatment of osteoporosis*. J Clin Densitom, 2007.10(1): p. 102-10.
112. **Blake, G.M. and I. Fogelman**, *The clinical role of dual energy X-ray absorptiometry*. Eur J Radiol, 2009. 71(3): p. 406-14.

ANNEXES

Approbation du comité scientifique et du comité d'éthique



Centre de recherche
GUY-BERNIER

HVR Hôpital Maisonneuve-Rosemont
Centre affilié à l'Université de Montréal

Le 28 mai 2003

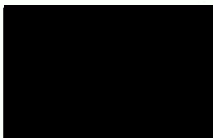
Dr. Pascal-André Vendittoli
Orthopédie

OBJET : "Étude randomisée comparant le resurfaçage de la hanche métal-métal à l'arthroplastie totale non cimentée métal-métal."

Docteur,

En assemblée du Comité scientifique de la recherche clinique tenue le 28 mai 2003, cette étude est acceptée. Les membres souhaitent « Bonne Chance » au chercheur dans l'accomplissement de son projet de recherche.

Veuillez agréer, docteur, l'expression de mes sentiments les meilleurs.



Karl Weiss, M.D., M.Sc., FRCP (C)
Président
Comité scientifique de la recherche clinique


KW/dv

Le 09 avril 2004

CHERCHEUR: Dr. Pascal-André Vendittoli
INFIRMIÈRE : Daniel Lusignan
PROTOCOLE: Évaluation de vos capacités fonctionnelles et de votre qualité de vie en pré chirurgie, péri chirurgie et post chirurgie.
OBJET: Correspondance du 19 mars 2004 au sujet du formulaire de consentement corrigé (Version 2 en date du 18 mars 2004) et du questionnaire sur la qualité de vie

RÉSOLUTION:

Sur recommandation du Sous-comité de la correspondance tenue le 31 mars 2004, les membres du Comité d'éthique de la recherche de l'Hôpital Maisonneuve-Rosemont lors de la réunion plénière tenue le 08 avril 2004, acceptent le formulaire de consentement et le questionnaire.


Présidente du comité d'éthique de la recherche
JT/dv

Pavillon Maisonneuve
5415, boul. de l'Assomption
Montréal QC H1T 2M4
Téléphone : (514) 252-3400

Pavillon Rosemont
5689, boul. Rosemont
Montréal QC H1T 2H1
Téléphone : (514) 252-3400

Pavillon Rachel-Tourigny
5305, boul. de l'Assomption
Montréal QC H1T 2M4
Téléphone : (514) 252-3400

Pavillon pédiatrique
Thérèse-de-Yturralde
6900, 42e Avenue
Montréal QC H1T 2T2
Téléphone : (514) 374-7940

Centre d'accueil
Judith-Jasmin
8850, rue Bisailon
Montréal QC H1K 4N2
Téléphone : (514) 354-5990