



HAL
open science

Étude du remodelage osseux péri-prothétique de deux types de prothèses de hanche à tige courte : analyse densitométrique avec un suivi moyen de 4 ans

Abdelkader El Yagoubi

► **To cite this version:**

Abdelkader El Yagoubi. Étude du remodelage osseux péri-prothétique de deux types de prothèses de hanche à tige courte : analyse densitométrique avec un suivi moyen de 4 ans. Chirurgie. 2017. dumas-01925536

HAL Id: dumas-01925536

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01925536v1>

Submitted on 16 Nov 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



UNIVERSITE DE PICARDIE JULES VERNE
FACULTE DE MEDECINE D'AMIENS

Année 2017

N° 2017-124

THESE DE DOCTORAT EN MEDECINE

Diplôme d'état

Présentée et soutenue publiquement

Le 09 octobre 2017

Par

El Yagoubi Abdelkader

Étude du remodelage osseux péri-prothétique de deux types de prothèse de hanche à tige courte : analyse densitométrique avec un suivi moyen de 4 ans

Président de jury : Monsieur le Professeur Patrice MERTL

Membres du jury : Monsieur le Professeur Éric Havet

Monsieur le Professeur Richard GOURON

Directeur de thèse : Monsieur le Professeur Antoine Gabrion

A mon Maître et président de jury,

Monsieur le Professeur Patrice MERTL

Professeur des Universités-Praticien Hospitalier

Chirurgie orthopédique et traumatologie

Chef du Service d'Orthopédie et traumatologie

Membre associé de l'Académie de Chirurgie

Responsable du Pôle Autonomie

Cher Maître,

Je suis très honoré de vous avoir comme président de jury.

J'ai toujours eu un grand plaisir à travailler sous votre direction. Cette timidité dont j'ai parfois fait preuve était surtout le reflet du profond respect que je porte à votre
égard.

Vos compétences chirurgicales, votre dynamisme ainsi que vos qualités oratoires
suscitent en nous une admiration profonde.

Je vous remercie enfin de m'avoir accueilli dans la famille orthopédique Amiénoise, je
vous en serai éternellement reconnaissant.

A mon Maître,

Monsieur le Professeur Éric HAVET

Professeur des Universités-Praticien Hospitalier

Anatomie

Assesseur du Premier Cycle

Cher Maître,

Je vous suis reconnaissant de l'honneur que vous me faites en acceptant de juger ce travail. J'ai eu la chance de travailler sous votre direction et ce malgré la lourde charge de travail qui vous incombe. J'ai pu profiter de votre culture scientifique, votre esprit de synthèse et votre méthodologie sans faille. Plus encore, vos qualités humaines, votre modestie, votre approche respectueuse envers le personnel soignant et les patients nous rendent plus qu'admiratifs.

A mon Maître et directeur de thèse,

Monsieur le Professeur Antoine GABRION

Professeur des Universités-Praticien Hospitalier

(Chirurgie orthopédique et Traumatologique)

Cher Maître,

Vous m'avez honoré en acceptant de diriger cette thèse. Merci pour votre gentillesse, votre patience et vos précieux conseils. Votre polyvalence et votre capacité à exceller dans les différentes disciplines de l'orthopédie impressionnent. Votre manière d'opérer revêt une véritable composante artistique. Votre modestie ainsi que votre pudeur sans égale vous rendent d'autant plus admirable.

A mon Maître,

Monsieur le Professeur Richard GOURON

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

(Chirurgie infantile)

Cher Maître,

Permettez-moi de vous exprimer ma profonde reconnaissance pour la spontanéité avec laquelle vous avez accepté de juger ce mémoire. J'ai eu le privilège de travailler sous votre direction durant 6 mois où j'ai bénéficié d'un immense enrichissement technique et théorique. Travailler et apprendre avec vous fut un réel plaisir. C'est avec joie que je prolongerai ma formation en chirurgie pédiatrique à vos côtés durant mon assistantat partagé.

A mes collègues et chefs :

-*Le Dr David Emmanuel* : j'ai eu droit à quelques remontrances de ta part lors de mon arrivée au CHU mais ce fut toujours à juste titre. Ton apport pour notre formation est indéniable.

C'est toujours un plaisir que d'opérer à tes côtés.

-*Le Dr Dehl Massinissa* : ce travail n'existerait pas sans ton aide. Tu es jeune chef de clinique mais tu n'en donnes pas l'impression, tant tu parais expérimenté et compétent. Tu es un véritable passionné de chirurgie et de sciences et en ce sens, tu forces l'admiration. A notre future collaboration!

-*Le Dr Renard Dominique* : je n'oublierai jamais ce que vous avez fait pour moi, la franchise et l'honnêteté qui vous caractérisent.

-*Le Dr El Yazidi Amine* : que dire de vous! un homme aux qualités humaines extrêmement rares de nos jours, notre amitié n'a cessé d'augmenter au fil des années, ma famille et moi-même vous témoignons notre haute considération.

-Le Dr Laya Zakaria, le Dr Cazeneuve, le Dr Hassan, le Dr Kermad, le Dr Paul, le Dr Mauger, le Dr Radfar, le Dr Arseni, le Dr Parizon, Dr Wissocq, vous m'avez guidé lors de mes premiers pas en chirurgie.

- A tous mes chefs d'orthopédie du CHU d'Amiens : Dr Lardanchet, Dr Brunschweiler, Dr Rotari, Dr Maes-Clavier, Dr Najjari, Dr Hustin, Dr Elkoun, Dr Benazech, Dr Belhaouane, Dr Pocquet, Dr Laterza-Leroy.

-Mes chefs d'ortho-pédiatrie : Dr Plancq, Dr Deroussen, Dr Klein.

-Je tiens à remercier l'ensemble de mes co-internes qui m'ont tous soutenu pour l'élaboration de ma thèse.

-Je remercie l'ensemble du personnel paramédical du service, ainsi que les secrétaires, qui m'ont accueilli chaleureusement.

-je tiens à remercier tous ceux qui m'ont dispensé le savoir et que j'ai omis de citer.

A mes amis :

-Mes amis marseillais avec qui tout a commencé il y a plus de dix ans en première année de médecine, notre amitié sincère est restée intègre et ce malgré l'éloignement :

Fahd, Mohamed pharmacien, Yohan, Karim, Yazid, Said, Farouk, Hassan.

-Mes amis et frères de l'internationale Soissonnaise qui m'ont accueilli à bras ouvert lors de mon premier semestre en Picardie : Julien Hernandez ainsi que ses parents, Raoul Guerrero et sa famille, Atman, Liess, les frères Fontaine et tous les autres.

-Azeddine, Bachar, Yassine, vous êtes bien plus que des co-internes, c'est avec joie que je travaillerai à vos côtés, vous n'avez cessé de me pousser vers l'excellence.

-A tous les internes que j'ai côtoyés durant ma formation, avec qui j'ai noué des liens d'amitié : Reema, Mounir, Iman, Hayat, Nesrine, Aline, Romain, Yutilhine, Youness, Soumaya, Fouzya, Soheib, Mohamed, et j'en oublie certainement.

-

A ma famille :

-Mes parents Khatir et Fatima : Je vous dédie entièrement ce travail qui est le votre, vous avez sacrifié vos vies, quitté vos parents et votre entourage familiale, démarré une nouvelle vie en démarrant de rien pour que je puisse en arriver là aujourd'hui, vous m'avez nourri, habillé, éduqué, enseigné les valeurs de la vie, vous n'avez jamais cessé de consentir pour mon instruction et mon bien-être, et c'est travers vos encouragements que j'ai opté pour cette noble profession. Ainsi vous avez fait de moi ce que je suis aujourd'hui, aucun mot ne pourra exprimer la profondeur de mon respect et de mon amour envers vous. J'aimerais pouvoir vous rendre tout ce que vous m'avez offert, mais même une vie entière n'y suffirait pas.

-Mes frères et sœurs qui m'ont constamment soutenu durant ces 11 années, financièrement et moralement : Mohamed, Seddik, Mounia, Amine, Hasna. Je n'oublie pas Sofiane, M'hamed ainsi que mes belles sœurs Fatima, Hanane et Ivana ; Puissent nos liens fraternels se pérenniser et consolider encore.

-Ma famille d'Algérie qui sans cesse veille sur nous, mes étés passés sur la côte Oranaise figurent parmi les meilleurs moments de ma vie : Oncle Ben's, tata Hasna, Boumedienne, Malika, Barodi, Pantagone, Bilel Ramzi et tous les autres : vous êtes une source inépuisable de sagesse et de bonté.

- A ma famille d'Allemagne : Kadero, Soumya, Meriem, Shaima et Mohamed : merci pour votre soutien et vos encouragements.

-A mon oncle Hoari, mort précocement : jamais je n'ai vu d'homme d'une si grande bonté.

A toute ma famille : je vous dédie ce travail, pour tous les moments de joie et de tristesse que l'on a pu partager. Il marque pour moi un aboutissement et un nouveau tournant, une nouvelle vie s'offre à moi, j'espère être fidèle aux principes ainsi qu'aux enseignements que vous m'avez appris.

je vous aime tous.

Tables des matières :

I. <u>Introduction</u>	12
II. <u>Matériels et méthodes</u>	13
1. <u>Présentation des implants</u>	13
2. <u>Population étudiée</u>	15
3. <u>Technique opératoire et protocole postopératoire</u>	17
4. <u>Évaluation densitométrique</u>	17
5. <u>Analyse radiologique</u>	18
6. <u>Évaluation clinique</u>	19
7. <u>Critère de jugement principal</u>	19
8. <u>Critère de jugement secondaire</u>	19
9. <u>Analyse statistique</u>	19
10. <u>Éthique</u>	20

III.	<u>Résultats</u>	20
	1. <u>Résultats densitométriques</u>	20
	2. <u>Résultats radiologiques</u>	23
	3. <u>Résultats cliniques</u>	25
	4. <u>Complications</u>	25
IV.	<u>Discussion</u>	26
	1. <u>Résultats densitométriques</u>	26
	2. <u>Résultats radiologiques</u>	28
	3. <u>Résultats cliniques</u>	30
	4. <u>Limites de l'études</u>	31
V.	<u>Conclusion</u>	32
VI.	<u>Bibliographie</u>	33
VII.	<u>Annexes</u>	37
VIII.	<u>Résumé/ Abstract</u>	38

I. Introduction

Le nombre de prothèse total de hanche (PTH) implantées ne cesse d'augmenter à travers le monde. Ceci est dû au vieillissement de la population mais également à la présence de patients de plus en plus jeunes. Aux USA, une analyse détaillée révèle une augmentation de 205% de PTH posées entre 2000 et 2010 chez les patients âgés de 45 à 55 ans, contre une augmentation de 92% chez les plus de 75 ans(1). Les prothèses actuelles dites standards (cimentées ou non) garantissent d'excellents résultats fonctionnels (97% à 15 ans pour la Corail) et ont une durée de vie estimée à une vingtaine d'années (2)(3). Elles présentent cependant une fixation osseuse non physiologique avec un transfert des charges à travers la tige au niveau de la diaphyse fémorale (4).

Cet ancrage diaphysaire des tiges non cimentées permet d'obtenir une excellente stabilité primaire garante d'une bonne ostéointégration, mais a pour conséquence une diminution des contraintes au niveau de la métaphyse fémorale proximale. Ce phénomène est responsable d'une lyse osseuse métaphysaire, par vol de contrainte ou stress shielding, phénomène pouvant entraîner secondairement un descellement aseptique de l'implant fémoral (5)(6). Il représente 75% des révisions prothétiques à long terme et arrive en première position des causes d'échec de pose de prothèse de première intention (7).

De plus, les prothèses standards sans ciment sont à l'origine de douleur de cuisse dans 10% à 20% des cas pouvant durer jusqu'à 26 mois en moyenne (8).

L'augmentation de l'espérance de vie des patients, l'implantation chez des patients de plus en plus jeunes seront probablement à l'origine d'une augmentation des reprises prothétiques (9). Il serait alors intéressant de bénéficier de prothèse de première intention préservant au maximum le stock osseux dans l'optique d'une chirurgie ultérieure, garantissant une fixation osseuse solide et fiable, tout en respectant au mieux l'anatomie du patient.

Les prothèses fémorales à tiges courtes ont été développées dans l'espoir de répondre à ses exigences. De plus, en raison de leurs formes et de leurs tailles particulièrement courtes, elles facilitent aisément la chirurgie mini-invasive, favorisant ainsi la récupération rapide. En Allemagne, 15 à 20% des PTH primaire sont maintenant réalisées à l'aide d'implants fémoraux à tige courte (10). Divers tiges courtes sont apparus sur le marché et diffèrent parfois considérablement au point de vue biomécanique et du positionnement des ancrages (11)(12).

L'objet de cette étude était d'analyser l'ostéo-intégration et le remodelage osseux péri-prothétique de deux types d'implants à tige courtes (Vitae® (Adler Orthopédie®), Optimys® (Mathys®) avec un suivi moyen de 4 ans et d'étudier l'influence de la conception de la prothèse sur la préservation du capital osseux.

Les objectifs secondaires étaient de comparer les résultats clinico-radiologiques de ces deux types de tiges notamment leur offset.

Nous avons émis l'hypothèse que les prothèses à tige courte préservait le capital osseux métaphysaire, et qu'une différence de réaction du fémur proximal pouvait exister en fonction du dessin de la tige courte utilisée.

II. Matériels et méthodes

L'étude a été menée de manière rétrospective au centre hospitalo-universitaire d'Amiens.

Deux groupes de patients bénéficiant d'une PTH à tige courte opérés entre juillet 2012 et juillet 2014 ont été constitués. Deux types de tige courte ont été utilisés :

- La tige Vitae® (Adler Orthopédie®) sans ciment à fixation métaphysaire, à col modulaire.
- la tige Optimys® (Mathys®) à col fixe.

Tous les patients ont été opérés par deux chirurgiens expérimentés spécialisés dans la chirurgie prothétique de hanche.

1. Présentation des implants

Concernant le premier groupe de patients, les implants étaient mis sur le marché par la société Adler Ortho®. La tige courte Vitae® était une tige droite fabriquée en alliage de titane par fabrication additive, par superposition de multiples couches fines de poudre métallique solidifiée par un faisceau d'électrons et une surface externe non revêtue hautement poreuse (figure 1). Elle était implantée sans ciment avec un ancrage métaphysaire. Elle était disponible en 11 tailles différentes (de 0 à 10) pour des longueurs de tiges allant de 78,4 mm à 93,6mm. La cupule Fixa Ti-por® était fabriquée en alliage de titane selon le même procédé que la tige. Elle était implantée sans ciment (figure 2). La stabilité primaire était assurée par un *Press Fit* périphérique de 2 mm de surépaisseur. L'implant était disponible en 12 diamètres différents (de

44 mm à 66 mm). Le couple de frottement était un couple « dur-dur » céramique-céramique composé d'un insert et d'une tête en céramique composite de type Biolox Delta® (Matrice $Al_2O_3-ZrO_2$) avec trois longueurs de col différentes (Figure 3). Le col modulaire était en alliage de titane. L'ensemble permettait d'offrir 27 positions différentes selon la longueur (court, moyen, long), la latéralisation (minimale, moyenne, maximale) et la version (antéversé, droit, rétroversé) (figure 4).



Figure 1 : Tige courte Vitae®



Figure 2 : Cotyle Fixa Ti-por®



Figure 3 : Couple de frottement
Céramique-Céramique Biolox Delta®

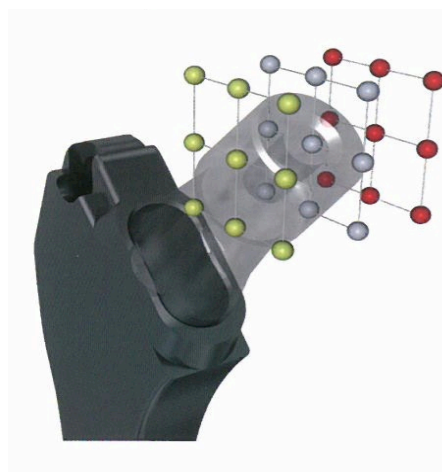


Figure 4 : Col modulaire Modula®

Concernant le deuxième groupe de patients, les implants étaient mis sur le marché par la société Mathys®. La tige Optimys (figure 5) est une tige courte non modulaire, à courbure anatomique et conique dans trois plans offrant deux variantes d'offset, standard ou latéralisé. Elle est disponible en 12 tailles différentes, elle est recouverte d'une bicouche

(couche rugueuse de titane projeté par plasma de 250 microns recouvert d'une couche de phosphate de calcium de 20 microns). Elle présente une pointe distale polie, arrondi non recouverte ceci afin d'éviter une fixation distal diaphysaire.



Figure 5 : tige Optimys, avec à droite les deux versions, standard et latéralisée permettant jusqu'à 5mm du décalage du centre de rotation.

En ce qui concerne l'implant acétabulaire, il s'agissait d'une cupule monobloc RM PRESSFIT (figure 6). Les têtes étaient toutes en céramique, soit de diamètre 28mm pour un cotyle allant jusque la taille 50, soit de diamètre 32mm pour les cotyles de taille 52mm et au delà.



Figure 6 : cotyle RM PRESSFIT®

2. Population étudiées

Deux groupes composés respectivement de 33 et 30 patients ont été inclus dans l'étude. L'indication chirurgicale retenue dans cette étude était la coxarthrose primitive sévère.

Les critères d'exclusions ont été les patients opérés pour ostéonécrose ou dysplasie de hanche, les patients ayant un antécédent de chirurgie sur la même hanche, les patients ostéoporotiques, les patients suivis pour un cancer en cours et les patients bénéficiant d'une corticothérapie au long cours. Le premier groupe (groupe 1) a bénéficié de la tige courte Vitae, opéré par le même opérateur par voie postéro-externe de Moore. Le deuxième groupe (groupe 2) a bénéficié de la tige courte Optimys, opéré par le second opérateur par voie antérolatérale de Rottinger. La répartition des patients en fonction des opérateurs était faite de manière aléatoire. Dans le groupe 1, 6 patients n'ont pas pu participer à l'étude (3 pour éloignement géographique, 2 pour refus de leur part et 1 pour cause de reprise précoce à 1 an par tige standard à cause d'un enfoncement de la tige). Dans le groupe 2 (tige Optimys) composé de 29 patients pour 30 hanches opérées, 2 patients provenant de régions éloignées et un patient perdu de vue n'ont pu être réévalués à 4 ans. Au total 27 hanches portant la tige Vitae ont été comparées à 27 hanches portant la tige Optimys. Les données concernant les deux groupes de patients figurent dans le tableau 1. Il n'y avait pas de différences significatives entre les deux populations de patients.

Tableau 1 : caractéristiques des deux populations de patients étudiées.

	Groupe 1 tige Vitae	Groupe 2 tige Optimys	Signification statistique (p)
Age moyen (années) Et écart-type()	66,41 (4,8)	66,78 (6,4)	P=0,06
IMC	26,1	26	P=0,24
Sexe ratio homme/femme	12/15	10/16	p=0,58
Score de Harris Préopératoire	57,49	58,77	P=0,23
Nombre de patients :	27	26	P=0,4
Nombres de prothèses	27	27	P=0,5

3. Technique opératoire et protocole post-opératoire

Tous les patients ont bénéficié d'une planification préopératoire avec radiographie à l'échelle et réalisation de calque afin de déterminer la taille des implants et la hauteur de coupe ceci afin de rétablir au mieux l'offset global.

Dans le groupe 1, la tige était mise en place après tassement de l'os spongieux ; elle était soit en contact uniquement avec l'os spongieux, soit elle avait une prise au niveau de l'os spongieux ainsi qu'un contact uni ou bi-cortical métaphysaire. Dans le groupe 2, la tige avait systématiquement au moins un contact cortical, soit calcar et cortical distal latéral, soit uniquement cortical médial pour les cols en valgus. L'appui complet était autorisé dès le premier jour post-opératoire. Ils bénéficiaient d'une aide à la marche pour les premiers jours post-opératoires, et quittaient le service avec un protocole de rééducation adapté.

4. L'évaluation densitométrique

La densité minérale osseuse (DMO) péri-prothétique a été déterminée par absorption de rayon X à double énergie (DEXA) à 1 an et 4 ans post-opératoires.

Nous avons utilisé pour cela l'appareil Hologic Discovery (HOLOGIC, série QDR DISCOVERY W).

Le positionnement du patient, le degré de rotation des jambes ainsi que la procédure de balayage ont été standardisés afin d'augmenter la fiabilité des résultats.

Pour la mesure, le patient se trouvait en décubitus dorsal avec un positionneur de hanche mis à disposition par le fournisseur.

Tous les patients ont bénéficié systématiquement d'une analyse densitométrique de la hanche controlatérale ceci afin d'avoir une valeur de référence, les patients porteurs d'une prothèse de hanche controlatérale ont bénéficié d'une analyse de la DMO au niveau du rachis dorsolombaire, ceci à 1 an et 4 postopératoires.

Le fémur proximal a été délimité en 7 zones dites de Gruen qui sont largement acceptées pour l'évaluation de la densité osseuse péri-prothétique (13)(14). La densité minérale osseuse (DMO) s'exprime en g /cm². La DMO a été mesurée latéralement (zone de Gruen 1, 2, 3), médialement (zone 5, 6, 7) autour de la prothèse et au niveau de la partie très distale de la tige (zone 4) (figure 7 et 8). Les zones 1 et 7, correspondant à la partie métaphysaire, présente un

intérêt particulier dans le cadre de cette étude. Les différentes mesures ont été additionnées pour fournir une DMO globale péri-prothétique à 1an et à 4 ans. La variation de la DMO a été mesurée en comparant la valeur de la DMO à un an avec la valeur de la DMO à 4 ans. La différence a été exprimée en pourcentage de variation par rapport à la valeur initiale.

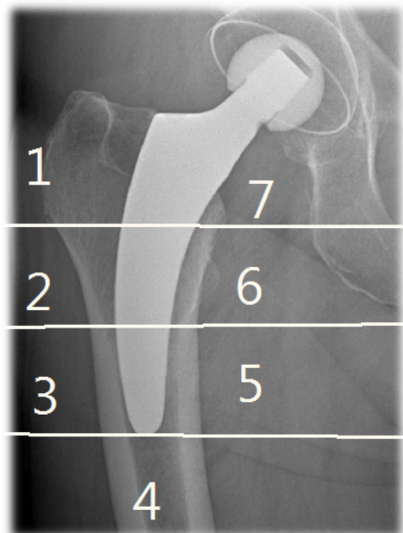


Figure 7 : Zones de Gruen : tige Optimys

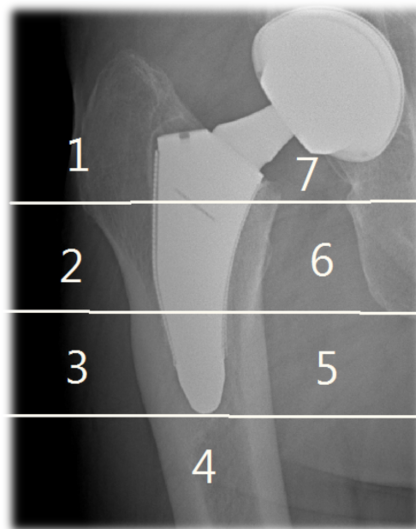


Figure 8 : Zones de Gruen : tige Vitae

5. Analyse radiographique

L'analyse radiologique a été effectuée sur un bilan radiographique standard (bassin face, hanche face et profil) de manière semi-automatique grâce au logiciel DXMM (Medasys®). Différentes mesures ont été calculées :

- l'offset fémoral correspondant à la distance entre le centre de rotation de la tête et l'axe anatomique du fémur,
- l'offset global correspondant à la somme de l'offset fémoral et la distance séparant le centre de la tête et l'arrière fond du cotyle,
- l'angle CC'D correspondant à l'angle entre l'axe du col fémoral et l'axe anatomique du fémur, une valeur comprise entre 120 et 140 degrés a été considérée comme normale, au-delà de 140 degrés il s'agissait d'une coxa valga, en dessous de 120 degrés coxa vara.
- le descellement défini par la présence d'un liseré de plus de 2 mm, évolutif dans le temps.
- la présence d'un liseré de moins de 2 mm, non évolutif

6. Évaluation clinique

Les patients ont bénéficié d'un suivi clinique classique avec une évaluation préopératoire, à 6 semaines post opératoires, 1 an, 2 ans et 4 ans postopératoires. L'évaluation clinique comprenait le score de Harris (préopératoire et au dernier recul)(15, annexe 1), les douleurs de cuisse, ainsi que l'inégalité de longueur des membres inférieurs. Toutes les complications péri et postopératoires ont été enregistrées.

7. Critère de jugement principal :

Le critère de jugement principal est l'évaluation du changement de densité osseuse péri-prothétique mesuré par ODM 1 an et 4 ans après chirurgie au niveau des différentes zones de Gruen.

8. Critères de jugement secondaires :

Les critères d'évaluation secondaire sont l'analyse des résultats cliniques ainsi que les résultats radiologiques en s'intéressant particulièrement au rétablissement de l'offset fémoral en fonction du type de prothèse.

9. Analyse statistique

Les données ont été exprimées en moyenne +/- écart-type. La normalité des variables continues a été vérifiée par le test de Kolmogorov-Smirnov. Les comparaisons des résultats selon le type de tige ont été faites par un test de student ou Mann-Whitney selon la distribution de la variable. Les proportions ont été comparées par un test du Chi-2. L'analyse des données a été faite en utilisant le logiciel SPSS (IBM version 24).

Une valeur de $p < 0,05$ a été considérée comme significative.

10.Éthique

Tous les patients ont reçu une information claire et éclairée sur les intérêts de cette étude. La signature d'un consentement écrit était exigée pour tous les participants.

III. Résultats

1. Résultats densitométriques : évolution de la DMO et comparaisons intergroupes

Groupe 1 :

Une diminution significative de la DMO au niveau de la zone 7 (-5,7%, $p=0,03$), au niveau de la zone 2 (-4,7%, $p=0,04$), ainsi qu'au niveau de la zone 6 (-11%, $p=0,01$) a été retrouvée. Il n'y avait pas de différence significative de la DMO au niveau de la zone 1 (-2%). L'analyse des autres zones ne mettait pas en évidence de différences significatives (tableau 2).

Groupe 2 :

La seule différence significative était une diminution de la DMO en zone 2 (-13%, $p=0,01$) (tableau 2).

En zone 1 et 6, nous constatons une augmentation de la DMO, mais ces résultats n'étaient pas significatifs.

En zone 7, il y avait une diminution de la DMO, mais non significative.

Par ailleurs, concernant l'évolution de la DMO au niveau de la hanche controlatérale, 2 patients du groupe 1 et 1 patients du groupe 2 ont bénéficié d'une chirurgie prothétique controlatérale au cours du suivi et n'ont donc pas eu d'évaluation densitométrique à 4 ans au niveau de la hanche controlatérale. Ceux-ci ont bénéficié d'une évaluation de la DMO au niveau du rachis dorso lombaire en moyenne 1 an et 4 ans après l'implantation de la tige courte.

Tableau 2 : comparaison de la DMO moyenne (moy) à 4ans à la DMO moyenne à 1an au niveau des différentes zones de Gruen des 2 groupes, estimation du pourcentage de variation (gp=groupe, DMOg=DMO globale, DMOC=DMO hanche controlatérale).

	DMO moy 1 an	Écart type	DMO moy 4ans	Écart type	Variation en %	Valeur de p
Zone 1 gp 1	0,75	0,17	0,73	0,18	-2%	0,13
Zone 1 gp 2	0,69	0,13	0,70	0,13	+0,3%	0,7
Zone 2 gp 1	1,07	0,3	1,02	0,3	-4,7%	0,04
Zone 2 gp 2	1,16	0,23	1,02	0,33	-13%	0,01
Zone 3 gp 1	1,54	0,22	1,54	0,22	0%	0,9
Zone 3 gp 2	1,56	0,22	1,49	0,20	-6%	0,06
Zone 4 gp 1	1,56	0,29	1,57	0,29	+1,6%	0,3
Zone 4 gp 2	1,64	0,28	1,61	0,23	-2,8%	0,4
Zone 5 gp 1	1,67	0,31	1,65	0,32	-1,8%	0,3
Zone 5 gp 2	1,65	0,19	1,65	0,22	-0,5%	0,8
Zone 6 gp 1	1,22	0,35	1,11	0,33	-11%	0,01
Zone 6 gp 2	1,32	0,29	1,35	0,31	+3%	0,4
Zone 7 gp 1	0,95	0,33	0,89	0,31	-5,7%	0,03
Zone 7 gp 2	1,14	0,23	1,14	0,22	-0,1%	0,96
DMOg gp 1	1,2	0,20	1,18	0,20	-1,9%	0,1
DMOg gp 2	1,17	0,14	1,17	0,16	0%	0,9
DMOc gp 1	0,9	0,14	0,91	0,14	+1%	0,1
DMOc gp 2	0,93	0,12	0,93	0,12	+0,4%	0,5

Comparaison groupe 1 vs groupe 2

Lorsque l'on compare la DMO au niveau des différentes zones de Gruen entre les 2 groupes, nous retrouvons une différence significative de la DMO en zone 7 à 1 an et à 4 ans postopératoires, ainsi qu'une différence significative de la DMO à 4 ans postopératoires en zone 6 alors qu'il n'y avait pas de différence significative à 1 an entre les 2 groupes au niveau de cette zone (tableau 3).

Par ailleurs, il n'y avait pas de différence significative entre les 2 groupes au niveau de la hanche controlatérale, que ce soit à 1 an ou à 4 ans postopératoires.

Tableau 3 : comparaison intergroupe de la DMO (moyenne) à 1 an et 4 ans postopératoires.

	Groupe 1	Groupe 2	Valeur de p
Zone 1 à 1 an	0,75	0,69	0,21
Zone 1 à 4 ans	0,73	0,70	0,47
Zone 2 à 1 an	1,07	1,16	0,25
Zone 2 à 4 ans	1,02	1,02	0,98
Zone 3 à 1 an	1,54	1,56	0,75
Zone 3 à 4 ans	1,54	1,49	0,46
Zone 4 à 1 an	1,56	1,64	0,31
Zone 4 à 4 ans	1,58	1,61	0,63
Zone 5 à 1 an	1,67	1,65	0,85
Zone 5 à 4 ans	1,65	1,65	0,99
Zone 6 à 1 an	1,23	1,32	0,27
Zone 6 à 4 ans	1,12	1,35	<u>0,011</u>
Zone 7 à 1 an	0,95	1,15	<u>0,014</u>
Zone 7 à 4 ans	0,89	1,14	<u>0,001</u>
DMOg à 1 an	1,21	1,17	0,45
DMOg à 4 ans	1,19	1,17	0,72
DMOc à 1 an	0,9	0,93	0,4
DMOc à 4 ans	0,90	0,93	0,52

En prenant comme valeur de référence la DMO de la hanche controlatérale à 1 an postopératoire, nous retrouvons une augmentation significative de la DMO globale à 4 ans de la hanche opérée au niveau des 2 groupes (tableau 4).

Tableau 4 : comparaison de la DMO global à 4 ans au niveau des 2 groupes vs hanche controlatérale à un an (ODMg hanche cl = ODM globale hanche controlatérale, ODMg perip= ODM globale péri prothétique).

	ODMg hanche cl	ODMg à 4 ans perip	Valeur de p
Groupe 1	0,90	1,19	<u>0,002</u>
Groupe 2	0,93	1,17	<u>0,005</u>

2. Résultats radiologique : angle CC'D et offset

Le groupe 1 comprenait 23 col normo axés et 4 col en coxa valga. Le groupe 2 était composé de 22 cols normo axés, 4 coxa vara et un col en coxa valga. Concernant l'angle CC'D, il existe une différence significative entre la valeur préopératoire et la valeur postopératoire, et ce au niveau des deux groupes de patient (tableau 5).

Tableau 5 : étude de la variation de l'angle CC'D au niveau des deux groupes.

	CC'D préop moyenne	Écart-type	CC'D post op moyenne	Écart-type	Valeur de p
Groupe 1	131,8	5,9	129,1(-2,7mm)	6,1	0,01
Groupe 2	127,5	6,8	130,5(+ 3mm)	4,7	0,02

Il existe une différence significative entre les deux groupes concernant l'angle CC'D moyen préopératoire : 131,8 pour le groupe 1 contre 127,5 pour le groupe 2 (p= 0,017, ET 6,1).

Cette différence n'était plus significative en postopératoire : 129,1 contre 130,5 (p=0,36, ET 4,7) (tableau 6).

Tableau 6 : comparaison intergroupe valeur angle CC'D préopératoire et postopératoire.

	Groupe 1 moyenne et écart-type	Groupe 2 moyenne et écart-type		Valeur de p	
Angle CC'D préopératoire	131,8	5,9	127,5	6,8	0,01
Angle CC'D postopératoire	129,1	6,1	130,5	4,7	0,3 Ns

Concernant l'offset, on note une augmentation significative de l'offset global et de l'offset fémoral concernant le groupe 2 ; le groupe 1 présentait uniquement une augmentation significative de l'offset global (tableau 7).

Tableau 7 : variation de l'offset fémoral (Off fém) et de l'offset global (Off global) moyen entre la valeur préopératoire et postopératoire concernant les deux groupes.

	Off fém préop (mm)	Off fém postop	Valeur de p	Off global préop	Off global post	Valeur de p
Gp1	44,1	45,4(+1,3)	0,07	80,8	82,1(+1,3)	0,03
Gp2	46,6	49,5(+2,9)	0,03	81,7	83,9(+2,2)	0,01

L'analyse intergroupe ne montre pas de différence significative concernant l'offset global en postopératoire, seul l'offset fémoral postopératoire était significativement plus élevé dans le groupe 2 (tableau 8).

Tableau 8 : comparaison intergroupe de l'offset fémoral et offset global.

		Moyenne	Écart type	Valeur de p
Offset fémoral pré-op	Groupe 1	44,1	6,3	0,1 Ns
	groupe 2	46,7	5,6	
Offset global pré-op	Groupe 1	80,8	7,9	0,6 Ns
	Groupe 2	81,7	6,7	
Offset fémoral post-op	Groupe 1	45,4	6,5	0,02
	Groupe 2	49,5	6,4	
Offset global post-op	Groupe 1	82,1	8,3	0,4 Ns
	Groupe 2	83,9	7,8	

Nous n'avons pas retrouvé de liseré péri-prothétique à 4 ans de recul au niveau des deux groupes.

3. Résultats cliniques

Des améliorations significatives du score de Harris ont été observées au niveau des deux groupes entre la valeur préopératoire et au dernier recul (groupe 1 : 57,5 contre 94,3 à 4 ans, $p < 0,05$; groupe 2 : 58,7 contre 95,2 à 4 ans, $p < 0,05$)

Il n'y avait pas de différences significatives entre les deux groupes concernant le score de Harris à 4 ans (95,3 pour le groupe 1 contre 95,2 pour le groupe 2, $p = 0,42$).

4. Complications

Dans le groupe 1, nous avons noté un cas de luxation postérieure immédiate ayant nécessité une reprise chirurgicale pour remplacement d'un col court par un col long. Trois cas de tendinopathies du psoas résolutifs suite à un traitement médical par infiltration ont été

retrouvées. Une patiente avait présenté une thrombose veineuse profonde compliquée d'embolie pulmonaire traitée par AVK pendant 6 mois. Dans le groupe 2, un patient avait présenté une tendinopathie du moyen fessier régressive après infiltration et un autre un hématome postopératoire qui s'est résorbé avec un traitement médical. Une douleur latérale de cuisse a été rapportée dans le groupe 1 à un an postopératoire chez une patiente obèse. Cette complication a entraîné l'utilisation de cannes anglaises pour la marche pendant plusieurs mois avant sédation totale des douleurs.

Dans le groupe 2, aucune douleur de cuisse n'a été retrouvée.

IV. Discussion

1. Résultats densitométriques

Dans notre étude, nous avons évalué le remodelage osseux péri-prothétique de deux types d'implants à tige courtes avec un recul moyen de 4 ans. Nous avons noté une diminution significative de la DMO au niveau de la zone 7(-5,7%), zone 6(-11%) et 2(-4,7%) entre la première et la quatrième année postopératoire concernant le groupe 1, et en zone 2(-13%) concernant le groupe 2. Nous n'avons pas noté de différence significative de DMO globale entre les 2 groupes que ce soit à un an ou 4 ans postopératoires.

La comparaison entre les 2 groupes mettait en évidence une différence significative en zone 6 ($p=0,01$) et 7($p=0,001$) à 4 ans et le calcul de la différence des moyennes entre les 2 périodes de recueil retrouvait là encore une différence significative de la DMO en zone 6 en faveur du groupe 2 ($p=0,009$).

Par ailleurs, la mesure de la DMO au niveau de la hanche controlatérale ne mettait pas en évidence de différence significative entre les deux groupes, ce qui permettait de maintenir la comparabilité des groupes, que ce soit à un an ou 4 ans postopératoires.

Ces résultats semblent confirmer notre hypothèse principale : il existe une préservation du capital osseux métaphysaire et le type de prothèse semble avoir une influence sur ce remodelage osseux. En effet, même s'il n'existait pas de différence significative de la DMO globale entre les 2 groupes, la forme de la tige semble avoir une influence sur la répartition des forces au niveau du fémur proximal et donc une préservation plus ou moins importante de capital osseux métaphysaire en fonction du type de prothèse.

Le groupe 2 ne présente pas de diminution significative de la DMO au niveau du calcar ainsi qu'au niveau de la région du petit trochanter (zone 6), ce qui semble être lié à la conception de la prothèse. Celle-ci présente une courbure médiale anatomique venant prendre appui contre la courbure du calcar et la corticale médiale favorisant ainsi la transmission physiologique des contraintes (16).

La partie distale de la tige vient quant à elle s'appuyer contre la corticale latérale, favorisant ainsi la stabilité primaire et l'ostéointégration. Paradoxalement, nous retrouvons une augmentation non significative de la DMO avec la tige Optimys® au niveau de la zone 1 alors que l'absence d'appui à ce niveau devrait entraîner une résorption osseuse et donc une diminution de la DMO. Ceci pourrait être expliqué par la préservation de la partie latérale du col fémoral accolée au grand trochanter. Concernant le groupe 1, la tige était impactée sur l'os spongieux après tassement de celui-ci et contrairement au groupe 2, le design de la tige n'imposait pas un positionnement avec un contact cortical médial, ce qui peut expliquer les résultats densitométriques obtenus avec une diminution significative en zone 2, 6 et 7.

Jerosch J et al, devant la grande diversité des tiges courtes, ont établi une classification en fonction de la coupe au niveau du col avec 3 catégories : conservation totale du col, partielle et celle qui l'enlève en totalité avec la même philosophie que pour les tiges standards (17).

Nos 2 tiges étudiées se classe respectivement dans la troisième (Vitae) et deuxième catégorie (Optimys).

Les tiges réséquant partiellement le col semblent plus avantageuses avec une conservation plus importante du stock osseux et la possibilité de réaliser la coupe du col en fonction de la planification ceci afin de rétablir au mieux l'offset spécifique à chaque patient (10).

Les tiges courtes ne conservant pas le col nécessitent, afin d'établir la biomécanique individuelle, une certaine modularité ou un plus grand nombre de taille de tiges (10).

Les résultats densitométriques des tiges courtes sont néanmoins nettement supérieurs à ceux des tiges standards. Dans notre étude, si nous prenons la DMO de la hanche controlatérale comme valeur de référence, nous retrouvons une augmentation significative de la DMO au niveau des 2 groupes après 4 ans. Dans la littérature, les études sur les tiges courtes montrent globalement une diminution de la DMO en zone 1,2 et 7 mais inférieure à ce que l'on retrouverait avec une tige standard (18) (19) (20).

Concernant les tiges conventionnelle, Venesmaa et al (21) ont étudié le remodelage osseux péri-prothétique à 5 ans de l'implantation de tiges cimentées. Ils ont retrouvé une diminution de 26% de la DMO au niveau de la région du calcar. Pour les tiges standards non cimentées, les études

rappellent une résorption osseuse pouvant varier de 20 à 50% au niveau de la région proximale (22) (23).

En ce qui concerne les résultats des tiges courtes conservant partiellement le col, nos résultats sont comparables à ceux de la littérature. Abdel Shafy et al (24), dans une étude prospective évaluant le remodelage osseux à 2 ans de la tige courte Mini Hip (Corin) à propos de 26 patients, ont rapporté une préservation du capital osseux au niveau du calcar ainsi qu'au niveau du petit trochanter avec une augmentation significative de la DMO en zone 5 (+4%) ainsi qu'une absence de variations significatives en zone 6 et 7 (respectivement +2% et -3%).

De même, Lerch et al en 2012 (23) ont mené une étude comparable à propos de 25 patients avec la tige courte Metha (B.Braun, Allemagne). Ils ont retrouvé des résultats comparables avec une augmentation significative de la DMO au niveau du petit trochanter (+12,9%) ainsi qu'au niveau du calcar (+6,1%). Ils concluaient que l'analyse par absorption de rayon x à double énergie (DEXA) montrait une concentration des charges sur la partie médiale du fémur proximal, ce qui pourrait être la garantie d'une réussite chirurgicale à long terme.

Notre étude met en évidence des modifications significatives de la DMO pouvant survenir après la première année au niveau des zones métaphysaires, ce qui va à l'encontre de certaines données de la littérature, où seul des changements mineurs de la DMO ont été retrouvés après la première année (25). Abdel Shafy et al (22) retrouvaient dans une étude prospective portant sur l'évaluation densitométrique du comportement osseux 2 ans après implantation d'une tige courte des résultats comparables aux nôtres et concluaient que les processus de formation osseuse se poursuivaient après la première année.

2. Résultats radiologiques

La restauration des paramètres anatomiques de la hanche spécifique à chaque patient est essentielle pour assurer la fonction mais également la longévité des arthroplasties (Lecerf,(26)). Le rétablissement voire l'augmentation de l'offset global est associée à une meilleure force et une meilleure action des muscles abducteurs par rapport aux patients présentant une diminution de l'offset (27).

Dans notre série, nous retrouvons une augmentation significative de l'offset global moyen au niveau des deux groupes ; le groupe 2 présentait également une augmentation significative de l'offset fémoral. Par ailleurs, il n'y avait pas de différence significative concernant l'offset global lorsque que l'on comparait les 2 groupes ($p=0,4$) en postopératoire, seul l'offset fémoral

est significativement plus élevé dans le groupe 2 ($p=0,02$). Aucun liseré péri-prothétique n'a été retrouvé à 4 ans postopératoires témoignant de la bonne stabilité des implants à moyen terme.

Nos résultats sont comparables à ceux de Kutzner (28), qui dans une étude de 114 tiges courtes, avait rapporté une augmentation moyenne de l'offset global de 2,1 mm. Aucun retentissement clinique lié à une augmentation de l'offset global n'a été retrouvé avec des scores cliniques et fonctionnels excellents.

Pour Schidutz et al (27), il est plus difficile de restaurer les paramètres de la hanche après implantation d'une tige courte. En comparant la tige courte Metha (B Braun) modulaire à une tige classique monobloc, ils retrouvaient une tendance avec la tige courte à une augmentation de l'offset et à l'allongement du membre. Ils attribuaient leurs résultats à la coupe haute au niveau du col. Dans notre série, nous n'avons pas retrouvé de différence de longueur.

Concernant l'angle CC'D, il n'y avait pas de différences significatives entre les 2 groupes en postopératoire ($p=0,3$). Il ne semblait pas y avoir d'avantage significatif à l'utilisation d'un col modulaire dans le cadre de cette étude.

Kutzner et al (26), dans une série de 114 tiges courtes préservant le col (Optimys®), ont mis en avant les différentes possibilités d'implantation offertes en fonction de l'angle CC'D préopératoire. En cas de valgus, une coupe plus importante au niveau du col offre la possibilité de la positionner en valgus en utilisant une tige bien remplissante. À l'inverse, en cas de varus, la restauration de l'anatomie du patient peut être obtenue en minimisant la coupe du col avec la possibilité d'utiliser une tige latéralisée (figure 9 et 10).

Figure 9 : angle CC'D préopératoire valgus et tige Optimys® positionnée en valgus pour rétablir l'offset

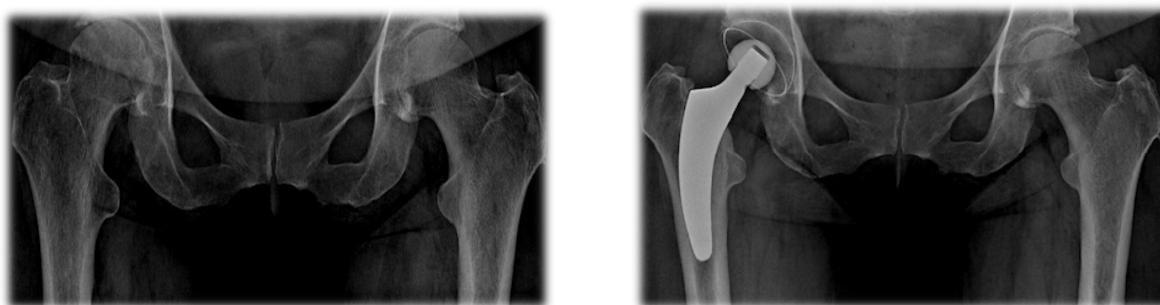
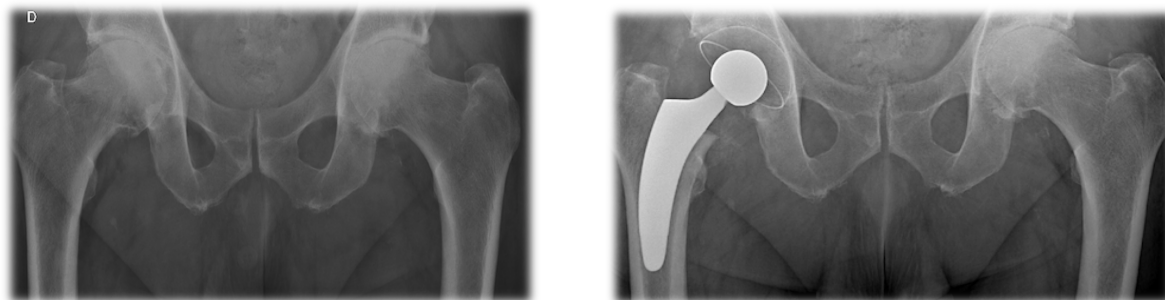


Figure 10 : Angle CC'D préopératoire varus et tige positionnée en varus pour restaurer l'offset.



3. Résultats cliniques

Les résultats fonctionnels de notre étude sont très satisfaisant avec un gain significatif au niveau du score de Harris (groupe 1 : 57,5 préop contre 94,3 à 4 ans, $p < 0,05$; groupe 2 : 58,7 préop contre 95,2 à 4 ans, $p < 0,05$)

Il n'y avait pas de différence significative entre les deux groupes en terme de résultats fonctionnels.

Nos résultats à moyen terme sont comparables avec les séries des tiges longues non cimentées, ainsi qu'avec les séries de tiges courtes (tableau 9).

Tableau 9 : le score de Harris des différentes tiges fémorales, courte ou standard est comparable

	Implant	effectif	Recul (mois)	Score de Harris
Moorey et al (29) 2000 (année)	Mayo® tige courte	159	74 (24-156)	90
Kim et al (30) 2012	Proxima® tige courte	144	54 (48-60)	96
Floerkemeier et al (31), 2012	Metha® tige courte	73	34 (13-60)	91
Mac donald et al (32) 2010	Synergy® et prodigy tige standard	367	80 (24-103)	86
Notre série 2017	Vitae®	27	48 (36-56)	94, 3
	Optimys®	27	48 (36-56)	95,2

Nous avons noté une seule douleur de cuisse au cours du suivi. La scintigraphie réalisée retrouvait un conflit cortical externe pouvant expliquer les douleurs. Morrey et al ainsi que Kim et al (28) (29) n'ont pas retrouvé pas de douleurs de cuisse après implantation de tiges courtes (Mayo et Proxima). MacDonald (31) a rapporté quant à lui 9% de douleur de cuisse avec la tige standard Synergie, Harpal (33) avait décrit des douleurs pouvant varier de 6 à 36% en fonction du dessin de la tige standard. Salemyr et al (34), dans une étude comparant la tige courte Proxima à une tige standard Biomet ont retrouvé moins de douleurs de cuisse au cours des 6 premiers mois chez les patients porteurs d'une tige courte. Pour Santori et al, (35), c'est l'absence de contact cortical diaphysaire et la transmission des contraintes au niveau du fémur proximal qui expliqueraient l'absence de douleurs avec les tiges courtes.

4. Limites de l'étude

Il s'agit d'une étude rétrospective même si les données ont été recueillies de manière prospective dans le cadre du protocole habituel du service, l'analyse densitométrique faisant suite à l'utilisation récente des tiges courtes au sein du service.

L'absence de randomisation constitue également un biais. Cependant, il n'y avait pas de critères de sélection particuliers en fonction de l'opérateur, si bien que les groupes ne présentaient pas de différences significatives en préopératoire.

L'utilisation de la hanche controlatérale comme valeur de référence peut entraîner une différence de densité pouvant aller jusque 20% selon la région et ne constitue pas la référence dans la littérature (12). L'évaluation de la DMO réalisée dans les 10 jours postopératoires, bien que présentant des biais, constitue actuellement la référence (12).

La mesure radiographique de l'offset est remise en cause par certains auteurs. Ils lui préfèrent une évaluation scanographique permettant l'appréciation de l'orientation du col dans les 3 plans de l'espace (24). Nous avons tenté de limiter ce biais en standardisant le recueil des données radiographiques au sein du centre hospitalier qui ont été recueilli par un seul observateur indépendant des opérateurs.

V. Conclusion

Notre hypothèse principale semble vérifiée, le dessin de la prothèse pourrait avoir une influence sur la préservation du capital osseux métaphysaire.

Nos résultats sont comparables à ceux retrouvés dans d'autres études sur les tiges courtes qui émettent l'hypothèse d'un transfert plus proximal et plus physiologique des charges avec ce type d'implant. Enfin, le processus de remodelage osseux semble persister au delà de la première année.

VI. References bibliographiques

1. Wolford ML, Palso K, Bercovitz A. Hospitalization for Total Hip Replacement Among Inpatients Aged 45 and Over: United States, 2000–2010. NCHS Data Brief, February 2015.
2. Hallan G, Lie SA, Furnes O, Engesaeter LB, Vollset SE, Havelin LI. Medium- and long-term performance of 11 516 uncemented primary femoral stems from the Norwegian arthroplasty register. *Bone Jt J.* 1 déc 2007;89-B(12):1574-80.
3. Corten K, Bourne RB, Charron KD, Au K, Rorabeck CH. What Works Best, a Cemented or Cementless Primary Total Hip Arthroplasty?: Minimum 17-year Followup of a Randomized Controlled Trial. *Clin Orthop.* janv 2011;469(1):209-17.
4. Leali A, Fetto J, Insler H, Elfenbein D. The effect of a lateral flare feature on implant stability. *Int Orthop.* juin 2002;26(3):166-9.
5. Wilkinson JM, Hamer AJ, Rogers A, Stockley I, Eastell R. Bone mineral density and biochemical markers of bone turnover in aseptic loosening after total hip arthroplasty. *J Orthop Res.* 1 juill 2003;21(4):691-6.
6. Dettmer M, Pourmoghaddam A, Kreuzer SW. Comparison of Patient-Reported Outcome from Neck-Preserving, Short-Stem Arthroplasty and Resurfacing Arthroplasty in Younger Osteoarthritis Patients. *Adv Orthop [Internet].* 2015 [cité 29 sept 2017];2015. Disponible sur: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4460199/>
7. Parchi PD, Cervi V, Piolanti N, Ciapini G, Andreani L, Castellini I, et al. Densitometric evaluation of periprosthetic bone remodeling. *Clin Cases Miner Bone Metab.* 2014;11(3):226-31.
8. Vresilovic EJ, Hozack WJ, Rothman RH. Incidence of thigh pain after uncemented total hip arthroplasty as a function of femoral stem size. *J Arthroplasty.* 1 avr 1996;11(3):304-11.
9. Pivec R, Johnson AJ, Mears SC, Mont MA. Hip arthroplasty. *Lancet Lond Engl.* 17 nov

2012;380(9855):1768-77.

10. Maîtrise Orthopédique » Articles » Prothèses à tiges courtes dans l'arthroplastie prothétique de hanche : Exposé sommaire des classifications et des indications [Internet]. [cité 29 sept 2017]. Disponible sur: <https://www.maitrise-orthopedique.com/articles/protheses-a-tiges-courtes-dans-larthroplastie-prothetique-de-hanche-expose-sommaire-des-classifications-et-des-indications-253>
11. Westphal FM, Bishop N, Puschel K, Morlock MM. Biomechanics of a new short-stemmed uncemented hip prosthesis: An in-vitro study in human bone. *Hip Int.* 9 févr 2009;16(Suppl. 3):22-30.
12. Ercan A, Sokkar SM, Schmid G, Filler TJ, Abdelkafy A, Jerosch J. Periprosthetic bone density changes after MiniHip™ cementless femoral short stem: one-year results of dual-energy X-ray absorptiometry study. *SICOT-J* [Internet]. [cité 29 sept 2017];2. Disponible sur: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5115060/>
13. Panisello JJ, Herrero L, Herrera A, Canales V, Martinez A, Cuenca J. Bone remodelling after total hip arthroplasty using an uncemented anatomic femoral stem: a three-year prospective study using bone densitometry. *J Orthop Surg Hong Kong.* avr 2006;14(1):32-7.
14. Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC. « Modes of failure » of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop.* juin 1979;(141):17-27.
15. Harris WH. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg Am.* juin 1969;51(4):737-55.
16. Kutzner KP, Pfeil J, Kovacevic MP. Preoperative digital planning versus postoperative outcomes in total hip arthroplasty using a calcar-guided short stem: frequent valgization can be avoided. *Eur J Orthop Surg Traumatol Orthop Traumatol.* juill 2017;27(5):643-51.
17. Jerosch J. [Differences between short stem prostheses]. *Orthopade.* août 2014;43(8):783-795;796.

18. Chen H-H, Morrey BF, An K-N, Luo Z-P. Bone Remodeling Characteristics of a Short-Stemmed Total Hip Replacement. *J Arthroplasty*. 1 sept 2009;24(6):945-50.
19. Brinkmann V, Radetzki F, Delank KS, Wohlrab D, Zeh A. A prospective randomized radiographic and dual-energy X-ray absorptiometric study of migration and bone remodeling after implantation of two modern short-stemmed femoral prostheses. *J Orthop Traumatol Off J Ital Soc Orthop Traumatol*. sept 2015;16(3):237-43.
20. Albanese CV, Rendine M, De Palma F, Impagliazzo A, Falez F, Postacchini F, et al. Bone remodelling in THA: A comparative DXA scan study between conventional implants and a new stemless femoral component. A preliminary report. *Hip Int*. 9 févr 2009;16(Suppl. 3):9-15.
21. Venesmaa PK, Kröger HPJ, Jurvelin JS, Miettinen HJA, Suomalainen OT, Alhava EM. Periprosthetic bone loss after cemented total hip arthroplasty: a prospective 5-year dual energy radiographic absorptiometry study of 15 patients. *Acta Orthop Scand*. févr 2003;74(1):31-6.
22. Chen H-H, Morrey BF, An K-N, Luo Z-P. Bone remodeling characteristics of a short-stemmed total hip replacement. *J Arthroplasty*. sept 2009;24(6):945-50.
23. Diamond O, McAlinden MG. Letter regarding Lerch et al.: Bone remodelling around the Metha short stem in total hip arthroplasty: a prospective dual-energy X-ray absorptiometry study. *Int Orthop*. mars 2012;36(3):679.
24. Shafy TA, Sayed A, Abdelazeem AH. Study of the bone behavior around a neck preserving short stem implant: bone densitometric analysis over a span of two years. *SICOT-J [Internet]*. [cité 18 sept 2017];2.
25. Freitag T, Hein M-A, Wernerus D, Reichel H, Bieger R. Bone remodelling after femoral short stem implantation in total hip arthroplasty: 1-year results from a randomized DEXA study. *Arch Orthop Trauma Surg*. 1 janv 2016;136(1):125-30.
26. Lecerf G, Fessy MH, Philippot R, Massin P, Giraud F, Flecher X, et al. Femoral offset: anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip

arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR*. mai 2009;95(3):210-9.

27. McGrory BJ, Morrey BF, Cahalan TD, An KN, Cabanela ME. Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*. nov 1995;77(6):865-9.

28. Kutzner KP, Kovacevic MP, Roeder C, Rehbein P, Pfeil J. Reconstruction of femoro-acetabular offsets using a short-stem. *Int Orthop*. 1 juill 2015;39(7):1269-75.

29. Morrey BF, Adams RA, Kessler M. A conservative femoral replacement for total hip arthroplasty. A prospective study. *J Bone Joint Surg Br*. sept 2000;82(7):952-8.

30. Kim Y-H, Kim J-S, Joo J-H, Park J-W. A prospective short-term outcome study of a short metaphyseal fitting total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. janv 2012;27(1):88-94.

31. Floerkemeier T, Tscheuschner N, Calliess T, Ezechieli M, Floerkemeier S, Budde S, et al. Cementless short stem hip arthroplasty METHA® as an encouraging option in adults with osteonecrosis of the femoral head. *Arch Orthop Trauma Surg*. août 2012;132(8):1125-31.

32. MacDonald SJ, Rosenzweig S, Guerin JS, McCalden RW, Bohm ER, Bourne RB, et al. Proximally Versus Fully Porous-coated Femoral Stems: A Multicenter Randomized Trial. *Clin Orthop*. févr 2010;468(2):424-32.

33. Khanuja HS, Vakil JJ, Goddard MS, Mont MA. Cementless femoral fixation in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2 mars 2011;93(5):500-9.

34. Salemyr M, Muren O, Ahl T, Bodén H, Eisler T, Stark A, et al. Lower periprosthetic bone loss and good fixation of an ultra-short stem compared to a conventional stem in uncemented total hip arthroplasty. *Acta Orthop*. nov 2015;86(6):659-66.

35. Santori FS, Santori N. Mid-term results of a custom-made short proximal loading femoral component. *J Bone Joint Surg Br*. sept 2010;92(9):1231-7.

VII. Annexe

Annexe 1 : Harris Hip Score

Douleur	
Aucune 44	
Minime (sans limitation d'activités) 40	
Légère : sans retentissement, soulagée par antalgique 1 30	
Modérée : tolérable mais retentissement 20	
Importante : retentissement important 10	
Très important, alitement 0	

Boiterie		Aide		Périmètre de marche	
Aucune 11		Aucune 11		Illimité 11	
Légère 8		1 canne longue marche 7		30 mn 8	
Modérée 5		1 canne la plupart du temps 5		10-15 mn 5	
Sévère 0		1 béquille 4		Intérieur 2	
		2 cannes 2		Lit-Fauteuil 0	
		2 béquilles 0			

Escaliers		Bas-Chauss		Assis		Transport	
Normal 4		Facile 4		>1h 5		Possible 1	
Avec rampe 2		Difficile 2		>30mn 3		Impossible 0	
Asymétrique 1		Impossible 0		Jamais 0			
Impossible 0							

VIII. Résumé

Introduction : les tiges courtes représentent 20% des arthroplastie primaires en Allemagne. Il existe divers forme de tige courte qui diffèrent au niveau biomécanique et du positionnement des ancrages. Le but de cette étude était d'étudier l'influence de la conception de la prothèse sur la préservation du capital osseux.

Matériels et méthode : 53patients ont bénéficié d'une prothèse totale de hanche (PTH) à tige courte entre juillet 2012 et juillet 2014. 2 groupes de patient ont été constitués pour recevoir soit la tige courte Vitae[®] (Adler Orthopédie[®]), soit la tige courte Optimys[®] (Mathys[®]). Le groupe 1 (Vitae[®]) comprenait 27 patients pour 27 hanches opérées (12 hommes, 15 femmes, âge moyen 66,4 ans, IMC 26,1), le groupe 2 (Optimys[®]) comprenait 26 patients pour 27 hanches opérées (10 hommes, 16 femmes, âge moyen 66,7 ans, IMC 26). Nous avons étudié le remodelage osseux péri prothétique des 2 types de prothèse entre la première et la quatrième année postopératoire grâce à une analyse densitométrique par absorptiométrie de rayon x à double énergie (DEXA). Les résultats radiologiques (offset, angle CC'D, liseré péri prothétique) et les résultats cliniques (score de Harris, douleur latérale de cuisse) ont été recueillis.

Résultats : il existe une diminution significative de la densité minérale osseuse (DMO) en zone 7 (-5,7%, p=0,03), zone 2 (-4,7%, p=0,04) et 6 (-11%, p=0,01) concernant le groupe 1 et en zone 2 (-13%, p=0,01) concernant le groupe 2. La comparaison entre les 2 groupes montrait une différence significative de DMO en zone 7 à 1 an (p=0,014) et 4 ans (p=0,001) postopératoire et en zone 6 (p=0,011) uniquement à 4 ans postopératoire en faveur du groupe 2. Nous ne retrouvons pas de différence significative au niveau de l'offset global en postopératoire, seul l'offset fémoral était significativement plus élevé dans le groupe 2 (45,4 vs 49,5mm, p=0,03). Le score de Harris était significativement plus élevé au niveau des 2 groupes (groupe 1 : 57,5 contre 94,3 à 4 ans, p<0,05 ; groupe 2 : 58,7 contre 95,2 à 4 ans, p<0,05). Il n'y avait pas de différences significatives entre les deux groupes concernant le score de Harris à 4 ans (95,3 pour le groupe 1 contre 95,2 pour le groupe 2, p=0,42). Une seule douleur latérale de cuisse a été retrouvée dans le groupe 1.

Conclusion : le design de la prothèse semble avoir une influence sur la répartition des charges et la préservation du stock osseux métaphysaire. Les tiges courtes semblent favoriser le transfert physiologique des charges au niveau du fémur ce qui pourrai limiter le stress shielding.

Mots-clés : tiges courtes/ Vitae[®]/Optimys[®]/gruen zone/ absorbtimetrie de rayon x à double énergie/ stress shielding.

Abstract

Context: The purpose of this study was to assess the influence of prosthetic design on the preservation of bone mass.

MATERIALS AND METHODS: 53 patients underwent total hip arthroplasty (THA) with a short stem between July 2012 and July 2014. Two groups of patient were created. Each on receive either the short Vitae® stem (Adler Orthopédie®) or the Optimys® short stem (Mathys®). Group 1 (Vitae®) included 27 hips (27 patients : 12 men, 15 women, mean age 66.4 years, BMI 26.1). Group 2 (Optimys®) included 27 hips (26 patients : 10 men, 16 women, mean age 66.7 years, BMI 26). Peri-prosthetic bone remodeling was evaluated during the first and fourth postoperative years with a double energy x-ray absorptiometry (DEXA) densitometric analysis. Radiological results (offset, CC'D angle, peri-prosthetic border) and clinical results (Harris score, lateral thigh pain) were collected.

RESULTS: There was a significant decrease in bone mineral density (BMD) in zone 7 (-5.7%, $p = 0.03$), zone 2 (-4.7%, $p = 0.04$) and 6 in the first group and in zone 2 in the second group (-13%, $p = 0.01$). The comparison between the 2 groups showed a significant difference in BMD in zone 7 at 1 year ($p = 0.014$) and 4 years ($p = 0.001$) postoperatively and in zone 6 ($p = 0.011$) only at 4 years postoperative in favor of group 2. We found no significant difference in overall offset postoperatively, only the femoral offset was significantly higher in group 2 (45.4 vs 49.5mm, $p = 0.03$). Harris score was significantly higher in both groups (group 1: 57.5 versus 94.3 at 4 years, $p < 0.05$, group 2: 58.7 versus 95.2 at 4 years, $p < 0.05$). There were no significant differences between the two groups in the 4-year Harris score (95.3 for Group 1 versus 95.2 for Group 2, $p = 0.42$). Only one lateral thigh pain was found in group 1.

CONCLUSION : the design of the prosthesis seems to have an influence on the distribution of loads and the preservation of metaphyseal bone stock. Short stems seem to favor more physiological transfer of loads which would limit stress shielding.

Keys words : Vitae®/short hip/Optimys®/stress shielding/DEXA/gruen zone.