



HAL
open science

La planification 2D numérique des prothèses totales de hanche : étude de la concordance de taille et de positionnement

Édouard Lefèvre

► **To cite this version:**

Édouard Lefèvre. La planification 2D numérique des prothèses totales de hanche : étude de la concordance de taille et de positionnement. Médecine humaine et pathologie. 2019. dumas-02507545

HAL Id: dumas-02507545

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02507545>

Submitted on 8 Feb 2021

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.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License

AVERTISSEMENT

Cette thèse d'exercice est le fruit d'un travail approuvé par le jury de soutenance et réalisé dans le but d'obtenir le diplôme d'Etat de docteur en médecine. Ce document est mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt toute poursuite pénale.

Code de la Propriété Intellectuelle. Articles L 122.4

Code de la Propriété Intellectuelle. Articles L 335.2-L 335.10

UNIVERSITÉ PARIS DESCARTES
Faculté de Médecine PARIS DESCARTES

Année 2019

N° 76

THÈSE
POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT
DE
DOCTEUR EN MÉDECINE

La planification 2D numérique des prothèses totales de hanche :
étude de la concordance de taille et de positionnement

Présentée et soutenue publiquement
le 24 mai 2019

Par

Édouard LEFÈVRE

Né le 23 novembre 1988 à Paris (75)

Dirigée par M. Le Docteur Antoine Mouton, PH

Jury :

M. Le Professeur Alain Sautet, PU-PH Président

M. Le Professeur Jean Marc Féron, PU-PH

M. Le Professeur Thomas Bauer, PU-PH

REMERCIEMENTS

Merci au Docteur Antoine MOUTON de m'avoir guidé tout au long de ce travail, pour sa disponibilité, sa gentillesse et sa rigueur.

Merci au Professeur Alain SAUTET d'avoir accepté de présider le jury de cette thèse et pour la confiance qu'il m'accorde pour l'avenir.

Merci au Professeur Jean-Marc FERON de participer au jury de cette thèse.

Merci au Professeur Thomas BAUER de participer au jury de cette thèse.

Un immense merci pour leur participation au recueil de données à mes co-internes Layla, Alexandre, Louis et Jean-Jacques et ainsi qu'à toute l'équipe chirurgicale du service d'orthopédie de la Croix Saint-Simon et notamment au Docteur Simon MARMOR.

Merci à tous les co-internes d'orthopédie avec qui j'ai partagé ces cinq années et notamment Juju, Thomas, Nico, Alex, Lior, les nageurs etc ...

Merci à tous les chefs qui m'ont tant appris, et le plus souvent dans la bonne humeur, notamment Alex, David, Thomas, Thibault, Peter, Greg, Manu, Virginie, ALS...

Un grand merci à Fred, Guillaume, Gildas et Alex pour l'année passée à leurs côtés à l'HPOP et pour le temps qu'ils m'ont accordé pour la rédaction de cette thèse.

A mes parents et mes frère et sœurs qui m'ont supporté durant toutes ces années de médecine dans les joies comme les moments les plus difficiles.

Enfin et surtout, à Louise, Ernest et Paul, qui me rappellent à chaque instant l'essentiel.

TABLE DES MATIÈRES

I. INTRODUCTION.....	6
1. Objectif : Restituer l'anatomie	6
a) La longueur.....	6
b) L'offset fémoral.....	8
c) La balance de Pauwels.....	11
2. Contrôle peropératoire de ces objectifs.....	17
a) La longueur.....	17
b) L'offset	18
3. Pourquoi planifier ?.....	18
a) Une aide pour le contrôle des longueurs	18
b) Une aide pour la restitution de l'offset.....	21
4. Comment planifier : Historique et techniques de planification des prothèses de hanche	22
a) Planification 2D avec calques	22
b) Planification 2D Numérique	24
c) Planification 3D par Scanner	25
d) Prothèses de hanches Naviguées.....	28
5. Pourquoi choisir de planifier en 2D Numérique ?	29
a) Aucune supériorité des autres techniques démontrée.....	29
b) Technique moins invasive	33
c) Faisabilité et reproductibilité	33
d) Coût.....	33
6. Objectifs de l'étude	34
II. PATIENTS ET METHODE.....	35
1. Type d'étude	35
2. Technique chirurgicale	35
3. Population	35
4. Matériel implanté	36
a) Tiges fémorales	36
b) Têtes.....	37
c) Cotyle sans ciment.....	37
5. Bilan d'imagerie	38
a) A quel moment ?.....	38
b) Comment ?.....	38
6. Logiciel de planification.....	38
7. Technique de planification	39
8. Quand était réalisée la planification ?	42
9. Analyse du positionnement des implants	43
a) Sélection des radiographies analysables.....	43
b) Analyse du positionnement du cotyle.....	45
c) Analyse du positionnement de la tige fémorale.....	47
10. Analyse statistique.....	48
III. RESULTATS	50
1. Population	50
2. Type d'implants.....	50
3. Radiographies	51
4. Résultats de la planification : La taille des implants.....	51

a)	Les tailles posées	51
b)	Concordance entre la planification et le matériel implanté	53
c)	Comparaison de la planification de la tige fémorale et du cotyle	57
d)	Comparaison de la planification des tiges cimentées et des tiges sans ciment.....	59
e)	Comparaison de la planification du cotyle standard et du cotyle à double mobilité 59	
f)	La planification du sénior comparé à celle de l'interne	60
g)	L'influence de l'IMC dans la planification.....	62
h)	L'influence de l'âge	63
5.	Résultats de la planification : Le positionnement des calques numériques	64
a)	Positionnement du cotyle	64
b)	Positionnement du centre de rotation	66
c)	L'enfoncement de la tige fémorale	68
6.	Résultats de la planification : Différence de positionnement entre planifié et réalisé 68	
a)	Le cotyle	68
b)	Le centre de rotation	70
c)	L'enfoncement de la tige.....	72
7.	Recherche d'une corrélation entre le positionnement de la tige et du cotyle.....	73
8.	Analyse des longueurs des membres inférieurs	73
a)	Comparaison des longueurs pré et postopératoires.....	73
b)	Analyse en fonction des objectifs préopératoires	74
IV.	DISCUSSION.....	76
1.	Limites de la radiographie standard	76
a)	Imprécisions liées à l'agrandissement radiographique	76
b)	Adaptations pour pallier ces imprécisions	79
c)	Imprécisions liées à l'appréciation de l'offset fémoral.....	80
d)	Imprécisions liées à l'appréciation de la position du centre de rotation.....	81
e)	Imprécision combinée de restitution de l'offset fémoral et du positionnement du centre de rotation	82
2.	Analyse de la concordance de taille.....	82
a)	Comparaison de nos résultats avec les autres séries	82
b)	Analyse des résultats concernant les tiges cimentées vs. sans ciment.....	83
c)	Différence liée à l'expérience	84
3.	Analyse du positionnement.....	84
a)	Positionnement du cotyle	84
b)	Positionnement du centre de rotation	85
c)	Positionnement de la tige.....	86
4.	Influence sur les longueurs.....	86
a)	Evaluation globale	86
b)	Influence du positionnement des implants	86
5.	Approximation de l'influence sur l'offset global	87
6.	Corrélation entre le positionnement de la tige et du cotyle	87
7.	Apport de l'EOS®	88
8.	Les limites techniques de cette étude.....	89
a)	La méthode de planification.....	90
b)	Les implants	90
c)	L'expérience de la voie d'abord.....	91
V.	CONCLUSION	92
VI.	BIBLIOGRAPHIE.....	93

LISTE DES ABRÉVIATIONS

PTH : Prothèse totale de hanche

ILMI : Inégalité de longueur des membres inférieurs

IMC : Indice de masse corporelle

2D : Deux dimensions

TDM : Tomodensitométrie

I. INTRODUCTION

L'objectif de l'arthroplastie de hanche est de supprimer les douleurs tout en permettant un retour à une activité normale. C'est une intervention chirurgicale de plus en plus fréquente.

En France, selon le Programme de médicalisation des systèmes d'information (PMSI), 1 049 637 arthroplasties de hanche (incluant les arthroplasties primaires par prothèse totale, les hémiarthroplasties primaires, et les arthroplasties de remplacement) ont été pratiquées entre 2008 et 2014 (1).

La demande fonctionnelle ne cesse d'augmenter avec un désir de hanche oubliée et la possibilité d'une reprise d'un sport ou d'un métier de force. De ce fait, il est indispensable de restaurer une biomécanique de la hanche la plus proche possible de la normale avec des performances des prothèses qui doivent être optimisées (2–4).

En ce sens, la longueur des membres inférieurs et l'offset de la hanche sont des paramètres qu'il faut impérativement prendre en considération lors de la réalisation d'une arthroplastie.

1. Objectif : Restituer l'anatomie

a) La longueur

1. Conséquences d'une inégalité de longueur

L'inégalité de longueur des membres inférieurs (ILMI) est un aléa de cette chirurgie pouvant avoir des conséquences fonctionnelles importantes.

Le taux d'inégalité de longueur postopératoire varie en fonction de son seuil de définition.

Aucun seuil de tolérance d'une ILMI après une prothèse de hanche n'a pu être défini de manière consensuelle. Celui de 1 cm semble être plus communément admis sans que cela ne soit vraiment démontré (5).

En effet, en utilisant le seuil de 1 cm, de nombreuses études ne mettent pas en évidence de différence en termes de satisfaction et de fonction (6).

De plus, il faut noter que plusieurs auteurs comme White et Dougall (7) n'ont pas retrouvé de différence en ce qui concerne la qualité de vie, la fonction, la satisfaction, même pour des allongements supérieurs à 1 cm. Ils vont jusqu'à émettre l'hypothèse que la longueur des membres inférieurs n'a pas d'importance.

Même si les conséquences fonctionnelles sont variables, cela reste la première cause de procédure après chirurgie de la hanche aux USA (8). en France, une étude de 2011, sur 104 plaintes déposées après une arthroplastie de hanche, montrait que les trois premières causes étaient l'infection (25,6%), les lésions nerveuses (17,4%) et l'inégalité de longueur des membres inférieurs (14%) (9). Ces conséquences sont largement étudiées et, dans la littérature, il est admis qu'elles peuvent être responsables de mauvais résultats avec notamment un risque de boiteries (10), de lésions nerveuses (11), de lombalgies (12) conduisant à une moins bonne satisfaction (13). Concernant la longévité de la prothèse, on peut déplorer une tendance à un descellement précoce (14,15) entraînant des reprises chirurgicales (16).

2. Méthode de mesure radiographique

Différentes techniques permettent de rechercher, par des examens d'imagerie, les inégalités de longueur. La méthode de Woolson et Harris (17) est l'une des plus utilisées et consiste à mesurer sur une radiographie du bassin de face la longueur de la perpendiculaire entre la ligne des U et le point le plus médial du petit trochanter pour chaque hanche.

Cependant, cette dernière permet de mesurer une différence au niveau des hanches si elle est réalisée dans des conditions strictes mais n'est pas systématiquement fiable car il existe d'autres causes d'inégalité de longueur. Un patient peut présenter une authentique inégalité de longueur des membres inférieurs alors que la distance entre les deux petits trochanters et la ligne des U est strictement équivalente. Par exemple, cela peut être dû à une attitude vicieuse en flexion donnant l'impression d'une hanche plus courte qu'elle ne l'est réellement ou encore si l'inégalité est due à un autre segment du membre inférieur.

b) L'offset fémoral

1. Qu'est ce que l'offset fémoral ?

L'offset fémoral est la distance entre le centre de rotation de la hanche et l'axe de la diaphyse, il traduit l'équilibre entre le poids du corps et la force de résistance fournie par les abducteurs de la hanche (18).

2. Traduction radiologique

L'offset fémoral correspond donc à la longueur de la perpendiculaire entre l'axe de la diaphyse et le centre de rotation (19).(Figure 1)

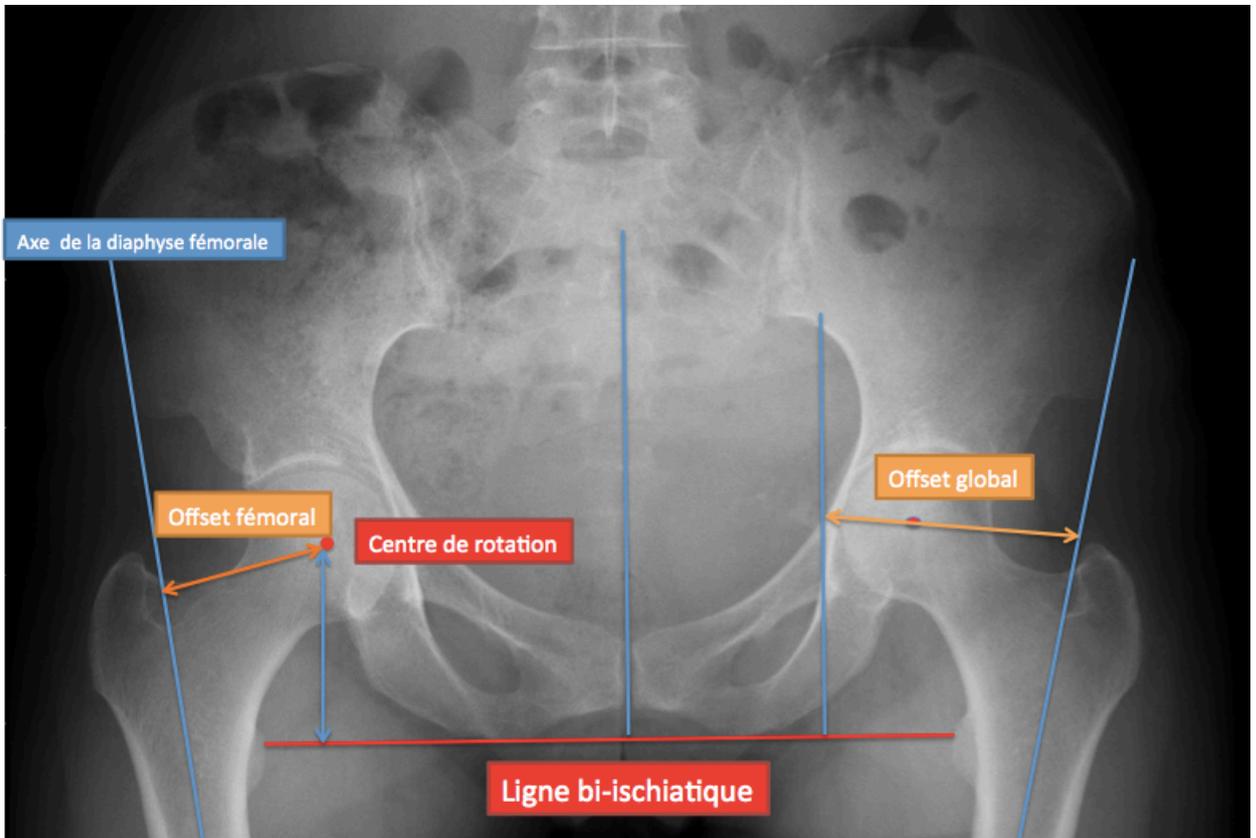


Figure 1 : l'offset fémoral et l'offset global

3. Importance de restaurer l'offset

La restauration de l'offset fémoral est un élément essentiel de la réussite de l'intervention à court et à long terme.

Lors de l'implantation d'une prothèse de hanche, la restitution de l'anatomie passe par le respect de la position du centre de rotation de la hanche et de l'offset fémoral (3,20).

La restauration de l'offset fémoral permet d'améliorer l'amplitude des mouvements articulaires et limite les risques de luxation prothétique (20).

Un offset respecté garantit donc un meilleur résultat fonctionnel bien que certaines études montrent que les patients sont satisfaits avec un offset augmenté (21).

A l'inverse, la modification de l'offset causé par une malposition des implants augmente le risque de luxation (22–28) tout comme l'effet came entre le col prothétique et la cupule (25,29,30), l'apparition d'ostéolyse péri-acétabulaire (25,31,32) ou encore la migration secondaire des implants (25). Fletcher et al. (33) ont rapporté une série de prothèses de hanche avec des tiges sur mesure où la reconstruction extra-médullaire était réalisée avec précision et le taux de survie de ces prothèses était supérieur aux résultats du registre suédois de l'époque.

De même, Sakalkale et al. (34) ont montré que l'usure des implants augmentait en cas de non-restitution de l'offset fémoral (dans des prothèses avec polyéthylène).

c) La balance de Pauwels

L'équilibre transversal du bassin en appui monopodal est schématisé ici par la balance de Pauwels (Figure 2). Il résulte de la compensation par les muscles abducteurs, et notamment le moyen fessier, de la force exercée par le poids du corps.

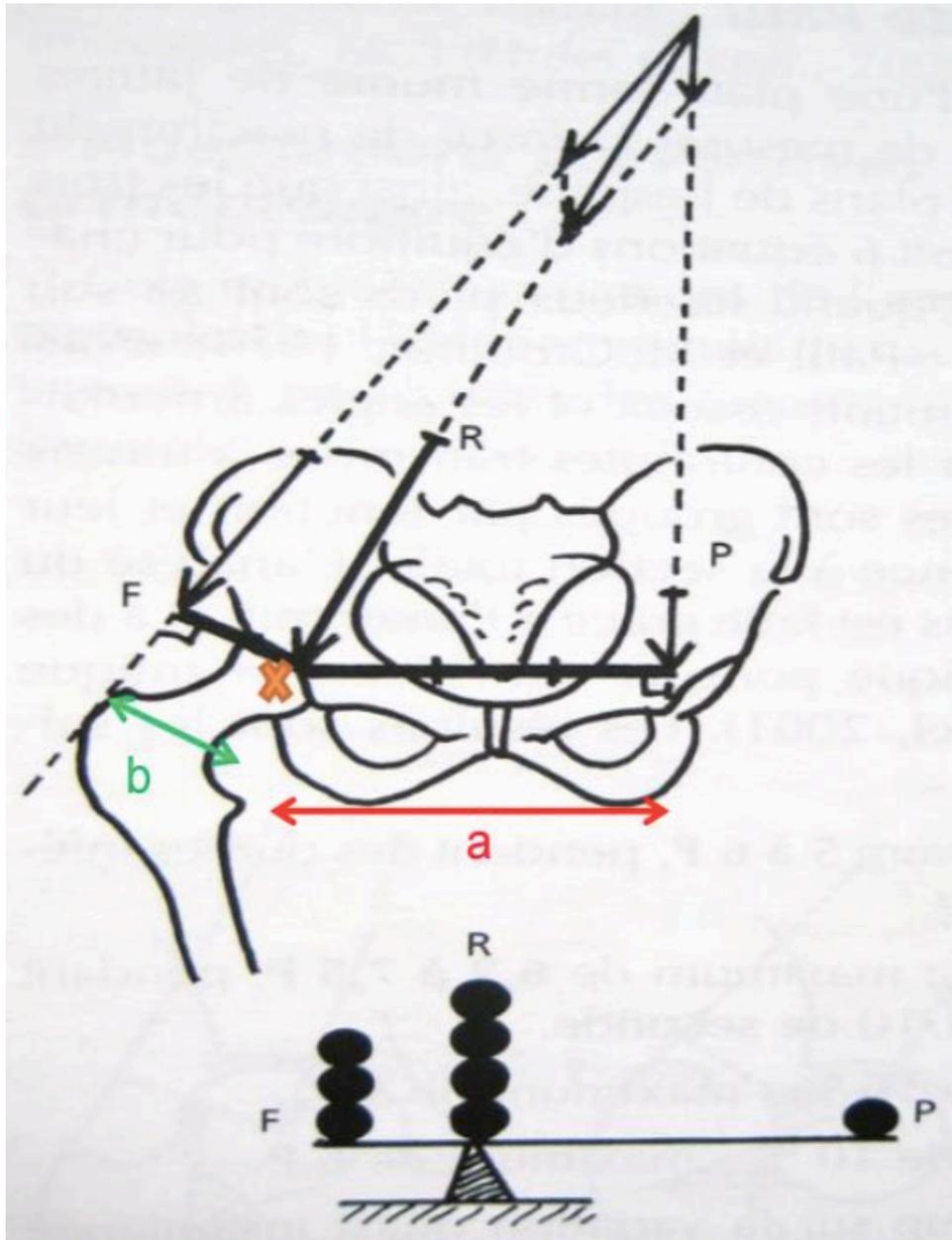


Figure 2 : La balance de Pauwels (Anatomie fonctionnelle de la hanche,

E.Poinsot, R.Ballas)

Si on considère :

- P : Poids du corps
- F : Force exercée par le moyen fessier (muscle abducteur)
- R : La résultante de ces forces

On met en évidence que le bras de levier du poids du corps sur la hanche est bien plus important que celui du moyen fessier. A l'équilibre, en appui monopodal, ces deux forces se compensent.

Mathématiquement à l'équilibre, pour maintenir le bassin stable on a :

- $P \times a = F \times b$
- $a = 3 b$
- $F = 3 P$ donc $R = 4P$

On peut donc en conclure qu'à l'équilibre, la force exercée par le moyen fessier est donc 3 fois supérieure à celle du poids du corps.

Mais aussi que la résultante des forces exercées sur la hanche est 4 fois supérieure au poids du corps au dessus de celle-ci.

En cas d'insuffisance du moyen fessier, par exemple après la pose d'une prothèse de hanche, on peut mettre en évidence une boiterie de Trendelenburg (b) qui se manifeste par une bascule du bassin du côté opposé au membre en appui (Figure 3).

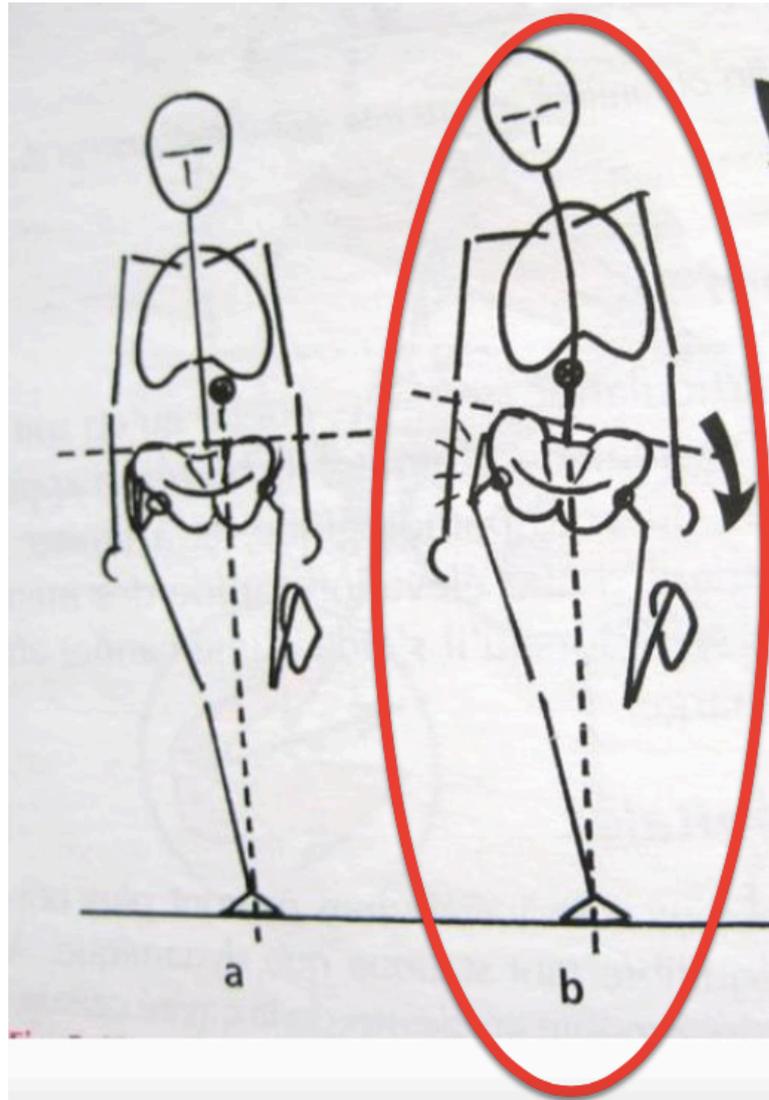


Figure 3 : a = Appui monopodal stable, b = Boiterie de Tredeburg

(Anatomie fonctionnelle de la hanche, E.Poinsot, R.Ballas)

Le cas de figure décrit précédemment concerne un fémur avec un angle cervico-diaphysaire dans les limites de la normale, soit d'environ 125°.

L'équilibre transversal du bassin en appui bipodal résulte d'une oscillation permanente de gauche à droite par compensation mutuelle des muscles abducteurs

(Moyen et Petit fessiers ainsi que le Tenseur du fascia lata) et adducteurs de la hanche (Long, Petit et Grand adducteurs, gracile et pectiné).

Ci-après, des exemples en appui bipodal, le poids du corps centré par rapport au bassin.

En cas de coxa valga, le bas de levier des stabilisateurs latéraux (Moyen fessier) est encore plus faible, c'est la raison pour laquelle la force qui doit être déployée est encore plus importante (au moins 4 fois le poids du corps).

A l'inverse, en cas de coxa vara, le bras de levier est plus important et donc la force stabilisatrice compensatrice du poids du corps est moins importante (environ 1,5 fois).

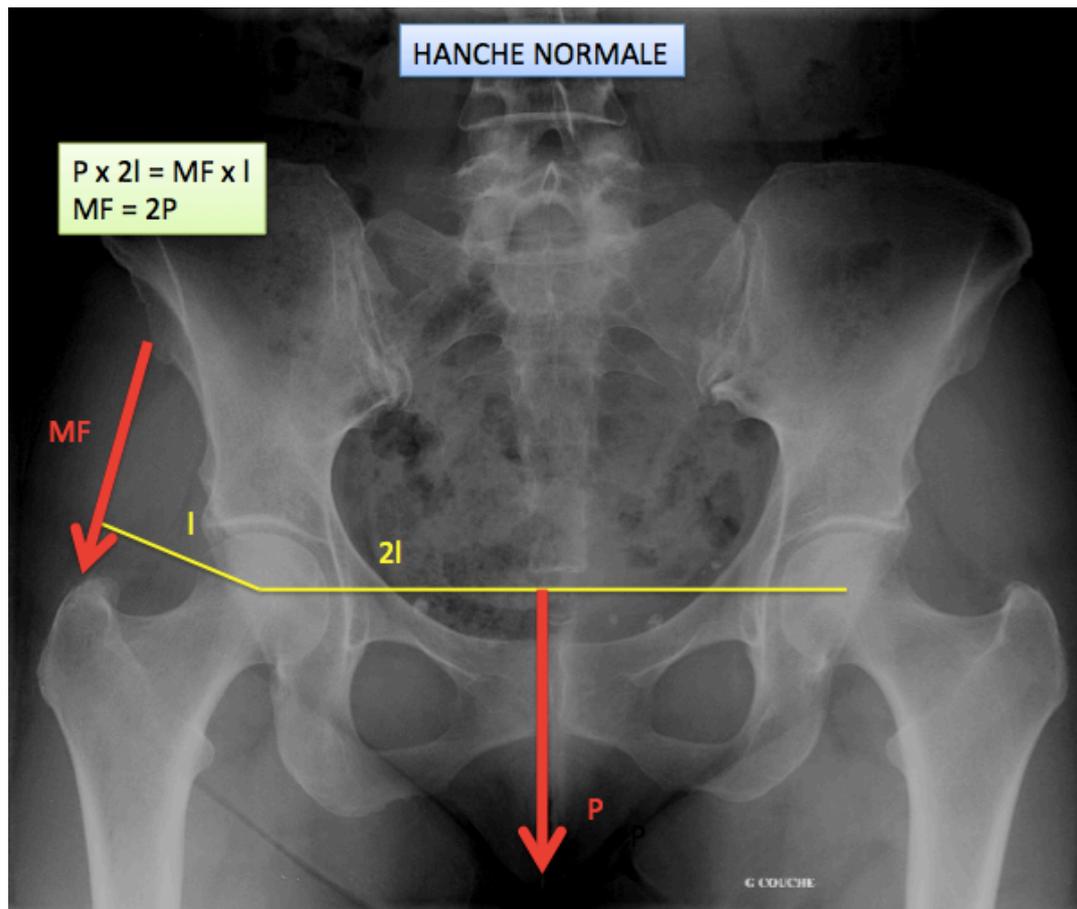


Figure 4 : Balance de Pauwels en appui bipodal sur une hanche normale

Hanche normale : Ici la force développée par le moyen fessier est 2 fois plus forte que celle exercée par le poids du patient (Figure 4)

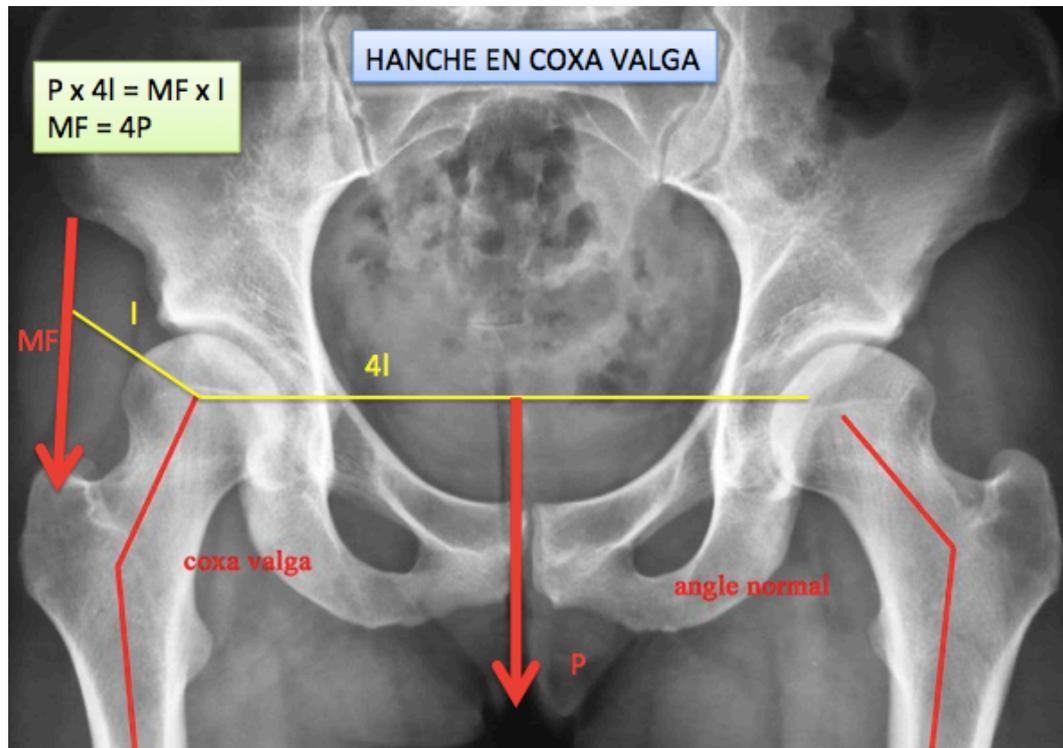


Figure 5 : Balance de Pauwels en appui bipodal sur une hanche en coxa valga

Coxa valga : Le bras de levier du moyen fessier est plus faible, il doit développer une force 4 fois supérieure au poids (Figure 5).

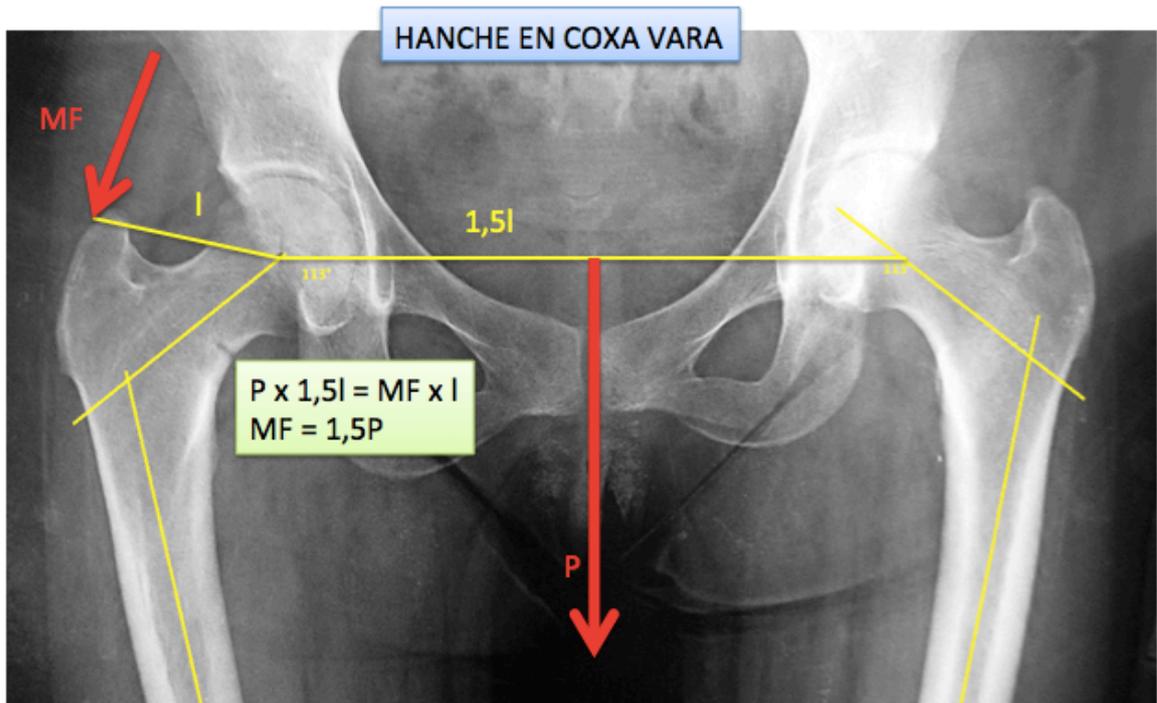


Figure 6 : Balance de Pauwels en appui bipodal sur une hanche en coxa vara

Coxa vara : Le bras de levier du moyen fessier se rapproche de celui du poids du corps, il doit exercer une force 1,5 fois plus importante (Figure 6).

Toutes ces valeurs sont des approximations mais reflètent l'importance de restituer l'anatomie et de respecter les muscles, notamment le moyen fessier, lors de la chirurgie.

En effet, la modification de l'offset naturel du patient lors de l'implantation d'une prothèse de hanche conduit à déstabiliser cette balance et peut mener à une boiterie ou une fausse impression d'inégalité de longueur.

Par exemple, une latéralisation excessive lors de la pose de la prothèse entraîne une mise en tension des muscles et notamment du moyen fessier qui sera

soulagée par une position en abduction et donc donner une fausse impression d'inégalité de longueur tandis que l'analyse radiographique objectiverait des longueurs identiques.

2. Contrôle peropératoire de ces objectifs

a) La longueur

Par voie postérieure, il y a plusieurs méthodes permettant d'évaluer les longueurs en peropératoire :

- La comparaison de la symétrie des rotules talons au même niveau
- La manœuvre du piston (décoaptation de la tête fémorale lors de traction sur le membre en extension)
- Le Ober test (manœuvre d'extension de hanche genou fléchi à 90°) qui évalue la rétraction ou tension des tissus capsulo-ligamentaires et musculaires antérolatéraux de la hanche.

L'étude de Rice en 2014 (35) compare différentes méthodes de mesure peropératoire des longueurs. Elles comportaient toutes des limites notamment liées à l'anesthésie et la curarisation. Cependant, la meilleure corrélation entre l'évaluation peropératoire et les radiographies postopératoires était retrouvée pour la tension des parties molles et notamment le test du piston.

Par voie antérieure sur table orthopédique, le chirurgien peut cliniquement avoir une approximation de la longueur en testant la tension des parties molles avec la manœuvre du piston. Du fait des limites de cette méthode et de l'absence de

méthodes alternatives fiables, cela ne semble pas suffisant pour éviter les inégalités postopératoires.

b) L'offset

De même, l'évaluation peropératoire par voie antérieure sur table orthopédique de l'offset est basée sur l'analyse de la tension des parties molles et notamment du moyen fessier, ce qui ne semble pas être une méthode fiable.

3. Pourquoi planifier ?

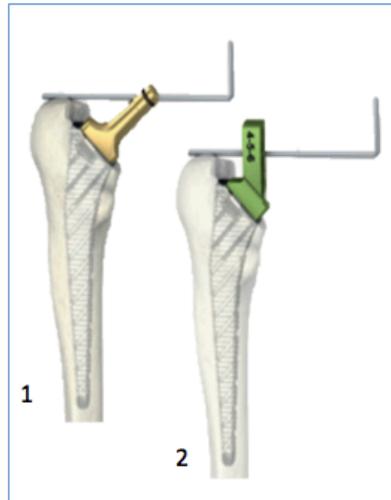
Du fait du grand nombre de critères nécessaires à la réussite de l'intervention, la planification de la chirurgie trouve toute sa place notamment dans l'aide qu'elle apporte pour contrôler la restitution de l'anatomie : la longueur et l'offset.

a) Une aide pour le contrôle des longueurs

1. Un contrôle de la hauteur de la tige

1) L'index trochantérien

Il s'agit d'utiliser un outil permettant de reproduire en peropératoire une mesure de hauteur planifiée en préopératoire. Le repère est la projection du centre de rotation de la tige perpendiculairement à son axe, la hauteur est alors appréciée en fonction de sa position par rapport au sommet du grand trochanter (Figures 7-8).



Une mesure de hauteur de centre de tête par rapport au sommet du grand trochanter peut être réalisée et comparée à la planification :

- La barre de mesure de hauteur se positionne dans l'orifice prévu à cet effet et situé sur l'embout (1) ou encore à l'aide d'un mesureur de hauteur multicol (2)
- La hauteur du centre de tête correspond à un col moyen

Figure 7 : La mesure peropératoire de l'index trochantérien (Technique opératoire, Corin®)

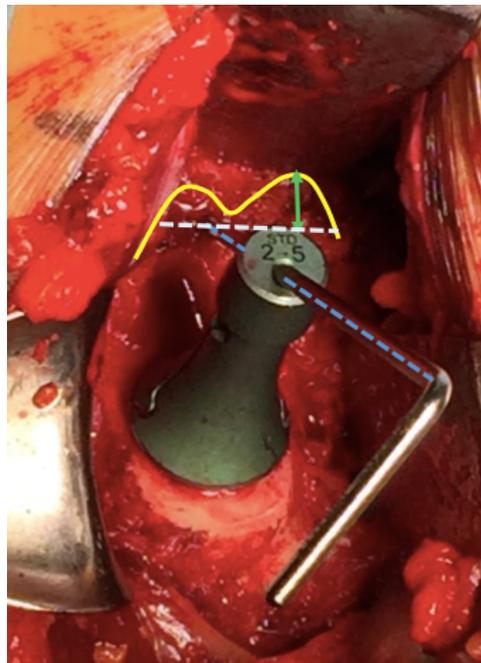


Figure 8 : Image peropératoire (Cours de hanche MIS)

2) La hauteur de coupe du col fémoral

De même la hauteur de coupe est planifiable, ce qui permet d'avoir un contrôle précis en peropératoire de l'enfoncement de la tige fémorale (Figure 9).

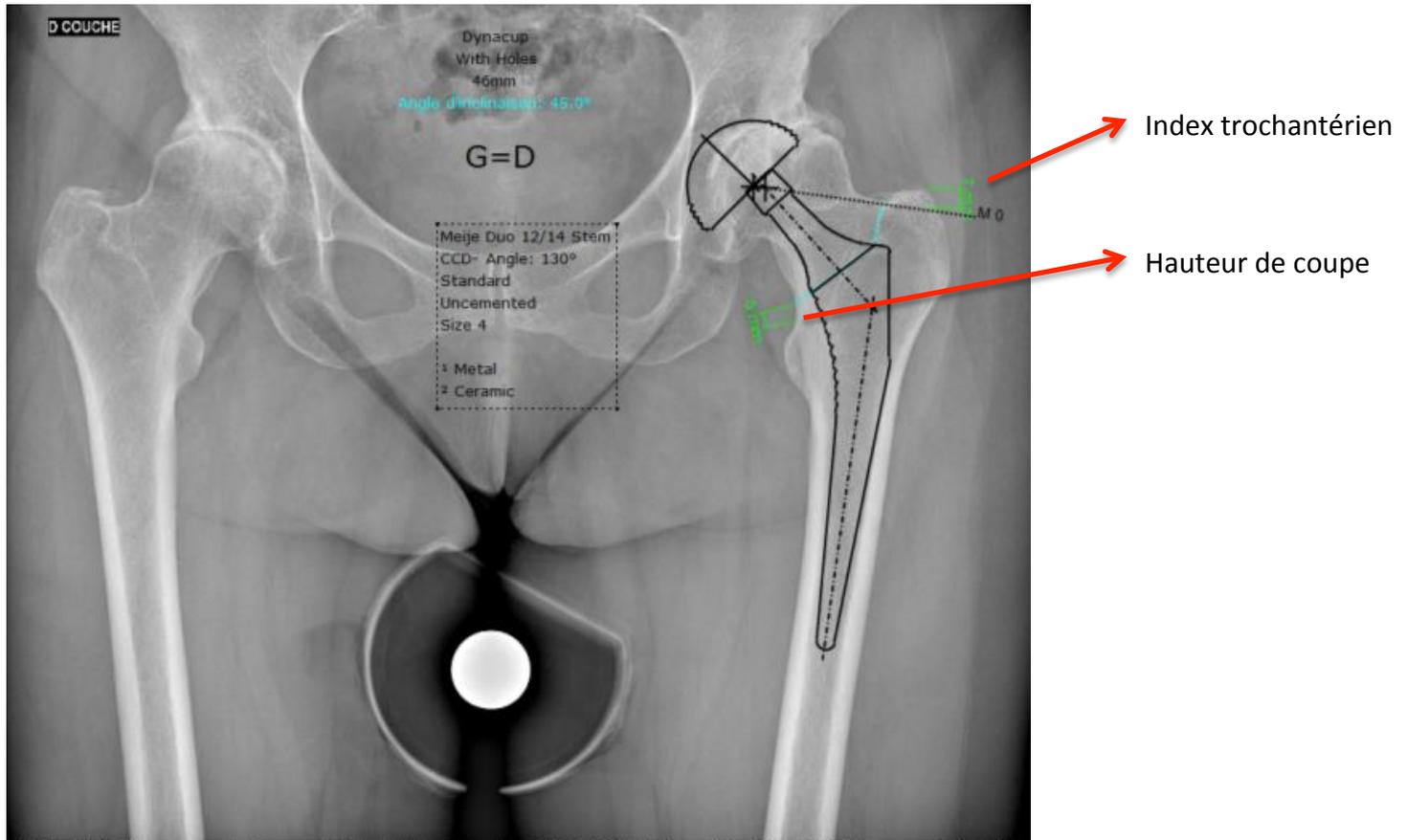


Figure 9 : Planification préopératoire de la hauteur de coupe et de l'index trochantérien

2. Un contrôle du positionnement du cotyle

1) Par rapport au U radiologique

Le calque du cotyle indique son positionnement par rapport au U radiologique qui est repérable en peropérateur.

2) Par la quantité d'os fraisé

En calquant, il est possible de déterminer approximativement la quantité d'os à fraiser pour creuser comme voulu et ainsi positionner l'implant conformément à la planification.

b) Une aide pour la restitution de l'offset

Par l'aide que représente la planification dans le contrôle peropérateur du positionnement des implants, elle semble utile pour restituer l'anatomie du patient et donc les propriétés mécaniques de la hanche.

En cela, elle est une aide pour contrôler la restitution de l'offset et pour éviter une déstabilisation de la balance de Pauwels.

4. Comment planifier : Historique et techniques de planification des prothèses de hanche

De nombreuses équipes chirurgicales se sont penchées sur différentes méthodes de planification.

Leurs objectifs sont d'anticiper les difficultés chirurgicales en rapport avec l'anatomie du patient et de permettre de prévoir la taille des implants et leur positionnement qui permettra de rétablir l'offset fémoral, le centre de rotation de l'articulation et la longueur du membre inférieur.

a) Planification 2D avec calques

La planification préopératoire des prothèses de hanche était initialement réalisée à l'aide de calques à l'échelle sur les radiographies tirées sur film (Figure 10). C'est en 1975 que John Charnley et Maurice E. Muller ont décrit cette technique (36,37).

Muller et Eggli (37,38) ont mis au point une méthode basée sur l'utilisation d'abaques d'implants superposés à la radiographie du bassin de face couché, centrée sur la symphyse pubienne incluant le tiers proximal du fémur. Les hanches devaient être en rotation neutre, rotule au zénith avec une source de rayon X à 1m50 permettant un agrandissement de 115% (identique aux abaques). La tangente aux bords inférieurs des deux "U" radiologiques matérialisait l'horizontal et ainsi le chirurgien pouvait planifier ses implants en positionnant les calques de manière à restituer au plus précis l'anatomie du patient.



Figure 10 : Planification à l'aide de calques sur film

Plusieurs études ont été menées pour déterminer l'apport de cette planification. C'est comme cela qu'en 1992, Jonathan et al. (39), sur une série de 110 prothèses de hanche consécutives, ont démontré notamment que l'utilisation de ces calques dans la planification permettait d'obtenir une concordance de taille moyenne pour le cotyle de 62% avec une précision plus importante pour la planification des tiges cimentées que pour celles sans ciment (78% vs. 42%).

De même, en 1995, Carter et al. (40) ont obtenu une précision pour des tiges sans ciment de 90% à une taille près avec 50% de taille exacte sur une série de 74 prothèses. Ils ont aussi démontré que la précision augmente avec l'entraînement.

b) Planification 2D Numérique

Toujours dans un souci d'une plus grande précision, certains ont cherché à montrer que la planification directement sur ordinateur à l'aide de calques numériques sur des radiographies calibrées permettait d'obtenir une concordance plus importante. C'est ainsi que plusieurs logiciels ont vu le jour permettant ainsi de réaliser une planification par ordinateur avant l'intervention. L'agrandissement est ainsi plus facile à contrôler. Une fois l'image calibrée à l'aide d'une bille radio opaque dont le diamètre est connu, le logiciel peut donc adapter la taille des calques numériques en fonction de l'agrandissement (Figure 11).

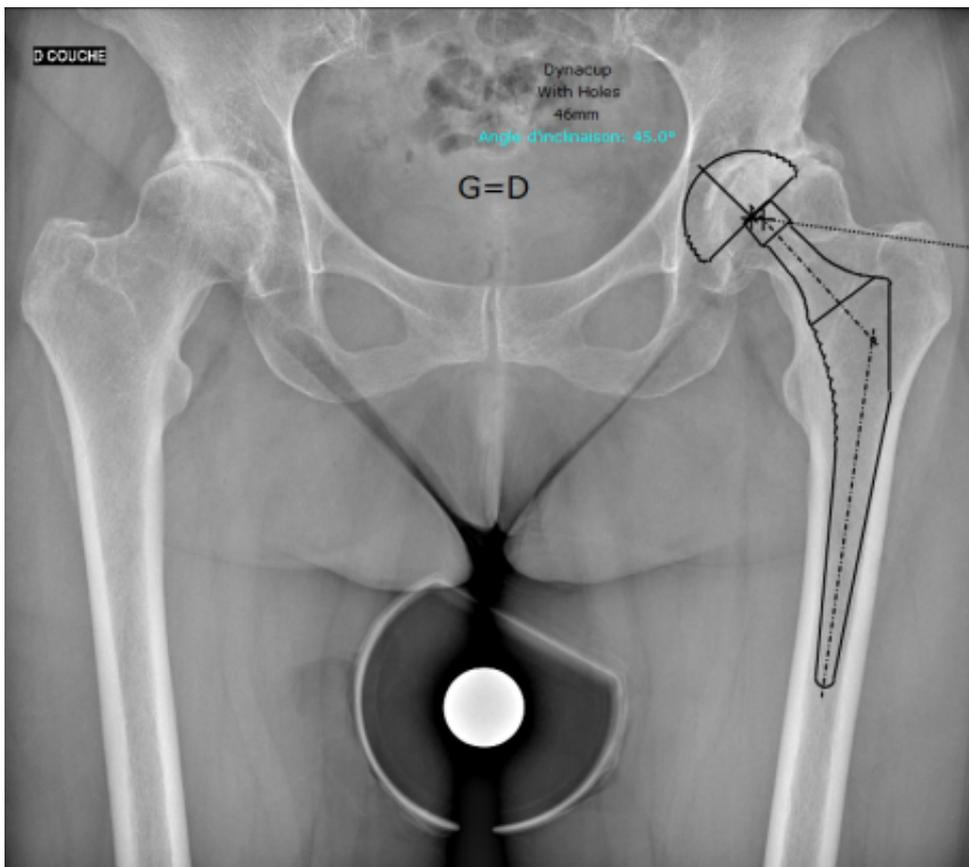


Figure 11 : Calque numérique à l'aide du logiciel Mediacad®

Efe et al. en 2011 (41) ou encore Shaarani en 2013 (42) ont démontré une bonne fiabilité de cette méthode avec une précision à une taille de 82,3% à 98% pour la tige et de 77,5% à 80% pour le cotyle. Efe et al (41) n'ont pas mis en évidence de différence entre les opérateurs.

c) Planification 3D par Scanner

Certains auteurs ont voulu pallier certaines limites de la planification 2D comme le fait qu'elle ne prenne pas en compte la densité osseuse (une faible densité osseuse expose à un risque de fracture ou encore à un défaut de fixation de l'implant), qu'elle ne permette pas d'analyser l'antéversion acétabulaire et fémorale, qu'elle a tendance à sous estimer l'offset fémoral de l'ordre de 3,5 +/- 2,6mm (43) (du fait de l'antéversion fémorale et d'une attitude en rotation externe causée par la raideur empêchant ainsi de dérouler le col fémoral et donc d'en mesurer l'offset) ou encore que la dimension médiolatérale du canal fémoral, référence pour la planification de la tige, n'est pas corrélée systématiquement à celle antéropostérieure (44).

La technique repose donc sur la réalisation d'un scanner faible dose. L'analyse 3D des longueurs est effectuée pour obtenir l'objectif d'allongement (Figure 12), celle de la densité osseuse pour déterminer le morphotype fémoral (Figure 13) et celui du cotyle (Figure 14) et l'analyse du plan pelvien pour calculer l'antéversion acétabulaire. Il en est déduit le centre de rotation natif de la hanche et ainsi sont déterminés le choix et la position des implants.

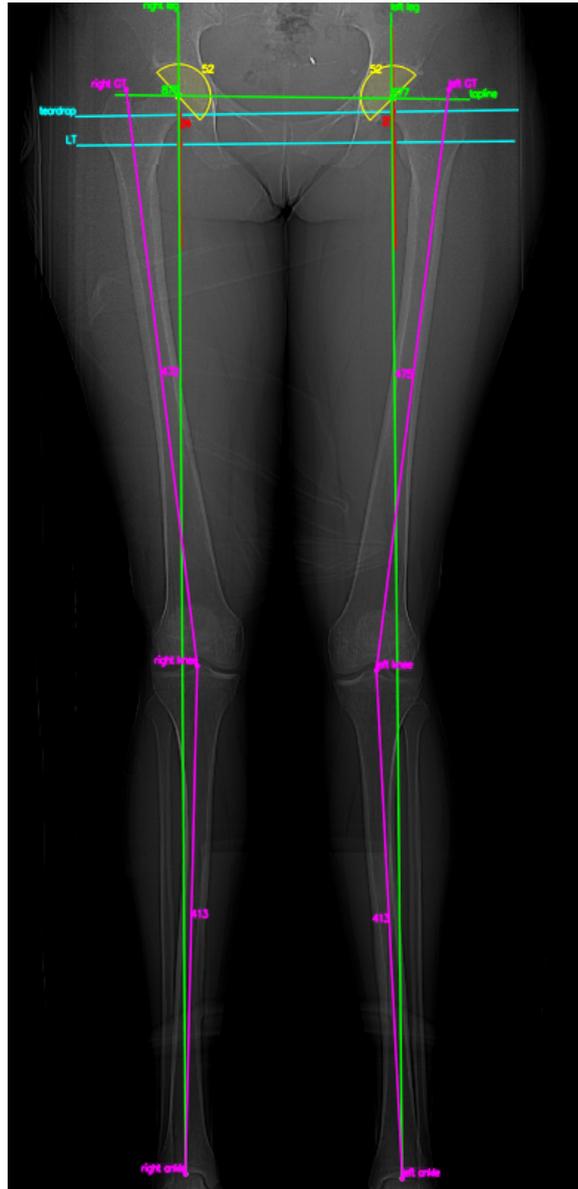


Figure 12 : Détermination des longueurs préopératoires sur le Scout View

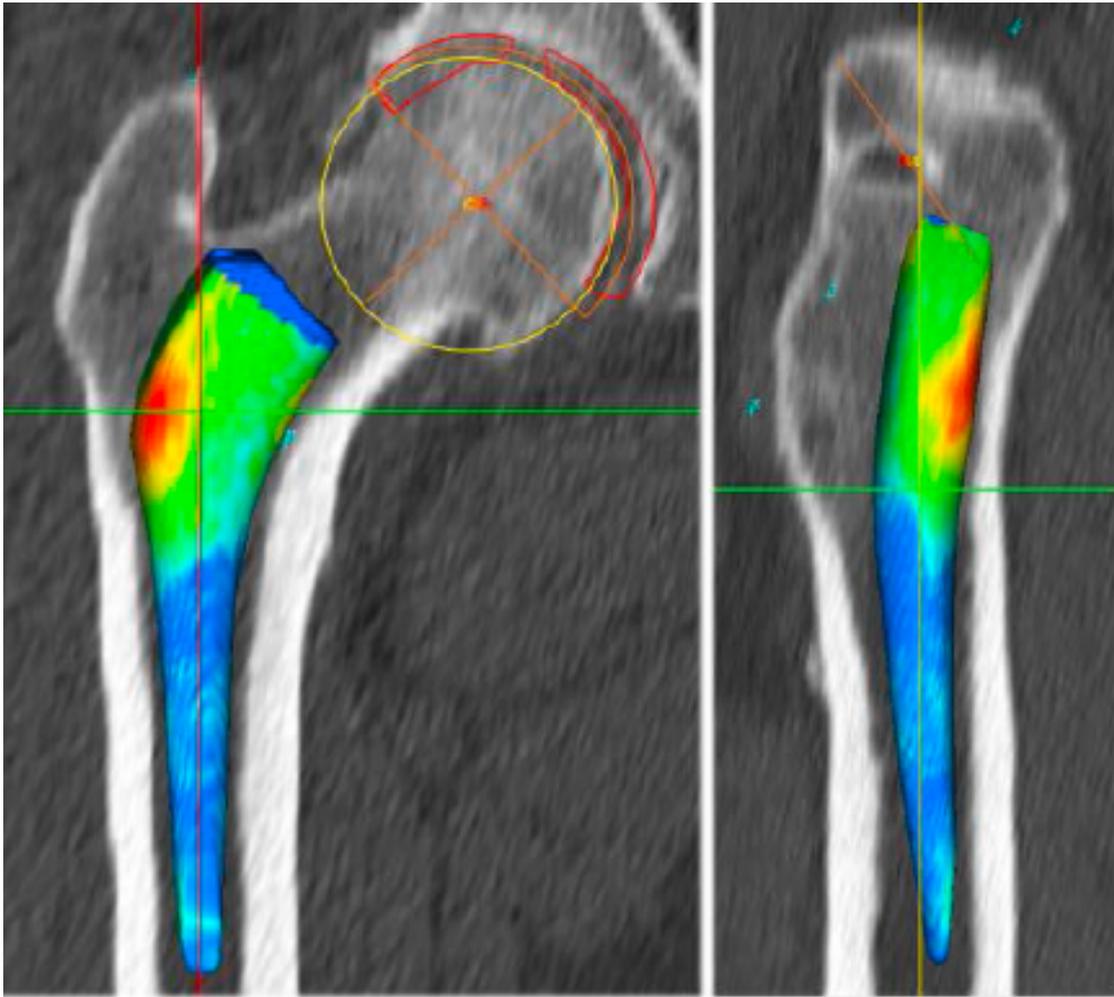


Figure 13 : Simulation de la tenue osseuse de la tige fémorale (45)

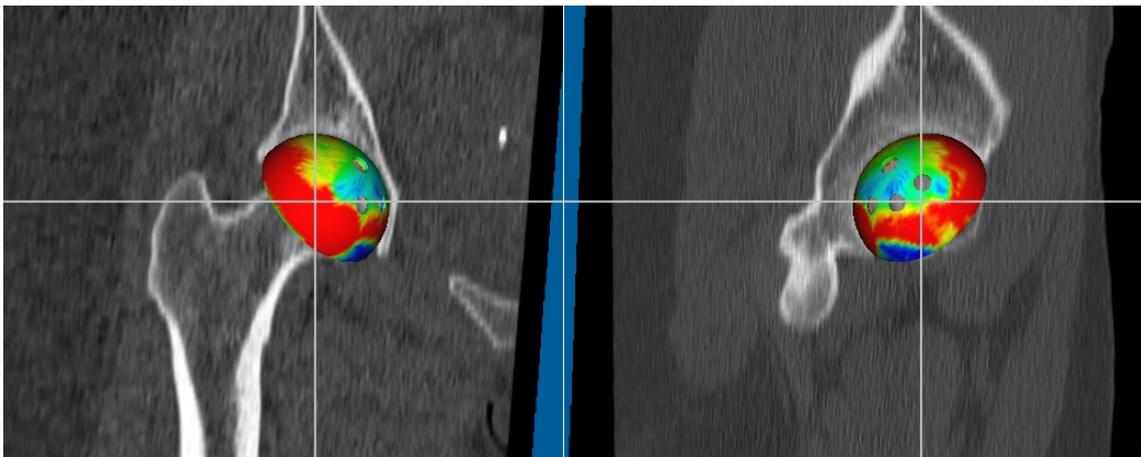


Figure 14 : Simulation de la tenue osseuse du cotyle (45)

La planification 3D à l'aide d'un scanner préopératoire a été analysée en 2009 par Sariali et al. (46). En effet, sur une série de 223 prothèses de hanche non cimentées, ils ont démontré que la précision était très importante que ce soit pour la tige (94%) ou encore le cotyle (86%) ainsi que pour la combinaison des deux (86%). Ils ont, de même, étudié la position des implants et ont obtenu une grande précision de l'ordre du millimètre pour les coordonnées du centre de rotation.

Dans leur série, le centre de rotation était restauré avec une précision de 0,73 mm en hauteur et 1,2 mm en médiolatéral par rapport à la planification. Les longueurs étaient, quand à elles, restaurées avec une précision de 0,3 mm et l'offset fémoral de 0,8 mm.

d) Prothèses de hanches Naviguées

Certains chirurgiens se sont aussi lancés dans l'implantation de prothèses totales de hanche à l'aide d'une technique de navigation basée sur le scanner. Kitada et al. en 2011 (47), rapportent des résultats encourageants avec une analyse de la tige fémorale mettant en évidence une précision inférieure à 1° en ce qui concerne l'antéversion et le positionnement dans le plan frontal. De même, les longueurs des membres étaient respectées, en effet, la différence de longueur postopératoire moyenne était de $1,3 \pm 4,1$ mm (-6 à 10 mm).

5. Pourquoi choisir de planifier en 2D Numérique ?

a) Aucune supériorité des autres techniques démontrée

A la lumière des analyses de ces différentes techniques, aucune n'a réellement montré une supériorité sur tous les critères par rapport aux autres et les résultats sont bien souvent contradictoires.

Bien que la précision de la planification 3D semble plus importante, sa mise en place en pratique courante et la dose d'irradiation nécessaire sont un frein à sa généralisation.

La planification 2D numérique ne semble pas être inférieure aux autres techniques. Chaque méthode semble présenter des avantages avec, cependant, une fiabilité qui n'est jamais parfaite, que ce soit dans la prédiction de la taille ou du positionnement.

Tant que la corrélation à taille exacte n'est pas de 100%, il faut garder un esprit critique en analysant les différentes techniques.

1. Planification numérique vs. Calques sur film

Des études ont tenté de montrer la supériorité d'une approche numérique par rapport aux techniques précédentes. Les résultats sont discordants.

En effet, Della Valle en 2007 (48) a montré une précision plus importante de la méthode sur film par rapport à la celle numérique pour la planification du cotyle tandis que Gamble en 2010 (49) a démontré l'inverse. Ils sont cependant en accord sur l'équivalence des deux techniques quant à la précision pour la taille de la tige.

Bertram et al. en 2007 (50) ont montré que la planification numérique était plus précise que celle sur film pour le cotyle (81% vs. 69%).

Petretta et al. en 2015 (51) concluent que la méthode sur film est plus précise pour la tige (75% contre 60%), plus rapide (119 s contre 154 s) et sans aucune variabilité interopérateur.

Ces différents résultats sont contradictoires mais montrent cependant une bonne fiabilité de ces techniques.

2. L'apport de la planification 3D

Bien que l'équipe de Sariali en 2009 (46) ait démontré une bonne fiabilité de cette technique, d'autres équipes se sont penchées sur l'analyse du positionnement des implants.

Elbuluk et al. (52) ont analysé la position de la pièce acétabulaire sur une série de 93 prothèses de hanche après une planification 3D à l'aide d'un scanner. L'implantation était réalisée à l'aide du robot MAKOplasty Total Hip Application (Stryker®, Mahwah, New Jersey), par voie d'abord postérieure.

La pièce acétabulaire était planifiée à 40° d'inclinaison dans le plan frontal, 20° d'antéversion avec le U radiologique positionné à 6 heures (Figure 15).

Le positionnement du cotyle était analysé à la fois par sa couverture osseuse mais aussi par son alignement par rapport au ligament transverse. En effet, certaines études montrent une diminution jusqu'à 0,6% du taux de luxation en cas d'alignement de la cupule avec le ligament transverse (53,54).

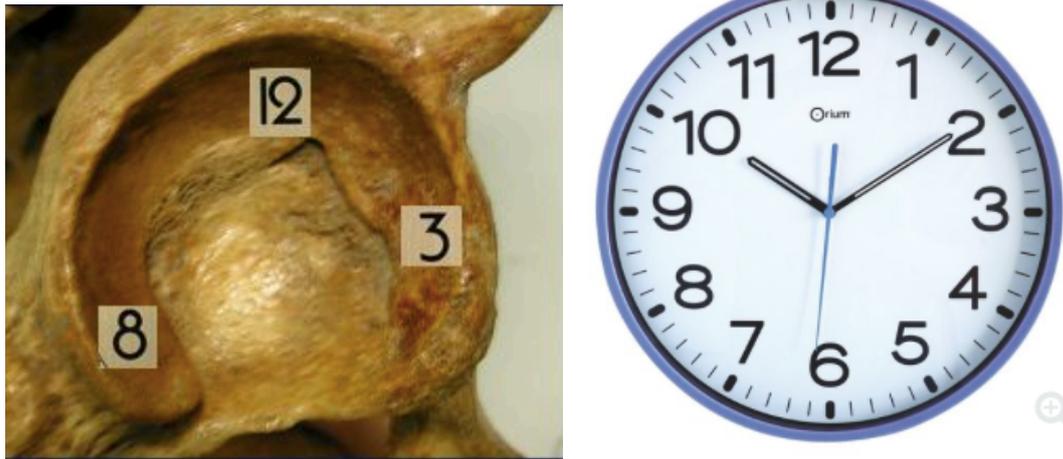


Figure 15 : Cadran horaire pour une hanche droite

Les résultats montrent qu'un défaut de couverture osseuse était mis en évidence entre 9 heure et 1 heure à droite et 11 heure et 3 heure à gauche avec seulement 46% des pièces positionnées au niveau du U radiologique (Figures 16 et 17).

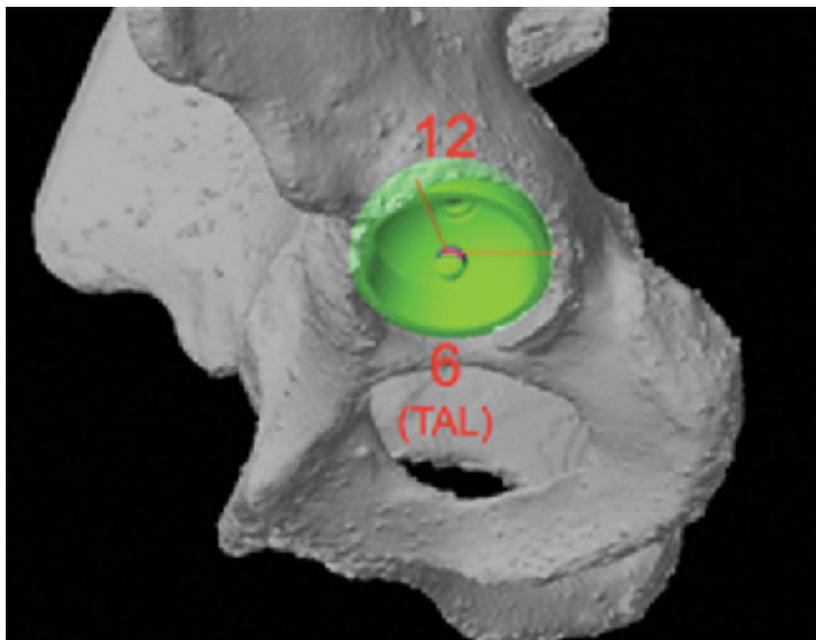


Figure 16 : Analyse scanner du positionnement du cotyle (TAL : Ligament transverse)(52)

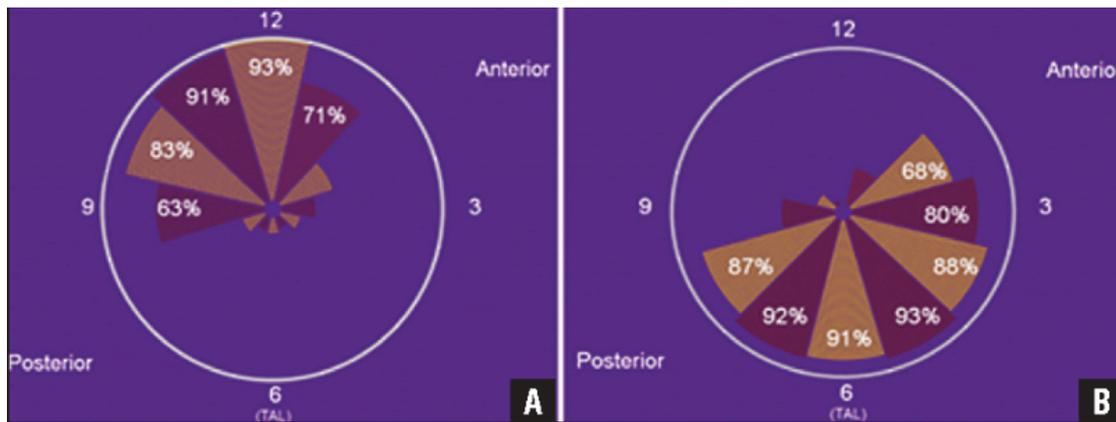


Figure 17 : Pour une hanche droite (52)

- A : Défaut de couverture du cotyle
- B : Couverture du cotyle

Par rapport au ligament transverse, la version de la pièce acétabulaire était jugée alignée dans 76 %, rétroversée dans 16% et antéversée dans 8%.

La planification est donc fiable concernant la taille. Cependant, en l'absence d'utilisation d'outils objectifs tel que le robot, les critères de vérification opératoires de couverture et d'alignement par rapport au ligament transverse ne permettent pas de garantir un positionnement parfait.

En effet, dans le cas précédant, on s'aperçoit qu'en planifiant le cotyle dans une position standard jugée optimale et en le positionnant avec la plus grande fiabilité grâce au robot, les variabilités sont très importantes.

La comparaison de cette technique avec la planification en 2D numérique a été réalisée en 2012 par Sariali et al.(45) avec une préférence pour la planification 3D. Cependant les implants n'étaient pas les mêmes dans les deux groupes rendant l'interprétation des résultats peu fiable.

b) Technique moins invasive

La planification 2D Numérique est moins invasive que la méthode naviguée et limite l'irradiation des patients comparé à la technique en 3D scanner.

En effet, le protocole scanner entraine une irradiation de 5 mSv (55) et les radiographies standard de 2,7 mSv.

c) Faisabilité et reproductibilité

Cette technique est accessible, car elle ne nécessite qu'une radiographie standard du bassin de face et de la hanche calibrée, ce qui est possible dans tous les centres équipés d'un service de radiologie et d'un logiciel de planification.

Dans l'état actuel des choses, il serait difficile de faire pratiquer, dans un centre ayant un volume très important de prothèses de hanche, un scanner à chaque patient la veille de l'intervention avant la planification. Cet aspect pratique, bien que secondaire, constitue pour le moment un obstacle à la généralisation de cette technique.

d) Coût

La méthode 2D numérique est moins onéreuse. En effet, les seuls frais engagés sont ceux des radiographies standard et de la licence du logiciel de planification. Elle permet, en effet de faire l'économie de l'impression des calques pour chaque patient dans les centres qui planifient sur film ou encore représente un investissement moins important qu'un scanner.

6. Objectifs de l'étude

L'objectif principal de ce travail est de montrer que l'utilisation d'une planification 2D numérique est un outil peu invasif et fiable pour prévoir la taille et le positionnement des implants.

Nous considérons que l'intérêt de la planification se retrouve dans l'influence qu'elle peut avoir au cours du geste chirurgical. Connaître la taille la plus probable des implants ainsi que leur positionnement par rapport à des repères anatomiques facilement repérables au cours de l'intervention (U radiologique pour la pièce cotyloïdienne ou les sommets des trochanters pour la tige fémorale) permet au chirurgien de restaurer l'anatomie du patient avec une plus grande fiabilité.

Les objectifs secondaires étaient, en ce qui concerne la taille des implants, d'analyser :

- L'existence d'une différence entre les tiges cimentées et les tiges sans ciment,
- Une différence de précision de planification entre le Sénior et l'interne,
- Une influence de l'IMC des patients,
- Une influence de l'âge des patients.

En ce qui concerne la position des implants nous avons cherché à analyser si :

- Les longueurs étaient restituées en postopératoires,
- La modification du positionnement du cotyle était compensée par une modification du positionnement de la tige fémorale

II. PATIENTS ET METHODE

1. Type d'étude

Pour analyser cette méthode, nous avons procédé à une étude de cohorte prospective menée du 5 janvier 2018 au 27 mars 2018 au centre Hospitalier Diaconesses Croix Saint-Simon.

Les prothèses de hanche étaient implantées par une équipe de 5 chirurgiens séniors expérimentés. Les planifications étaient réalisées par des internes en chirurgie orthopédique ainsi que par des chirurgiens titulaires confirmés.

2. Technique chirurgicale

La technique chirurgicale utilisée par l'ensemble de l'équipe était reproductible et basée sur une voie d'abord antérieure de Hueter-Gaine sur table orthopédique.

3. Population

Etaient inclus les patients devant être opérés d'une prothèse totale de hanche de première intention de plus de 18 ans et étaient exclus les patients mineurs, ceux opérés pour une fracture du col fémoral ou encore les chirurgies de reprise.

4. Matériel implanté

a) Tiges fémorales

Deux tiges fémorales différentes ont été implantées dans cette série (Figure 18) :

- Sans ciment - Meije Duo™ - Corin : Tige autobloquante à section quadrangulaire avec pour spécificité une longueur de col variant avec la taille selon 3 paliers.
- Cimentées - Océane+™- Corin : Tige basée sur le modèle de référence de Charnley-Kerboull avec une croissance homothétique des implants (augmentation à chaque taille de la longueur du col et de la tige).



Meije Duo™

Océane+™-

Figure 18 : Tiges fémorales

b) Têtes

Plusieurs tailles de têtes étaient disponibles permettant de jouer sur la longueur de col.

Étaient disponibles des têtes en céramique de plus ou moins 3,5 ou 4 mm et des têtes en métal plus courtes de 2 ou 5 mm ou plus longues de 3 ou 5 mm.

c) Cotyle sans ciment

L'ensemble des cotyles de cette série était impacté, soit standard soit à double mobilité (Figure 19).

- Standard : Dynacup™ - Corin
- Double mobilité : Dual Mobility™ - Corin



Dynacup™

Dual Mobility™

Figure 19 : Cotyles

5. Bilan d'imagerie

a) A quel moment ?

Le bilan d'imagerie était réalisé à l'entrée des patients dans le service, la veille de l'intervention.

b) Comment ?

Il consistait en la réalisation d'une radiographie numérique sur capteur plan :

- Bassin de face à 100%
- Décubitus dorsal
- Membres inférieurs en rotation interne de 20° (rotation interne maximale chez les patients présentant une raideur de hanche ne leur permettant pas d'atteindre les 20°)
- Bille radio opaque de 28 mm permettant de calibrer l'image, posée dans une boîte entre les jambes du patient.

Ainsi qu'une radiographie de la hanche de profil avec le même agrandissement

6. Logiciel de planification

Le logiciel de planification utilisé était le logiciel MediCAD® version 4.0 (HECTEC GmbH, Landshut, Germany).

7. Technique de planification

Les radiographies du bassin de face ainsi que celles de profil étaient chargées sur le logiciel, calibrées grâce à la bille 28 entre les jambes comme vu précédemment (Figure 20).

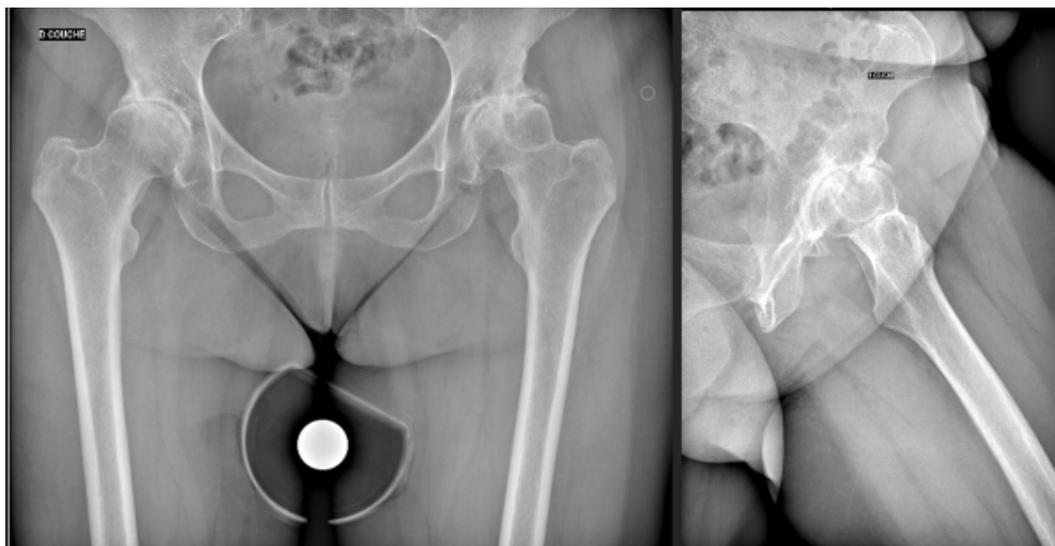


Figure 20 : Bilan radiographique avec bille chargée sur le logiciel MediCAD®

Les longueurs étaient analysées selon la méthode de Woolson et Harris (17) et précisées sur la radiographie.

Puis, la planification était réalisée à l'aide des calques numériques calibrés à partir du logiciel. Plusieurs étapes étaient réalisées (Figures 21-25) :

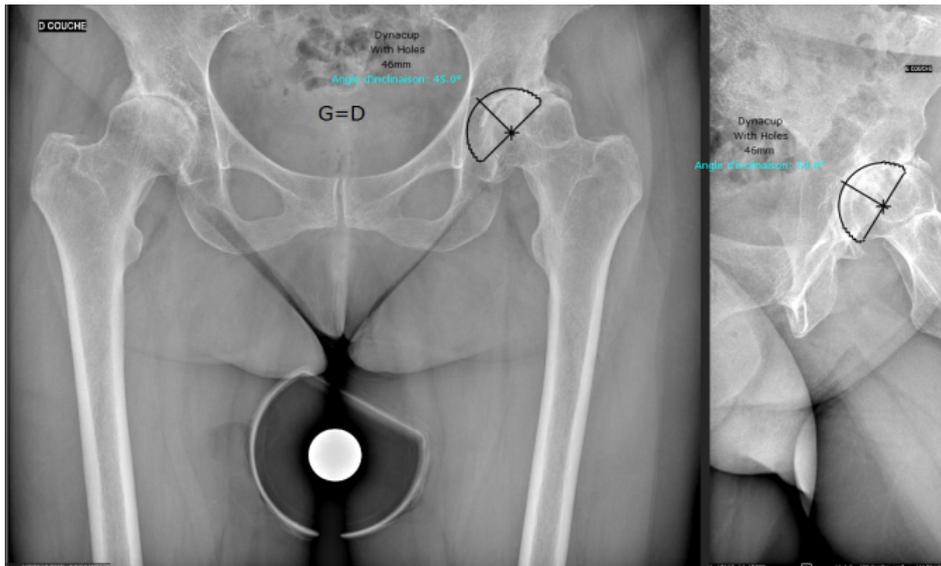


Figure 21 : Planification du cotyle

Planification du cotyle sur la radiographie de profil que l'on reporte sur la radiographie du bassin de face en le positionnant au niveau de l'arrière fond à 45° d'inclinaison dans le plan frontal (Figure 19).

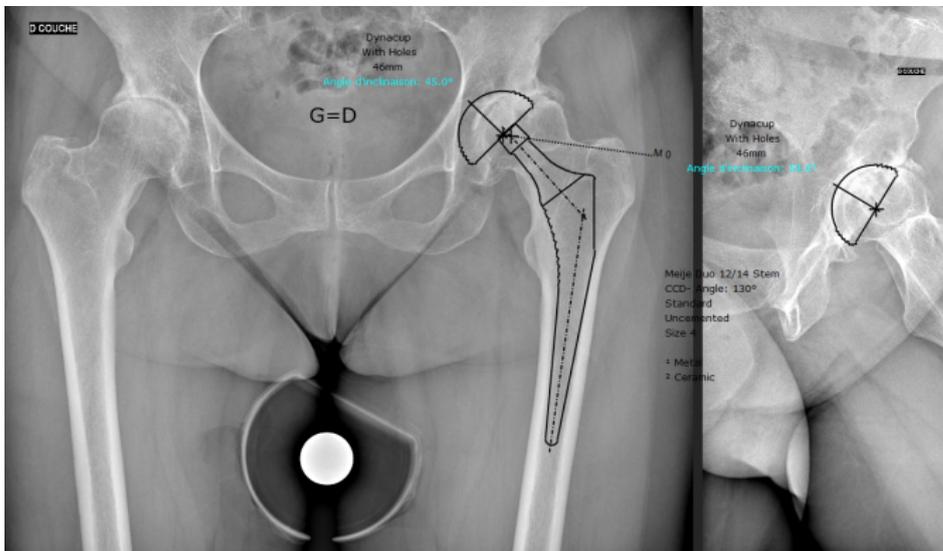


Figure 22 : Planification de la tige

Planification de la tige avec sélection d'un calque numérique correspondant à une taille remplissante au niveau du fut fémoral et permettant de restaurer l'offset et la longueur en accord avec le positionnement du calque du cotyle (Figure 20).

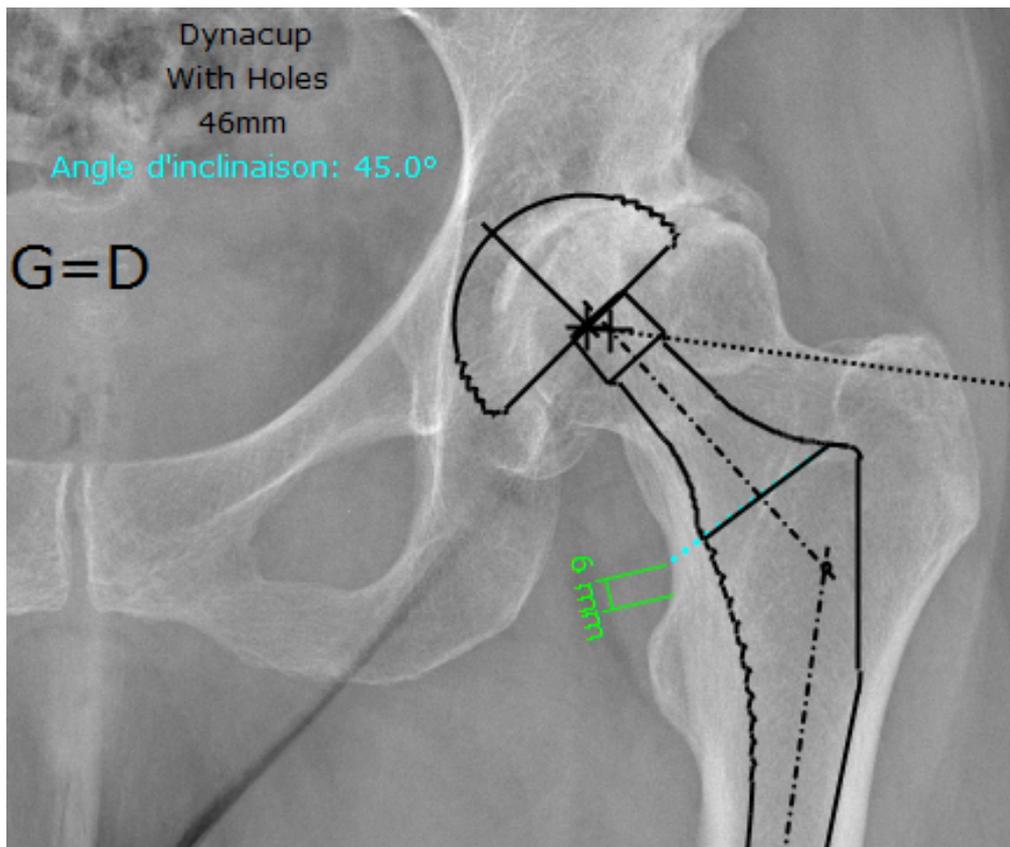


Figure 23 : Mesure de la hauteur de coupe par rapport au sommet du petit trochanter

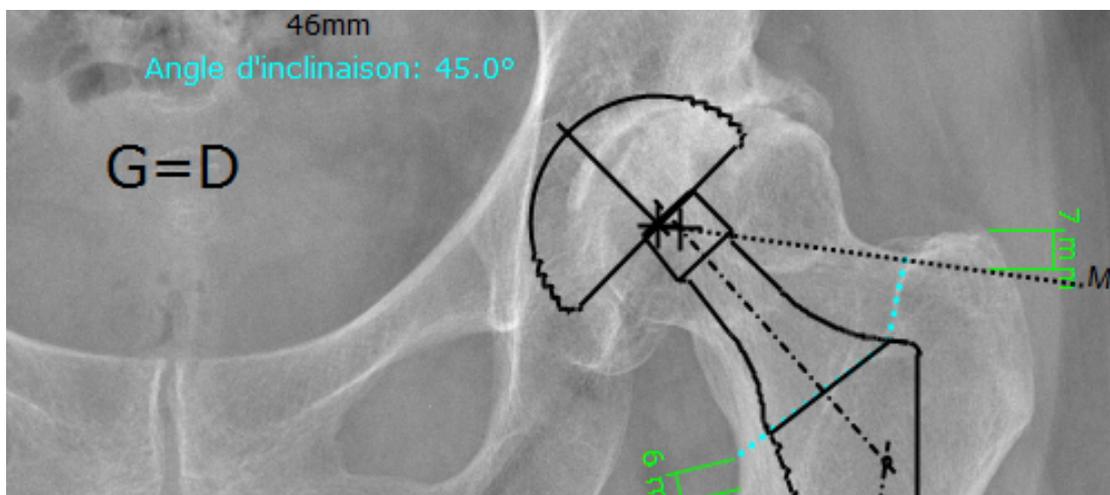


Figure 24 : Ligne de contre-coupe et mesure de l'index trochantérien

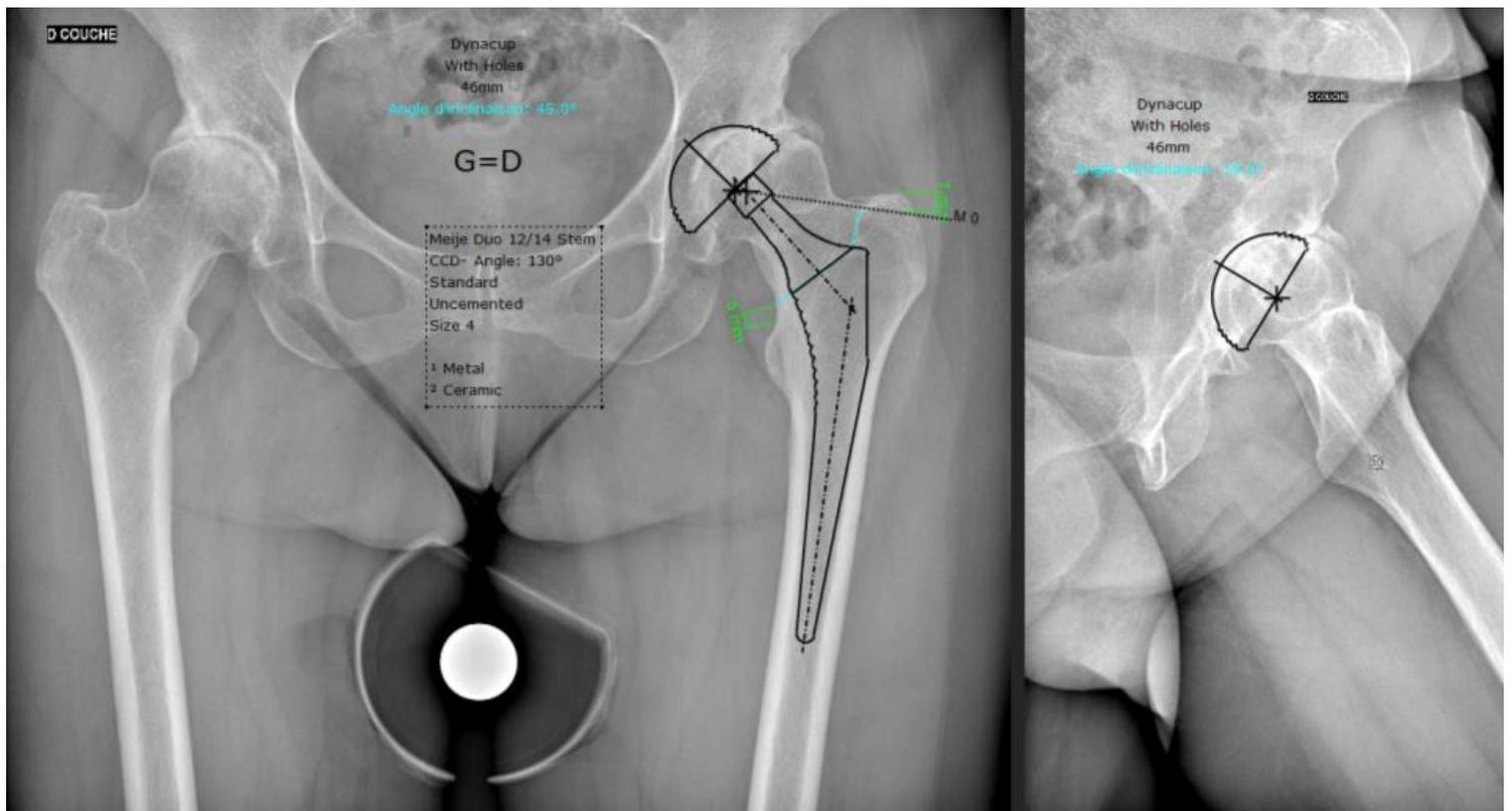


Figure 25 : Résultat final enregistré

L'objectif était de restituer l'anatomie du patient et de corriger une éventuelle inégalité de longueur.

8. Quand était réalisée la planification ?

L'interne assistant le chirurgien au bloc opératoire le lendemain était en charge de la planification la veille de l'intervention. Cette dernière était enregistrée sur le serveur de l'hôpital et récupérée le lendemain avant l'intervention pour d'éventuelles modifications réalisées par l'opérateur.

Les tailles prévues par l'interne la veille et par le chirurgien le jour de l'intervention étaient notées sur une fiche de recueil ainsi que la taille réellement

implantée dans le patient. Les données étaient par la suite compilées dans un tableau.

Par conséquent, pour chaque patient étaient consignées la taille des implants planifiée, par l'interne, celle par le sénior et celle finalement implantée. De ce fait il était possible de comparer la taille prévue et celle implantée ainsi que les différences de planification entre un interne et un sénior.

9. Analyse du positionnement des implants

A l'aide du logiciel, la planification préopératoire permettait d'analyser le positionnement des calques numériques, à la fois pour le cotyle ainsi que pour la tige et le lendemain de l'intervention, une nouvelle radiographie était réalisée dans les mêmes conditions.

Ainsi, il était possible à l'aide du logiciel d'analyser la position précise des implants et de comparer celle prévue et la réalisation.

a) Sélection des radiographies analysables

Dans le but de garantir une plus grande fiabilité à cette analyse, il fallait que les images pré et postopératoires soient comparables. De ce fait, les radiographies étaient réalisées dans les mêmes conditions mais cela n'était pas suffisant pour en garantir la reproductibilité.

En effet, la nutation du bassin ou encore son inclinaison dans le plan axial pouvait ne pas être la même en pré et postopératoire pour des raisons d'incidence ou encore d'une éventuelle position antalgique du patient.

En cela, il fallait exclure les radiographies pouvant mener à des analyses erronées.

Pour ce faire, la plus grande hauteur des deux trous obturateurs a été mesurée en pré et postopératoire. La moyenne des deux hauteurs en pré et postopératoire était comparée et une différence de 10% excluait d'office l'analyse de la radiographie (Figure 26).

**CRITERE DE QUALITE RADIOGRAPHIQUE :
Moyenne des hauteurs des deux Trous obturateurs (TO) préopératoire/Moyenne
des hauteurs des deux TO postopératoire**

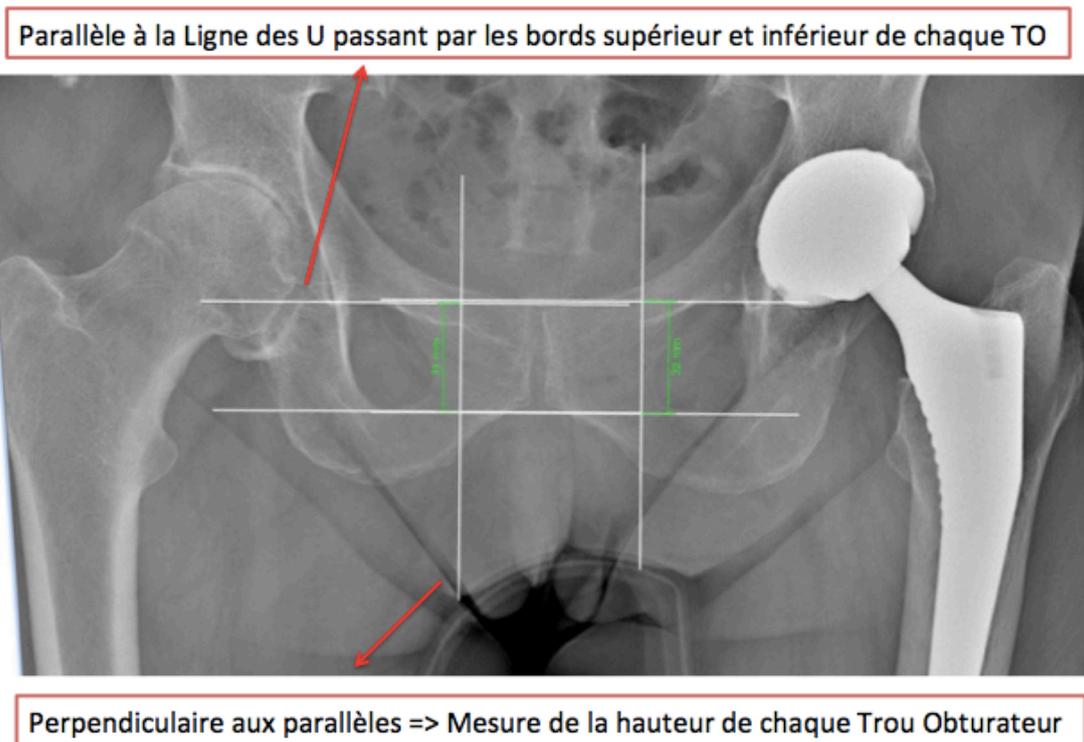


Figure 26 : Critère de qualité radiographique

b) Analyse du positionnement du cotyle

Le positionnement de la pièce cotyloïdienne était analysé à l'aide de coordonnées en hauteur et en médiolatéral en prenant l'extrémité inférieure du U radiologique comme référence (Figure 27).

La ligne passant par les U radiologiques servait de repère horizontal. Pour ce faire, les coordonnées du point le plus inféro-médial du cotyle par rapport au U étaient choisies.

Ce point semble être intéressant à analyser car il est repérable en pratique et il permet de calculer les coordonnées du centre de rotation. Il ne semblait pas judicieux de dissocier la planification préopératoire avec la réalité de l'acte chirurgical. De plus, nous avons donc pu calculer les coordonnées du centre de rotation, ce qui nous a permis de comparer son positionnement en pré et postopératoire (Figure 28).

Cette analyse était réalisée en préopératoire soit sur les calques mais aussi en post opératoire avec les implants en place.

L'inclinaison du cotyle était mesurée par rapport à la ligne des U.

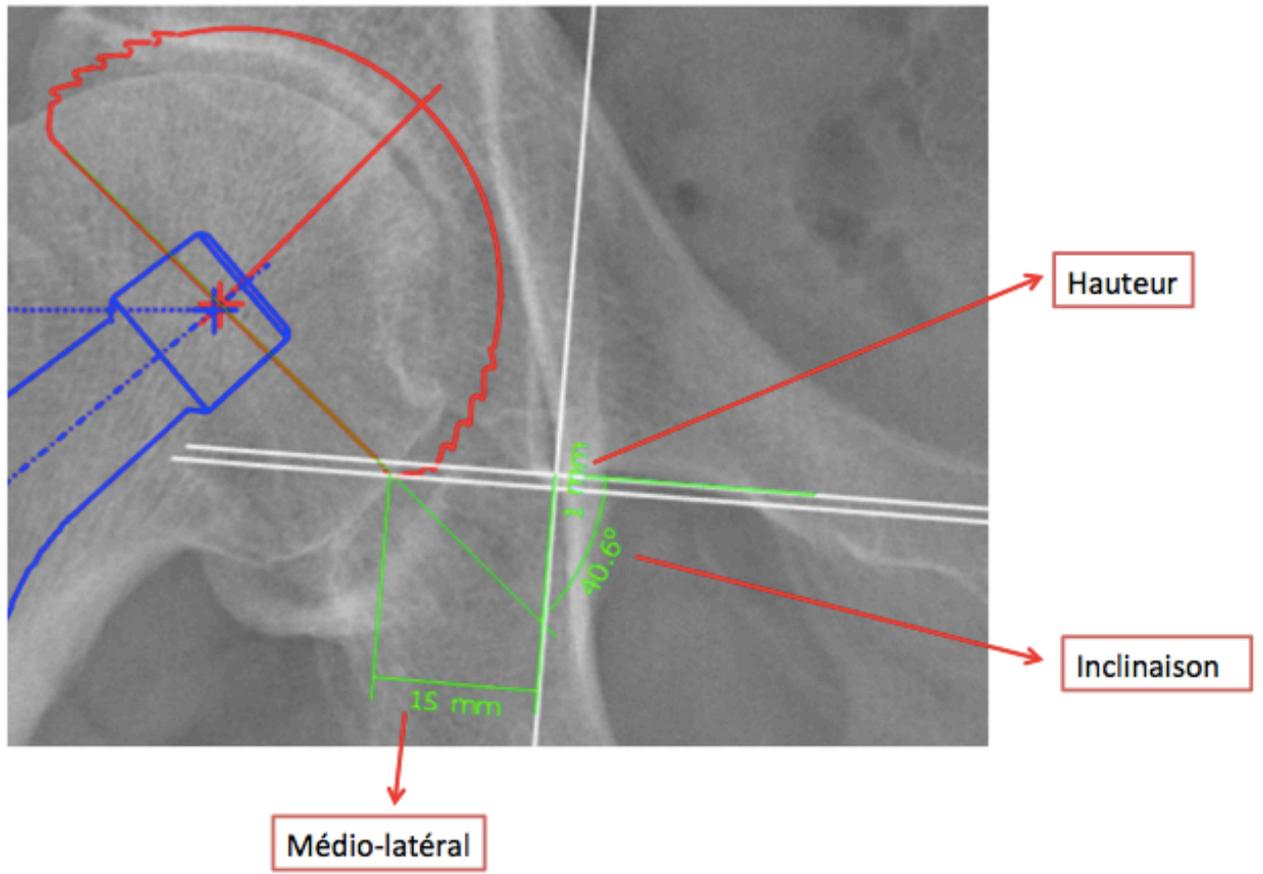


Figure 27 : Analyse du positionnement du cotyle

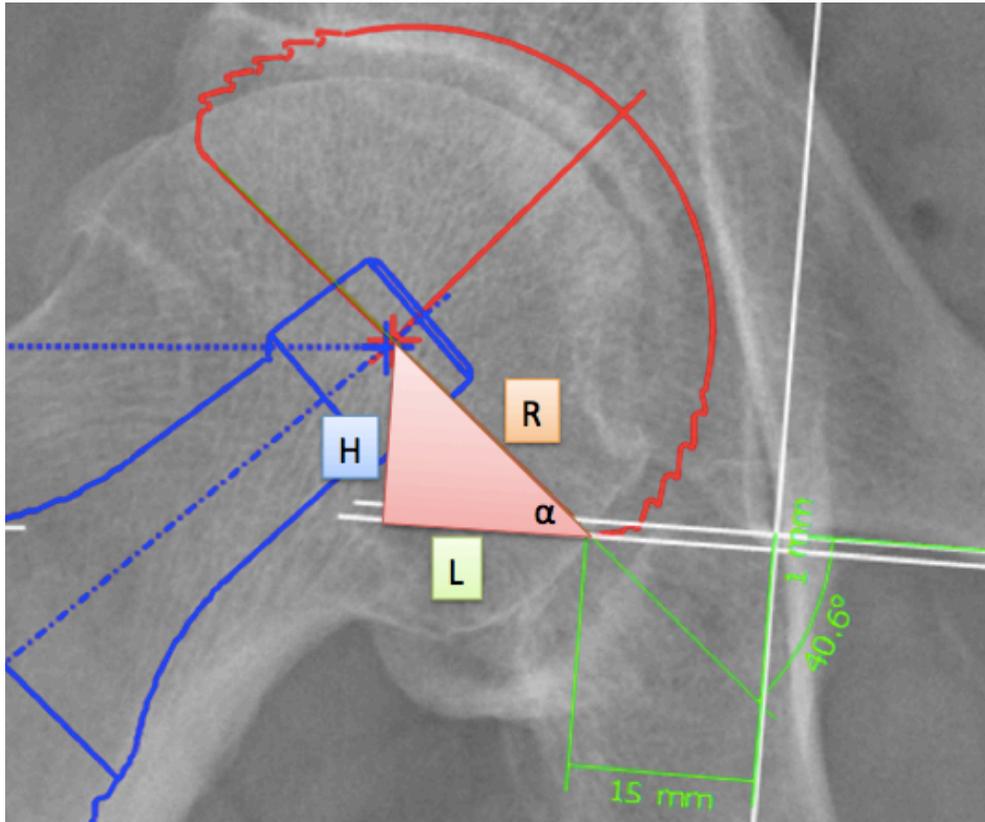


Figure 28 : Calcul du positionnement du centre de rotation

Si on considère :

H : Hauteur

L : Médiolatéral

R : Rayon du cotyle

α : Inclinaison

Alors :

$$L = \cos\alpha \times R$$

$$H = \sin\alpha \times R$$

c) Analyse du positionnement de la tige fémorale

L'analyse de la hauteur de la tige était réalisée en mesurant la distance entre l'épaule de la prothèse, à la fois sur le calque ainsi que sur l'implant, comparé à la hauteur du grand trochanter à la radiographie.

La hauteur de l'épaule était repérée par la perpendiculaire par rapport à l'axe de la tige passant à son niveau (Figure 29).

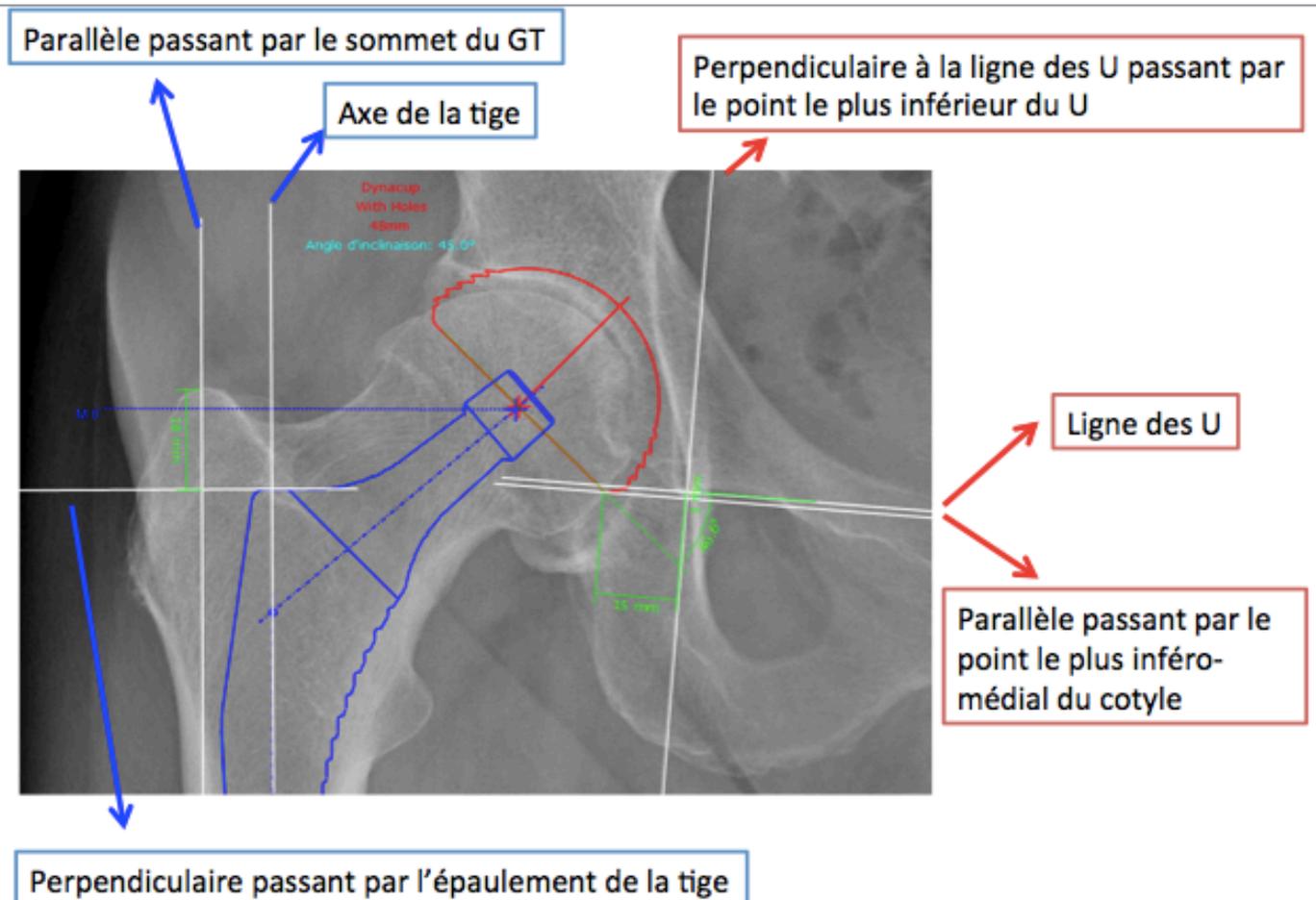


Figure 29 : Analyse du positionnement de la tige fémorale

10. Analyse statistique

Les paramètres qualitatifs ont été décrits en termes de fréquence et de pourcentage. Les intervalles de confiance ont été calculés pour décrire les différences de planification chez les internes et les séniors. Les paramètres numériques gaussiens ont été décrits en termes de moyenne et de déviation standard et les paramètres numériques non gaussiens en termes de médiane et d'intervalle interquartiles. La normalité des paramètres numériques a été vérifiée graphiquement et testée à l'aide du test de Shapiro-Wilk. Les facteurs associés aux

résultats des planifications de tailles de cotyles ou de tiges (taille exacte, 1 taille de différence et 2 tailles ou plus) ont été analysés à l'aide d'une analyse de la variance pour les variables quantitatives et à l'aide d'un test du Chi-deux pour les variables qualitatives. Les différences pré et post-opératoires sur les variables quantitatives ont été analysées à l'aide d'un test de Student apparié. Une corrélation de Pearson a été utilisée pour étudier le lien entre le positionnement de la tige et du cotyle. Enfin, les différences moyennes de longueur ont été comparées entre les 4 groupes de variations (allongement, stabilisation, raccourcissement et excès d'allongement) à l'aide d'un test de Kruskal-Wallis. Les analyses statistiques ont été réalisées avec un test. Le niveau de significativité a été fixé à 5%. On a utilisé un logiciel statistique SAS (version 9.4) pour analyser les données (SAS Institute, Cary, NC)

III. RESULTATS

1. Population

La population était composée de 130 femmes pour 90 hommes, l'âge moyen était de 67,2 ans (30,4 ans à 92,2 ans) avec un IMC moyen de 25,9 kg/m² (17,3 à 40,7). 121 patients ont été opérés du côté droit et 99 du côté gauche. Sur les 220 prothèses de hanches posées, 44 correspondaient à une intervention pour le deuxième côté (Tableau 1).

Nombre total	220
Deuxième côté	44
Sexe (F/H)	1,4 (130/90)
Age (ans)	67,2 (30,4-92,2)
BMI (kg/m ²)	25,9 (17,3-40,7)
Côté (D/G)	1,2 (121/99)

Tableau 1 : Caractéristiques de la population

2. Type d'implants

Au cours de cette analyse, nous avons inclus 220 prothèses totales de hanche. Nous pouvons décompter 165 tiges impactées et 55 tiges cimentées. De même, 191 cotyles standards impactés, 29 cotyles à double mobilité (Tableau 2).

TIGES	Meije Duo™	165 (75%)
	Océane+™	55 (25%)
COTYLES	Dynacup™	191 (86,8%)
	Dual Mobility™	29 (13,2%)

Tableau 2 : Type d'implants posés

3. Radiographies

L'analyse de la concordance de taille ne faisant pas intervenir les radiographies, elle a pu être menée sur la totalité de la cohorte soit 220 patients.

A l'inverse, l'analyse radiographique a concerné 187 prothèses, 33 ne satisfaisant pas au critère de qualité que nous avons décrit précédemment.

4. Résultats de la planification : La taille des implants

a) Les tailles posées

1. Le cotyle

La taille de cotyle la plus planifiée par le sénior était de 50 avec une plus petite taille à 44, la plus grande à 60.

Les résultats sont identiques en ce qui concerne la planification des internes.

La taille la plus posée était 50 avec la plus petite taille à 44 et la plus grande à 58 (Figure 30).

NOMBRE D'IMPLANTS ACÉTABULAIRES PAR TAILLE PLANIFIÉE ET POSÉE

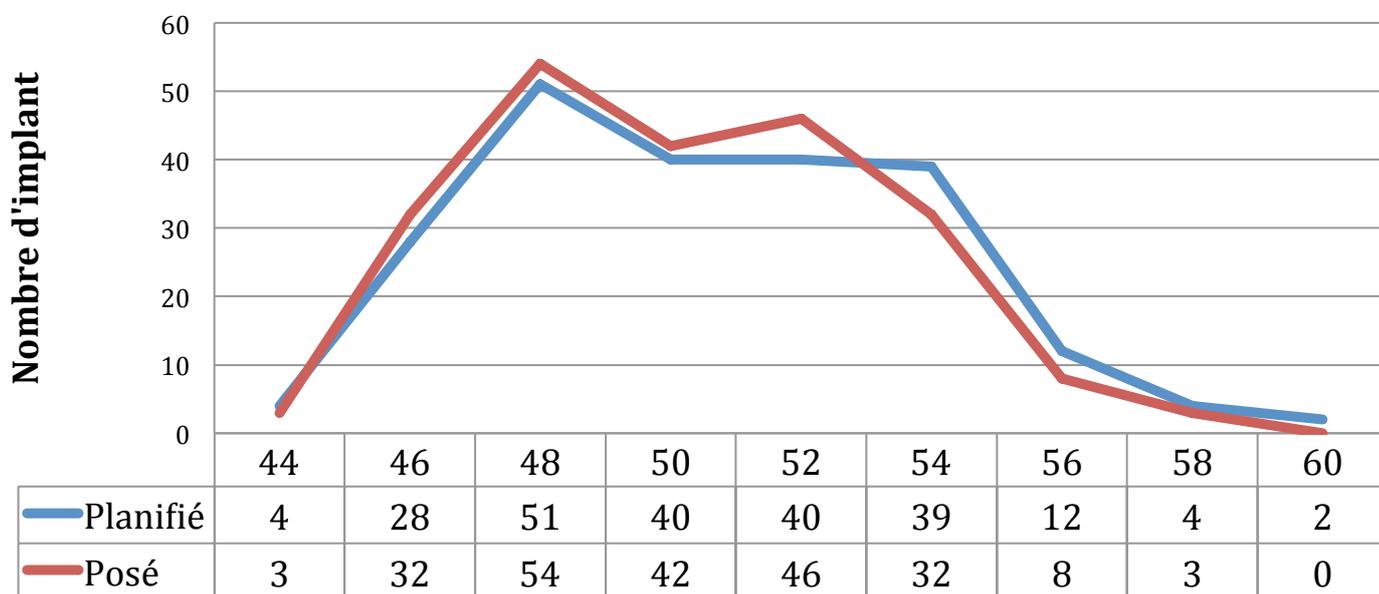


Figure 30 : Nombre d'implants acétabulaires par taille planifiée et posée

2. La tige fémorale

La taille de tige la plus planifiée était une taille 4 que ce soit pour le sénior ou pour l'interne. De même, la plus petite taille était la taille à 1. Cependant, la plus grande taille était de 9 pour le sénior et 10 pour l'interne.

L'implant le plus posé était une taille 4, la plus petite tige étant une taille 1, et la plus grande une taille 9 (Figure 31).

NOMBRE DE TIGES FÉMORALES PAR TAILLE PLANIFIÉE ET POSÉE

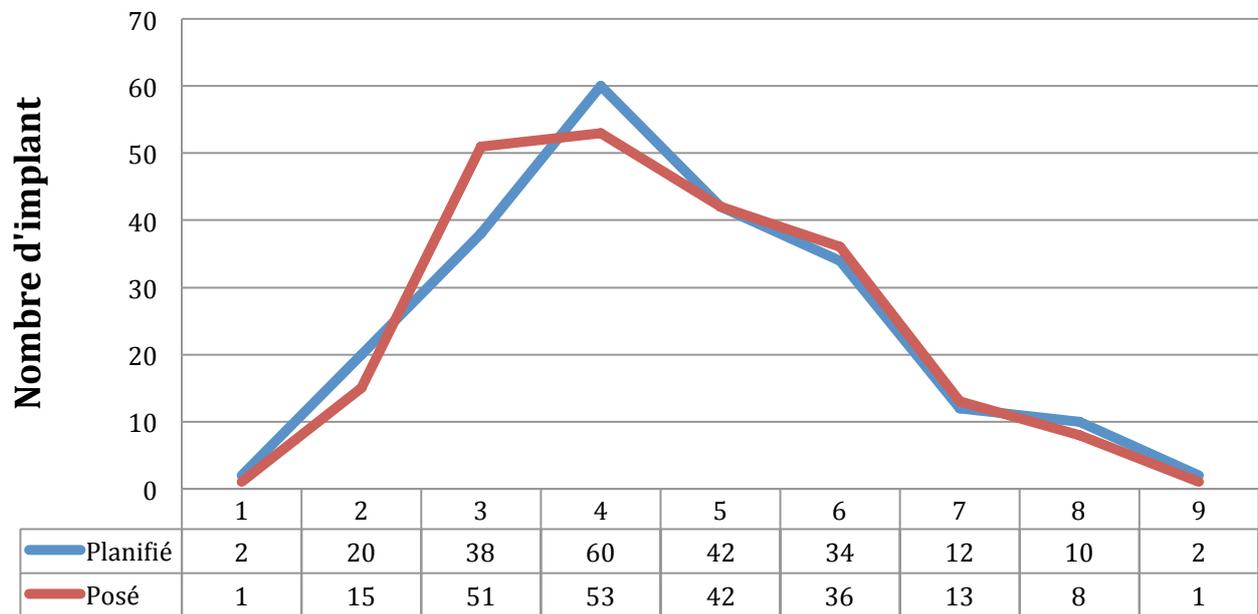


Figure 31 : Nombre de tiges fémorales par taille planifiée et posée

b) Concordance entre la planification et le matériel implanté

1. Le cotyle

154 pièces acétabulaires étaient planifiées à taille exacte, soit 70%. 55, soit 25% avec une différence d'une taille (44 étaient planifiées avec une taille supplémentaire et 11 une taille de moins). La précision à une taille était donc de 95% (Figure 32).

9 cotyles soit 4,1% ont été planifié avec une différence de 2 tailles (7 par excès et 2 par défaut). La précision à 2 tailles était de 99,1% (Figure 33). En effet, 2 erreurs de planifications à plus de 2 tailles ont été mises en évidence.

Un cotyle a été planifié 4 tailles inférieures à la taille posée, l'augmentation de la taille a été nécessaire du fait d'un défaut de tenue primaire. Le cotyle a, de plus, été vissé pour une meilleur tenue.

Un autre a été planifié avec 3 tailles supplémentaires sans qu'aucune anomalie n'ait été relevée au cours de l'intervention.

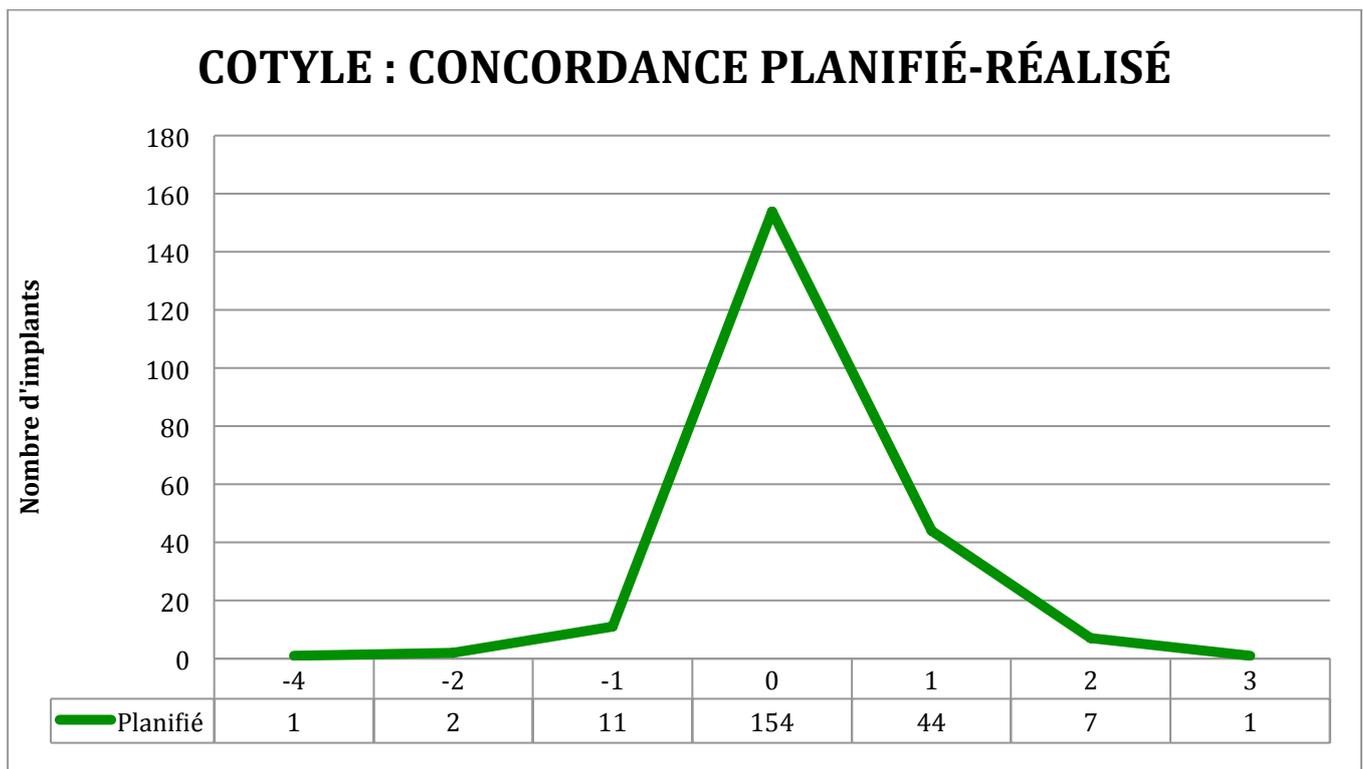


Figure 32 : Concordance de la planification du cotyle

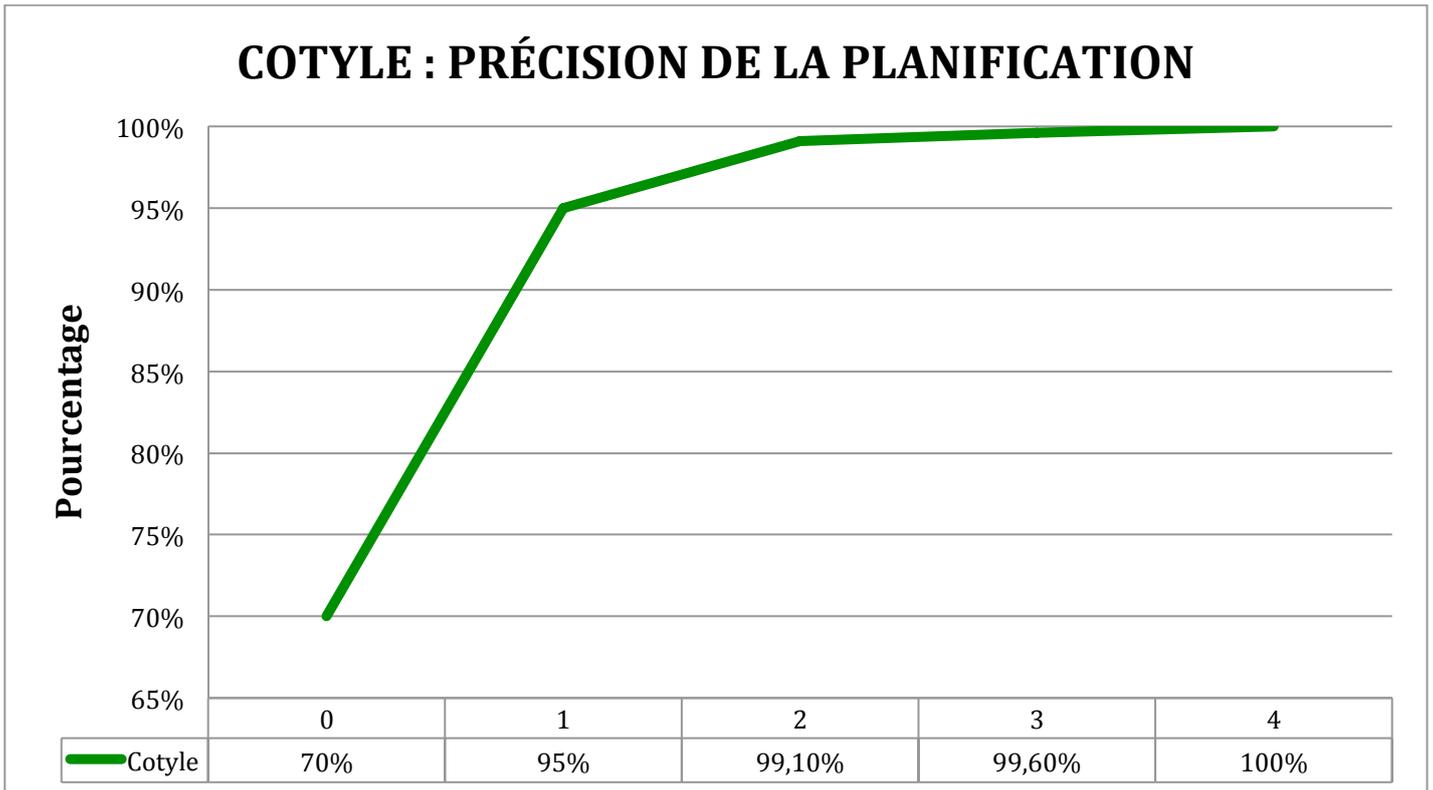


Figure 33 : Précision de la planification du cotyle

2. La tige fémorale

Sur les 220 tiges fémorales planifiées, 153 étaient programmées à taille exacte, soit 69,5%. 63 tiges, soit 28,6% avec une différence d'une taille (33 étaient planifiées avec une taille de plus et 30 avec une taille de moins) (Figure 34).

On peut en déduire qu'à une taille près, la précision était de 98,2%. 4 tiges, soit 1,8%, étaient programmées avec une différence de deux tailles (3 par défaut et 1 par excès). Aucune différence de plus de 2 tailles n'a été mise en évidence, la précision est donc de 100% à deux tailles (Figure 35).

TIGE : CONCORDANCE PLANIFIÉ-RÉALISÉ

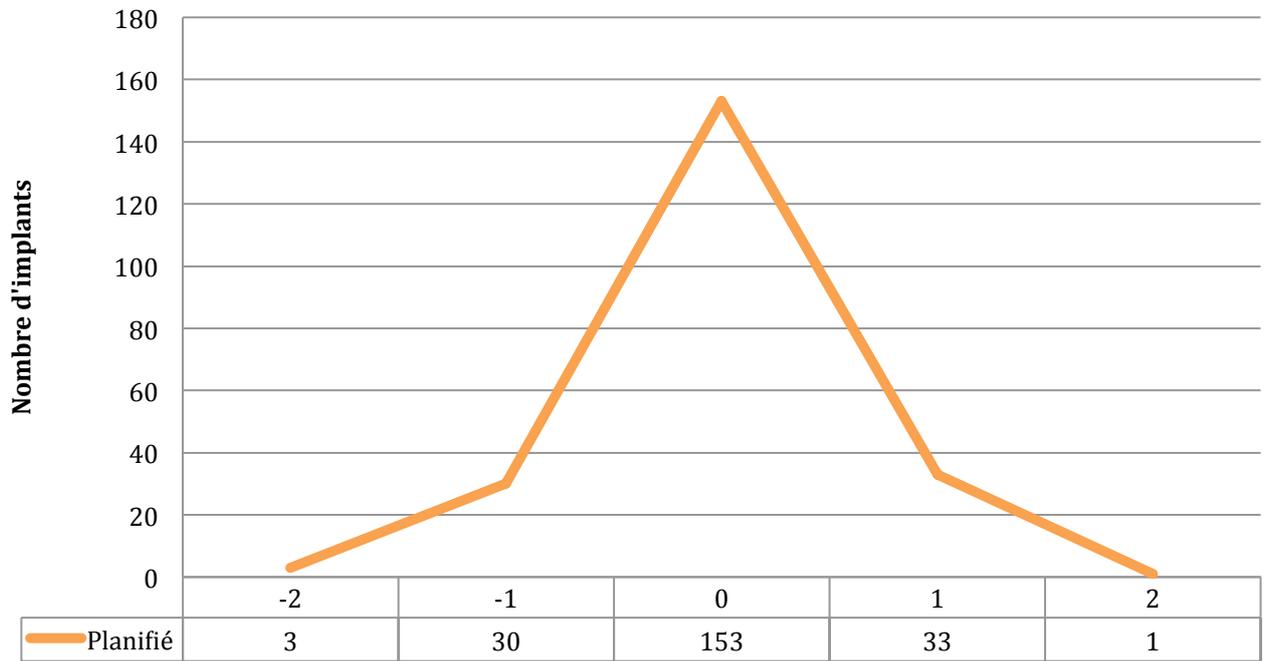


Figure 34 : Concordance de la planification de la tige

TIGE : PRÉCISION DE LA PLANIFICATION

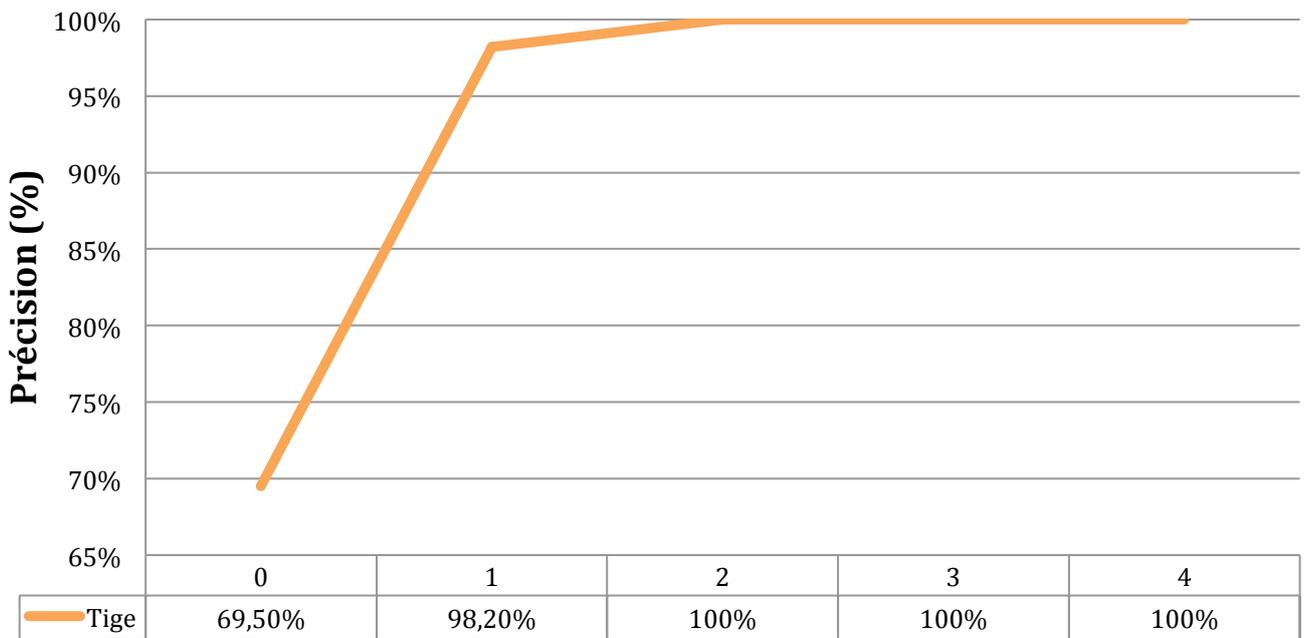


Figure 35 : Précision de la planification de la tige

3. Combinaison du cotyle et de la tige à taille exacte

Sur l'ensemble de la série, 109 prothèses ont été planifiées à taille exacte pour le cotyle et pour la tige, soit une précision de 49,5%.

c) Comparaison de la planification de la tige fémorale et du cotyle

La planification est aussi précise à taille exacte pour les deux composants, en étant proche 70 %.

A une taille, la planification de la tige est plus précise que celle du cotyle (98,2% vs. 95%) avec d'excellents résultats pour les deux composants (Figures 36 et 37).

A deux tailles, elles sont comparables avec pour seule différence deux erreurs sur l'ensemble de la cohorte pour la pièce cotyloïdienne.

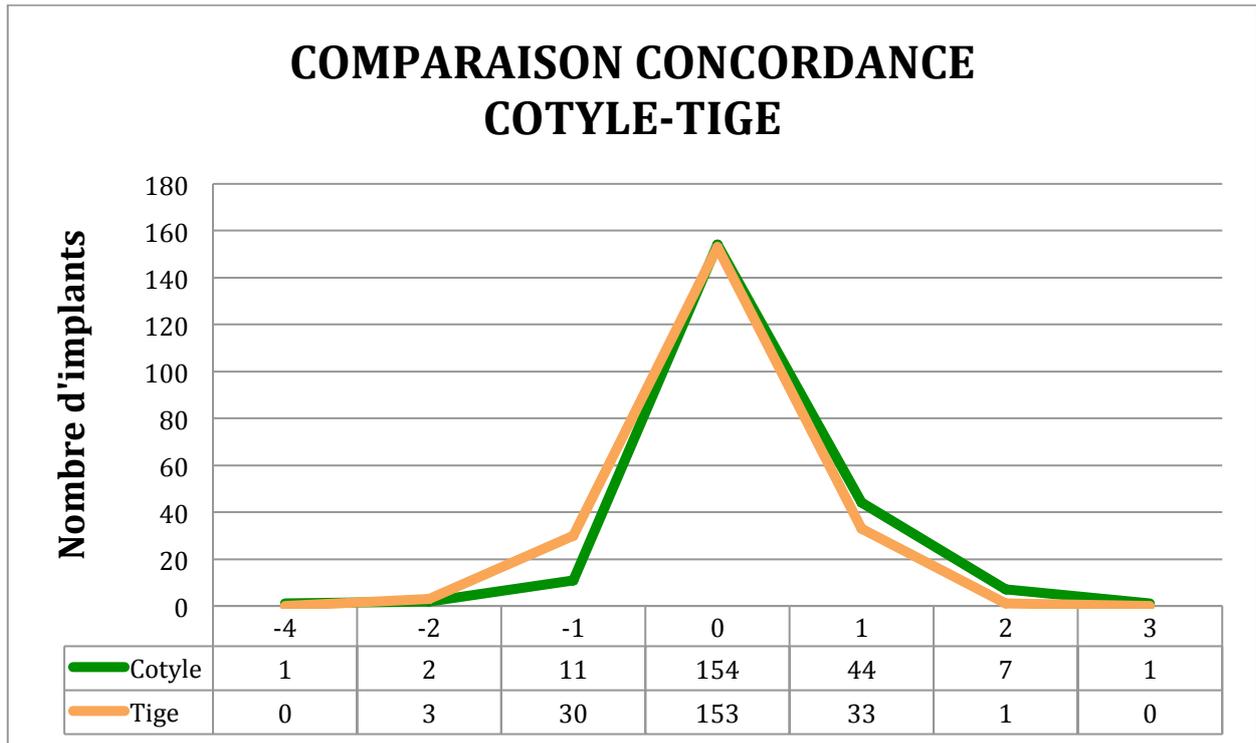


Figure 36 : Comparaison de la concordance de la planification du cotyle et de la tige fémorale

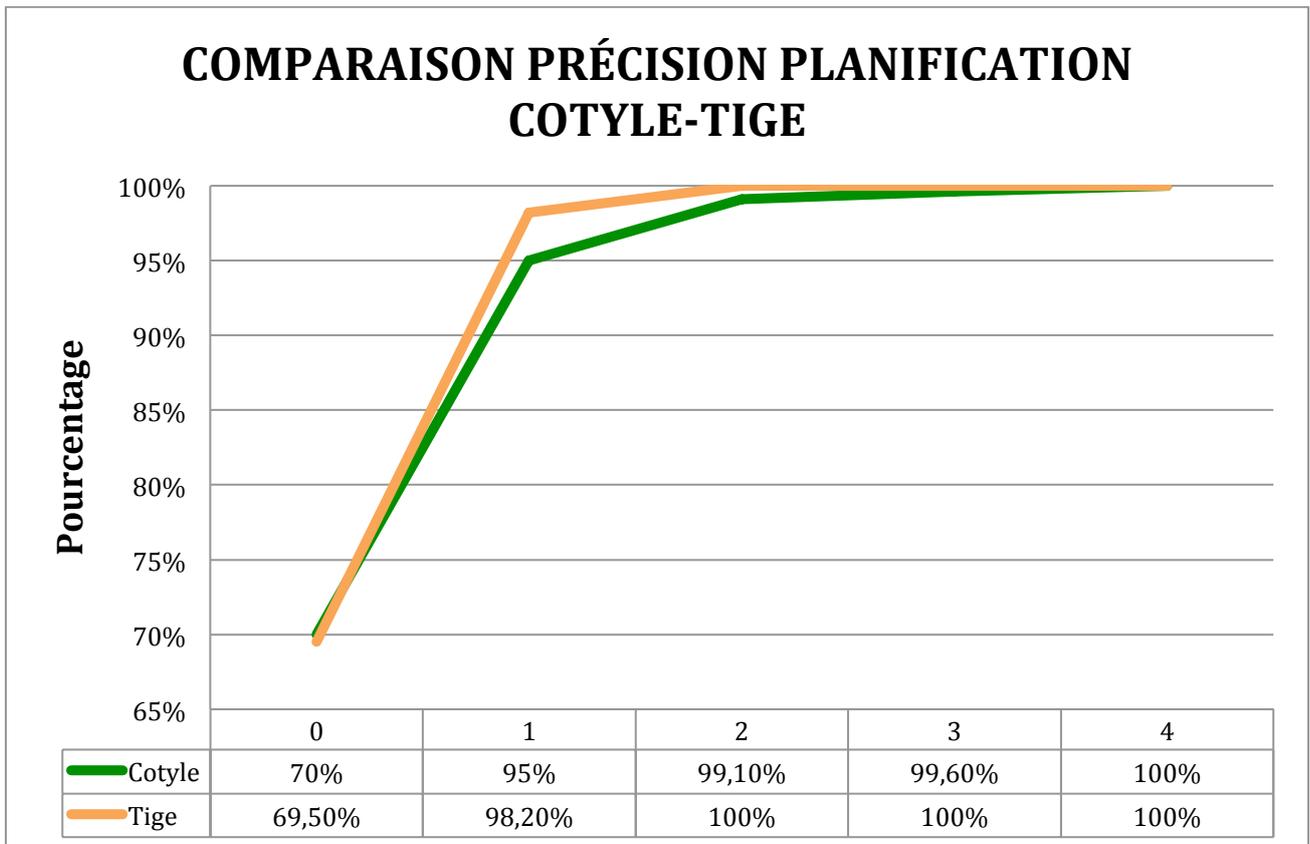


Figure 37 : Comparaison de la précision de la planification du cotyle et de la tige fémorale

d) Comparaison de la planification des tiges cimentées et des tiges sans ciment

La comparaison de la précision de la planification des tiges cimentées et des tiges sans ciment n'a pas permis de mettre en évidence de différence significative.

En effet, la proportion de tiges sans ciment (75%) est bien plus importante que celle des tiges cimentées (25%) ne permettant pas d'obtenir un résultat statistiquement significatif.

Nous avons pu observer que la précision de la planification des tiges cimentées à taille exacte est de 64,8%, à une taille de 98,1% et de 100% à deux tailles et plus.

De même, en ce qui concerne les tiges impactées, la précision de la planification était de 70,5% à taille exacte, 97,6% à une taille et de 100% à deux tailles et plus (Tableau 3).

Tige	Taille exacte	1 taille	2 tailles et plus
Cimentée	64,8%	98,1%	100%
Impactée	70,5%	97,6%	100%
Ensemble des tiges	69,5%	98,3%	100%

Tableau 3 : Précision de la planification des tiges cimentées et impactées

e) Comparaison de la planification du cotyle standard et du cotyle à double mobilité

Tout comme la planification des tiges cimentées et des tiges sans ciment, aucune différence statistiquement significative n'a pu être mise en évidence avec un test de Khi-deux donnant un $p=0,32$ (Tableau 4). Nous n'avons pas pu mettre en évidence d'impact du type de cotyle sur la planification de taille chez le senior.

Cotyle	Taille exacte	1 taille	2 tailles et plus
Dynacup™	71,2%	95,8%	100%
Dual Mobility™	62,1%	89,6%	100%
Ensemble des cotyles	70%	95%	100%

Tableau 4 : Précision de la planification du cotyle standard et double mobilité

f) La planification du sénior comparé à celle de l'interne

1. Le cotyle

Nous avons tenté de mettre en évidence une différence de précision dans la planification du cotyle entre l'interne et le sénior (Figure 38).

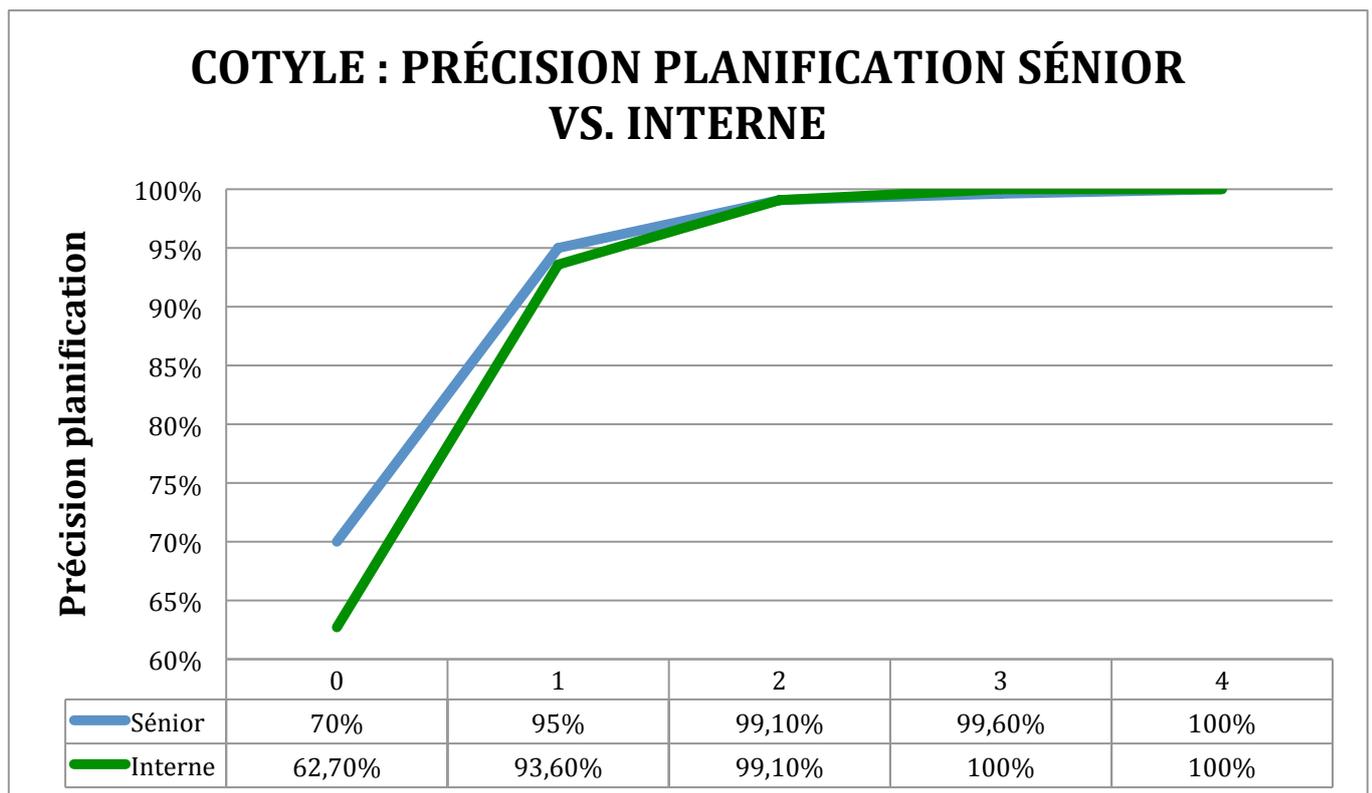


Figure 38 : Précision de la planification du cotyle, Interne vs. Sénior

Aucune différence statistiquement significative n'a été mise en évidence que ce soit à taille exacte, à une taille ou à deux tailles et plus (Tableau 5).

	Taille exacte		1 taille		2 tailles et plus	
	Pourcentage	IC95%	Pourcentage	IC95%	Pourcentage	IC95%
Senior	70%	0,64-0,76	95%	0,19-0,31	100%	0,02-0,08
Interne	62,7%	0,56-0,69	94,1%	0,25-0,37	100%	0,03-0,09

Tableau 5 : Comparaison entre sénior et interne de la précision de la planification du cotyle

2. La tige fémorale

Il en est de même en ce qui concerne la planification des tiges fémorales par les internes. 130 soit 59,1% étaient planifiées à taille exacte. 80 soit 36,4% avec un différentiel d'une taille soit une précision de 95,5% à une taille. 8 tiges ont été planifiées avec 2 tailles de différences et 2 à 3 tailles (Figure 39).

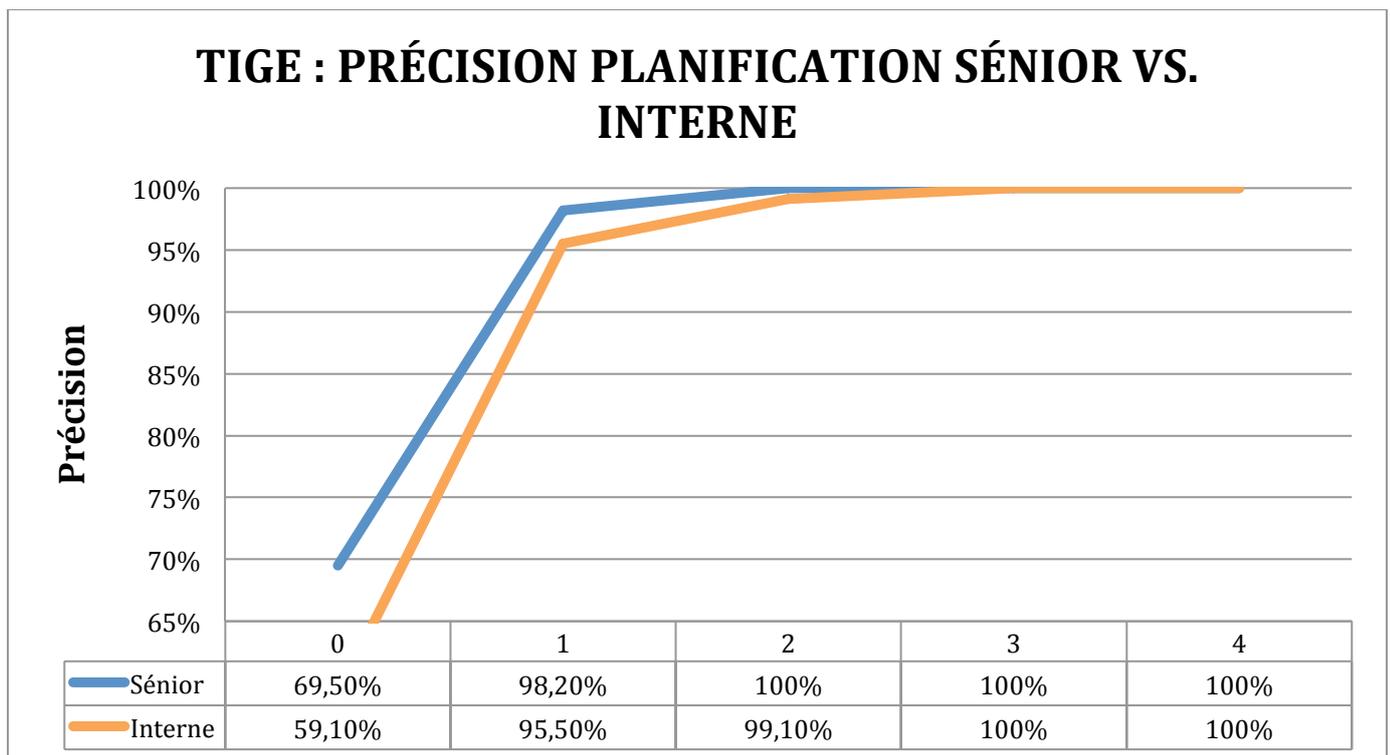


Figure 39 : Précision de la planification du cotyle, Interne vs. Sénior

L'analyse statistique ne met pas en évidence de différence significative (Tableau 6).

	Taille exacte		1 taille		2 tailles et plus	
	Pourcentage	IC95%	Pourcentage	IC95%	Pourcentage	IC95%
Senior	69,5%	0,63-0,76	98,2%	0,23-0,35	100%	0,0005-0,03
Interne	59,1%	0,52-0,65	95,5%	0,30-0,43	100%	0,02-0,08

Tableau 6 : Comparaison entre sénior et interne de la précision de la planification de la tige

g) L'influence de l'IMC dans la planification

1. Le cotyle

Aucune influence de l'IMC n'a pu être mise en évidence au cours de l'étude.

En effet, dans chacun des groupes (à taille exacte, à une taille ou à deux tailles et plus) l'IMC moyen a été calculé et il n'y avait pas de différence statistiquement significative. Le test statistique ANOVA a mis en évidence un $p=0,93$ (Tableau 7).

Précision de la planification	Taille exacte	1 taille	2 tailles et plus
IMC (Moyenne \pm Ecart type)	25,9 \pm 3,8	26,1 \pm 3,9	25,9 \pm 4,3

Tableau 7 : IMC moyen par groupe de précision (à taille exacte, à une taille, à deux tailles et plus)

Il n'y avait qu'une faible proportion de patients opérés présentant une obésité modérée (15%) et seulement 1% des patients présentant une obésité sévère.

2. La tige fémorale

De même en ce qui concerne la tige fémorale, il n'y a pas de différence statistiquement significative (Tableau 8).

Précision de la planification	Taille exacte	1 taille	2 tailles et plus
IMC (Moyenne \pm Ecart type)	25,9 \pm 3,8	25,8 \pm 4,0	26,4 \pm 4,5

Tableau 8 : IMC moyen par groupe de précision (à taille exacte, à une taille, à deux tailles et plus)

h) L'influence de l'âge

1. Le cotyle

Tout comme pour l'influence de l'IMC, l'âge ne semble pas jouer un rôle dans la précision de la planification. De même, le test statistique ANOVA met en évidence un $p=0,33$ (Tableau 9).

Précision de la planification	Taille exacte	1 taille	2 tailles et plus
Age (Moyenne \pm Ecart type)	66,8 \pm 10,4	67,5 \pm 11,2	71,6 \pm 7,6

Tableau 9 : Age moyen par groupe de précision (à taille exacte, à une taille, à deux tailles et plus)

2. La tige fémorale

De même, l'âge ne semble pas influencer la précision de la planification de la tige fémorale (Tableau 10).

Précision de la planification	Taille exacte	1 taille	2 tailles et plus
Age (Moyenne \pm Ecart type)	65,9 \pm 11,0	70,3 \pm 8,5	68,5 \pm 10,7

Tableau 10 : Age moyen par groupe de précision (à taille exacte, à une taille, à deux tailles et plus)

5. Résultats de la planification : Le positionnement des calques numériques

La position des implants a pu être jugée sur 187 prothèses. E

En effet, 33 ne satisfaisaient pas aux critères de qualité radiographiques requis pour une analyse plus fiable de la position des implants.

a) Positionnement du cotyle

1. En hauteur

Le positionnement du cotyle en hauteur était en moyenne planifié à $0,9 \pm 3$ mm au dessus de la ligne des U avec le cotyle le plus bas positionné à 13 mm au dessous de cette ligne et le plus haut 10 mm au dessus (Figure 40).

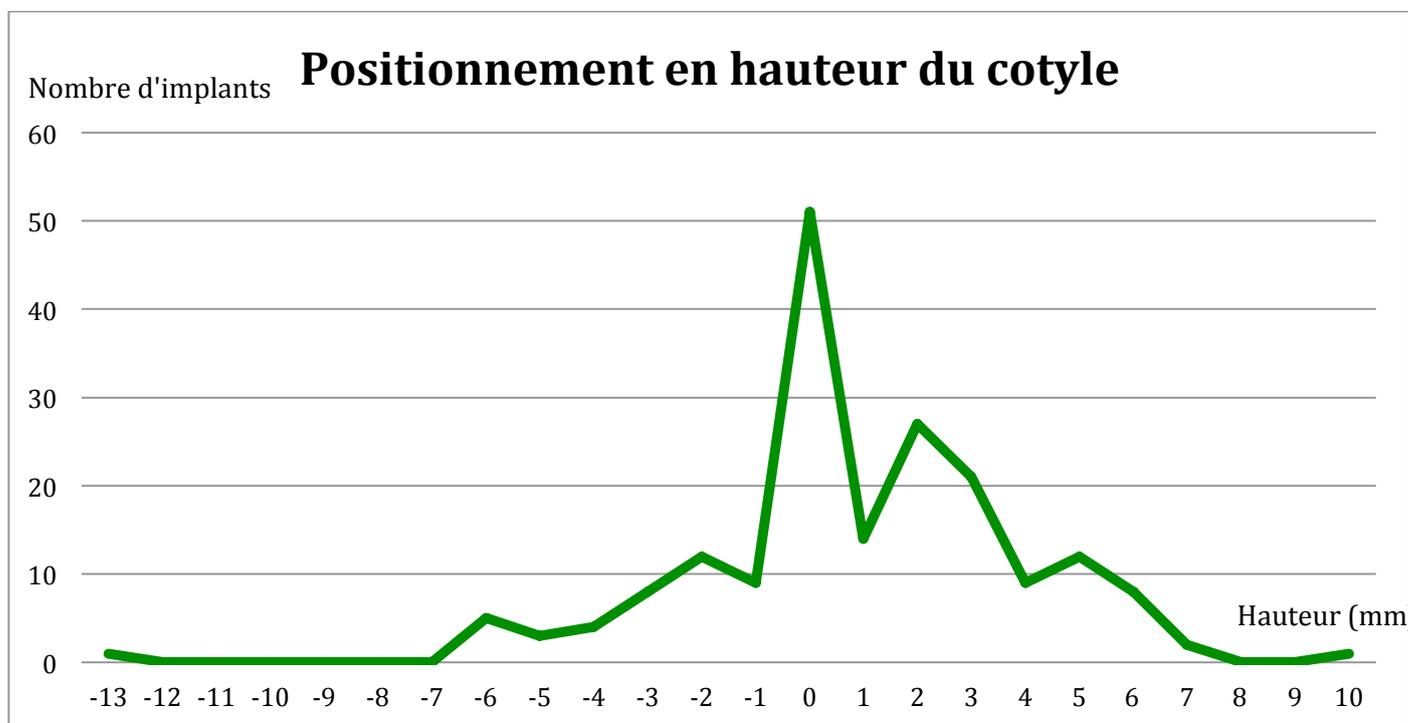


Figure 40 : positionnement en hauteur du cotyle

2. En médiolatéral

En médiolatéral, le point le plus inféromédial du cotyle était positionné en moyenne à $12,2 \pm 2,6$ mm avec le cotyle le plus extrus à 18 mm et inversement le plus profond à 5 mm (Figure 41).

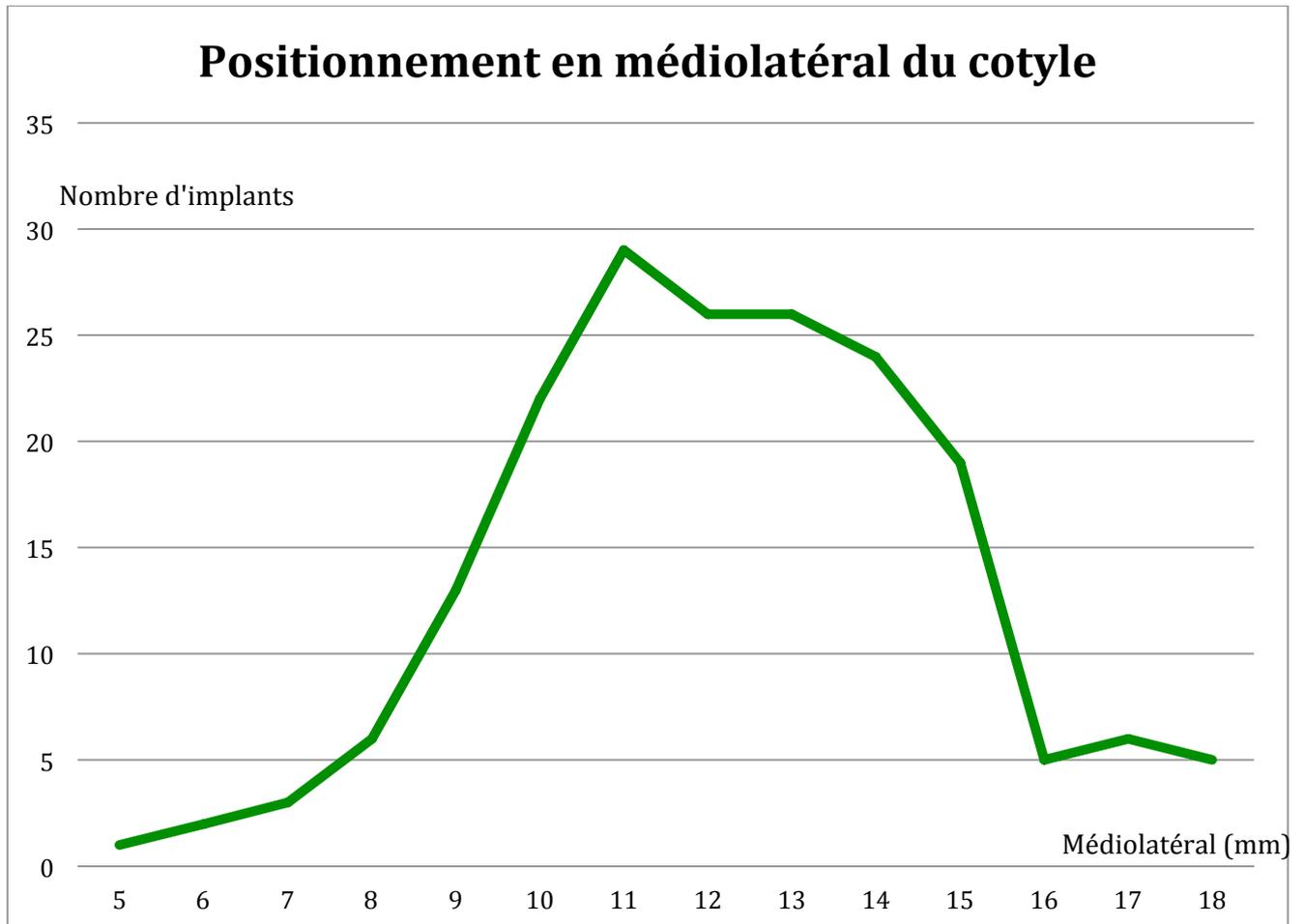


Figure 41 : Positionnement en médiolatéral du cotyle

3. L'inclinaison

L'inclinaison moyenne du cotyle par rapport à l'horizontal (ligne des U radiologiques) était de $44,1 \pm 2,9^\circ$ avec le cotyle le plus vertical à 51° et le plus horizontal à 34° (Figure 42).

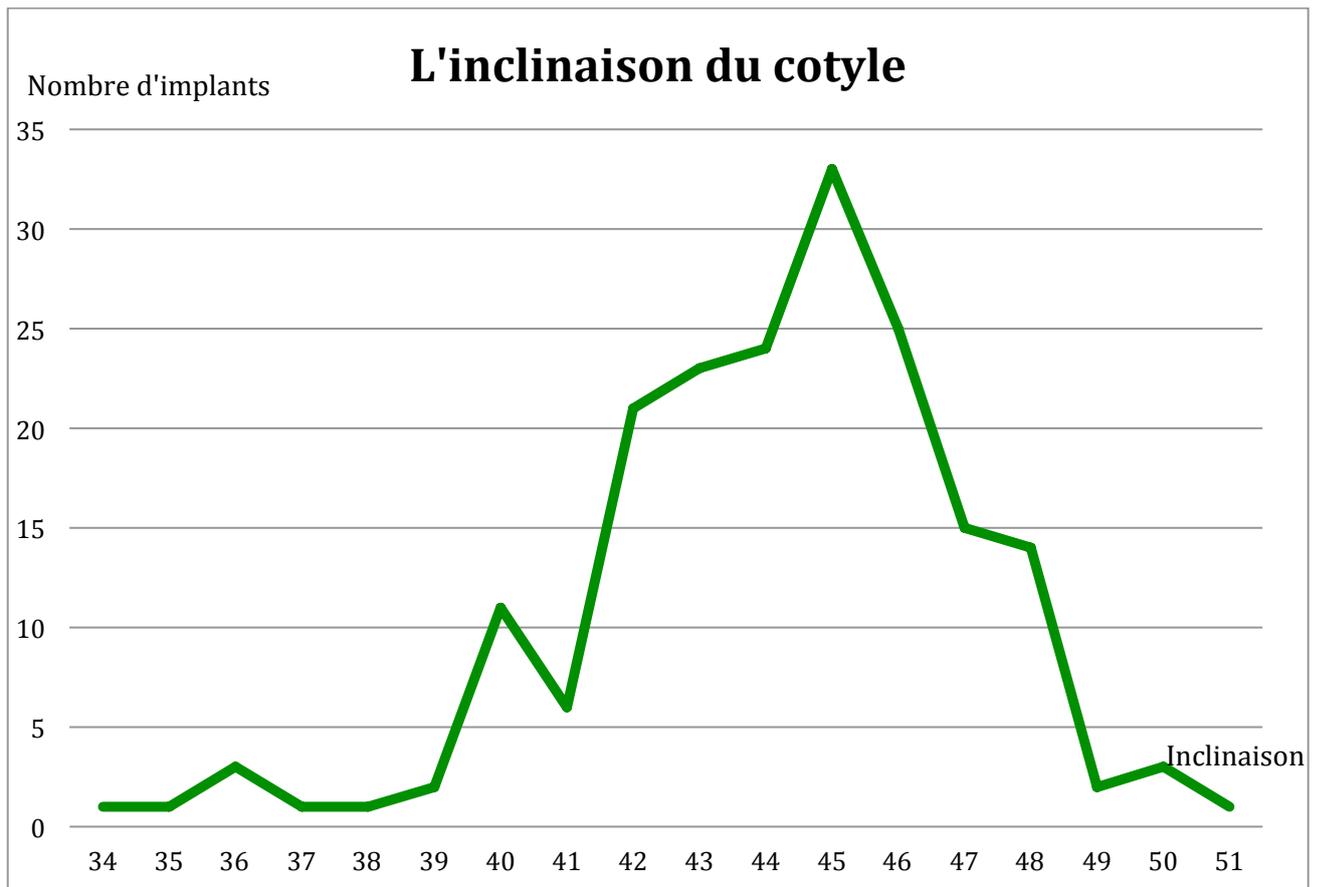


Figure 42 : Inclinaison du cotyle

b) Positionnement du centre de rotation

Comme nous l'avons vu précédemment, il était possible de déduire le positionnement du centre de rotation à partir des coordonnées du cotyle et de sa taille.

1. En hauteur

La hauteur du centre de rotation était planifiée en moyenne à $18,4 \pm 3,3$ mm au dessus de la ligne des U avec une position la plus basse à 3,1 mm au dessus et la plus haute à 27,6 mm (Figure 43).

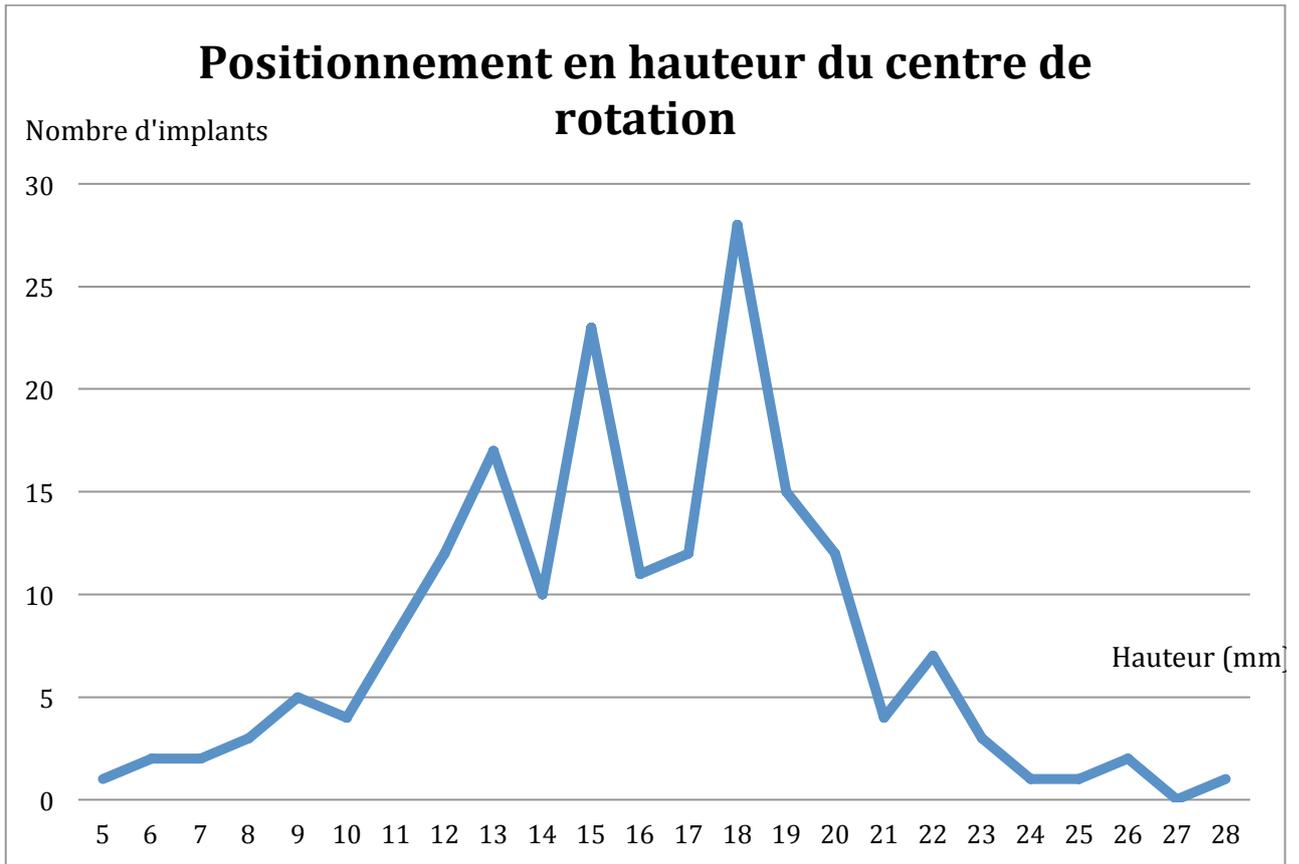


Figure 43 : Positionnement en hauteur du centre de rotation

2. En médiolatéral

Le positionnement en médiolatéral du centre de rotation était en moyenne à $30,3 \pm 2,8$ mm de la verticale passant par le U radiologique avec une position la plus médiale à 21,3 mm et la plus latérale à 37,5 mm (Figure 44).

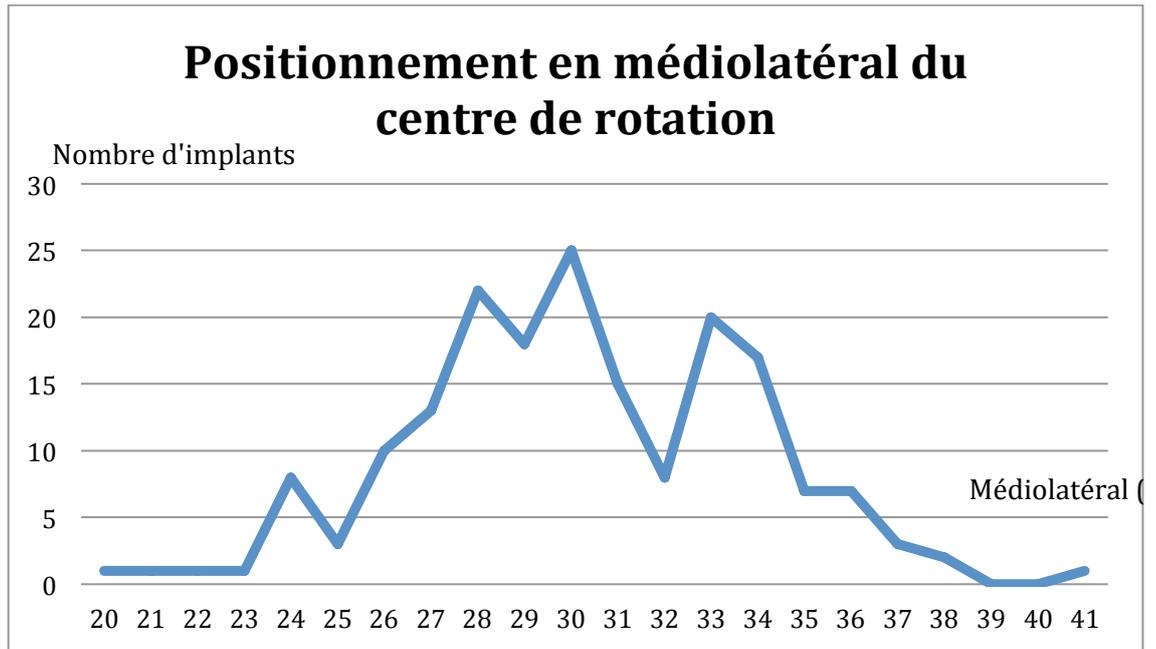


Figure 44 : Positionnement en médiolatéral du centre de rotation

c) L'enfoncement de la tige fémorale

La tige fémorale était en moyenne planifiée avec un enfoncement de $16,0 \pm 5,3$ mm en préopératoire avec une tige la plus enfoncée à 33 mm par rapport au sommet du grand trochanter et la moins enfoncée à hauteur du grand trochanter.

Cela variait en fonction de l'anatomie du patient du fait de l'orientation du col fémoral.

6. Résultats de la planification : Différence de positionnement entre planifié et réalisé

a) Le cotyle

1. Différence de hauteur

En moyenne, le positionnement de l'implant était à $-1,3 \pm 4,2$ mm par rapport à l'horizontal avec un cotyle le plus bas à 12 mm en distal par rapport à la ligne des U et le plus haut 9 mm en proximal.

L'analyse de la différence de positionnement entre la planification et la pose montre une différence statistiquement significative avec un abaissement moyen de $2,23 \pm 3.9$ mm ($p < 0,001$). Cette valeur n'a pas d'effet ni sur la longueur ni sur l'offset si elle est prise indépendamment de l'inclinaison.

L'abaissement maximal était de 14 mm et inversement un cotyle a été positionné 10 mm plus haut que ce qui était planifié.

2. Différence en médiolatéral

En moyenne, le positionnement en médiolatéral du point le plus inféromédial de l'implant était à $12,1 \pm 3,2$ mm de la verticale passant par le U radiologique avec une position la plus latérale à 20 mm et la plus médiale à 0 mm.

L'analyse de la différence de positionnement met en évidence, en moyenne, que ce point est positionné à $0,12 \pm 3,6$ mm plus médial que la planification mais cette différence n'est pas statistiquement significative ($p = 0,64$)

La médialisation la plus importante était de 18 mm et inversement un cotyle était latéralisé de 9 mm.

3. Différence d'inclinaison

En moyenne, l'inclinaison de l'implant était à $43,5 \pm 4,1^\circ$ avec le cotyle le plus horizontal à 32° et le plus vertical à 52° .

L'analyse de la différence de positionnement entre la planification et la pose montre une différence à la limite de la significativité avec une horizontalisation de $0,68^\circ \pm 4.6$ ($p = 0,045$).

L'horizontalisation maximale était de 15° et inversement un cotyle a été verticalisé de 14° par rapport à la planification.

Positionnement	Différence planifié-réalisé	p
Hauteur (mm)	2,23±3.9	<0.001
Médiolatéral (mm)	0,12±3,6	0,64
Inclinaison (°)	0,68±4.6	0,045

Tableau 11 : Différence de positionnement du cotyle

b) Le centre de rotation

1. Différence de hauteur

En moyenne, le positionnement du centre de rotation était à $15,8 \pm 4,1$ mm par rapport à l'horizontal avec le plus bas à 5,1 mm au dessus de la ligne des U et le plus haut à 27,5mm.

L'analyse de la différence de positionnement entre la planification et la pose montre une différence statistiquement significative avec un abaissement moyen de $2,61 \pm 37.0$ mm ($p < 0,001$).

L'abaissement maximal était de 12,7 mm et inversement un centre de rotation était 9,4 mm plus haut que ce qui était planifié.

2. Différence en médiolatéral

En moyenne, le positionnement en médiolatéral du centre de rotation était à $30,2 \pm 3,7$ mm avec une position la plus latérale à 41,3 mm et la plus médiale à 20,4 mm.

L'analyse de la différence de positionnement montre en moyenne un centre de rotation médialisé de $0,08 \pm 3.9$ mm mais cette différence n'est pas statistiquement significative ($p=0,77$). (Figure 45)

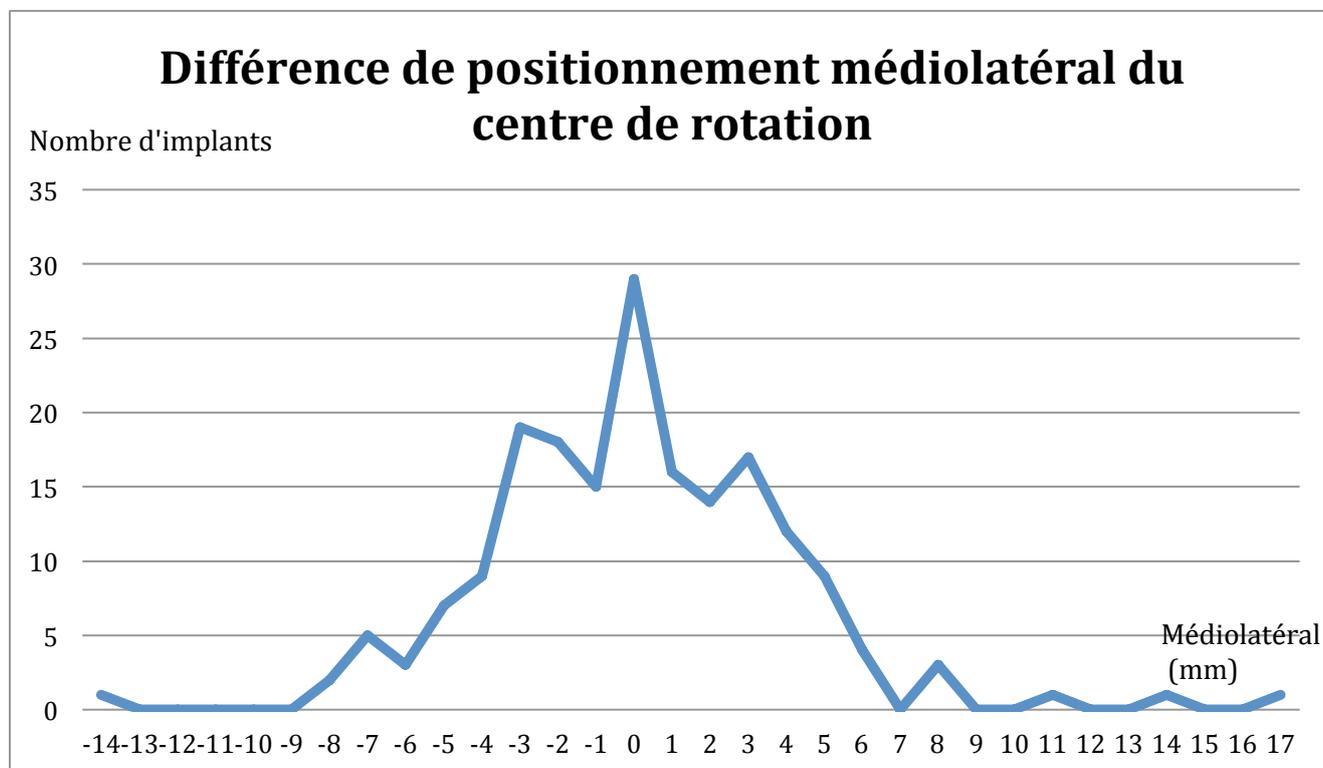


Figure 45 : Analyse de la différence de positionnement médiolatéral du centre de rotation

La médialisation la plus importante était de 17 mm et inversement un centre de rotation était latéralisé de 13,9 mm.

Positionnement	Différence planifié-réalisé	p
Hauteur (mm)	$2,61 \pm 37.0$	<0.001
Médiolatéral (mm)	$0,08 \pm 3.9$	0,77

Tableau 12 : Positionnement du centre de rotation

c) L'enfoncement de la tige

En moyenne, les tiges fémorales étaient enfoncées de $15,4 \pm 5,1$ mm par rapport au sommet du grand trochanter. L'enfoncement maximal était de 32 mm et la tige la plus haute était au niveau du sommet du grand trochanter.

L'analyse de la différence de hauteur montre que les tiges sont plus enfoncées en moyenne de 2,98 mm mais cette différence n'est pas statistiquement significative ($p=0,0718$). (Figure 46)

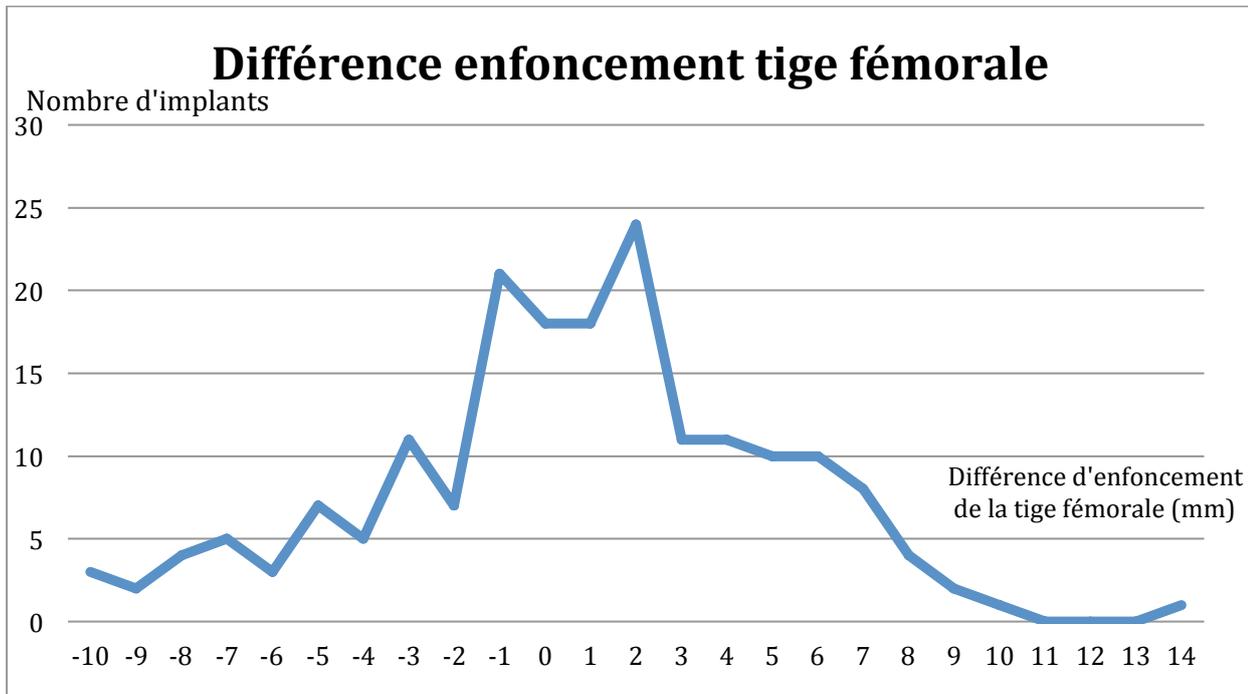


Figure 46 : Analyse de la différence d'enfoncement de la tige fémorale

L'enfoncement maximal était de 12 mm et une tige était moins enfoncée de 14mm.

7. Recherche d'une corrélation entre le positionnement de la tige et du cotyle

Aucune corrélation entre la hauteur de la tige et la hauteur du cotyle ($r=-0.08$, $p=0.30$) ou du centre de rotation n'a pu être mise en évidence. ($r=-0.09$, $p=0.21$)

L'enfoncement de la tige fémorale ne varie pas en fonction du positionnement du cotyle

8. Analyse des longueurs des membres inférieurs

a) Comparaison des longueurs pré et postopératoires

En préopératoire, la différence de longueur moyenne était de $-1,8 \pm 3,6$ mm du côté à opérer (en analysant les radiographies par la méthode de Woolson et Harris (17)). Le membre le plus court l'était de 18 mm et le plus long de 5 mm.

En postopératoire, cette différence était de $1,2 \pm 3,1$ mm dans le sens de l'allongement allant de -9 mm à 9 mm (Figure 47).

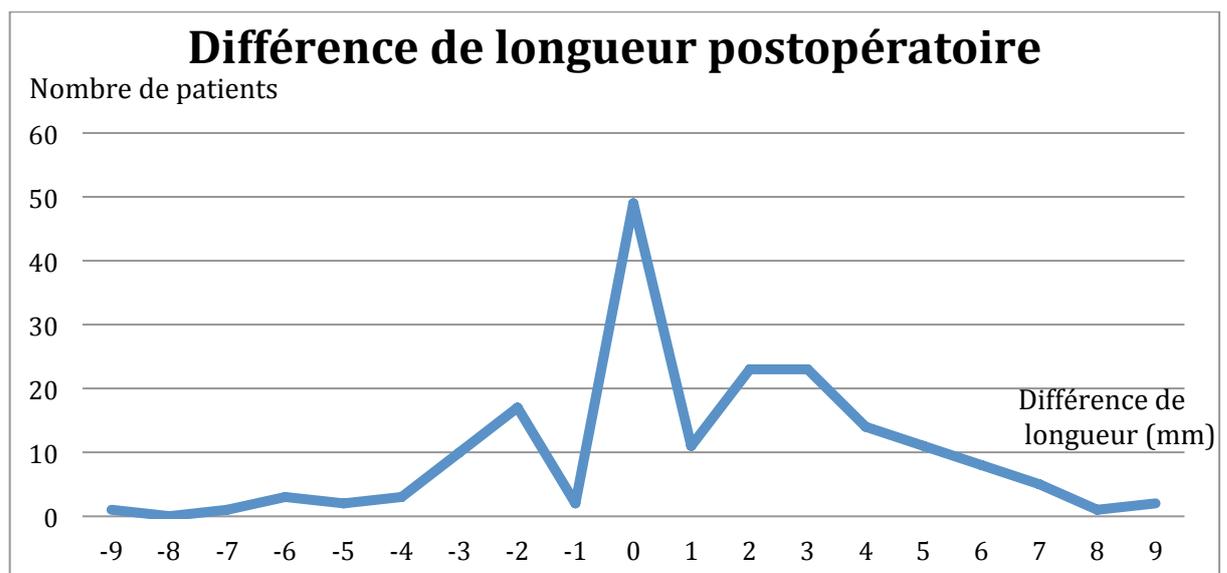


Figure 47 : Différence de longueur postopératoire

Aucune différence de longueur de plus de 9 mm en postopératoire n'a été observée.

L'analyse statistique comparant ces longueurs montre que les patients ont un membre inférieur opéré en moyenne allongé de $2,98 \pm 3.52$ mm et cette différence est statistiquement significative ($p < 0,001$).

L'allongement maximal était de 17 mm et un patient a eu un membre inférieur raccourci de 5 mm.

Cette observation est à confronter aux inégalités préopératoires. En effet, un patient ayant un membre inférieur plus court en préopératoire tirera un bénéfice d'un allongement 'si celui ci ne rend pas le membre opéré plus long.

b) Analyse en fonction des objectifs préopératoires

L'un des objectifs de la chirurgie était de restaurer les longueurs des membres inférieurs.

C'est la raison pour laquelle, chez les patients avec un membre inférieur plus court en préopératoire, l'objectif était de les allonger dans le but d'obtenir l'égalité des membres inférieurs. Les patients isolongs devaient le rester et les patients plus longs ne devaient pas être raccourcis sous peine de déstabiliser la balance de Pauwels en détendant les stabilisateurs de la hanche (Figure 48).

Nous avons donc classé en quatre groupes les variations de longueur entre le préopératoire et le postopératoire :

- Amélioration : Patients plus courts du côté opéré ayant une différence de longueur en postopératoire entre leur différence initiale et l'égalité des membres inférieurs.
- Stabilisation : Patients isolongs ou plus longs qui le sont restés.
- Raccourcissement : Patients ayant un membre inférieur plus court en postopératoire qu'en préopératoire.
- Excès d'allongement : Patients plus courts en préopératoire du côté opéré qui sont devenus plus longs en postopératoire ou patients plus longs en préopératoire qui ont été rallongés.

Analyse de l'évolution des longueurs en fonction de la longueur préopératoire

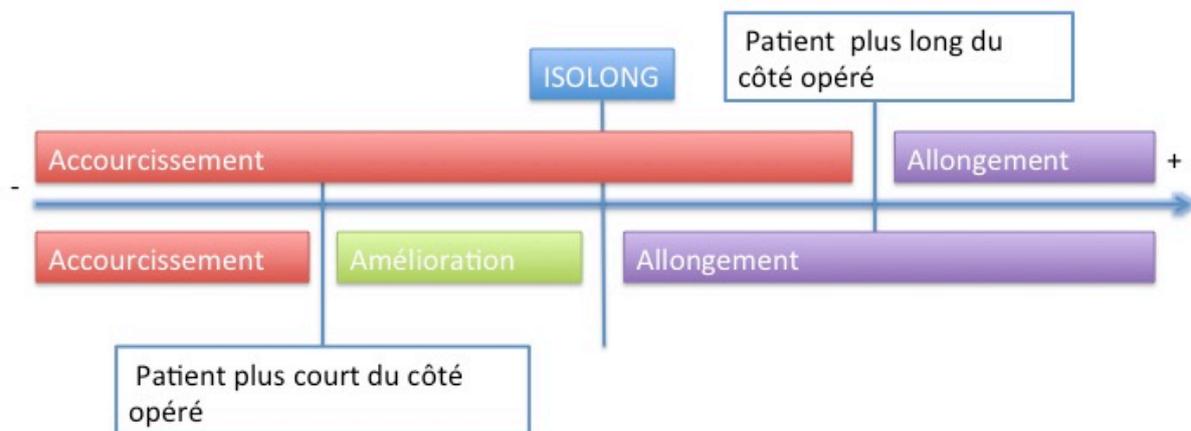


Figure 48 : Objectif de longueur fonction de l'inégalité préopératoire

L'analyse statistique de la comparaison de ces groupes a permis de déterminer que les patients qui ont été allongés (46,6%) l'ont été avec une médiane à $4,6 \pm 3,2$ mm, ceux qui ont été raccourcis (9,5%) l'ont été de $2,7 \pm 2,5$ mm et ceux qui ont été améliorés (25,1%) ont en moyenne été allongés de $4,1 \pm 3,1$ mm ($p < 0,0001$).

IV. DISCUSSION

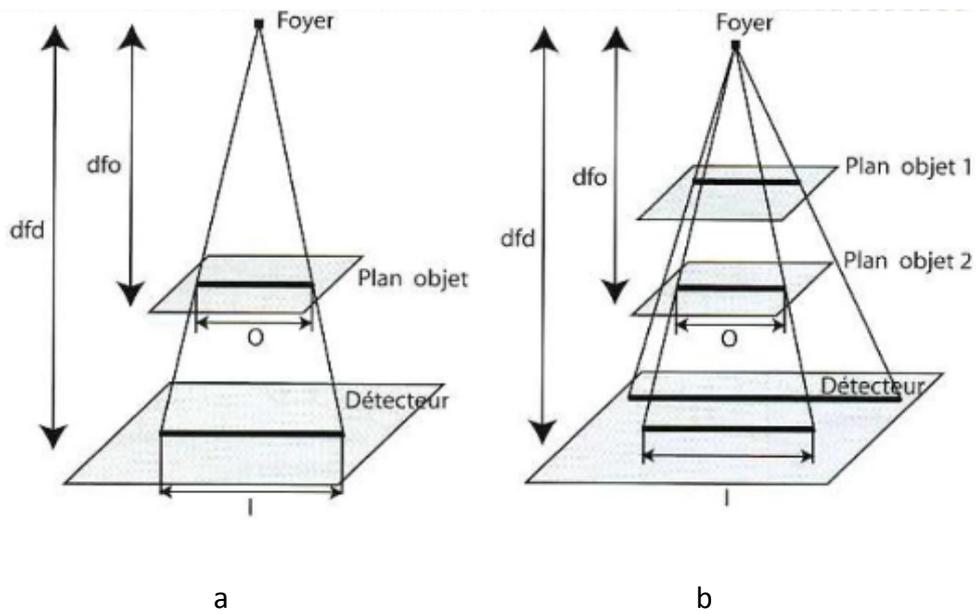
1. Limites de la radiographie standard

a) Imprécisions liées à l'agrandissement radiographique

Les conséquences sont principalement l'appréciation de l'encombrement intramédullaire des implants et donc le choix de leur taille.

L'agrandissement radiographique dépend à la fois de la distance connue entre la source des rayons et la plaque mais aussi de la distance de l'objet à radiographier et la plaque, composante plus difficile à évaluer.

Plus la distance entre la source et la plaque est grande, plus les variations d'agrandissement en fonction de la distance entre l'objet à radiographier et la source sont faibles. Entre deux objets de même taille à radiographier, pour une même position de la source de rayons X et de la plaque, l'objet le plus proche de la source sera le plus agrandi (Figure 49).

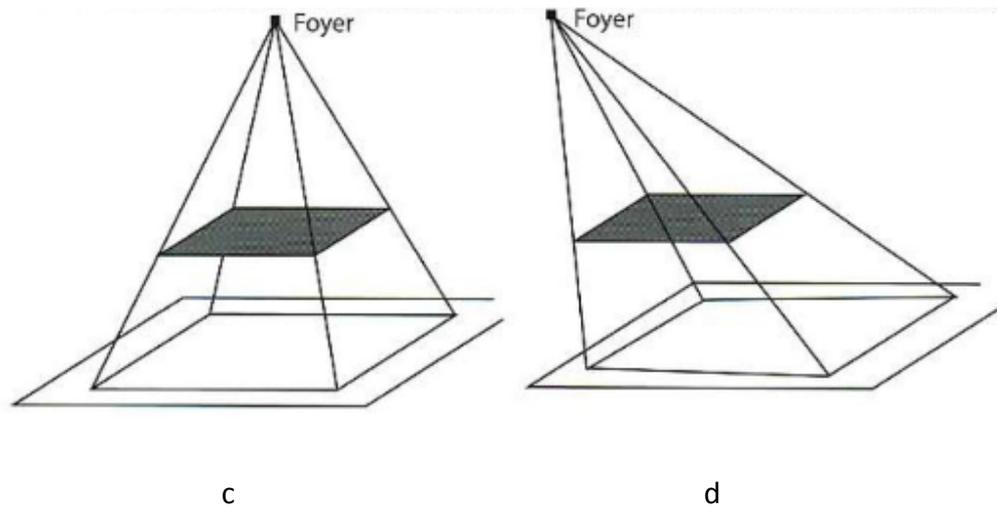


a - La projection de l'objet forme une ombre plus grande que l'objet

b - Les parties les plus éloignées de la plaque sont les plus agrandies

Figure 49 : Agrandissement en fonction de la distance entre la source l'objet et la plaque (Formation de l'image radiologique, Dr Abdoulaye Taye)

De même, une projection perpendiculaire agrandit mais ne modifie pas la forme tandis qu'une projection oblique agrandit et modifie la forme d'un objet parallèle au plan du capteur (Figure 50).



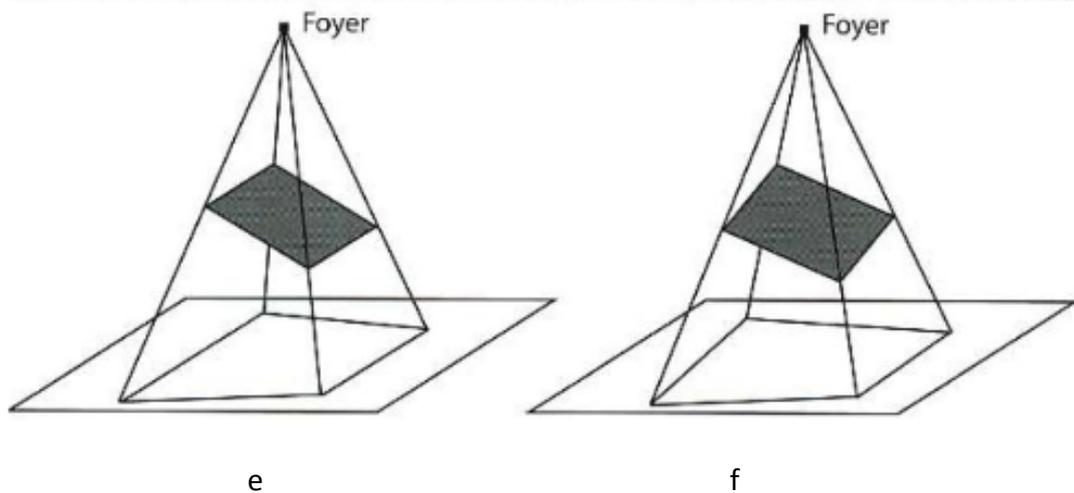
c - Une projection perpendiculaire agrandit mais ne modifie pas la forme

d - Une projection oblique agrandit et modifie la forme d'un objet parallèle

au plan du capteur

Figure 50 : Modification de la forme et de l'agrandissement en cas de projection oblique (Formation de l'image radiologique, Dr Abdoulaye Taye)

La projection normale ou oblique agrandit et modifie la forme d'un objet non parallèle au plan du capteur (Figure 51).



e – Un rectangle a pour image un trapèze si deux côtés opposés sont parallèles au capteur

f – Un rectangle a pour image un quadrilatère quelconque si aucun côté n'est parallèle au capteur

Figure 51 : Modification de la forme et de l'agrandissement en cas d'objet non parallèle au capteur (Formation de l'image radiologique, Dr Abdoulaye Taye)

Tous ces éléments sont sources d'erreur dans l'appréciation de la taille mais aussi de la conformation du cotyle et du fémur, donc dans la précision de notre planification.

b) Adaptations pour pallier ces imprécisions

1. Réalisation des radiographies

Eggl et Muller (37,38) ont choisi, lors de la description de la technique princeps, de positionner la source à 1,50 mètre de la plaque pour obtenir un agrandissement de $1,18 \pm 0,02$. Une variation de 10 cm de la distance de la hanche à planifier par rapport à la plaque entraîne une modification d'un peu plus de 6% de

l'agrandissement, erreur jugée acceptable pour calculer l'offset et la longueur et déterminer le choix des implants.

2. Numérisation

La digitalisation des images n'a pas résolu le problème de leur agrandissement (56). Cependant, elle permet d'utiliser des logiciels qui calibrent automatiquement grâce à des marqueurs de taille connue.

Avec le logiciel que nous avons utilisé, une bille de 28 millimètres était placée entre les jambes du patient à cet effet. Les radiographies étaient donc calibrées ainsi que les calques numériques. Cette technique permettrait de pallier les erreurs d'agrandissement. Cependant, ce dispositif à un seul repère a été l'objet de critiques car certains considèrent que le repère serait, dans certains cas, placé à une distance telle de l'articulation que cela entraînerait des erreurs d'agrandissement jusqu'à 11% (57).

c) Imprécisions liées à l'appréciation de l'offset fémoral

La technique en 2D est souvent critiquée car elle est considérée comme étant moins performante pour permettre la restitution de l'offset de la hanche, certaines séries montrant qu'elle n'atteint son objectif que dans 60 à 80 % des cas (38,39,58–60).

Cet écueil provient en partie du fait qu'il est impossible d'apprécier la longueur de l'offset fémoral chez des patients présentant une raideur de la hanche ne leur permettant pas d'effectuer une rotation interne équivalente à l'antéversion

fémorale pour dérouler tout le col. Ainsi, la mesure de l'offset dans le plan frontal se trouve inférieure comparée au réel offset.

Une variation de l'antéversion du col fémoral modifie la latéralisation fémorale proportionnellement au cosinus de l'angle d'antéversion. Une variation de 20% augmente ou diminue la latéralisation fémorale de 15% (61). De ce fait, il est donc recommandé de calquer sur la hanche controlatérale, si cette dernière est saine.

Cette mesure est donc impossible chez certains patients tandis qu'elle est toujours possible avec un scanner(45,62–64) .

d) Imprécisions liées à l'appréciation de la position du centre de rotation

De même, en pratique, il est difficile de restituer le centre de rotation de l'articulation. En effet, lors de la planification, l'utilisation de calques concentriques permet de planifier la position idéale de l'implant. Cependant sa position définitive sera automatiquement liée à sa stabilité primaire et son orientation.

Bonnin et al.(65) mettent en évidence une médialisation qui peut aller jusqu'à 13 mm et qui n'est pas toujours compensée par l'offset fémoral, ce qui déstabilise la balance de Pauwels.

e) Imprécision combinée de restitution de l'offset fémoral et du positionnement du centre de rotation

La modification de positionnement du centre de rotation joue donc sur l'offset de la hanche avec une tendance à la médialisation et l'erreur d'offset fémoral conduit souvent à le sous-estimer.

En combinant les deux, on peut observer des erreurs d'offset de hanche de plus de 15 mm (6,8).

2. Analyse de la concordance de taille

a) Comparaison de nos résultats avec les autres séries

1. Planification 2D numérique

L'étude menée dans le service permettait donc d'évaluer avec fiabilité la précision de la planification 2D numérique préopératoire des PTH. Comme nous l'avons vu, de nombreuses équipes ont déjà étudié ces procédés et, en les comparant avec nos résultats, les conclusions tirées sur les planifications 2D numériques semblent montrer que la précision que nous avons obtenu semble meilleure.

En effet, concernant la précision de planification, elle révèle que la concordance à taille exacte est identique, que ce soit pour le cotyle ou pour la tige (70% vs. 69,5%) avec, à une taille, une concordance qui semble plus importante pour la planification de la pièce fémorale (98,2% vs. 95%).

Efe et al.(41) obtenaient une moins bonne fiabilité avec 82,3% et 77,5% de précision à une taille respectivement pour la tige et le cotyle.

Cependant, en 2013 dans Arthroplasty, Shaarani (42) obtenait à une taille une précision identique pour la tige et le cotyle (98%), ce qui est comparable à celle que nous avons obtenue. La série étudiée comportait 100 PTH consécutives non cimentées réalisées par le même chirurgien.

2. Planification 3D scanner

L'étude de 2009 par Sariali et al. (46), sur une série de 223 prothèses de hanche non cimentées, a mis en évidence une précision importante, que ce soit pour la tige (94%) ou encore le cotyle (86%) ainsi que pour la combinaison des deux (86%). Ces résultats sont supérieurs à ceux que nous avons obtenus à taille exacte, notamment pour la combinaison des deux composants. (86% vs.49,5%).

Bien que la précision de la planification à taille exacte soit plus importante en 3D, les résultats que nous avons obtenus à une taille démontrent une grande précision. Cette approximation du +/- 1 taille est sans doute suffisante car le travail osseux permet, que ce soit au cotyle ou au fémur, d'utiliser un implant à une taille près.

b) Analyse des résultats concernant les tiges cimentées vs. sans ciment

Les résultats que nous avons obtenus ne montrent pas de différence significative dans la planification des différentes tiges.

Résultat qui semble logique car les tiges cimentées sont implantées comme décrit le « French paradox »(66), soit en press-fit comme les tiges impactées. De ce fait, elles sont calquées et implantées de la même manière.

c) Différence liée à l'expérience

Tout comme les résultats des études publiées en 2017 de Strom et al. sur 34 hanches (67) et Wako et al. sur 60 prothèses planifiées par scanner 3D (68), notre série n'a pas montré de différence de précision dans la planification des prothèses.

De même nous n'avons pu montrer, faute de puissance, une différence de précision de planification entre les séniors.

3. Analyse du positionnement

Bien que les résultats de la planification montrent une grande précision concernant la taille, l'intérêt de l'étude était aussi d'analyser les critères de positionnement des implants. En effet, la concordance de taille ne garantit pas la restitution de l'anatomie.

a) Positionnement du cotyle

1. Hauteur et inclinaison

Le positionnement en hauteur du cotyle est le seul élément qui met en évidence une différence statistiquement significative entre la planification et la réalisation.

Ils sont en moyenne positionnés trop bas par rapport à la programmation de 2,23 mm.

L'inclinaison est, quant à elle, horizontalisée en moyenne de 0,68°, différence à la limite de la significativité.

La combinaison de l'abaissement du positionnement du cotyle et d'une horizontalisation a une influence que l'on retrouve logiquement dans le positionnement du centre de rotation et dans la longueur du membre inférieur.

2. Médiolatéral

La différence de positionnement en médiolatéral des implants n'est pas significative avec une différence moyenne de 0,12 mm.

On ne met pas en évidence de latéralisation du cotyle qui jouerait en faveur d'une augmentation de l'offset, ce qui est souvent mal toléré.

b) Positionnement du centre de rotation

1. Hauteur

Le positionnement en hauteur du centre de rotation est dépendant de la hauteur du cotyle et de son inclinaison. Comme nous l'avons vu, le cotyle étant positionné en moyenne plus bas que planifié et légèrement plus horizontal, le centre de rotation est donc plus distal (2,61 mm).

2. Médiolatéral

De même que le positionnement du cotyle, il n'y a pas de différence significative en médiolatéral.

On ne met donc pas en évidence de modification de l'offset liée à la latéralisation du centre de rotation.

c) Positionnement de la tige

La planification de la tige semble fiable, aucune différence statistiquement significative n'est mise en évidence entre la programmation et la réalisation

4. Influence sur les longueurs

a) Evaluation globale

L'ensemble de l'analyse n'a pas mis en évidence de différence de longueur des membres de plus de 9 mm.

Nous pouvons répartir l'évolution des longueurs en plusieurs groupes :

- 46,6% des patients ont été allongés de manière excessive d'en moyenne $4,6 \pm 3,2$ mm.
- 9,5% des patients ont été raccourcis en moyenne de $2,7 \pm 2,5$ mm.
- 25,1% des patients ont en moyenne été rallongés de $4,1 \pm 3,1$ mm sans dépasser la longueur controlatérale
- 18,7% sont restés isolongs

Dans cette série, les différences de longueur pré et postopératoire sont statistiquement significatives en faveur d'un allongement du membre inférieur opéré de 2,98 mm ($p < 0,0001$).

b) Influence du positionnement des implants

Les seules différences significatives que nous avons pu mettre en évidence dans le positionnement des implants étaient la hauteur et l'inclinaison du cotyle, il en résulte un abaissement du centre de rotation.

L'excès d'allongement que nous observons dans cette série semble être en lien avec le positionnement plus distal du centre de rotation par rapport à la planification.

L'allongement des patients serait donc causé par le positionnement du cotyle.

5. Approximation de l'influence sur l'offset global

L'analyse du positionnement du centre de rotation en pré et postopératoire ne mettait pas en évidence de différence statistiquement significative. Cependant les variations allant de -14 mm à +17 mm, il n'était pas possible de conclure à une restitution systématique d'un offset correspondant à celui de la planification.

6. Corrélation entre le positionnement de la tige et du cotyle

Une modification du positionnement du cotyle en peropératoire par rapport à la planification pourrait être compensée par le positionnement de la tige.

Cependant, nous n'avons pas mis en évidence de corrélation entre le positionnement de la tige en fonction du positionnement du cotyle ou même du centre de rotation.

On ne peut donc pas conclure que le chirurgien adapte le positionnement de la tige fémorale en fonction de la position du cotyle qu'il a implanté.

7. Apport de l'EOS®

Les objectifs que nous avons énoncés concernant l'arthroplastie totale de hanche et sa planification comprennent notamment la restitution de l'anatomie locale au niveau de l'articulation coxofémorale dans le but de recréer une hanche « idéale » morphologiquement. Cela passait donc par un examen clinique rigoureux et une analyse d'imagerie figée que ce soit par une radiographie standard ou encore, pour d'autres, par un scanner.

La planification 3D scanner permet la réalisation d'un *scout view* complet comme un pangonogramme, ce qui donne une appréciation des longueurs indépendamment de l'articulation coxofémorale. Cependant, tout comme un pangonogramme en charge, de face, elle ne permet pas de prendre en compte un éventuel *flessum* ou *recurvatum* au niveau du genou ou encore un déviation frontale d'un segment de membre.

Les initiateurs de la technique, en utilisant l'imagerie faible dose EOS®, sont en faveur d'une autre approche de la planification par le biais d'acquisitions en position fonctionnelle assise et debout ainsi que l'utilisation d'images corps entier prenant en compte une éventuelle pathologie rachidienne ou autre cause de déséquilibre frontal ou sagittal et d'inégalité de longueur des membres.

L'imagerie EOS® est basée sur l'acquisition simultanée de deux images radiographiques orthogonales grâce à un balayage linéaire, tout en maintenant une dose d'irradiation très faible, jusqu'à 10 fois inférieure à celle d'une radiographie standard (69,70).

Cela permet d'avoir une image radiographique sans agrandissement et sans distorsion.

Une planification est réalisée en deux étapes :

- Une vision 2D recherchant un déséquilibre frontal ou sagittal et/ou une inégalité de longueur des membres inférieurs d'origine osseuse ou articulaire.
- Une modélisation 3D par le logiciel sterEOS®.

Le logiciel HipEOS® donne une information sur les conséquences des choix du chirurgien en ce qui concerne la longueur, l'offset et l'antéversion.

L'utilisation de l'EOS® permettrait d'intégrer l'atteinte de l'articulation coxofémorale dans un déséquilibre global. En effet, de plus en plus de patients présentent des pathologies associées au niveau du rachis ou des membres inférieurs, ce qui complique la planification qui ne pourrait se limiter à se focaliser sur la taille des implants et les réglages locaux.

8. Les limites techniques de cette étude

L'intérêt de cette étude réside dans le fait qu'elle concerne un grand nombre de prothèses posées dans un centre spécialisé dans l'arthroplastie de hanche, ces dernières étant réalisées par des chirurgiens très expérimentés.

a) La méthode de planification

Les techniques de planification et de réalisation sont souvent propres à chaque centre. De même, il existe de nombreux logiciels de planification.

Par exemple, certains préconisent la planification dans un premier temps sur la radiographie de profil avant de se reporter sur la hanche de face. D'autres planifient seulement sur la hanche de face avant de se reporter sur le bassin de face ou encore, certains planifient les deux hanches. Toutes ces variabilités altèrent la reproductibilité de ces résultats.

De même, dans notre série, les radiographies sont calibrées avec une bille de 28 mm entre les jambes, ce qui n'est pas le cas dans toutes les séries. En effet, certains utilisent un autre diamètre ou encore un autre positionnement du repère (notamment au niveau du grand trochanter de la hanche à opérer).

b) Les implants

Les implants posés ont des caractéristiques qui leurs sont propres.

Par exemple, certaines tiges fémorales impactées ont un press-fit plus ou moins important du au revêtement d'hydroxyapatite.

De même, la tenue primaire du cotyle peut varier d'un implant à un autre modifiant la technique de fraisage et donc le positionnement.

Seule l'expérience du chirurgien, avec son matériel permet d'anticiper ces écueils. En effet, connaissant les caractéristiques de pose de ses implants, il peut anticiper son geste pour les positionner comme planifiés.

Il semblerait intéressant de réaliser une étude avec différents implants pour tenter de mettre en évidence une éventuelle différence de précision de planification entre les différents implants.

c) L'expérience de la voie d'abord

Au cours de l'étude, la voie d'abord utilisée était toujours la même, une voie antérieure sur table orthopédique. Shemesh et al.(44) ont démontré dans leur étude de 2017 qu'il n'y avait, pour eux, sur une série de 148 prothèses de hanche (75 par voie antérieure et 73 par voie postérieure) réalisées avec les mêmes implants, par le même opérateur, aucune différence de précision de la planification entre la voie d'abord antérieure et la voie postérieure.

Cette voie a des exigences techniques et une courbe d'apprentissage longue qui peut être responsable de nombreux écueils et fausser les résultats de l'analyse de la planification.

En effet, plus un chirurgien est expérimenté, plus les dispositions sont bonnes pour optimiser le positionnement des implants. Dans cette étude, nous n'avons pas pu comparer cette donnée, sachant que l'ensemble de l'équipe bénéficie d'une expérience importante.

V. CONCLUSION

La planification préopératoire en 2D numérique semble être un outil fiable pour prédire la taille et le positionnement des implants.

Les résultats obtenus montrent une grande précision, aussi bien pour la tige que pour le cotyle.

De même, le positionnement des implants est concordant avec la planification avec pour seule différence une légère tendance à l'allongement du membre inférieur opéré, probablement en lien avec une position plus distale du cotyle comparé à la programmation.

VI. BIBLIOGRAPHIE

1. Putman S, Girier N, Girard J, Pasquier G, Migaud H, Chazard E. Épidémiologie des prothèses de hanche en France : analyse de la base nationale du PMSI de 2008 à 2014. *Rev Chir Orthopédique Traumatol.* 2017 Nov 1;103(7, Supplement):S90.
2. Sariali E, Klouche S, Mouttet A, Pascal-Moussellard H. The effect of femoral offset modification on gait after total hip arthroplasty. *Acta Orthop.* 2014 Apr;85(2):123-7.
3. Asayama I, Chamnongkitch S, Simpson KJ, Kinsey TL, Mahoney OM. Reconstructed hip joint position and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2005 Jun;20(4):414-20.
4. Cassidy KA, Noticewala MS, Macaulay W, Lee JH, Geller JA. Effect of femoral offset on pain and function after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2012 Dec;27(10):1863-9.
5. McWilliams A, Stewart TD, Grainger AJ, O'Connor PJ, White D, Redmond A, et al. Leg length inequality following total hip replacement. *Orthop Trauma.* 2011 Feb 1;25(1):37-42.
6. Whitehouse MR, Stefanovich-Lawbuary NS, Brunton LR, Blom AW. The impact of leg length discrepancy on patient satisfaction and functional outcome following total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2013 Sep;28(8):1408-14.
7. White TO, Dougall TW. Arthroplasty of the hip. Leg length is not important. *J Bone Joint Surg Br.* 2002 Apr;84(3):335-8.
8. McWilliams AB, Douglas SL, Redmond AC, Grainger AJ, O'Connor PJ, Stewart TD, et al. Litigation after hip and knee replacement in the National Health Service. *Bone Jt J.* 2013 Jan 1;95-B(1):122-6.
9. Marmor S, Farman T. Causes de procédures médico-légales après prothèse totale de hanche. /data/revues/18770517/v97i7/S1877051711005454/ [Internet]. 2011 Oct 30 [cited 2019 May 1]; Available from: <https://www.em-consulte.com/en/article/667845>
10. Tanaka R, Shigematsu M, Motooka T, Mawatari M, Hotokebuchi T. Factors influencing the improvement of gait ability after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2010 Sep;25(6):982-5.
11. Pritchett JW. Nerve injury and limb lengthening after hip replacement: treatment by shortening. *Clin Orthop.* 2004 Jan;(418):168-71.
12. Giles LG, Taylor JR. Low-back pain associated with leg length inequality. *Spine.* 1981 Oct;6(5):510-21.

13. Konyves A, Bannister GC. The importance of leg length discrepancy after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 2005 Feb;87(2):155-7.
14. Amstutz HC, Ma SM, Jinnah RH, Mai L. Revision of aseptic loose total hip arthroplasties. *Clinical Orthopedics* 170:21-33, 1982. *Clin Orthop.* 2004 Mar;(420):2-9.
15. Visuri T, Lindholm TS, Antti-Poika I, Koskenvuo M. The role of overlength of the leg in aseptic loosening after total hip arthroplasty. *Ital J Orthop Traumatol.* 1993;19(1):107-11.
16. Parvizi J, Sharkey PF, Bissett GA, Rothman RH, Hozack WJ. Surgical treatment of limb-length discrepancy following total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2003 Dec;85-A(12):2310-7.
17. Woolson ST, Harris WH. A method of intraoperative limb length measurement in total hip arthroplasty. *Clin Orthop.* 1985 Apr;(194):207-10.
18. McGrory BJ, Morrey BF, Cahalan TD, An KN, Cabanela ME. Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1995 Nov;77(6):865-9.
19. 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.* 2009 May 1;95(3):210-9.
20. McGrory BJ, Morrey BF, Cahalan TD, An KN, Cabanela ME. Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1995 Nov;77(6):865-9.
21. Rachid A, Moncef E, Najib A, Abdeljaouad N, Abdelkarim D, Hicham Y. Offset fémoral et le fonctionnement de la hanche dans la prothèse totale de la hanche. *Pan Afr Med J [Internet].* 2014 May 22 [cited 2019 Feb 18];18. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4230224/>
22. Bourne RB, Rorabeck CH. Soft tissue balancing: the hip. *J Arthroplasty.* 2002 Jun;17(4 Suppl 1):17-22.
23. Fackler CD, Poss R. Dislocation in total hip arthroplasties. *Clin Orthop.* 1980 Sep;(151):169-78.
24. Jolles BM, Zangger P, Leyvraz P-F. Factors predisposing to dislocation after primary total hip arthroplasty: a multivariate analysis. *J Arthroplasty.* 2002 Apr;17(3):282-8.
25. Kennedy JG, Rogers WB, Soffe KE, Sullivan RJ, Griffen DG, Sheehan LJ. Effect of acetabular component orientation on recurrent dislocation, pelvic

- osteolysis, polyethylene wear, and component migration. *J Arthroplasty*. 1998 Aug;13(5):530-4.
26. McCollum DE, Gray WJ. Dislocation after total hip arthroplasty. Causes and prevention. *Clin Orthop*. 1990 Dec;(261):159-70.
 27. Minoda Y, Kadowaki T, Kim M. Acetabular component orientation in 834 total hip arthroplasties using a manual technique. *Clin Orthop*. 2006 Apr;445:186-91.
 28. Paterno SA, Lachiewicz PF, Kelley SS. The influence of patient-related factors and the position of the acetabular component on the rate of dislocation after total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am*. 1997 Aug;79(8):1202-10.
 29. D'Lima DD, Urquhart AG, Buehler KO, Walker RH, Colwell CW. The effect of the orientation of the acetabular and femoral components on the range of motion of the hip at different head-neck ratios. *J Bone Joint Surg Am*. 2000 Mar;82(3):315-21.
 30. Sariali E, Lazennec JY, Khiami F, Catonné Y. Mathematical evaluation of jumping distance in total hip arthroplasty: influence of abduction angle, femoral head offset, and head diameter. *Acta Orthop*. 2009 Jun;80(3):277-82.
 31. Del Schutte H, Lipman AJ, Bannar SM, Livermore JT, Ilstrup D, Morrey BF. Effects of acetabular abduction on cup wear rates in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1998 Sep;13(6):621-6.
 32. Wolf A, Digioia AM, Mor AB, Jaramaz B. Cup alignment error model for total hip arthroplasty. *Clin Orthop*. 2005 Aug;(437):132-7.
 33. Flecher X, Pearce O, Parratte S, Aubaniac J-M, Argenson J-N. Custom Cementless Stem Improves Hip Function in Young Patients at 15-year Followup. *Clin Orthop*. 2010 Mar;468(3):747-55.
 34. Sakalkale DP, Sharkey PF, Eng K, Hozack WJ, Rothman RH. Effect of femoral component offset on polyethylene wear in total hip arthroplasty. *Clin Orthop*. 2001 Jul;(388):125-34.
 35. Rice IS, Stowell RL, Viswanath PC, Cortina GJ. Three intraoperative methods to determine limb-length discrepancy in THA. *Orthopedics*. 2014 May;37(5):e488-95.
 36. Charnley J. *Low Friction Arthroplasty of the Hip: Theory and Practice*. Springer Science & Business Media; 2012. 383 p.
 37. *Surgical management of degenerative arthritis of the lower limb*. Edited Richard L. Cruess and Nelson S. Mitchell. 255 × 180 mm. Pp. 236, Illustrated. 1975. London: Kimpton. £14.30 [Internet]. *British Journal of Surgery*. [cited 2019 Apr 2]. Available from: <https://www.bjs.co.uk/article/surgical->

management-of-degenerative-arthritis-of-the-lower-limb-edited-richard-l-cruess-and-nelson-s-mitchell-255-x-180-mm-pp-236-illustrated-1975-london-kimpton-%c2%a314%c2%b730/

38. Eggli S, Pisan M, Müller ME. The value of preoperative planning for total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1998 May;80(3):382–90.
39. Knight JL, Atwater RD. Preoperative planning for total hip arthroplasty: Quantitating its utility and precision. *J Arthroplasty.* 1992 Jan 1;7:403–9.
40. Carter LW, Stovall DO, Young TR. Determination of accuracy of preoperative templating of noncemented femoral prostheses. *J Arthroplasty.* 1995 Aug;10(4):507–13.
41. Efe T, El Zayat BF, Heyse TJ, Timmesfeld N, Fuchs-Winkelmann S, Schmitt J. Precision of preoperative digital templating in total hip arthroplasty. *Acta Orthop Belg.* 2011 Oct;77(5):616–21.
42. Shaarani SR, McHugh G, Collins DA. Accuracy of digital preoperative templating in 100 consecutive uncemented total hip arthroplasties: a single surgeon series. *J Arthroplasty.* 2013 Feb;28(2):331–7.
43. Sariali E, Mouttet A, Pasquier G, Durante E. Three-dimensional hip anatomy in osteoarthritis. Analysis of the femoral offset. *J Arthroplasty.* 2009 Sep;24(6):990–7.
44. Husmann O, Rubin PJ, Leyvraz P-F, Roguin B de, Argenson J-N. Three-dimensional morphology of the proximal femur. *J Arthroplasty.* 1997 Jun 1;12(4):444–50.
45. Sariali E, Mauprivez R, Khiami F, Pascal-Mousselard H, Catonné Y. Accuracy of the preoperative planning for cementless total hip arthroplasty. A randomised comparison between three-dimensional computerised planning and conventional templating. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR.* 2012 Apr;98(2):151–8.
46. Sariali E, Mouttet A, Pasquier G, Durante E, Catone Y. Accuracy of reconstruction of the hip using computerised three-dimensional pre-operative planning and a cementless modular neck. *J Bone Joint Surg Br.* 2009 Mar;91(3):333–40.
47. Kitada M, Nakamura N, Iwana D, Kakimoto A, Nishii T, Sugano N. Evaluation of the accuracy of computed tomography-based navigation for femoral stem orientation and leg length discrepancy. *J Arthroplasty.* 2011 Aug;26(5):674–9.
48. González Della Valle A, Comba F, Taveras N, Salvati EA. The utility and precision of analogue and digital preoperative planning for total hip arthroplasty. *Int Orthop.* 2008 Jun;32(3):289–94.

49. Gamble P, de Beer J, Petruccelli D, Winemaker M. The accuracy of digital templating in uncemented total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2010 Jun;25(4):529–32.
50. The B, Verdonschot N, van Horn JR, van Ooijen PMA, Diercks RL. Digital versus analogue preoperative planning of total hip arthroplasties: a randomized clinical trial of 210 total hip arthroplasties. *J Arthroplasty*. 2007 Sep;22(6):866–70.
51. Petretta R, Strelzow J, Ohly NE, Misur P, Masri BA. Acetate templating on digital images is more accurate than computer-based templating for total hip arthroplasty. *Clin Orthop*. 2015 Dec;473(12):3752–9.
52. Elbuluk AM, Wojack P, Eftekhary N, Vigdorichik JM. Three-Dimensional Templating for Acetabular Component Alignment During Total Hip Arthroplasty. *Orthopedics*. 2017 Jul 1;40(4):e708–13.
53. Archbold H a. P, Slomczykowski M, Crone M, Eckman K, Jaramaz B, Beverland DE. The relationship of the orientation of the transverse acetabular ligament and acetabular labrum to the suggested safe zones of cup positioning in total hip arthroplasty. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther*. 2008 Mar;18(1):1–6.
54. Griffin AR, Perriman DM, Bolton CJ, Smith PN. An in vivo comparison of the orientation of the transverse acetabular ligament and the acetabulum. *J Arthroplasty*. 2014 Mar;29(3):574–9.
55. Huppertz A, Radmer S, Asbach P, Juran R, Schwenke C, Diederichs G, et al. Computed tomography for preoperative planning in minimal-invasive total hip arthroplasty: radiation exposure and cost analysis. *Eur J Radiol*. 2011 Jun;78(3):406–13.
56. Wimsey S, Pickard R, Shaw G. Accurate scaling of digital radiographs of the pelvis. A prospective trial of two methods. *J Bone Joint Surg Br*. 2006 Nov;88(11):1508–12.
57. Pickard R j., Higgs D, Ward N. The accuracy of the pacs for pre-operative templating. *Orthop Proc*. 2006 May 1;88-B(SUPP_II):264–264.
58. Hafez MA, Ragheb G, Hamed A, Ali A, Karim S. Digital templating for THA: a simple computer-assisted application for complex hip arthritis cases. *Biomed Tech (Berl)*. 2016 Oct;61(5):519–24.
59. Lustig S. Confrontation of the radiographic preoperative planning with the postoperative data for uncemented total hip arthroplasty]. *Rev Chir ...* [Internet]. [cited 2019 Mar 25]; Available from: https://www.academia.edu/1986412/Confrontation_of_the_radiographic_preoperative_planning_with_the_postoperative_data_for_uncemented_total_hip_arthroplasty_

60. PROTHÈSE TOTALE DE HANCHE : LES CHOIX par Puget, Jean | Somabec [Internet]. [cited 2019 Mar 25]. Available from: http://www.somabec.com/9782294744228/PROTHESE_TOTALE_DE_HANCHE__LES_CHOIX.htm
61. De Thomasson E, Mazel C, Guingand O, Terracher R. [Value of preoperative planning in total hip arthroplasty]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2002 May;88(3):229–35.
62. Davila JA, Kransdorf MJ, Duffy GP. Surgical planning of total hip arthroplasty: accuracy of computer-assisted EndoMap software in predicting component size. *Skeletal Radiol.* 2006 Jun;35(6):390–3.
63. Sugano N, Ohzono K, Nishii T, Haraguchi K, Sakai T, Ochi T. Computed-tomography-based computer preoperative planning for total hip arthroplasty. *Comput Aided Surg Off J Int Soc Comput Aided Surg.* 1998;3(6):320–4.
64. Hassani H, Cherix S, Ek ET, Rüdiger HA. Comparisons of preoperative three-dimensional planning and surgical reconstruction in primary cementless total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2014 Jun;29(6):1273–7.
65. Bonnin MP, Archbold PHA, Basiglioni L, Fessy MH, Beverland DE. Do we medialise the hip centre of rotation in total hip arthroplasty? Influence of acetabular offset and surgical technique. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther.* 2012 Aug;22(4):371–8.
66. El Masri F, Kerboull L, Kerboull M, Courpied JP, Hamadouche M. Is the so-called “French paradox” a reality?: long-term survival and migration of the Charnley-Kerboull stem cemented line-to-line. *J Bone Joint Surg Br.* 2010 Mar;92(3):342–8.
67. Strøm NJ, Pripp AH, Reikerås O. Templating in uncemented total hip arthroplasty-on intra- and interobserver reliability and professional experience. *Ann Transl Med.* 2017 Feb;5(3):43.
68. Wako Y, Nakamura J, Miura M, Kawarai Y, Sugano M, Nawata K. Interobserver and Intraobserver Reliability of Three-Dimensional Preoperative Planning Software in Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2018;33(2):601–7.
69. Escott BG, Ravi B, Weathermon AC, Acharya J, Gordon CL, Babyn PS, et al. EOS low-dose radiography: a reliable and accurate upright assessment of lower-limb lengths. *J Bone Joint Surg Am.* 2013 Dec 4;95(23):e1831–7.
70. Delin C, Silvera S, Bassinet C, Thelen P, Rehel J-L, Legmann P, et al. Ionizing radiation doses during lower limb torsion and anteversion measurements by EOS stereoradiography and computed tomography. *Eur J Radiol.* 2014 Feb;83(2):371–7.

71. Shemesh SS, Robinson J, Keswani A, Bronson MJ, Moucha CS, Chen D. The Accuracy of Digital Templating for Primary Total Hip Arthroplasty: Is There a Difference Between Direct Anterior and Posterior Approaches? *J Arthroplasty*. 2017;32(6):1884–9.

RÉSUMÉ

La planification préopératoire est une étape importante, notamment pour aider le chirurgien à restaurer l'anatomie du patient lors de l'implantation d'une prothèse totale de hanche. Les paramètres de longueur et d'offset sont des critères importants à respecter pour garantir le succès de l'intervention. Elle permet, à un certain degré de précision, de prévoir la taille et le positionnement des implants. Notre objectif était d'étudier la concordance de ces paramètres entre la planification réalisée en 2D numérique et la pose.

Nous avons mené une étude prospective du 5 janvier au 27 mars 2018 sur une série de 220 prothèses totales de hanches posées au Centre Hospitalier Diaconesses Croix Saint-Simon par une équipe de cinq chirurgiens expérimentés. La technique chirurgicale pratiquée était une voie d'abord antérieure sur table orthopédique. La planification 2D numérique était réalisée avant l'intervention. Nous avons comparé les différences de taille entre la planification et le matériel implanté mais aussi, sur les radiographies, les différences de positionnement du cotyle et de la tige et nous en avons déduit celui du centre de rotation.

Sur les 220 prothèses de hanche, la précision de la planification du cotyle à taille exacte était de 70% et de 95% à une taille. De même, pour la tige, la précision de la planification était de 69,5% à taille exacte et de 98,2% à une taille. Concernant le positionnement, nous avons pu analyser 187 radiographies, 33 étant éliminées du fait d'un défaut de qualité. La seule différence statistiquement significative que nous avons mise en évidence est un abaissement du centre de rotation en moyenne de 2,61 mm et du cotyle de 2,23 mm. Aucune inégalité de longueur postopératoire de plus de 9 mm n'a été mise en évidence avec seulement une tendance vers un allongement.

La planification préopératoire en 2D numérique est un outil fiable pour prédire la taille et le positionnement des implants. L'allongement observé semble en rapport avec un positionnement plus bas du cotyle comparé à la planification, responsable d'un abaissement du centre de rotation.

MOTS-CLÉS

Prothèse totale de hanche
Planification
Radiographie standard
Inégalité de longueur
Offset