

U N I V E R S I T E D E N A N T E S

F A C U L T E D E M E D E C I N E

Année 2012

Thèse N°041

THESE

pour le

DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN MÉDECINE

DES de CHIRURGIE GÉNÉRALE

Par

N i c o l a s B O U G U E N N E C

Né le 26 mars 1982 à Nantes (44)

Présentée et soutenue publiquement le 7 Juin 2012

**LE SYSTEME NAVITRACK® PERMET-IL DE MIEUX ATTEINDRE
L'OBJECTIF DE LONGUEUR ET DE LATERALISATION
DU MEMBRE INFERIEUR LORS D'UNE PROTHESE TOTALE
DE HANCHE**

Directeur de thèse : M. le Professeur GOUIN

Président de thèse : M. le Professeur PASSUTI

Membres du Jury : M. le Professeur STINDEL

M. le Docteur WAAST

ABREVIATIONS

ASA : American Society of Anesthesiologists

BDLA : Bras De Levier des Abducteurs

CAO : Chirurgie Assistée par Ordinateur

CHU : Centre Hospitalier Universitaire

cm : Centimètre

EIAS : Epine Iliaque Antéro Supérieure

ILMI : Inégalité de Longueur des Membres Inférieurs

IMC : Indice de Masse Corporel

IRM : Imagerie par Résonance Magnétique

mm : Millimètre

m : Mètre

kg : Kilogramme

PM : Périmètre de Marche

PMA : Score de Postel Merle d'Aubigné

PPA : Plan Pelvien Antérieur

PTH : Prothèse Totale de Hanche

SOMMAIRE

ABREVIATIONS	2
SOMMAIRE	3
INTRODUCTION	6
GÉNÉRALITÉS	8
1. PARAMETRES ANATOMIQUES A PRENDRE EN COMPTE LORS D'UNE PTH	8
2. QUELS SONT LES OBJECTIFS BIOMECANIQUES LORS D'UNE PTH ?	12
3. EVALUATION DE L'ILMI EN PREOPERATOIRE	13
4. L'ILMI POSTOPERATOIRE	16
5. QUELS SONT LES MOYENS UTILISABLES POUR ATTEINDRE LES OBJECTIFS ?	19
5.1. LA PLANIFICATION PREOPERATOIRE	19
5.2. METHODES CLINIQUES PEROPERATOIRES	20
5.3. ANCILLAIRES.....	21
5.4. LA RADIOGRAPHIE PEROPERATOIRE.....	24
5.5. LA CHIRURGIE ASSISTEE PAR ORDINATEUR.....	24
6. LE SYSTEME NAVITRACK®	29
7. HYPOTHESE	32
8. OBJECTIFS	32
8.1. PRINCIPAL.....	32
8.2. SECONDAIRES.....	32
MATERIEL ET METHODES	33
1. TYPE D'ETUDE	33
1.1. CRITERES D'INCLUSION	33
1.2. CRITERES D'EXCLUSION.....	34
2. PROTOCOLE	34
2.1. LISTING DES PATIENTS	34
2.2. INFORMATION AU PATIENT.....	34
2.3. FINANCEMENT DU PROJET.....	35
2.4. ELEMENTS CLINIQUES PRE, PER ET POSTOPERATOIRES	35
2.5. SYNTHESE DES DONNEES	35
3. ANALYSE CLINIQUE	35

3.1. PREOPERATOIRE.....	35
3.2. PRE ET POSTOPERATOIRE.....	37
3.3. PEROPERATOIRE.....	37
3.4. POSTOPERATOIRE.....	38
4. ANALYSE DU GESTE OPERATOIRE.....	38
4.1. CONDITIONS TECHNIQUES ET OPERATEURS.....	38
4.2. LE SYSTEME DE NAVIGATION.....	38
4.3. IMPLANTS UTILISES.....	44
4.4. COMPLICATIONS.....	47
4.5. SUITES POSTOPERATOIRES.....	47
5. ANALYSE RADIOGRAPHIQUE.....	47
5.1. CONDITIONS ET VALIDITE DE L'EXAMEN RADIOGRAPHIQUE.....	47
5.2. LOGICIEL DE MESURE.....	48
5.3. PARAMETRES DE L'ANATOMIE DE LA HANCHE.....	48
5.4. PARAMETRES EXO-MEDULLAIRES DE LA TIGE FEMORALE AVENIR®.....	50
RESULTATS.....	52
1. LES SERIES ET LES DONNEES PREOPERATOIRES.....	52
1.1. LES SERIES.....	52
1.2. DONNEES PREOPERATOIRES.....	57
2. DONNEES PEROPERATOIRES ET POSTOPERATOIRES IMMEDIATES.....	60
2.1. OPERATEURS.....	60
2.2. DUREES.....	61
2.3. MATERIEL IMPLANTE.....	62
2.4. COMPLICATIONS POSTOPERATOIRES IMMEDIATES.....	64
3. DONNEES DE LA NAVIGATION.....	64
3.1. ATTITUDE DU CHIRURGIEN PAR RAPPORT AUX DONNEES DE LA NAVIGATION.....	64
3.2. FIABILITE DE LA NAVIGATION.....	65
4. RESULTATS RADIOGRAPHIQUES.....	66
4.1. ANGLE CC'D.....	66
4.2. VARIATION DES PARAMETRES ANATOMIQUES DE LA HANCHE.....	67
4.3. PARAMETRES EXO-MEDULLAIRES DE LA TIGE AVENIR®.....	73
DISCUSSION.....	79
1. DE LA METHODE.....	79
1.1. TYPE D'ETUDE.....	79
1.2. LES SERIES.....	79

1.3. CLINIQUE.....	81
1.4. RADIOGRAPHIQUE.....	82
2. DES RESULTATS.....	84
2.1. DONNEES DES SERIES	84
2.2. L'INTERVENTION	84
2.3. COMPLICATIONS PEROPERATOIRES ET POSTOPERATOIRES IMMEDIATES	89
2.4. RESULTATS RADIOGRAPHIQUES	89
3. L'OBJECTIF DOIT-IL ETRE DE RESTITUER L'ANATOMIE LORS D'UNE PTH ?.....	99
3.1. MODIFICATION DE L'OFFSET	99
3.2. MODIFICATION DU CENTRE DE ROTATION.....	104
3.3. MODIFICATION DE LA LONGUEUR.....	105
4. LE DEVELOPPEMENT DE NOUVEAUX OUTILS EST-IL NECESSAIRE POUR ATTEINDRE LES OBJECTIFS DE LONGUEUR ET DE LATERALISATION ?.....	109
4.1. LA PLANIFICATION.....	109
4.2. LES METHODES CLINIQUES PEROPERATOIRES.....	112
4.3. LES ANCILLAIRES	113
4.4. LES SYSTEMES DE CAO	117
CONCLUSION.....	119
BIBLIOGRAPHIE.....	121
ANNEXES	132

INTRODUCTION

Environ 100 000 Prothèses Totales de Hanche (PTH) primaires sont posées en France chaque année [2, 3]. Cette intervention permet un soulagement des douleurs et une amélioration de la fonction et de la qualité de vie [4-6]. Avec une survie actuarielle de 90 à 95% à 10 ans [7, 8], les résultats sont durables mais, comme toute chirurgie, cette intervention a aussi des risques. Parmi ces risques, l'inégalité de longueur des membres inférieurs (ILMI) post-opératoire peut être responsable de douleurs, de problèmes lors de la marche ou de reprise chirurgicale [1, 9, 10]. L'insatisfaction du patient qui en résulte pèjore le résultat de l'arthroplastie et représente avec la lésion neurologique et la luxation un motif fréquent de litige pour les orthopédistes [11-16].

En effet, malgré le respect de l'indication opératoire, de la planification préopératoire et l'existence de méthodes de mesure peropératoires, l'anatomie de la hanche n'est parfois pas suffisamment restituée. Or, la variation de longueur et de latéralisation du membre inférieur a des conséquences sur le bras de levier des abducteurs et sur les contraintes au niveau des interfaces [17, 18]. La modification de la biomécanique de la hanche peut également être source d'usure et d'instabilité [12, 19-22].

Depuis 30 ans, la Chirurgie Assistée par Ordinateur (CAO) s'est développée en orthopédie afin d'apporter un outil supplémentaire, plus ou moins actif, à l'opérateur. La chirurgie de la hanche a bénéficié de ces progrès et de nombreux systèmes ont prouvé leur fiabilité pour restituer l'anatomie et aider à l'orientation des implants [23-25]. Des inconvénients (fiabilité du plan pelvien antérieur [26], durée opératoire, coût, matériel) ralentissent leur diffusion. Pour répondre à ces inconvénients, la société ORTHOsoft (Montréal, Canada) a développé un système passif de CAO sans imagerie complémentaire et commercialisé par la société Zimmer (Winterthour, Suisse). Cette navigation ne donne que des informations sur la longueur et la latéralisation mais son utilisation paraît plus simple, moins longue et moins chère. L'objectif a été de savoir si l'utilisation de ce système de navigation des PTH permettait de mieux atteindre l'objectif de longueur et d'offset global du membre inférieur sans comorbidité surajoutée lors d'une PTH de première intention.

La restitution des paramètres exo-médullaires de la tige fémorale non cimentée Avenir® (Zimmer, Winterthur, Suisse) a également été étudiée puisque la difficulté pour restituer l'anatomie pouvait être liée à l'acte chirurgical et à la technique mais aussi aux propriétés intrinsèques de la prothèse [1].

GÉNÉRALITÉS

Avant la programmation d'une PTH, des choix sont faits :

- les matériaux du couple de frottement.
- la géométrie des implants.
- le type de fixation des implants.

Les implants choisis, il faut anticiper leur mise en place en respectant un cahier des charges biomécaniques garantissant un bon résultat fonctionnel et mécanique. L'intervention est ensuite la réalisation de cette planification.

1. PARAMETRES ANATOMIQUES A PRENDRE EN COMPTE LORS D'UNE PTH

Pour Merloz et al. [27], la restauration de l'architecture de la hanche comprend **9 paramètres** :

- la position du centre de rotation de l'articulation **dans les 3 dimensions**.

Sur une hanche saine, le centre de rotation de la hanche est assimilé au centre de la tête fémorale [28]. Sur une hanche pathologique dont la tête fémorale est déformée, cette approximation est moins valable.

- l'**inclinaison** et l'**antéversion** de l'acétabulum.

L'inclinaison est « l'angle d'abduction » [29] de l'axe acétabulaire et correspond à l'angle entre l'axe acétabulaire vertical et le plan sagittal.

L'antéversion correspond à l'angle entre le plan sagittal et la tangente aux bords antérieurs et postérieurs de l'acétabulum [30].

- la **position médio-latérale** et **crânio-podale** du fémur.

La position médio latérale peut être considérée par rapport au centre de la tête fémorale, il s'agit alors de *l'offset* ou « distance perpendiculaire entre l'axe longitudinal du

fémur passant par le milieu de la diaphyse et le centre de la tête fémorale » [18, 31] (FIGURE 1).

Cette position peut aussi être considérée par rapport à un point fixe sur le bassin, il s'agit alors de *l'offset global* [32] ou « latéralisation de la hanche » [33] ou « offset de la hanche » [34]. Il correspond, quelque soit le repère utilisé sur le bassin, à la latéralisation de l'axe du fémur par rapport à un point fixe sur le bassin (Figure 1).

L'offset global peut être décomposé de cette façon [32]:

Offset global = offset du fémur + latéralisation du centre de rotation
--

- l'**antéversion** du fémur.

Elle est définie par l'angle entre l'axe transversal du genou et l'axe transversal du col fémoral [30].

- la **stabilité** des deux implants.

Merloz et al. ne citent pas le bras de levier des abducteurs (BDLA) mais celui-ci doit également être pris en compte. Il est défini par la perpendiculaire à la tangente à la face externe du grand trochanter passant par le centre de rotation de la hanche [32] (Figure 1).

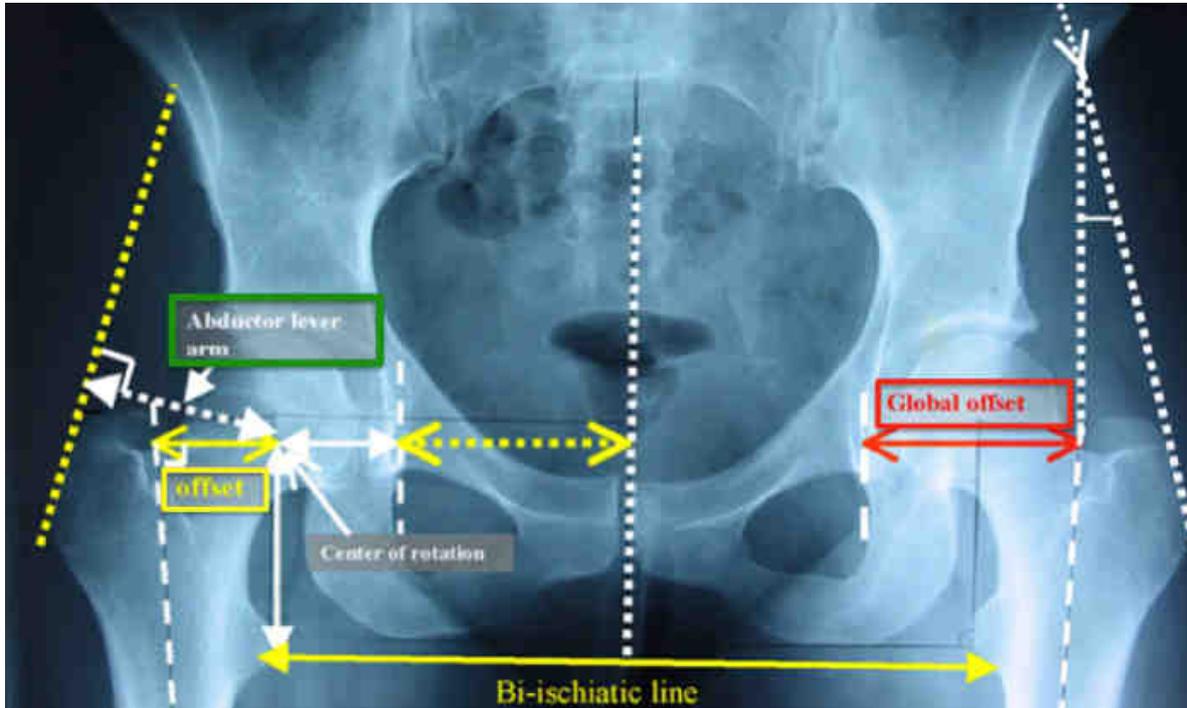
Lors de la position en appui monopodal, la ceinture pelvienne peut être considérée comme un levier du premier genre [35] (Figure 2). Même si le principe de la balance décrit par Pauwels [36] est critiquable car il s'agit d'une étude dans un seul plan, il met en évidence la situation de porte-à-faux de l'articulation de la hanche.

Le poids du corps est contrebalancé par la force des abducteurs : les abducteurs doivent développer une force correspondant à 3 fois le poids du corps pour équilibrer le pelvis. Le centre de rotation de la hanche est le point d'application de la force résultante qui correspond donc à 4 fois le poids du corps (Figure 3).

Le muscle tenseur du fascia lata et le fascia lata sont également importants pour permettre le maintien en équilibre en appui monopodal (Figure 4).

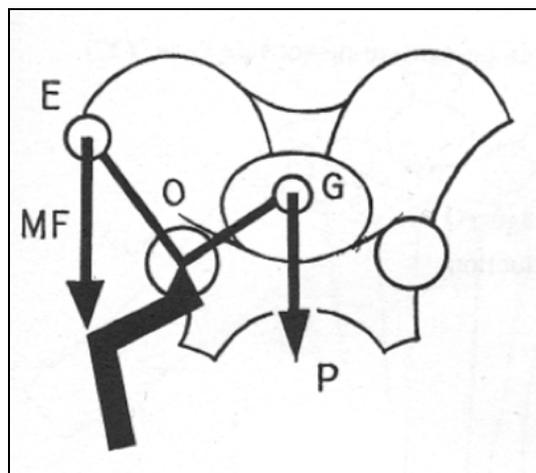
Figure 1 : Radiographie de bassin de face.

L'offset est représenté par la flèche jaune. L'offset global correspond à la flèche rouge. La flèche blanche en pointillés représente le bras de levier des abducteurs.



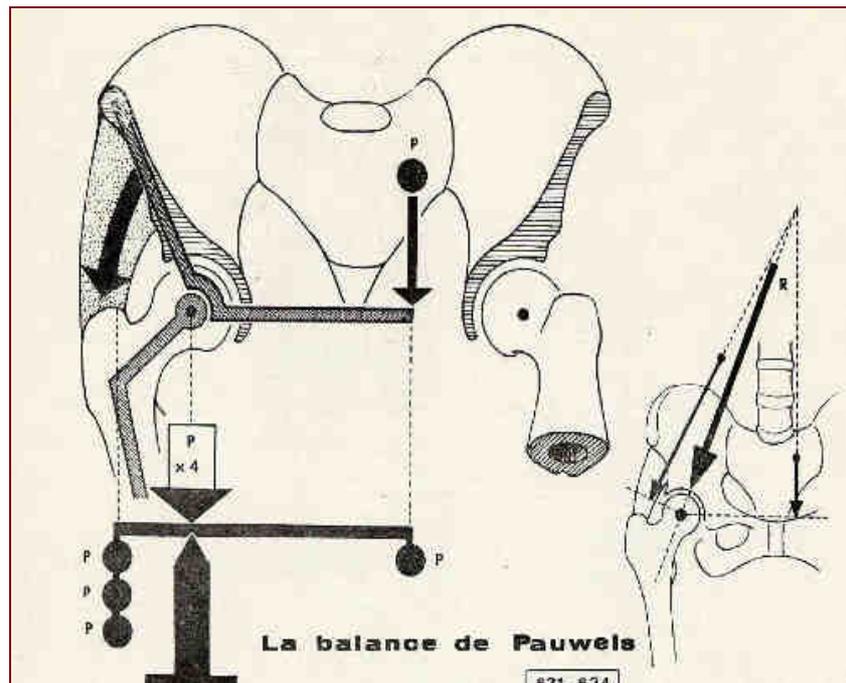
(D'après Lecerf et al.)

Figure 2 : Schéma de l'articulation de la hanche en tant que levier du premier genre.



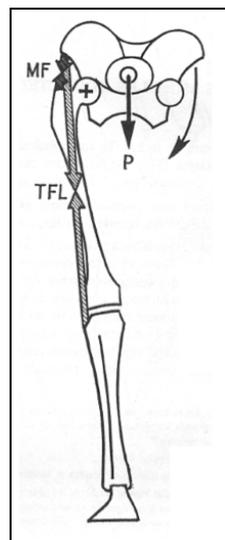
(D'après A.I. Kapandji)

Figure 3 : Schéma de la balance de Pauwels.



(D'après J. Castaing)

Figure 4 : Représentation de l'action du fascia lata et du muscle tenseur du fascia lata.



(D'après A.I. Kapandji)

Une modification de la position du centre de rotation va modifier le bras de levier des abducteurs et la fonction de la hanche. Si le bras de levier des abducteurs augmente, la force nécessaire pour ce bras de levier diminue.

Tous ces paramètres vont être déterminés par la position de la tige fémorale, par la position du cotyle prothétique ou par les deux à la fois :

- Le centre de rotation de l'articulation de la hanche - L'antéversion et l'inclinaison du cotyle	}	Déterminés par la position du cotyle
- L'offset - L'antéversion du fémur	}	Déterminés par la position de la tige fémorale
- L'offset global - Le bras de levier des abducteurs - La longueur du membre inférieur - La stabilité des deux implants	}	Déterminés par l'association de la position des 2 implants

2. QUELS SONT LES OBJECTIFS BIOMECHANIQUES LORS D'UNE PTH ?

Pour tout chirurgien orthopédiste, les objectifs essentiels lors d'une PTH sont :

- une fixation satisfaisante des implants.
- une stabilité satisfaisante.
- une égalisation des membres inférieurs.

L'ordre peut être variable en fonction de l'indication opératoire, du chirurgien, ou même du pays. Aux Etats-Unis par exemple, l'égalisation n'est pas l'objectif principal et vient après la fixation et la stabilité [17] : le chirurgien préférera augmenter la stabilité, parfois au prix d'une ILMI postopératoire.

Pour Johnston et al. [37], les objectifs doivent aussi être:

- un minimum d'effort musculaire nécessaire pour avoir une activité normale.
- des forces de contact minimales au niveau de la hanche.
- un moment d'action minimum au niveau de la jonction col-tige de la tige fémorale.

L'objectif biomécanique de la PTH est donc un compromis pour optimiser la fonction de la hanche par une stabilité et une faible dépense énergétique tout en recherchant des contraintes minimums et une fixation durable pour limiter l'usure.

Pour répondre à ces objectifs, Khanduja et al. ont proposé de résumer les principes biomécaniques de la PTH en 4 points [38]:

- 1 - un offset restitué.**
- 2 - rétablir un centre de rotation de la hanche.**
- 3 - une correcte orientation des composants.**
- 4 - une longueur restituée.**

La variation d'un ou de plusieurs paramètres va modifier la biomécanique de la hanche prothétique. **Pour restaurer la fonction, l'objectif doit être de restaurer les paramètres biomécaniques au mieux [20].**

3. EVALUATION DE L'ILMI EN PREOPERATOIRE

La recherche, à la fois par l'examen clinique et les examens complémentaires, d'une ILMI préopératoire doit être systématique pour fixer l'objectif de longueur et prévenir l'ILMI postopératoire.

3.1. EVALUATION CLINIQUE

La mesure clinique doit être considérée comme une indication, non comme une donnée précise. En effet, l'approximation de ces méthodes est de 5 à 10 mm [39, 40].

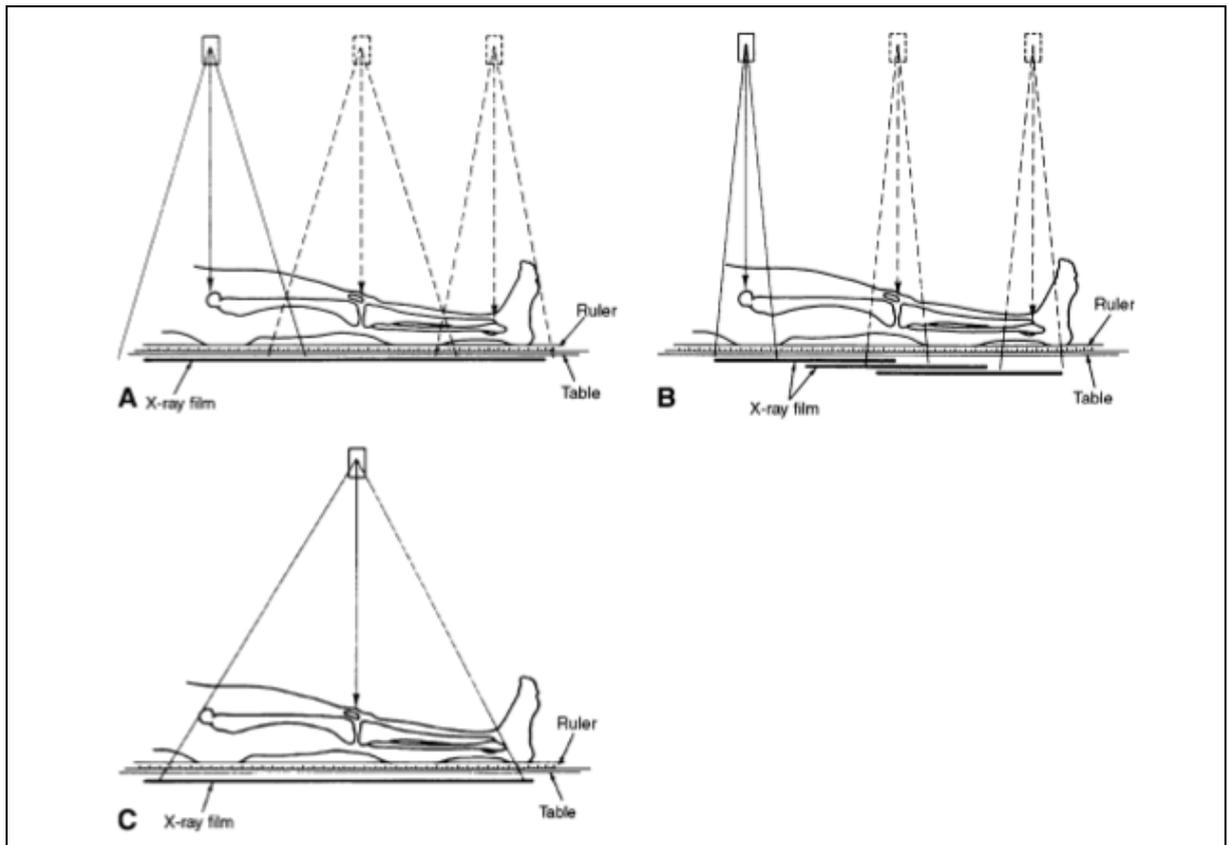
Plusieurs méthodes existent [39-41]:

- la palpation des épines iliaques antéro-supérieures (EIAS) chez un patient debout. Cette technique indirecte mesure la hauteur de cale nécessaire pour que le patient se sente « iso-long » ou pour que la ligne des deux crêtes iliaques soit horizontale.
- la mesure de la distance entre l'EIAS et la malléole médiale.
- l'évaluation de l'ILMI chez un patient en décubitus dorsal par la différence de hauteur des malléoles ou par la différence de longueur au niveau de la plante des pieds.

3.2. EVALUATION PAR L'IMAGERIE [41] (FIGURE 5)

- la radiographie du bassin de face : utilisée pour l'analyse de la longueur des membres inférieurs lorsque la pathologie ne concerne que la hanche. Cet examen n'est valable que si les autres articulations sont saines.
- le scannogramme : réalisation de trois clichés centrés sur la hanche, le genou et la cheville avec des cassettes radiographiques standards.
- l'« orthoroentgenogram » des anglo-saxons utilisant le même principe que le scannogramme avec des cassettes radiographiques plus grandes sur chaque articulation.
- le pangonogramme (appelé « teleoroentgenogram » dans les pays anglo-saxons) : cliché radiographique antéro-postérieur des deux membres inférieurs dans leur totalité et centré sur les genoux. Son inconvénient principal est l'effet parallaxe : la distance mesurée n'est pas la distance réelle. Il permet cependant de donner une idée globale sur la longueur des membres inférieurs.

Figure 5 : Schémas des examens radiographiques examinant l'ensemble du membre inférieur.



A – « Orthoroentgenogram ».

B – Scannogramme.

C – Pangonogramme.

(D'après Morrissy RT. et Weinstein SL., eds. Lovell and Winter's Pediatric Orthopedics. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2006)

Ces méthodes radiographiques ont l'inconvénient d'être faussées lorsqu'il y a une anomalie d'axe dans le plan sagittal comme par exemple un flessum.

- les ultrasons : technique permettant une mesure de l'ILMI par repérage des repères osseux par échographie au niveau de chaque articulation. Cette technique est moins reproductible que les radiographies mais est plus fiable que l'examen clinique.

- le scanner : cette méthode est fiable et reproductible mais a des inconvénients (irradiation, coût). La coupe scout-view faite avant la réalisation du scanner équivaut à un scannogramme.

- l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) : cet examen peut être réalisé pour l'étude et le calcul d'une ILMI dans un contexte de pathologie plus globale des membres inférieurs nécessitant une imagerie complémentaire.

Les techniques utilisant le scanner ou l'IRM posent le problème de la reproductibilité en postopératoire en raison des artefacts créés par le matériel prothétique.

Le choix de l'examen complémentaire doit donc être fait en fonction de l'indication et du motif de consultation du patient mais il faut aussi se poser la question de la reproductibilité, de l'irradiation, du coût et de l'accès au matériel.

4. L'ILMI POSTOPERATOIRE

Même si le résultat fonctionnel et la diminution des douleurs restent les buts principaux lors d'une PTH, la prévention de l'ILMI doit être recherchée. Le ressenti de cette ILMI lorsqu'elle existe va dépendre pour partie du discours tenu par le chirurgien en préopératoire [1]. La moitié, seulement, des patients qui ont une gêne par l'ILMI en postopératoire se souvient d'avoir été informée du risque d'ILMI lors de la pose d'une PTH [42]. L'information au patient doit donc être répétée, pour cette complication, comme pour les autres.

L'ILMI en tant que symptôme peut exister avec ou sans anomalie de position des implants.

4.1. ILMI AVEC MALPOSITION DES IMPLANTS

Comme décrit par Parvizi et al. [21], l'ILMI postopératoire liée à la malposition des implants peut avoir 2 causes :

1) le positionnement des implants induit directement un rallongement comme par exemple un abaissement du cotyle.

2) le positionnement des implants induit indirectement un rallongement.

Par exemple, un cotyle rétroversé induit une instabilité et le chirurgien est par conséquent obligé d'augmenter la longueur du col ou l'offset de la tige pour augmenter la stabilité.

4.2. ILMI SANS MALPOSITION DES IMPLANTS

OU DIFFERENCE ILMI POSTOPERATOIRE « VRAIE » - ILMI « FONCTIONNELLE » [43]

Abraham et Dimon ont défini l'inégalité « vraie », l'inégalité « apparente » et l'inégalité « mixte ». L'inégalité « vraie » est le reflet d'une inégalité de longueur des segments osseux. L'inégalité « apparente » résulte quant à elle de déformations secondaires en dépit de la présence d'une égalité de longueur des segments osseux. Enfin, l'inégalité mixte est une association des deux [1].

Ranawat et Rodriguez ont défini l'ILMI postopératoire « fonctionnelle » (équivalent de l'ILMI « apparente ») comme une sensation d'ILMI ressentie par le patient éventuellement accompagnée d'un déséquilibre et dépassant l'ILMI mesurée radiographiquement [43]. Peuvent s'y associer des douleurs latérales, rachidiennes basses ou le long de la crête iliaque.

- L'ILMI vraie est liée [44]:

- à la longueur du col prothétique.
- aux dimensions de la tige fémorale.
- à l'angle cervico-diaphysaire de la tige fémorale.
- à la hauteur et l'orientation de la coupe fémorale.
- au fraisage de l'acétabulum.
- à l'épaisseur du cotyle prothétique.

- L'ILMI fonctionnelle peut être expliquée ou favorisée par plusieurs mécanismes:

- une diminution de la mobilité rachidienne rend les patients plus sensibles aux variations de longueur et de cinématique articulaire par diminution de leur capacité

d'adaptation et de compensation. Le degré de mobilité rachidienne lombaire en particulier joue un rôle dans la perception de l'ILMI postopératoire perçue [45].

-une raideur des tissus mous péri-articulaires (capsule antérieure, muscle droit fémoral, muscle psoas, muscle tenseur du fascia lata, muscles petit et moyen fessiers) peut entraîner un bassin oblique. Une contracture en adduction controlatérale donne une perception de rallongement sans qu'il n'existe de contracture des tissus mous du côté opéré. Au contraire, un bassin oblique résultant d'une contracture en abduction du côté opéré donne une sensation de rallongement homolatéral.

- à l'inverse, si la capsule antérieure est trop détendue et qu'un flessum persiste en controlatéral, le bassin va pencher vers le côté controlatéral avec une impression de déséquilibre.

Une ILMI postopératoire peut donc être liée à :

-une ILMI par rallongement de la distance centre de tête-col fémoral, par abaissement du centre de rotation de la hanche ou par l'association des deux.

-une ILMI liée à d'autres facteurs (raideur des tissus mous entraînant une abduction ou une adduction, pathologies dégénératives scoliotiques lombaires entraînant un bassin oblique avec contracture).

Concernant l'évolution de ces ILMI fonctionnelles, Ranawat et Rodriguez retrouvaient 14% de bassins obliques sans ILMI radiologique à 1 mois postopératoire sur 100 PTH. Les hanches dysplasiques et les membres inférieurs plus courts en préopératoire étaient plus fréquents dans le groupe ayant une ILMI fonctionnelle. Ces 14 patients ont eu une évolution favorable dans les 3 ou 6 mois avec des exercices d'assouplissement.

L'ILMI fonctionnelle peut cependant parfois persister (jusqu'à 7% des cas). Elle peut alors être traitée :

- par l'observation.
- par la rééducation ou par le port d'une talonnette jusqu'à résolution.

- par chirurgie avec release des parties molles ou changement des implants. Ce traitement peut être proposé en cas d'absence d'amélioration après 6 mois de traitement conservateur.

5. QUELS SONT LES MOYENS UTILISABLES POUR ATTEINDRE LES OBJECTIFS ?

5.1. LA PLANIFICATION PREOPERATOIRE

La planification avant une PTH sert à anticiper le déroulement de l'intervention à venir pour atteindre les objectifs fixés.

Elle est essentielle et va permettre de [46]:

- prévoir le matériel qui sera implanté.
- prévoir les difficultés éventuelles. Ainsi pour Eggli et al [47], 80% des difficultés peuvent être anticipées comme la résection d'ostéophytes, une ostéotomie trochantérienne, la nécessité d'une greffe osseuse ou d'un renfort acétabulaire.
- déterminer le stock osseux.
- déterminer l'emplacement des implants et les niveaux de coupe.

Elle se fait classiquement par la méthode de Müller à partir d'une radiographie de bassin de face et d'une radiographie de hanche de profil. Sur ces radios, sont positionnés des calques transparents donnant ainsi les repères de coupe et les tailles attendues.

La numérisation des clichés radiographiques a imposé l'adaptation de la planification qui peut désormais se faire sur ordinateur. L'utilisation d'outils informatisés comme le PACS (Kodak Carestream) se généralise actuellement.

La méthode décrite par Woolson est une alternative à la méthode de Müller. Les auteurs proposent de mesurer la hauteur de coupe par rapport au sommet de la tête fémorale et non par rapport au petit trochanter. C'est la hauteur d'os réséqué qui est planifié [48].

5.2. METHODES CLINIQUES PEROPERATOIRES [42]

- Le test du piston ou « shuck test » [1].

Il s'agit d'une traction longitudinale manuelle dans l'axe du membre inférieur.

L'existence d'un piston en extension peut être considérée comme normale mais doit en revanche disparaître en flexion de genou.

- Le « dropkick test » [17].

Le patient est en décubitus latéral, la hanche est placée en extension et le genou est fléchi à 90°. En cas de rallongement important, le système extenseur étant trop tendu, la jambe revient spontanément en extension.

- La tension du moyen fessier et des parties molles [49].

- La mesure de la distance ombilic-malléole médiale.

- La mesure de la distance EIAS-malléole médiale.

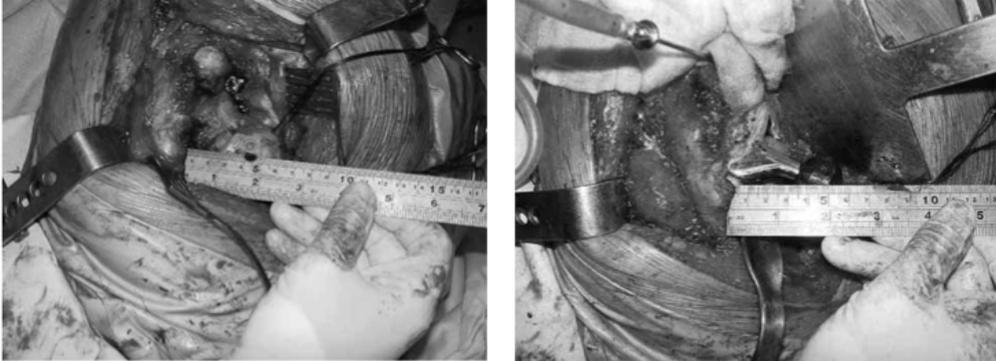
- La comparaison de la hauteur des malléoles à travers le champs opératoire [49].

- Le repérage de la hauteur du centre de la tête fémorale grâce à une marque sur l'ancillaire des râpes comme c'est le cas, par exemple, pour l'ancillaire de la tige Avenir[®] Müller (Zimmer, Winterthour, Suisse).

- Une mesure directe de l'offset :

Par mesure de la distance entre le centre de la tête et un point fixe sur le grand trochanter ainsi que de la longueur (par mesure de la distance entre le centre de la tête fémorale et le petit trochanter) [50] avant et après la mise en place de la PTH (Figure 6). Cette méthode n'évalue que le fémur et n'est donc qu'une représentation partielle de la latéralisation et de la longueur du membre inférieur.

Figure 6 : Mesure directe peropératoire des variations de longueur et de latéralisation.



(D'après Lakshmanan et al.)

5.3. ANCILLAIRES

Plusieurs ancillaires ont été développés pour aider à la restitution de la longueur et de la latéralisation. Tous ces ancillaires reposent sur le principe d'une mesure entre un point fixe sur le bassin et un autre point marqué sur le fémur pour déterminer la longueur, associée à la mesure de la verticale à cet axe pour l'offset.

On peut citer :

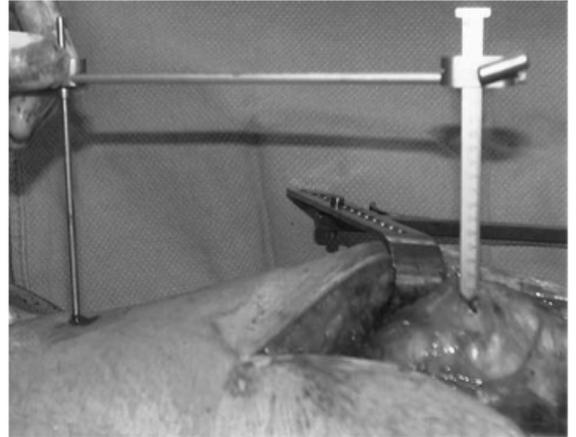
- L'ancillaire décrit par Woolson et Harris [51] (Figure 7).



Figure 7 : Ancillaire de Woolson et Harris.

- L'ancillaire décrit par Bourne et al. [52] (Figure 8).

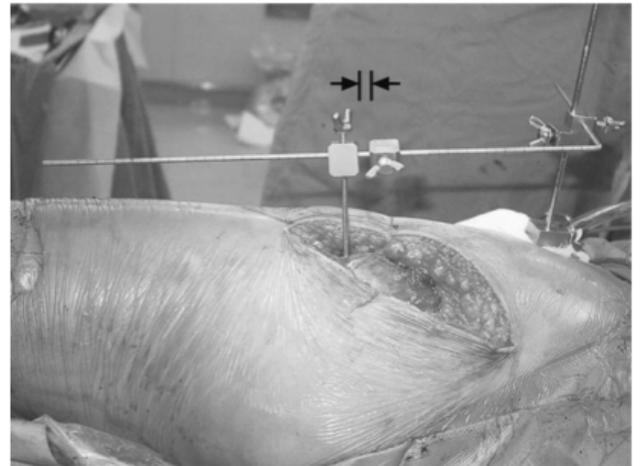
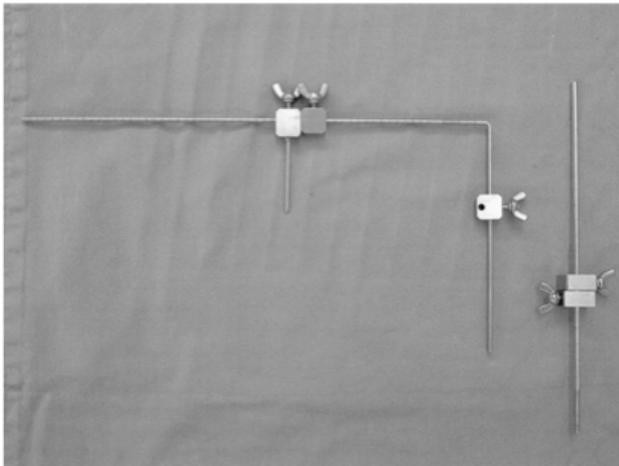
Figure 8 : Ancillaire de Bourne et al.



- L'ancillaire décrit par Shiramizu et al. [53] qui utilise un compas en « L ».

Le repère iliaque est fixé au niveau de l'EIAS pour être dans l'axe du membre inférieur (Figures 9 et 10).

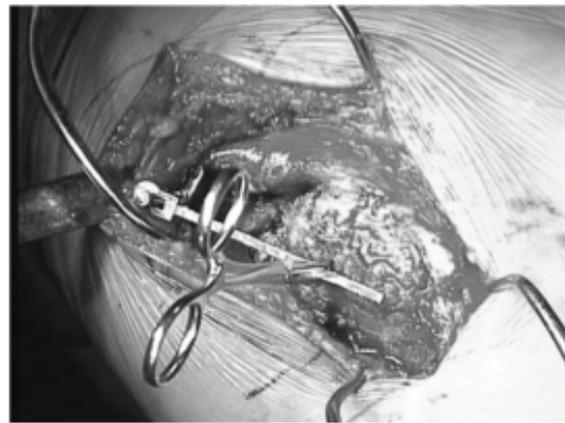
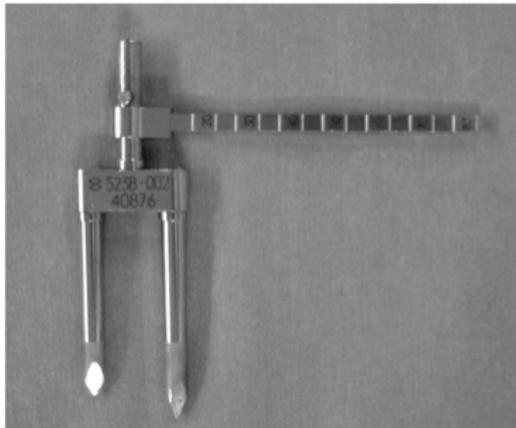
Figures 9 et 10 : Ancillaire en « L » de Shiramizu et al.



- L'ancillaire décrit par Takigami et al. [54] (Figures 11 et 12).

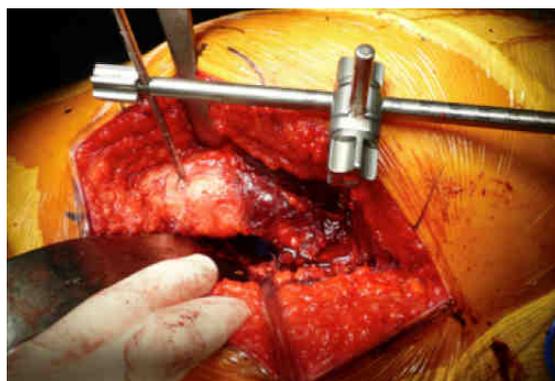
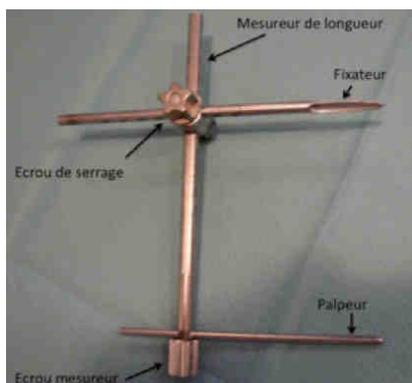
Leur système utilise deux broches fixées dans l'ilium puis une mesure entre ces deux broches et un point fixe sur le grand trochanter.

Figures 11 et 12 : Ancillaire de Takigami et al.



- L'ancillaire DOLO[®] (Amplitude, Porte-du-Grand-Lyon, Neyron, France) (Figures 13 et 14).

Figures 13 et 14 : Le système DOLO[®].



5.4. LA RADIOGRAPHIE PEROPERATOIRE

Elle est pour certains la référence [55] mais a les inconvénients de l'irradiation, du rallongement du temps opératoire et surtout de la difficulté de faire cet examen en parfaite asepsie.

5.5. LA CHIRURGIE ASSISTEE PAR ORDINATEUR

On retrouve dans la littérature de nombreux termes concernant l'utilisation de la technologie informatique en chirurgie: chirurgie assistée par ordinateur, robotique médicale, navigation chirurgicale, chirurgie guidée par l'image, système de guidage opératoire, chirurgie intégrée par ordinateur ou encore gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur [56, 57]. Le terme de « computer assisted surgery » ou « chirurgie assistée par ordinateur » [58] a été utilisé en 1990 pour la première fois [59] et concernait un système de neuro-navigation avec une localisation stéréotaxique.

La CAO a été définie par Specht et Koval [60] comme un « domaine dans lequel la capacité de la machine est couplée avec le jugement et les capacités de l'homme pour mieux réaliser une tâche qu'ils ne pourraient effectuer seuls ». La navigation par ordinateur en chirurgie prothétique de la hanche est également définie par Picard et Digioia [57] comme « l'utilisation de l'outil informatique dans le but d'aider le chirurgien orthopédique dans la planification et/ou la réalisation d'un geste chirurgical ».

La chirurgie orthopédique a pu rapidement profiter des progrès des systèmes de CAO dès le milieu des années 80 [61] avec le développement de systèmes dédiés à la pose des PTH depuis le début des années 90 [62].

La CAO en orthopédie concerne également les prothèses totales de genou, les ligamentoplasties du ligament croisé antérieur, les ostéotomies tibiales supérieures, la mise en place des vis pédiculaires dans la chirurgie rachidienne ou encore les prothèses totales d'épaule [63].

Les objectifs de la CAO sont [27, 56, 57]:

- d'augmenter la précision de l'acte.
- de réduire la morbidité de l'intervention et permettre une chirurgie moins invasive.

- de permettre au chirurgien de simuler le geste chirurgical.
- d'apporter des outils d'utilisation simple.
- de diminuer l'irradiation par les rayons X.
- d'augmenter la reproductibilité.

Le principe de la CAO est de produire une image digitale qui va servir de repère pour guider la procédure en incorporant éventuellement des instruments [64]. Ce sont la manière de produire cette image et l'utilisation qui en est faite qui vont permettre de classer les systèmes de CAO en plusieurs catégories.

La classification des systèmes de CAO dépend donc de 2 critères indépendants:

- **l'utilisation ou non d'une imagerie préopératoire.**
- **l'importance de l'assistance apportée au chirurgien par la CAO.**

La CAO applique les principes de la robotique et passe systématiquement par 3 étapes [56]:

1) La perception de l'information

L'information peut être acquise en préopératoire par scanner, IRM ou échographie. Cette première étape peut aussi être faite en peropératoire par fluoroscopie ou par diodes électroluminescentes repérées par système infra-rouge.

2) Le raisonnement

Si l'information a été donnée en préopératoire, le logiciel informatique va devoir « recalculer » l'anatomie peropératoire avec les données de l'imagerie préopératoire. Ainsi, durant l'intervention, des repères sont installés, des points anatomiques remarquables sont repérés ou bien la surface de l'organe est repérée par un ensemble de points (marquage de surface). Des images fluoroscopiques ou échographiques peuvent également être mise en correspondance avec une imagerie préopératoire.

Si le système fonctionne sans imagerie préopératoire, un modèle anatomique virtuel va être calé sur l'anatomie peropératoire. Le système se repère sur des points particuliers acquis

durant l'intervention ou sur des points acquis par la technique du bone morphing (plusieurs dizaines de points sont acquis pour faire un repérage de surface osseuse. Le modèle statistique moyen est alors déformé et adapté à l'anatomie peropératoire) [65].

3) L'action

Après avoir intégré, calé et traité l'information, le logiciel va proposer une aide ou une assistance qui peut être plus ou moins active en fonction des systèmes. Cette assistance peut aller de l'indication (par comparaison entre la donnée planifiée et l'information recueillie en peropératoire) jusqu'à la réalisation du geste de façon autonome.

La classification de ces systèmes a été fixée au milieu des années 90. Ont été décrits des systèmes actifs, semi-actifs et passifs [66, 67].

- Les systèmes passifs

Ces systèmes donnent une indication à l'opérateur sur le placement ou la direction d'un outil ou d'une partie du corps. Le geste, entièrement réalisé par le chirurgien, va être adapté en fonction des données du système de CAO. L'opérateur a la possibilité de prendre en compte l'indication ou de l'ignorer. Les systèmes passifs peuvent être séparés en systèmes de simulation, de navigation ou de guidage.

De nombreux systèmes existent. On peut citer :

- Navitrack*[®] (ORTHOsoft, Montreal, Canada) [68].
- Optotrak3020*[®] [69] (Northern Digital, Waterloo, Canada).
- OrthoPilot*[®] (B. Braun Aesculap, Tuttlingen, Allemagne) [70].
- Pléos*[®] (Tornier, Saint-Ismier, France) [71].
- Surgigate*[®] (Medivision, Oberdorf, Suisse).
- Total Hip Surgetics*[®] [32] (Praxim-Médivision, Grenoble, France).
- VectorVision*[®] (BrainLAB, Heimstetten, Allemagne) [72].

- Les systèmes semi-actifs

Le système va exercer une contrainte pour guider le geste du chirurgien en fonction de la programmation préopératoire. Les systèmes semi-actifs peuvent avoir l'inconvénient d'être construits pour un seul type d'action et l'évolution se fait plutôt actuellement vers des systèmes dits « synergiques » [58] qui peuvent accomplir plusieurs types de tâches avec une programmation possible tout en restant en interaction avec l'opérateur. Troccaz a proposé de regrouper les systèmes semi-actifs et synergiques sous le nom de systèmes « interactifs » [73].

Ces systèmes appliquent ainsi le principe de la comanipulation.

On peut citer :

- le système *MAKO*[®] [74] (MAKO Surgical Corp, Lauderdale, Floride, Etats-Unis) qui utilise un bras articulé pour positionner la main du chirurgien qui reste l'opérateur principal. (Figure 15).



Figure 15 : Le système MAKO[®].

- l'*ACRobot*[®] ou « Active Constraint Robot » [75] (The Acrobot Co. Ltd., Londres, Royaume-Uni) pour l'aide à la pose des prothèses de genou.

- Les Systèmes actifs

C'est le système de CAO qui réalise une partie de l'intervention, de façon autonome et après recalage, en exécutant une procédure en fonction du planning préopératoire réalisé par

le chirurgien. Celui-ci vérifie le bon déroulement de l'acte prévu mais n'intervient pas de manière directe.

On peut citer :

- *Robodoc*[®] (Integrated Surgical Systems, Davis, Californie, Etats-Unis).
- *CASPAR*[®] [76] (Ortho-Maquet/URS, Rastatt, Allemagne).

- **Les systèmes télé-robotiques** [73] sont une catégorie à part puisqu'il y a une distance entre le robot et le chirurgien. Le robot porte les outils et exécute le geste mais sur commande et sous contrôle indirect. Le chirurgien pilote le robot interventionnel à distance grâce à une interface qui enregistre les déplacements de ses mains pour les imposer aux instruments.

On peut citer :

- le système *DaVinci*[®] (Intuitive Surgical, Inc, Sunnyvale, Californie, Etats-Unis).

Enfin, l'émergence des guides de coupe personnalisés avec imagerie préopératoire constitue une autre application de la CAO.

En résumé, en 1992, Abraham et Dimon [1] ont formulé 6 recommandations pour prévenir les ILMI postopératoires lors d'une PTH :

- 1 - « Un examen clinique et une anamnèse rigoureuse recherchant une ILMI ressentie. »**
- 2 – « Se méfier des ILMI apparentes chez des patients avec une pathologie de la hanche controlatérale. »**
- 3 – « Avoir des méthodes fiables de mesure pré, per et postopératoire. »**
- 4 – « Un bon planning préopératoire ne dispense pas d'une évaluation peropératoire et vice-versa. »**
- 5 – « Evaluer en préopératoire l'issue de l'offset pour anticiper sa non restitution en peropératoire. »**
- 6 – « Mentionner lors de l'évaluation préopératoire les possibilités d'ILMI lors d'une PTH. »**

6. LE SYSTEME NAVITRACK®

Le système Navitrack® a été développé par la société ORTHOsoft créée en 1995 à Montréal. Initialement distribuée par la société Sulzer Orthopedics (Baar, Suisse), la société ORTHOsoft a été acquise en 2007 par la société Zimmer (Winterthur, Suisse).

Le système de navigation ORTHOsoft Hip 2.2 Universal Navitrack® Sesamoid^{MC} (ORTHOsoft, Montreal, Canada) est donc commercialisé en France par la société Zimmer (Winterthur, Suisse). Il s'agit de la version pour la hanche du système de CAO passif Navitrack®. La version Sesamoid^{MC}, existant depuis 2005, est la version portable du système puisqu'une fois démontée, l'intégralité du matériel se range dans des mallettes (Figure 16).



Figure 16 : Illustration de la possibilité de rangement du système Navitrack® Sesamoid^{MC} dans des mallettes.

Il est composé :

- De la station de navigation (Figure 17) qui comprend :
 - Le moniteur. Il sert d'interface pour lancer le logiciel, pour le suivi du déroulement de la procédure et pour la lecture des données de longueur et d'offset global.
 - D'une antenne avec deux caméras de détection. Les 2 caméras sont placées sur le même dispositif mais sont décalées pour recréer une vision stéréoscopique.

- Des émetteurs infrarouges situés au niveau des caméras. C'est donc un système de « localisation passive » [77]. Pour que le système fonctionne, tous les réflecteurs doivent être visibles.
- D'un repère iliaque (Figures 18 et 19) qui est fixe durant la procédure et surmonté de réflecteurs. Il est installé sur deux broches filetées plantées dans l'aile iliaque.
- D'un pointeur d'enregistrement (Figure 20) surmonté de réflecteurs (Figure 21).
- D'un socle de paramétrage.

En plus du matériel fourni par le fabricant, une agrafeuse et une vis MACONOR® diamètre 3,5 mm sont nécessaires.



Figure 17 : La station de navigation.

Figure 18 : Le repère iliaque.



Figure 19 : Le repère iliaque installé.



Figure 20 : Le pointeur d'enregistrement.

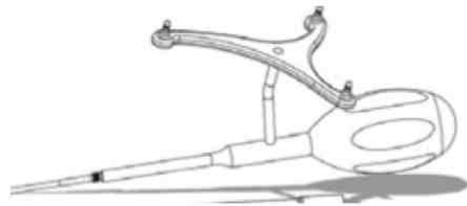


Figure 21 : Réflecteurs.

Pointeur d'enregistrement.

Repère iliaque.

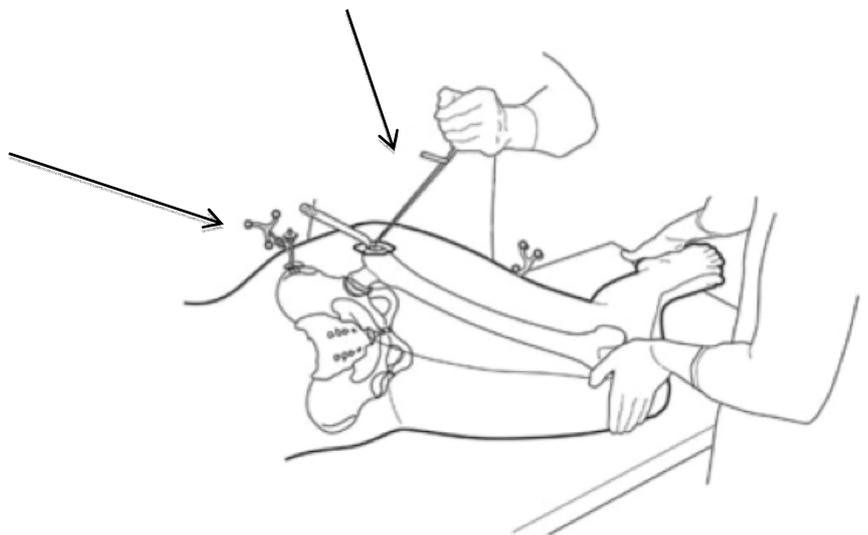


Figure 22 : Exemple d'utilisation du système Hip Universal Navitrack®.

Le système ORTHOsoft Hip 2.2 Universal Navitrack® Sesamoid^{MC} (ORTHOsoft, Montreal, Canada) a en théorie plusieurs avantages :

- l'absence de capteur ou de repère à fixer au niveau fémoral.
- le coût moindre lié à un nombre plus faible de consommables.
- un faible rallongement du temps opératoire.
- une simplicité d'utilisation avec une interface accessible.

7. HYPOTHESE

L'hypothèse était que l'objectif de longueur et de latéralisation du membre inférieur opéré était mieux atteint et sans comorbidités surajoutées, lors de l'utilisation du système de chirurgie assistée par ordinateur ORTHOsoft Hip 2.2 Universal Navitrack® Sesamoid^{MC} (ORTHOsoft, Inc, Montreal, Canada) durant la réalisation d'une PTH.

8. OBJECTIFS

8.1. PRINCIPAL

Comparer les variations de longueur et d'offset global du membre inférieur opéré par rapport à l'objectif avec et sans utilisation du système de navigation.

8.2. SECONDAIRES

- a) Déterminer la qualité de la restitution anatomique de la tige Avenir® (Zimmer, Winterthour, Suisse)
- b) Evaluer la iatrogénicité de la technique :
 - Y-a-t-il une différence significative de temps opératoire et de temps en salle avec et sans navigation ?
 - Y-a-t-il un préjudice esthétique lié à la mise en place du repère iliaque ?

MATERIEL ET METHODES

1. TYPE D'ETUDE

Il s'agit d'une étude prospective comparant deux séries continues consécutives de patients, menée dans le service d'orthopédie-traumatologie du Centre Hospitalo-Universitaire (CHU) de Nantes du Professeur Gouin sur des implantations réalisées de Janvier 2009 à Septembre 2011.

L'étude concerne l'analyse clinique et radiologique avec un recul de un an. En revanche, cette thèse concerne l'analyse radiologique pré- et postopératoire immédiate.

L'analyse à un an de recul sera l'objet d'un travail ultérieur.

La sélection de la population a été réalisée selon les critères suivants :

1.1. CRITERES D'INCLUSION

Les critères retenus étaient :

- Pour la série n°1 sans navigation ou « Non Naviguée »: la mise en place de manière conventionnelle d'une PTH de première intention avec indication de tige Avenir® (Zimmer, Winterthour, Suisse) posée par un des trois opérateurs (Professeur Gouin, Docteur Waast ou Docteur Philippeau).

- Pour la série n°2 avec navigation ou « Naviguée »: la mise en place d'une PTH de première intention avec indication de tige Avenir® (Zimmer, Winterthour, Suisse) posée par un des trois opérateurs (Professeur Gouin, Docteur Waast ou Docteur Philippeau) avec le système de navigation ORTHOsoft Hip 2.2 Universal Navitrack Sesamoid® (ORTHOsoft, Montreal, Canada).

Les patients ayant un antécédent de chirurgie préalable de la hanche (ostéotomie de Chiari, triple ostéotomie pelvienne, butée de hanche, ostéotomie fémorale) et les patients ayant une PTH contro-latérale pouvaient être inclus.

1.2. CRITERES D'EXCLUSION

Les critères retenus étaient :

- Un échec de mise en place des implants (pour problème peropératoire, problème anesthésique ou changement des implants).
- Les fractures du col fémoral avec indication de PTH.
- Un flessum de hanche préopératoire.

2. PROTOCOLE

2.1. LISTING DES PATIENTS

Il a été réalisé à partir des programmes opératoires sortis au minimum une semaine avant les interventions. Les patients étaient donc inclus le jour de leur arrivée dans le service, soit la veille de l'intervention.

2.2. INFORMATION AU PATIENT

Une feuille d'information (Annexe 1) sur les buts de la navigation des PTH, les objectifs et conditions de recueil des données ainsi que sur les possibilités de refuser ce protocole a été remise aux patients devant bénéficier de la navigation. Cette feuille était lue avec le (la) patient(e) et était expliquée. Cette feuille était ensuite archivée dans le dossier de soin.

2.3. FINANCEMENT DU PROJET

Le Comité des Dispositifs Médicaux du CHU de Nantes a apporté son soutien à l'étude au titre de l'évaluation d'un dispositif médical et a validé une subvention pour financer le projet.

2.4. ELEMENTS CLINIQUES PRE, PER ET POSTOPERATOIRES

Pour le recueil des éléments cliniques, nous avons consulté les dossiers des patients ainsi que le logiciel Clinicom[®] (Siemens Health Service).

Le logiciel Pegase[®] (Nantes, France) était également utilisé pour les données morphométriques et durées d'intervention. Tous les patients étaient vus la veille de l'intervention afin de pouvoir vérifier la validité des données cliniques ou d'anamnèse et l'absence de changement depuis la consultation préopératoire.

2.5. SYNTHÈSE DES DONNÉES

Un cahier de révision (Annexe 2) était annexé au dossier clinique pour chaque patient.

Il était rempli en préopératoire la veille de l'intervention et en peropératoire. Il était également rempli lors des consultations postopératoires à 3 mois et 1 an.

Toutes les données ont été répertoriées à l'aide d'un tableur Excel[®] (Microsoft[™] ; Redmond, Washington, Etats-Unis). Ce logiciel a également été utilisé pour la réalisation des tests statistiques.

3. ANALYSE CLINIQUE

3.1. PREOPERATOIRE

En préopératoire, nous avons répertorié pour tous les patients :

- L'identité avec le nom, le nom de jeune fille et le prénom.

- La date de naissance et l'âge le jour de la chirurgie.
- Le genre.
- La latéralité.
- Le numéro IPP.
- Le poids en kilogrammes (kg) et la taille en mètres (m) avec lesquels l'Indice de Masse Corporel (IMC) était calculé.
- Les antécédents, en particulier ceux pouvant être en rapport avec la pathologie de la hanche à opérer.
- L'étiologie de la hanche à opérer : coxarthrose primaire, coxarthrose secondaire à une dysplasie, coxarthrose secondaire à une maladie de Legg-Perthes-Calve, une coxarthrose post-épiphyseolyse, ostéonécrose aseptique, arthropathie inflammatoire ou autres.
- Le périmètre de marche (PM) en mètres.
- **L'objectif de longueur post-opératoire fixé par l'opérateur :**
 - Anatomique (ni rallongement, ni raccourcissement du membre inférieur)
 - Allongement en millimètres (mm).
 - Raccourcissement en millimètres.

SEULE LA VALEUR DE L'OBJECTIF ETAIT RETENUE. LE CHOIX DE LA (OU DES) METHODE(S) POUR DETERMINER CET OBJECTIF (ANAMNESE, CLINIQUE ET/OU RADIOGRAPHIQUE) ETAIT LAISSE A L'APPRECIATION DE L'OPERATEUR.

L'OBJECTIF D'OFFSET GLOBAL ETAIT FIXE A 0 MM DE VARIATION ENTRE LE PRE ET LE POSTOPERATOIRE POUR TOUS LES PATIENTS.

3.2. PRE ET POSTOPERATOIRE

- Le score de Postel Merle d'Aubigné (PMA) modifié [78, 79].
- L'ILMI éventuellement ressentie par le patient en indiquant le côté le plus long en cas de d'ILMI ressentie.
- L'ILMI clinique en millimètres.

3.3. PEROPERATOIRE

Les données répertoriées étaient :

- La date.
- Le nom du chirurgien.
- Les indications du logiciel de navigation lorsque la navigation était utilisée (voir chapitre correspondant).
- Les implants utilisés :
 - le diamètre de la tête.
 - la taille de la tige fémorale.
 - le type standard ou latéralisé de la tige fémorale.
 - le type court, moyen ou long du col.
 - le nom et la taille du cotyle prothétique.
- La durée d'intervention correspondant à la durée entre l'heure de début de procédure (incision) et la fin du pansement.
- La durée d'occupation de la salle correspondant à la durée entre l'heure d'entrée en salle du patient et l'heure de sortie de salle du patient.

3.4. POSTOPERATOIRE

Aux consultations post-opératoires, les informations suivantes étaient également notées :

- Une éventuelle reprise chirurgicale avec la date et l'indication.
- Une évaluation de la cicatrice avec :
 - Une évaluation sur une échelle numérique de 0 à 10 [80, 81].
 - La recherche d'une gêne au niveau de la cicatrice.

4. ANALYSE DU GESTE OPERATOIRE

4.1. CONDITIONS TECHNIQUES ET OPERATEURS

Toutes les interventions ont été réalisées au bloc opératoire STONT (Stomatologie-Traumatologie-Orthopédie-Neurotraumatologie) du CHU de Nantes. La voie d'abord était postéro-externe de type Moore.

Les interventions étaient réalisées par un des trois opérateurs: Le Professeur Gouin, chef de service d'orthopédie-Traumatologie au CHU de Nantes ; le Docteur Waast, praticien hospitalier au CHU de Nantes ; le Docteur Philippeau, praticien hospitalier au CHU de Nantes.

4.2. LE SYSTEME DE NAVIGATION

4.2.1. Fonctionnement

Comme décrit dans le chapitre « GENERALITES », le logiciel ORTHOsoft Hip 2.2 Universal Navitrack® Sesamoid® (ORTHOsoft, Montreal, Canada) est un logiciel de navigation passif.

Lors du démarrage du système, l'opérateur choisit entre deux modes:

- *navigation de la longueur et de la latéralisation du membre inférieur.*

- *navigation de la longueur et de la latéralisation + orientation du cotyle.*

NOTRE ETUDE A UNIQUEMENT ETUDIÉ LE MODE NAVIGATION DE LA LONGUEUR ET DE LA LATERALISATION DU MEMBRE INFÉRIEUR.

L'opérateur va donner des repères au logiciel avant et après l'implantation de la PTH. Le logiciel va en déduire une variation de la longueur et de latéralisation du membre inférieur.

Le fonctionnement du logiciel repose sur la représentation du membre inférieur par un triangle. Les 3 sommets de ce triangle correspondent à :

- **une vis située au niveau de la face externe du grand trochanter dans la voie d'abord.**
- **un repère (agrafe) situé au niveau du genou.**
- **au centre du cotyle représentant le centre de la hanche.**

Le patient est installé en décubitus latéral et le champage stérile du membre inférieur est réalisé. Une agrafe est placée en regard de la face antérieure de la patella. L'opérateur installe ensuite le repère iliaque par deux broches filetées de diamètre 3,2 mm au niveau de la crête iliaque, quelques centimètres en arrière de l'épine iliaque antéro-supérieure. Le capteur est surmonté de marqueurs/réflecteurs optoélectroniques et sert de repère fixe sur le bassin.

Le système est démarré. Le mode *navigation de la longueur et de la latéralisation du membre inférieur* est choisi.

Le pointeur, lui aussi équipé de marqueurs/réflecteurs optoélectroniques, est paramétré en le posant sur le socle prévu à cet effet (Figure 23). Le plan horizontal de la salle d'intervention est déterminé en validant 3 points distants les uns des autres sur la table d'instrumentation (Figure 24). Le système calcule ensuite un plan orthogonal à ce plan horizontal : chaque point marqué durant la procédure va être localisé selon 3 axes appartenant à ces 2 plans orthogonaux.

Figure 23 : Paramétrage du pointeur d'enregistrement.

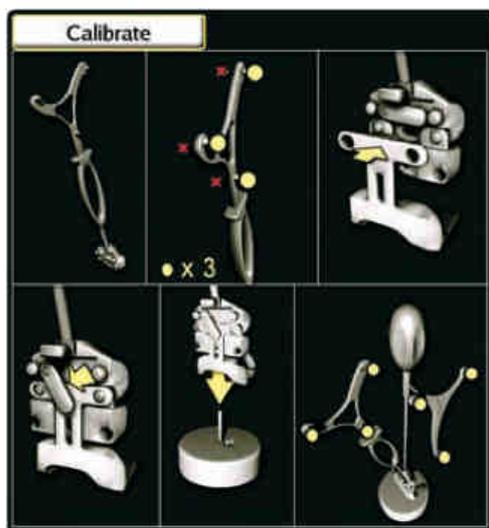
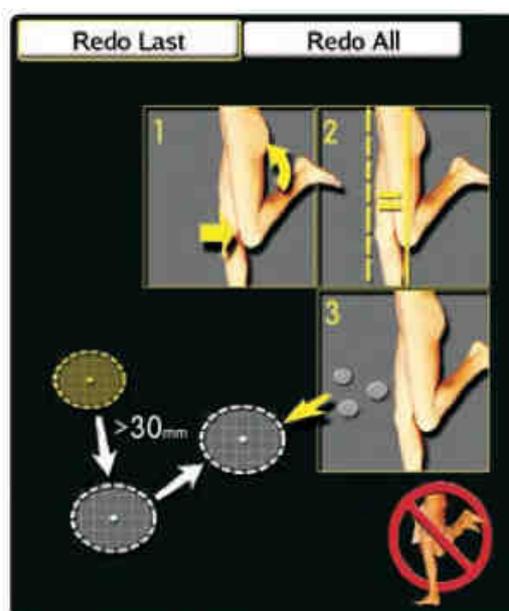


Figure 24 : Repérage du plan horizontal.



L'opérateur débute la voie d'abord jusqu'à aborder la face externe du grand trochanter dans laquelle est placée une vis MACONOR 3,5 mm (longueur 12 mm par exemple).

Avant de luxer la hanche, le premier repérage est réalisé : le fémur est placé dans l'axe longitudinal du patient et le genou est fléchi à 90°, puis l'opérateur digitalise avec le pointeur la tête de vis du grand trochanter puis l'agrafe située au niveau du genou (Figures 25 et 26). La hanche est ensuite luxée puis le centre de l'acétabulum est déterminé par le marquage de dix points sur la périphérie de celui-ci, en évitant les ostéophytes (Figure 27).

Le centre du cotyle est alors assimilé au centre de la hanche.

Avec les données de position de la vis du grand trochanter et de l'agrafe en mémoire + la localisation du centre de la hanche, le logiciel détermine une position référence du membre inférieur.

Figures 25 et 26 : Repérage de la vis trochantérienne et du point fixe sur la face antérieure de la patella.

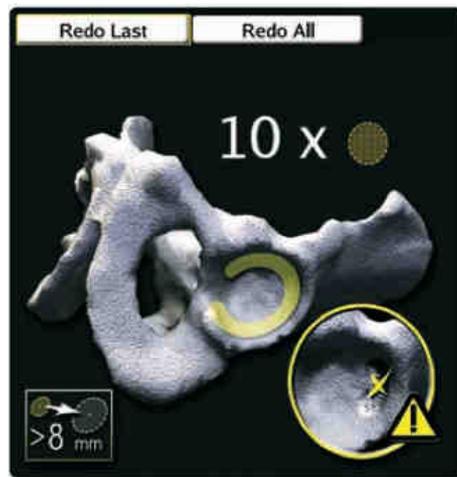
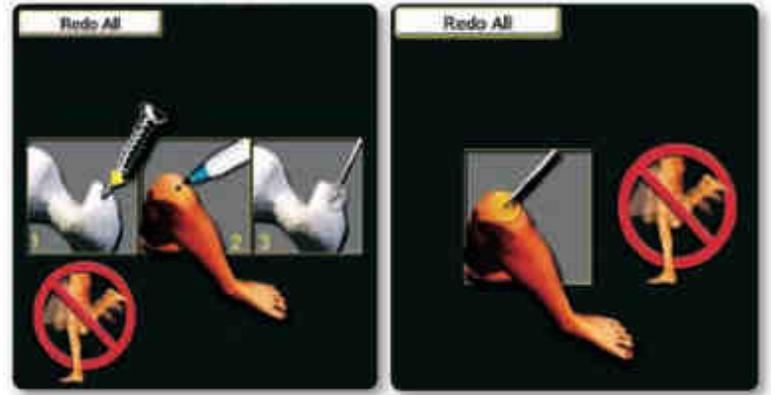


Figure 27 : Repérage du centre de la hanche par le marquage de dix points en périphérie de l'acétabulum en évitant les ostéophytes.

L'acétabulum est préparé puis le cotyle prothétique est mis en place. Le centre du cotyle, est de nouveau déterminé à l'aide du pointeur. La tige fémorale est mise en place puis la hanche est réduite. Le membre inférieur est replacé dans la même position que lors du premier repérage. Un nouveau repérage est réalisé en pointant la tête de vis du grand trochanter puis l'agrafe située au niveau du genou (Figure 28) : Le logiciel indique les nouvelles données de longueur et de latéralisation.

Des repérages intermédiaires peuvent être également réalisés avec les implants d'essai.

Figure 28 : Repérage de la vis trochantérienne et du point fixe sur la patella avec les implants en place.



Pour s'affranchir des erreurs de positionnement du membre inférieur, à chaque repérage de la vis trochantérienne et de la face antérieure du genou, le logiciel va recalculer la position du triangle représentant le membre inférieur pour le replacer dans les plans de la position référence (Figure 29). Il va alors calculer la variation de position de la vis trochantérienne sur les 2 axes orthogonaux.

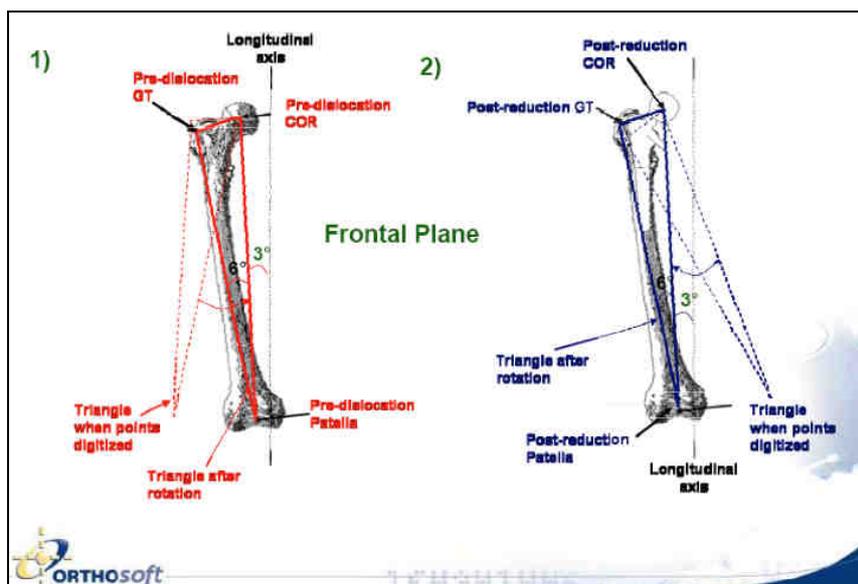


Figure 29 : Représentation du fémur par 3 points correspondant aux sommets d'un triangle. Après mise en place des implants et réduction, le logiciel recalcule la position du membre inférieur dans les plans du repérage initial.

4.2.2. Données de la navigation

Les données de la navigation apparaissant sur le moniteur sont donc des données :

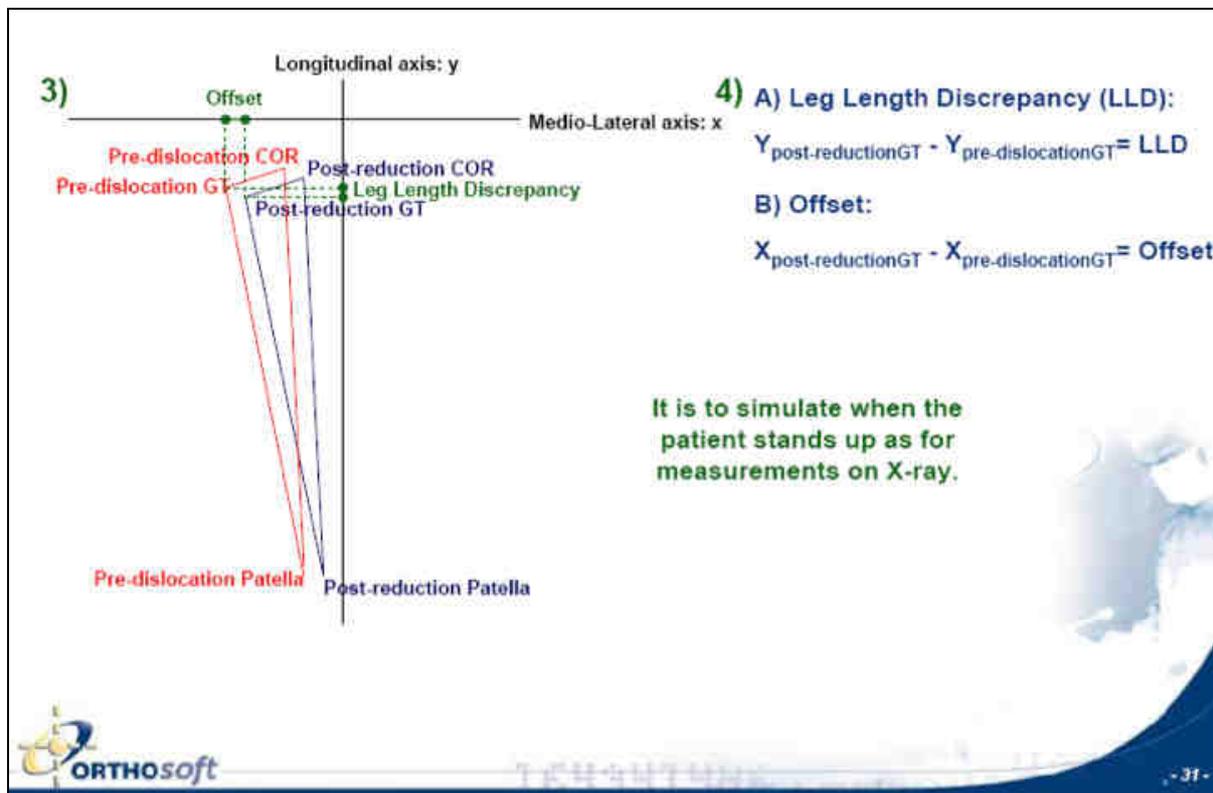
- 1) de longueur.
- 2) de latéralisation.

Le logiciel mesure la variation de position de la vis trochantérienne or la position de cette vis dans l'espace dépend de l'implantation de la tige fémorale et du cotyle, ce sont donc des données globales qui sont calculées :

-La donnée de longueur correspond à la variation de longueur GLOBALE du **membre inférieur. Le logiciel mesure la distance entre les coordonnées de la projection de la vis trochantérienne sur l'axe y (Figure 30) avant et après la mise en place de la PTH. L'axe y longitudinal correspond au plan horizontal.**

-De la même façon, la donnée de latéralisation correspond à la variation d'offset GLOBAL puisque le logiciel mesure la distance entre les coordonnées de la projection de la vis trochantérienne sur l'axe x (Figure 30) avant et après la mise en place de la PTH. L'axe x médio-latéral est orthogonal au plan horizontal.

Figure 30 : Schéma de la méthode de mesure des variations de distance. Ce sont les variations de la projection de la vis trochantérienne sur 2 plans orthogonaux qui sont calculées. Il s'agit donc de mesures de distances globales : longueur du membre inférieur et offset global.



4.3. IMPLANTS UTILISES

4.3.1. Fémoraux

4.3.1.1. Tiges

Toutes les tiges fémorales étaient des tiges Avenir® (Zimmer, Winterthur, Suisse). Il s'agit d'une tige droite monobloc sans ciment, à section quadrangulaire, sans collerette, à ancrage en coin proximal avec une macrostructure (nervures transversales) à la surface de la partie proximale. La tige est en alliage à forger à base de titane, d'aluminium et de vanadium et est revêtue d'hydroxyapatite à partir de la zone métaphysaire et sur toute sa hauteur. (Figures 31 et 32).

Figures 31 et 32 : La Tige Avenir[®]

Tige « Latéralisée »

Tige « Standard »



Cette tige existe en versions dites « standard » et « latéralisée » avec 9 tailles pour chaque version. La tige est dite homothétique puisque lorsque la taille de la tige augmente, l'offset et la longueur du col augmentent également et de façon proportionnelle.

Les deux versions de la tige ont un angle cervico-diaphysaire de 135°. La tige latéralisée se différencie de la tige standard par un un col plus long et médialisé.

Pour une taille donnée, la différence d'offset entre les versions standard et latéralisée est de 6 mm.

La tige standard a un offset moyen de 41,1 mm alors que la tige latéralisée a un offset moyen de 47,2 mm.

4.3.1.2. Têtes fémorales

- BIOLOX[®] DELTA (Zimmer, Winterthour, Suisse). Il s'agit d'une tête en céramique composite à matrice d'alumine avec des diamètres 28, 32, 36 ou 40 mm et des cols S, M, L ou XL disponibles.
- PROTASUL[®] (Zimmer, Winterthour, Suisse) en chrome cobalt. Diamètre 28, 32, ou 36 mm et des col S, M, L, XL.

4.3.2. Acétabulaires

Le choix du cotyle prothétique était laissé à l'appréciation de l'opérateur en fonction de l'âge, des antécédents, de l'aspect osseux radiologique et du protocole de service.

4.3.2.1. Cupules

- ALLOFIT[®] IT (Zimmer, Winterthour, Suisse) ou ALLOFIT[®] SIT (version à trous) : cupule sans ciment en titane recouvert d'hydroxyapatite.
- NOVAE[®] SunFit[®] TH (Serf, Décines, France), cupule double mobilité impactée sans ciment avec une surface externe revêtue de titane et d'une couche d'hydroxyapatite et NOVAE[®] Evolution[®] TH (Serf, Décines, France), cupule double mobilité impacté sans ciment avec 2 plots d'ancrage (ischion et pubis) et 1 vis (ilion).
- POLARCUP[®] (Smith & Nephew Orthopaedics Ltd, Bromsgrove, Angleterre) Il s'agit d'un cotyle double mobilité cimenté en inox sans revêtement de surface.
- DURASUL[®] (Zimmer, Winterthour, Suisse). Il s'agit d'un cotyle en polyéthylène hautement réticulé et cimenté.

4.3.2.2. Inserts

- LONGEVITY[®] (Zimmer, Winterthour, Suisse). Insert en polyéthylène hautement réticulé.

- BIOLOX[®] DELTA (Zimmer, Winterthour, Suisse). Insert en céramique d'alumine composite.

- Insert double mobilité en polymères massifs pour les cupules NOVAE[®] (Serf, Décines, France).

- Insert double mobilité pour les cupules POLARCUP[®] (Smith & Nephew Orthopaedics Ltd, Bromsgrove, Angleterre) en polyéthylène.

4.4. COMPLICATIONS

Les complications per et postopératoires immédiates ou au cours du suivi ont été répertoriées.

4.5. SUITES POSTOPERATOIRES

Les drains aspiratifs étaient retirés entre le deuxième et le quatrième jour après l'intervention. L'appui complet sous couvert de 2 cannes était autorisé dès le premier jour postopératoire. La rééducation pour récupération des mobilités et aide à la marche était débutée dans le service le lendemain de l'intervention.

5. ANALYSE RADIOGRAPHIQUE

5.1. CONDITIONS ET VALIDITE DE L'EXAMEN RADIOGRAPHIQUE

Une radiographie du bassin de face était réalisée en pré-opératoire, au 7^{ème} jour postopératoire et lors des consultations postopératoires du 3^{ème} mois et à 1 an.

Les radiographies du bassin de face étaient réalisées chez un patient debout, en charge et placé à 1 mètre 50 [33] de la source avec les pieds en rotation interne de 15° [31, 82] et un rayon antéro-postérieur centré sur la ligne médiane au bord inférieur de la symphyse pubienne.

La validité de l'examen était vérifiée par la mesure de la distance entre les deux « U » radiologiques qui devait être identique en prépre et postopératoire. En cas de radiographie non valide en postopératoire, l'examen radiographique était répété [70].

Toutes les distances ainsi que les angles cervico-diaphysaires étaient calculés en pré- et en postopératoire.

5.2. LOGICIEL DE MESURE

Les radiographies ont été analysées à l'aide du logiciel de mesure Déclic 5.23.2.0[®] (KEOPS) par un observateur indépendant.

La taille de la tête fémorale, du cotyle prothétique et la distance entre les deux U radiologiques étaient utilisées pour corriger l'agrandissement et recalculer les distances mesurées sur les radiographies [34, 47, 83].

5.3. PARAMETRES DE L'ANATOMIE DE LA HANCHE

5.3.1. Angle Cervico-diaphysaire

L'angle cervico-diaphysaire correspond à l'angle interne entre l'axe longitudinal du fémur passant par le milieu de la diaphyse et l'axe du col du fémur. **En coxométrie, cet angle est également appelé angle CC'D.**

5.3.2. Longueur

Pour mesurer la longueur des membres inférieurs, un repère fixe sur le bassin est nécessaire. Nous avons utilisé la ligne joignant les bords inférieurs des deux « U » radiologiques [18, 84, 85]. Le « U » radiologique de Callot est situé médialement par rapport au bord inféro-médial de l'acétabulum, au dessus du trou obturé. Le bord externe de ce « U » correspond à l'arrière-fond de l'acetabulum et la branche interne correspond à la lame quadilatère.

Figure 33 : Schéma des repères et mesures radiographiques de longueur, d'offset et d'offset global.

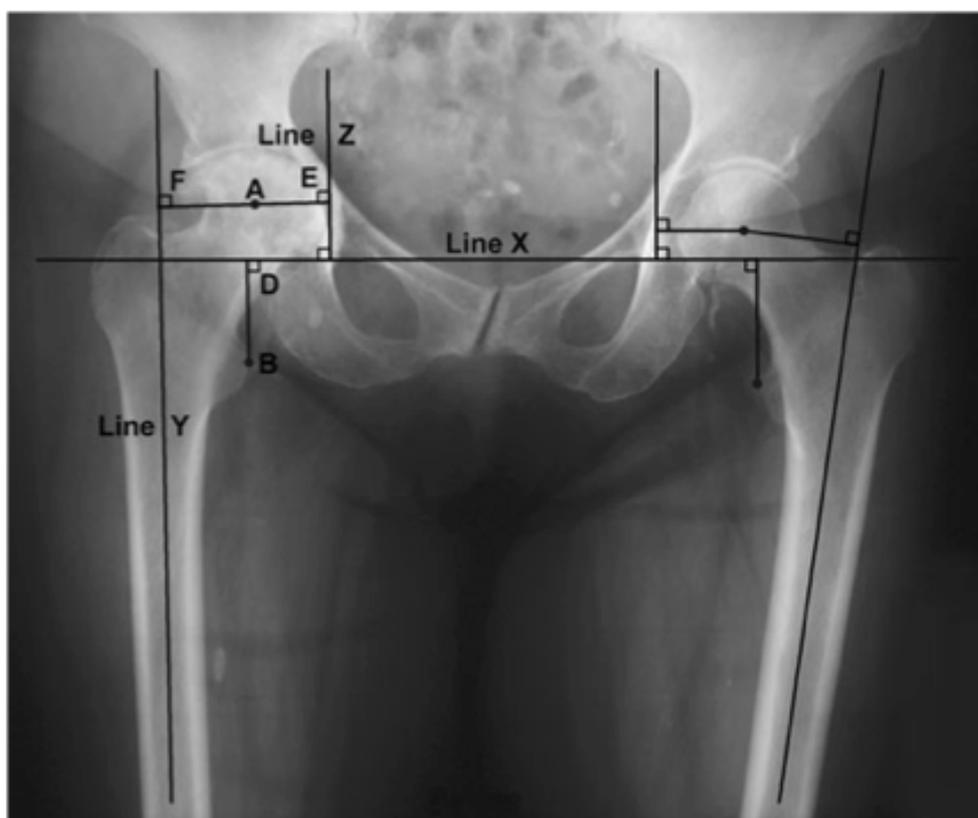
Ligne Y : Axe longitudinale passant par le milieu de la diaphyse.

Ligne X : Ligne joignant les bords inférieurs des 2 U radiologiques.

FA : Offset.

FE : Offset Global.

DB : Distance ligne des U – sommet du petit trochanter.



(D'après Dastane et al. [34])

5.3.2.1. Mesure de la distance ligne des « U » / ligne des petits trochanters (Figure 33)

La longueur était évaluée par la technique de Woolson [48] par la mesure de la distance entre la ligne des « U » radiologiques et le sommet du petit trochanter [10, 38, 48, 86,

87]. La distance mesurée se situe sur une perpendiculaire à la ligne des « U » radiologiques [50, 88].

5.3.2.2. Mesure de la distance ligne des « U » / ligne des grands trochanters

La longueur était également évaluée par la mesure de la distance entre la ligne des « U » radiologiques et le point le plus haut du grand trochanter. La distance mesurée se situe sur une perpendiculaire à la ligne des « U » radiologiques [33, 89] [88].

5.3.3. Offset Global (Figure 33)

Comme décrit dans le chapitre « GENERALITES », l'offset global est aussi appelé « offset de la hanche » [34] ou encore « latéralisation de la hanche » [33].

Dans notre étude, l'offset global était mesuré par la distance entre une verticale à la ligne des « U » radiologiques passant par le point le plus bas du « U » et l'axe longitudinal du fémur passant par le milieu de la diaphyse.

5.4. PARAMETRES EXO-MEDULLAIRES DE LA TIGE FEMORALE AVENIR®

Pour l'étude de la restitution des paramètres exo-médullaires fémoraux, le centre de la tête fémorale a été utilisé [33, 89]. Il était assimilé au centre de l'articulation de la hanche et sa position était appréciée selon les critères de Pierchon et al. [28] par la distance le séparant de la droite tangente aux bords inférieurs des U radiologiques et par la distance le séparant d'une droite verticale tangente au U radiologique homolatéral.

5.4.1. Hauteur ligne des petits trochanters-centre de tête femorale

Pour évaluer la **variation de hauteur de la partie exo-médullaire de la tige fémorale**, nous avons mesuré la distance entre le centre de la tête fémorale et le sommet du petit trochanter [90, 91] (FIGURE 34). Cette distance était mesurée sur une perpendiculaire à la ligne des « U » radiologiques.

C'est la différence entre les valeurs pré- et postopératoires de cette distance qui donnait la variation de hauteur exo-médullaire de la tige puisque le point fixe était situé sur le fémur.

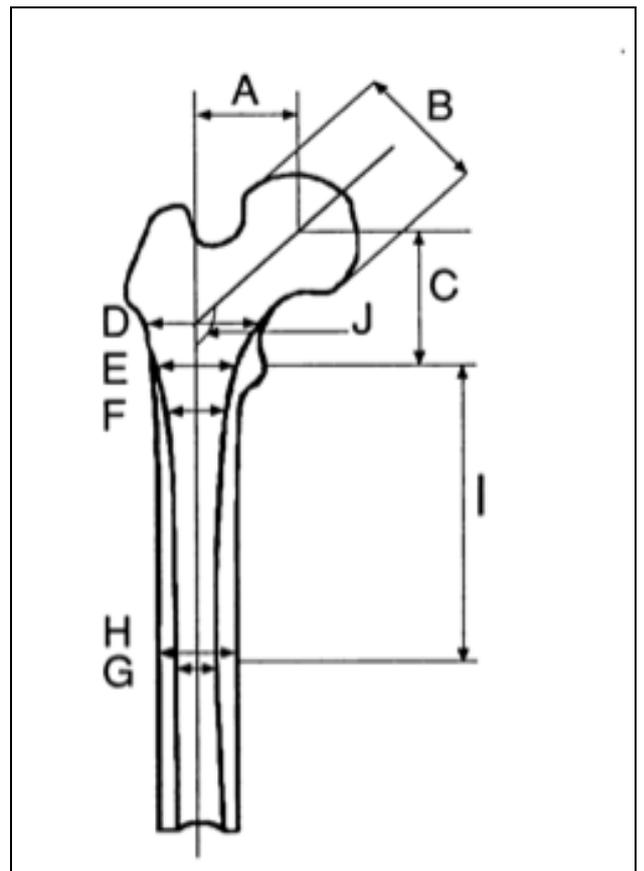
5.4.2. Offset

L'offset également appelé « déport fémoral » était évalué par la distance perpendiculaire entre l'axe longitudinal du fémur passant par le milieu de la diaphyse et le centre de la tête fémorale [18, 31] (Figures 33 et 34).

Figure 34 : Représentation des paramètres exo-médullaires analysés : offset et hauteur exo-médullaire.

La distance A correspond à l'offset.

La distance C correspond à la hauteur exo-médullaire.



(D'après Rubin et al.)

RESULTATS

1. LES SERIES ET LES DONNEES PREOPERATOIRES

1.1. LES SERIES

1.1.1. Populations des séries Non Naviguées et Naviguées

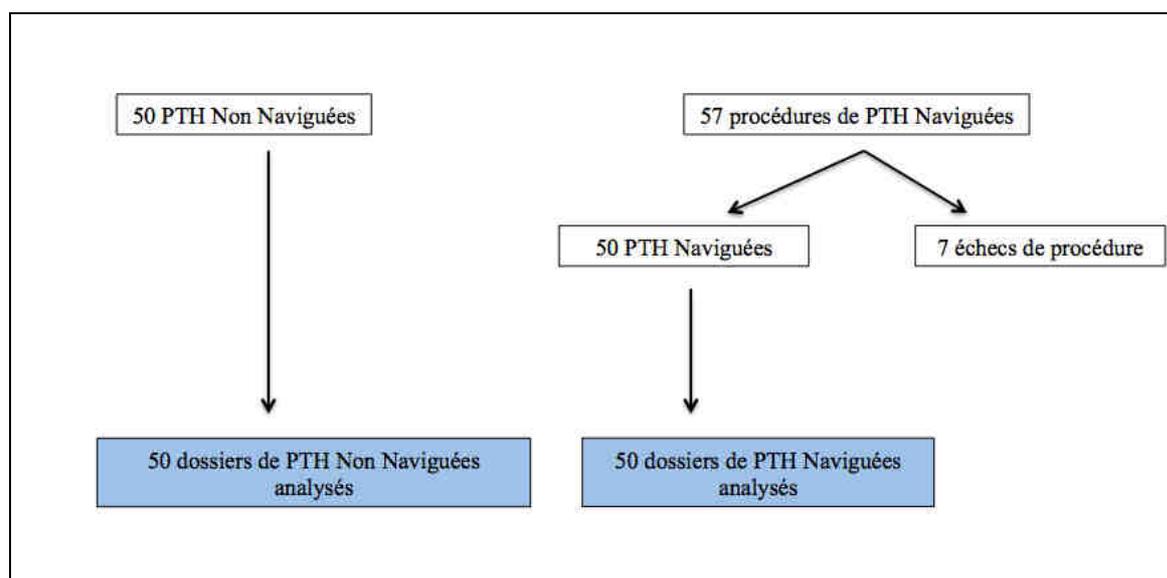
Une première série de 50 PTH « Non Naviguées » (49 patients) a été comparée à une deuxième série de 50 PTH « Naviguées » (48 patients).

Pour obtenir une série de 50 PTH dans la série « Naviguée », 57 PTH ont été réalisées. En effet, dans **7 cas sur 57 soit 12%**, le système de navigation n'a pas pu être utilisé jusqu'à la fin de la procédure :

- 2 cas en raison d'une erreur de paramétrage du pointeur au début de la procédure.
- 4 cas en raison d'une inversion dans l'ordre de repérage de la vis trochantérienne et de la face antérieure du genou.
- 1 cas en raison d'une coupure de courant.

1.1.1.1. Longueur et offset GLOBAL (Figure 35)

Figure 35 : Populations pour la comparaison de la longueur et de l'offset global du membre inférieur dans les séries « Non naviguées » et « Naviguées ».

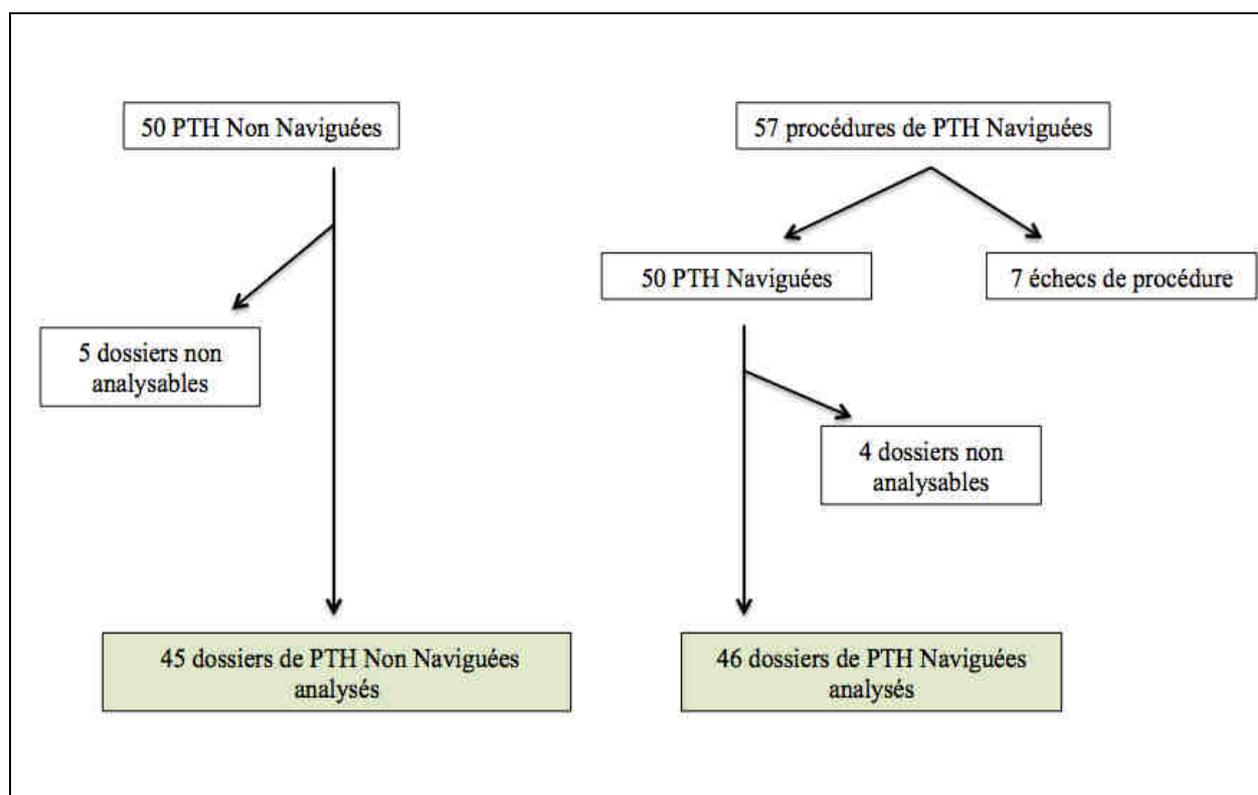


1.1.1.2. Offset, angle CC'D et centre de rotation (Figure 36)

Dans la série « Non Naviguée », 45 dossiers ont pu être analysés. 5 dossiers n'ont pas pu être analysés en raison d'une destruction importante de la tête fémorale et de l'impossibilité de repérer le centre de la tête fémorale sur les radiographies préopératoires.

Dans la série « Naviguée », 46 dossiers ont pu être analysés pour les données de latéralisation, d'offset et de variation de position du centre de tête fémorale puisque 4 dossiers n'ont pas pu être analysés en raison de l'impossibilité de repérer le centre de la tête fémorale.

Figure 36 : Populations pour la comparaison de l'offset, de l'angle CC'D et de la position du centre de rotation de la hanche dans les séries « Non naviguées » et « Naviguées ».

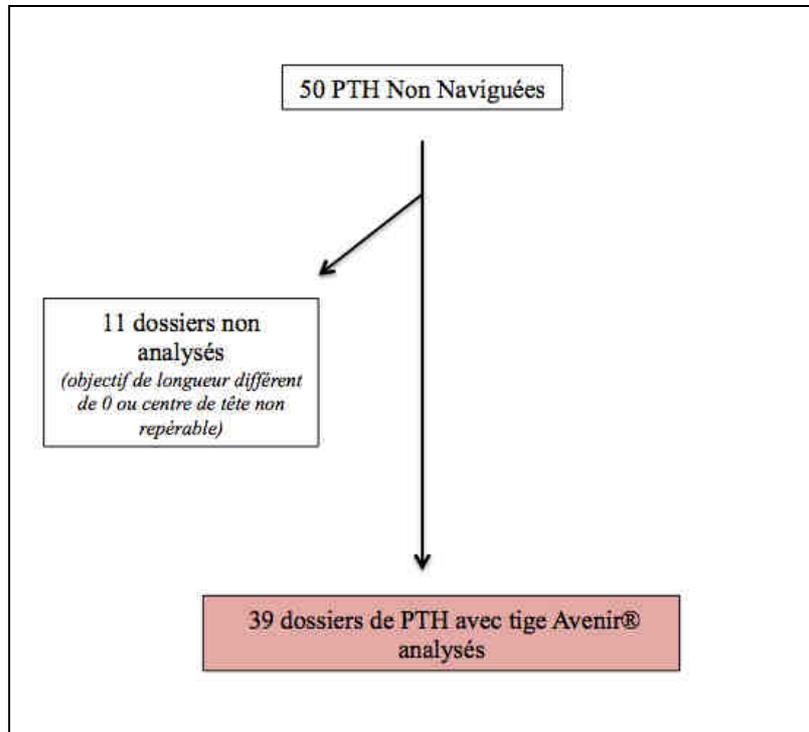


1.1.2. Population pour l'analyse des paramètres exo-médullaires de la tige Avenir (Figure 37)

Pour l'étude des paramètres exo-médullaires, la série était appelée série « Avenir».

L'analyse a concerné une série de **39 dossiers** de la série « Non Naviguée ». En effet, les patients pour lesquels la navigation avait été utilisée ont été exclus. Les patients de la série « Non Naviguée » avec un objectif différent de 0 ainsi que ceux pour lesquels le centre de la tête fémorale n'était pas repérable en raison d'une destruction articulaire importante ont également été exclus.

Figure 37 : Population pour l'étude des paramètres exo-médullaires.



1.1.3. Le genre (Tableau 1)

Dans la série « Non Naviguée », on retrouvait 26 femmes soit 52% et 24 hommes soit 48%.

Dans la série « Naviguée », on retrouvait 30 femmes soit 60% et 20 hommes soit 40%.

On ne retrouvait pas de différence significative entre les deux séries pour le genre (test du Khi2).

Dans la série « Avenir », on retrouvait 21 femmes soit 54% et 18 hommes soit 46%.

1.1.4. La latéralité (Tableau 1)

Dans la série « Non Naviguée », on retrouvait 27 hanches droites soit 54% et 23 hanches gauches soit 46%.

Dans la série « Naviguée », on retrouvait 24 hanches droites soit 48% et 26 hanches gauches soit 52%.

On ne retrouvait pas de différence significative entre les deux séries pour le côté opéré (test du Khi2).

Dans la série « Avenir », on retrouvait 21 hanches droites soit 54% et 18 hanches gauches soit 46%.

1.1.5. L'âge le jour de la chirurgie (Tableau 1)

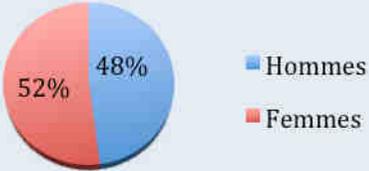
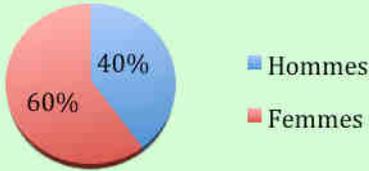
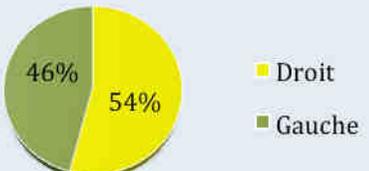
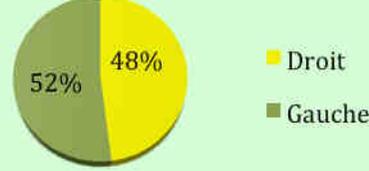
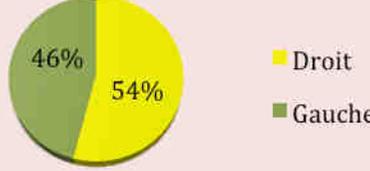
Dans la série « Non naviguée », l'âge moyen était de 63,5 ans \pm 13,9 (29, 83).

Dans la série « Naviguée », l'âge moyen était de 62,3 ans \pm 11,7 (29, 83).

On ne retrouvait pas de différence significative entre les deux séries pour l'âge (test de Student).

Dans la série « Avenir », l'âge moyen était de 64 ans \pm 13,8 (29, 83).

Tableau 1 : Répartition des genres, latéralités et âges dans les 3 séries

	Série « NON NAVIGUEE »	Série « NAVIGUEE »	Série « AVENIR »
GENRE	 <p>■ Hommes ■ Femmes</p>	 <p>■ Hommes ■ Femmes</p>	 <p>■ Hommes ■ Femmes</p>
LATERALITE	 <p>■ Droit ■ Gauche</p>	 <p>■ Droit ■ Gauche</p>	 <p>■ Droit ■ Gauche</p>
AGE	63,5 ans ± 13,9	62,3 ans ± 11,7	64 ans ± 13,8

1.2. DONNEES PREOPERATOIRES

1.2.1. Le poids

Dans la série « Non naviguée », le poids moyen était de $77,4 \text{ kg} \pm 16,8$ (51, 121).

Dans la série « Naviguée », le poids moyen était de $75 \text{ kg} \pm 15,2$ (50, 113).

Dans la série « Avenir », le poids moyen était de $78,4 \pm 17,9$ (50, 121).

1.2.2. La taille

Dans la série « Non Naviguée », la taille moyenne était de $1,66 \text{ m} \pm 0,09$ (1,45, 1,86).

Dans la série « Naviguée », la taille moyenne était de $1,65 \text{ m} \pm 0,08$ (1,47, 1,81).

Dans la série « Avenir », la taille moyenne était de $1,66 \text{ m} \pm 0,09$ (1,45, 1,86).

1.2.3. L'indice de masse corporelle (IMC)

Dans la série « Non Naviguée », l'IMC moyen était de $28,2 \pm 5,6$ (20, 46).

Dans la série « Naviguée », l'IMC moyen était de $27,6 \pm 4,4$ (20, 39).

On ne retrouvait pas de différence significative entre les deux séries pour l'IMC (test de Student).

Dans la série « Avenir », l'IMC moyen était de $28,3 \pm 5,5$ (20, 45).

1.2.4. Antécédents

Dans la série « Non Naviguée », **13 patients soit 26%** avaient une PTH controlatérale.

L'étiologie était :

- une **coxarthrose primaire dans 34 cas soit 68%**.

- une **coxarthrose secondaire** dans 16 cas soit 32%. Parmi ces 16 coxarthroses secondaires, les étiologies retrouvées étaient :

- 9 ostéonécroses aseptiques de hanche (5 après traitement par corticoïdes, 1 dans le cadre d'une drépanocytose et 3 étiologies inconnues).

- 3 dysplasies de hanche.

- 3 inflammatoires dans le cadre d'une polyarthrite rhumatoïde.

- 1 post-épiphysiolyse.

Dans la série « Naviguée », 11 patients soit 22% avaient une PTH contro-latérale. L'étiologie était :

- une **coxarthrose primaire** dans 38 cas soit 76%.

- une **coxarthrose secondaire** dans 12 cas soit 24%. Parmi ces 12 coxarthroses secondaires, on retrouvait comme étiologie :

- 6 ostéonécroses aseptiques de hanche (3 après traitement par corticoïdes, 1 dans le cadre d'un éthylisme chronique et 2 étiologies inconnues).

- 5 dysplasies de hanche.

- 1 post-épiphysiolyse.

La comparaison de la répartition des étiologies primaires/secondaires ne retrouvait pas de différence significative entre les deux séries (test du Khi2).

Dans la série « Avenir », 9 patients soit 23% avaient une PTH contro-latérale. L'étiologie était une coxarthrose primaire dans 28 cas soit 72% et une coxarthrose secondaire dans 11 cas soit 28%.

1.2.5. Le périmètre de marche (PM) et le score PMA préopératoires

Dans la série « Non Naviguée », le PM préopératoire moyen était de 626 m ± 672 (5, 3000). Le PMA préopératoire moyen était de 10,82 ± 2,2 (6, 16).

Dans la série « Naviguée », le PM préopératoire moyen était de $575 \text{ m} \pm 627$ (10, 3000). Le PMA préopératoire moyen était de $10,88 \pm 2$ (7, 16).

On ne retrouvait pas de différence significative entre les deux séries pour le PMA préopératoire (test de Student).

Dans la série « Avenir », le PM préopératoire moyen était de $701 \text{ m} \pm 712$ (5, 3000). Le PMA préopératoire moyen était de $11 \pm 2,3$ (7, 16).

1.2.6. ILMI préopératoire ressentie

Dans la série « Non Naviguée », 9 patients sur 50 ressentait une ILMI soit 18%.

Dans la série « Naviguée », 13 patients sur 50 ressentait une ILMI soit 26%.

On ne retrouvait pas de différence significative entre les deux séries pour l'ILMI ressentie (test du Khi2).

1.2.7. ILMI préopératoire clinique

Dans la série « Non Naviguée », l'ILMI clinique moyenne était de **-2 mm**. Dans 41 cas soit 82%, il n'était pas retrouvé d'ILMI clinique préopératoire.

Dans la série « Naviguée », l'ILMI clinique moyenne était de **-1,6 mm**. Dans 35 cas soit 70%, il n'était pas retrouvé d'ILMI clinique préopératoire.

On ne retrouvait pas de différence significative entre les deux séries pour l'ILMI préopératoire clinique (test de Student).

On retrouvait une corrélation très significative entre l'ILMI ressentie et l'ILMI clinique (test de Student, $p=0,028$).

1.2.8. Objectif de longueur du membre inférieur (Tableau 2)

Dans la série « Non Naviguée », l'objectif était de 0 mm (c'est-à-dire de restituer la longueur du membre, sans allongement ni raccourcissement) dans 42 cas soit 84%. L'objectif était d'allonger le membre inférieur de +5 mm dans 1 cas soit 2%, de +10 mm dans 5 cas soit

10%, de +15 mm dans 1 cas soit 2% et de +30 mm dans 1 cas soit 2%. Il n'y avait pas d'objectif de raccourcissement du membre inférieur.

Dans la série « Naviguée », l'objectif était de 0 mm dans 40 cas soit 80%. Dans 1 cas soit 2%, l'objectif était de raccourcir le membre inférieur de 5 mm. L'objectif était d'allonger le membre inférieur de +5 mm dans 5 cas soit 10%, de +10 mm dans 4 cas soit 8%.

Tableau 2 : Répartition des objectifs de longueur.

Objectif de longueur	Série « NON NAVIGUEE »	Série « NAVIGUEE »
Raccourcissement	0%	2%
0	84%	80%
Rallongement	16%	18%

AU TOTAL, LES DEUX GROUPE ETAIENT HOMOGENES ET POUVAIENT DONC ETRE COMPARES.

2. DONNEES PEROPERATOIRES ET POSTOPERATOIRES IMMEDIATES

2.1. OPERATEURS

Les opérateurs ont été désignés par un numéro de façon arbitraire.

Dans la série « Non Naviguée », l'opérateur 1 a réalisé 31 interventions soit 62%, l'opérateur 2 a réalisé 15 interventions soit 30% et l'opérateur 3 a réalisé 4 interventions soit 8%.

Dans la série « Naviguée », l'opérateur 1 a réalisé 32 interventions soit 64%, l'opérateur 2 a réalisé 17 interventions soit 34% et l'opérateur 3 a réalisé 1 intervention soit 2%.

2.2. DUREES

2.2.1. Durée opératoire

Dans la série « Non Naviguée » la durée moyenne opératoire était de 69,2 min \pm 14,1 (48,125).

Dans la série « Naviguée » la durée moyenne opératoire était de 75,2 min \pm 13,7 (54, 134).

Une différence significative était retrouvée au test de Student avec $p=0,0349$. La série « Naviguée » avait donc des durées opératoires significativement plus longues que la série « Non Naviguée ».

La durée moyenne opératoire sur les 100 patients était de 72,2 min \pm 14,2.

2.2.2. Durée d'occupation de la salle

Dans la série « Non Naviguée », la durée d'occupation de la salle était de 120 min \pm 18,7 (90, 179).

Dans la série « Naviguée », la durée d'occupation de la salle était de 132 min \pm 18,7 (48, 125).

Une différence significative était retrouvée au test de Student avec $p=0,019$. La série « Naviguée » avait donc des durées d'occupation de la salle d'intervention significativement plus longues que la série « Non Naviguée ».

La durée moyenne de temps en salle sur les 100 patients était de 125,9 min \pm 19,6.

2.3. MATERIEL IMPLANTE

2.3.1. Taille des têtes fémorales prothétiques (Tableau 3)

Tableau 3 : Répartition des tailles des têtes fémorales prothétiques.

TAILLE TETE	SERIE			SERIE	
	« Non Naviguée »	« Naviguée »		« Avenir »	
28	26	37	63 %	23	59%
32	20	12	32 %	13	33 %
36	3	1	4 %	2	5 %
40	1	0	1 %	1	3 %
	50	50	100	39	100 %

2.3.2. Taille et type des tiges fémorales (Tableaux 4 et 5)

Tableau 4 : Répartition des tailles des tiges fémorales prothétiques.

TAILLE TIGE	SERIE			SERIE	
	« Non Naviguée »	« Naviguée »		« Avenir »	
1	6	7	13 %	4	10 %
2	5	11	16 %	3	8 %
3	9	9	18 %	8	21 %
4	14	11	25 %	11	28 %
5	10	8	18 %	8	20 %
6	2	3	5 %	2	5 %
7	3	1	4 %	2	5 %
8	1	0	1 %	1	3%
9	0	0	0 %	0	0 %
	50	50	100	39	100 %

Tableau 5 : Répartition des types des tiges fémorales prothétiques.

TYPE TIGE	SERIE			SERIE	
	« Non Naviguée »	« Naviguée »		« Avenir »	
Standard	30	30	60 %	23	59 %
Latéralisée	20	20	40 %	16	41 %
	50	50	100		

2.3.3. Type de col fémoral (Tableau 6)

Tableau 6 : Répartition des types des cols prothétiques.

COL	SERIE			SERIE	
	« Non Naviguée »	« Naviguée »		« Avenir »	
Court	25	21	46 %	20	51%
Moyen	23	24	47 %	18	46 %
Long	2	5	7 %	1	3%
Extra-long	0	0	0 %	0	0 %
	50	50	100	39	100 %

2.4. COMPLICATIONS POSTOPERATOIRES IMMEDIATES.

Dans la série « Non Naviguée », aucune complication postopératoire immédiate n'a été retrouvée.

Dans la série « Naviguée », un patient a eu une reprise chirurgicale au 25^{ème} jour postopératoire en raison de 2 épisodes de luxations précoces sans cause retrouvée et sans mouvement luxant. Il a bénéficié du changement du cotyle prothétique avec mise en place d'un implant cotyloïdien double mobilité. Aucun nouvel épisode de luxation n'est survenu depuis le changement de cotyle.

Aucune complication à type d'hématome ou de sepsis postopératoire précoce n'était retrouvée dans les séries.

3. DONNEES DE LA NAVIGATION

3.1. ATTITUDE DU CHIRURGIEN PAR RAPPORT AUX DONNEES DE LA NAVIGATION

3.1.1. Acceptation des données du système de navigation par l'opérateur

Sur les 50 procédures de la série « Naviguée », les données du système de navigation ont été acceptées 48 fois soit 96%.

Lorsque les données étaient acceptées, cela signifiait que celles-ci étaient, pour l'opérateur, cohérentes avec l'impression clinique peropératoire.

Les 2 refus correspondent à des incohérences pour l'opérateur entre l'impression clinique et les données du logiciel.

Cas n°1 : Donnée de longueur de +8 mm et de latéralisation de -16 mm.

Cas n°2 : Donnée de longueur de -26 mm et de latéralisation de -22 mm.

3.1.2. Relation entre l'objectif fixé et la donnée de longueur naviguée peropérateur.

Une étude de corrélation entre l'objectif fixé et la longueur naviguée peropérateur retrouvait un $r^2=0,2$ (faible) et $p=0,001$.

L'opérateur a donc respecté mais avec une corrélation faible les données de la navigation pour obtenir son objectif. En d'autres termes, l'opérateur a parfois accepté des données de navigation très différentes de l'objectif. On retrouvait une moyenne de 2,2 mm pour la différence entre la donnée acceptée de longueur de la navigation et l'objectif, avec des extrêmes allant de -10 à +11 mm.

3.2. FIABILITE DE LA NAVIGATION

Les données de longueur et de latéralisation du système de navigation ont été comparées aux variations de longueur et d'offset global mesurées sur les radiographies.

Pour la longueur, l'étude de la différence entre la distance « U/petit trochanter » et la donnée de longueur du système de navigation retrouvait par une étude de corrélation $r^2=0,23$ (faible) et $p=0,0005$.

Il y avait donc une corrélation entre les deux données : la donnée de longueur du logiciel que l'on a en peropérateur est corrélée mais faiblement au rallongement final mesuré sur les radiographies. La différence moyenne était de $+1,5 \text{ mm} \pm 4,9$ (-7, +12). En valeur absolue, cette moyenne était de $3,9 \text{ mm} \pm 3$.

Pour l'offset global, l'étude de la différence entre l'offset global et la donnée de latéralisation du système de navigation retrouvait $r^2=0,13$ (faible) avec $p=0,016$ donc significatif.

Il y avait donc une corrélation entre les deux données : la mesure de latéralisation que l'on a en peropérateur est corrélée mais faiblement à la différence d'offset global mesuré sur les radiographies. La différence moyenne était de $0 \text{ mm} \pm 5,6$ (-20, +9). En valeur absolue, cette moyenne était de $4,2 \text{ mm} \pm 3,7$.

Si l'on définit un *bon résultat du système de navigation* comme une différence entre la donnée de navigation et le résultat final mesuré sur les radiographies $\leq 5mm$, alors la navigation permet d'avoir un bon résultat :

- dans 65% des cas pour la longueur.
- dans 58% des cas pour la latéralisation.

On ne retrouvait pas de corrélation entre la différence des longueurs (= donnée de navigation – différence de longueur radiographique) et la différence d'offset hauteur (= donnée de navigation – différence de latéralisation radiographique).

Ces 2 paramètres étaient donc indépendants.

Dans la série « Naviguée », on retrouvait une très forte corrélation entre les données de la navigation avec les implants d'essai et les données avec les implants définitifs.

Pour la longueur = corrélation avec $r^2 = 0,7$, et $p < 0,0001$

Pour la latéralisation = corrélation avec $r^2 = 0,92$ et $p < 0,0001$

4. RESULTATS RADIOGRAPHIQUES

4.1. ANGLE CC'D

En préopératoire, on retrouvait dans la série « Non Naviguée » un angle cervico-diaphysaire moyen de $127^\circ \pm 6$ (112, 139).

Dans la série « Naviguée », on retrouvait un angle cervico-diaphysaire moyen de $128,9^\circ \pm 7,7$ (111, 154).

On ne retrouvait pas de différence significative entre les 2 séries pour l'angle CC'D préopératoire (test de Student) mais une tendance avec $p=0,08$.

Dans la série « Avenir », on retrouvait un angle CC'D moyen de $126,7^\circ \pm 6$ (112, 138).

4.2. VARIATION DES PARAMETRES ANATOMIQUES DE LA HANCHE

4.2.1. Longueur

4.2.1.1. Variation de la distance ligne des « U » - petit trochanter

Dans la série « Non Naviguée », on retrouvait une différence moyenne de $6,4 \text{ mm} \pm 6,4$ (-5, +22).

Dans la série « Naviguée », on retrouvait une différence moyenne de $5,9 \text{ mm} \pm 5,7$ (-4, +24).

Il n'y avait pas de différence significative entre les 2 séries (test de Student).

■ Si l'on comparait la différence entre la variation de longueur mesurée radiographiquement et l'objectif :

Dans la série « Non Naviguée », on retrouvait une différence moyenne de $4,4 \text{ mm} \pm 6,7$ (-10, +22).

Dans la série « Naviguée », on retrouvait une différence moyenne de $4,7 \text{ mm} \pm 4,8$ (-4, +19).

Il n'y avait pas de différence significative entre les 2 séries (test de Student).

En revanche, la série « Naviguée » avait une variance significativement plus petite que la série « Non Naviguée » (F-test ; $p = 0,0015$).

Sur la série de 100 PTH, on retrouvait une variation de longueur moyenne du membre inférieur opéré par rapport à l'objectif de $4,5 \text{ mm} \pm 5,7$: Le membre inférieur était donc rallongé de $4,5 \text{ mm}$ en moyenne par rapport à l'objectif.

■ Si l'on comparait la différence entre la variation ABSOLUE de longueur mesurée radiographiquement et la valeur absolue de l'objectif :

Dans la série « Non Naviguée », on retrouvait une différence moyenne de 6,4 mm ± 4,5.

Dans la série « Naviguée », on retrouvait une différence moyenne de 5,3 mm ± 4,1.

Il n'y avait pas de différence significative entre les 2 séries (test de Student).

Tableau 7 : Tableau des différences entre la variation de longueur mesurée et l'objectif.

	Série « NON NAVIGUEE »	Série « NAVIGUEE »
Différence entre : - la variation de longueur mesurée sur les radios - et l'objectif de longueur	<u>4,4 mm ± 6,7</u>	<u>4,7 mm ± 4,8</u>
Différence entre : - la valeur absolue de la variation de longueur mesurée sur les radios - et la valeur absolue de l'objectif de longueur	6,4 mm ± 4,5	5,3 mm ± 4,1

■ En transformant les variables continues en variables discontinues et en définissant un bon résultat comme une différence entre la différence de longueur mesurée sur les radiographies et l'objectif <5mm, on retrouvait ;

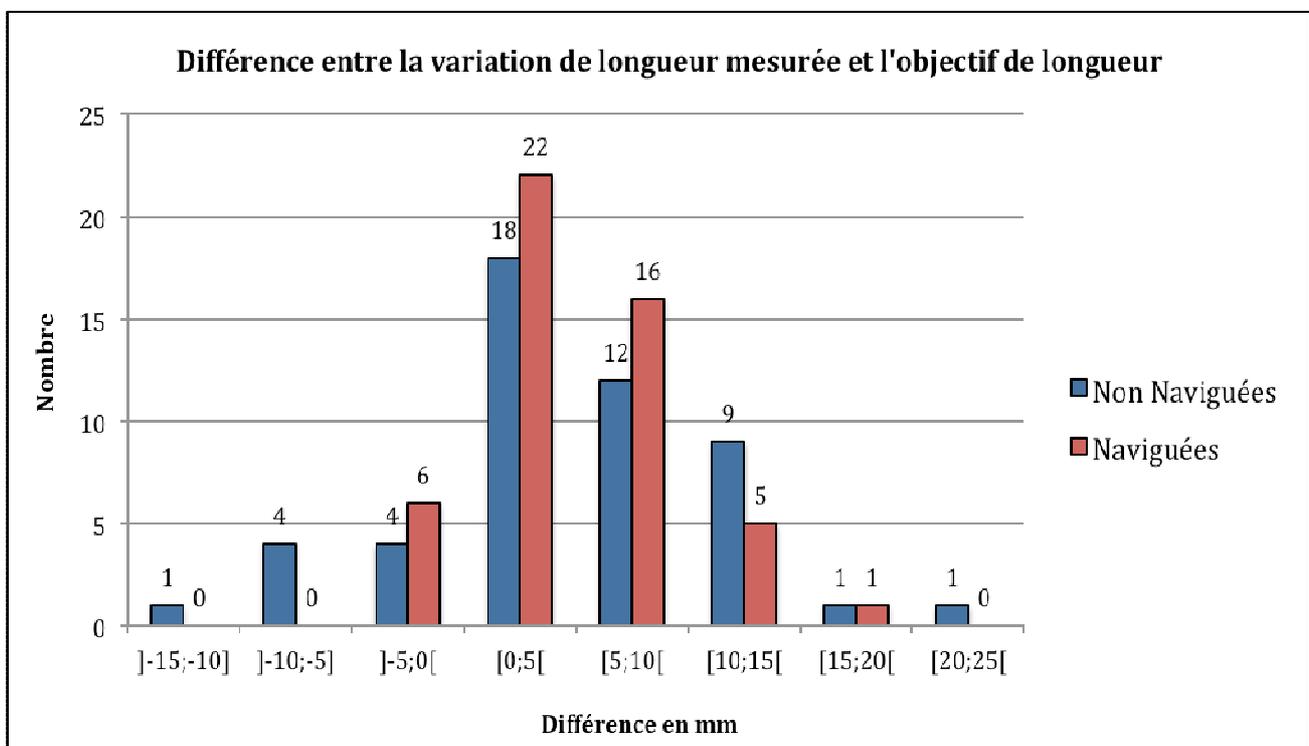
Dans la série « Non Naviguée »: 44% de bons résultats (30 – 58.7%).

Dans la série « Naviguée »: 56% de bons résultats (41.3 -70%).

On ne retrouvait pas de différence significative entre les 2 groupes (test du Khi2 (p=0.31)).

■ Des histogrammes avec des tranches de 5 puis de 10 mm ont également été réalisés (Figures 38 et 39) :

Figure 38: Histogramme de la répartition des différences entre la variation de longueur mesurée et l'objectif (par tranches de 5 mm).



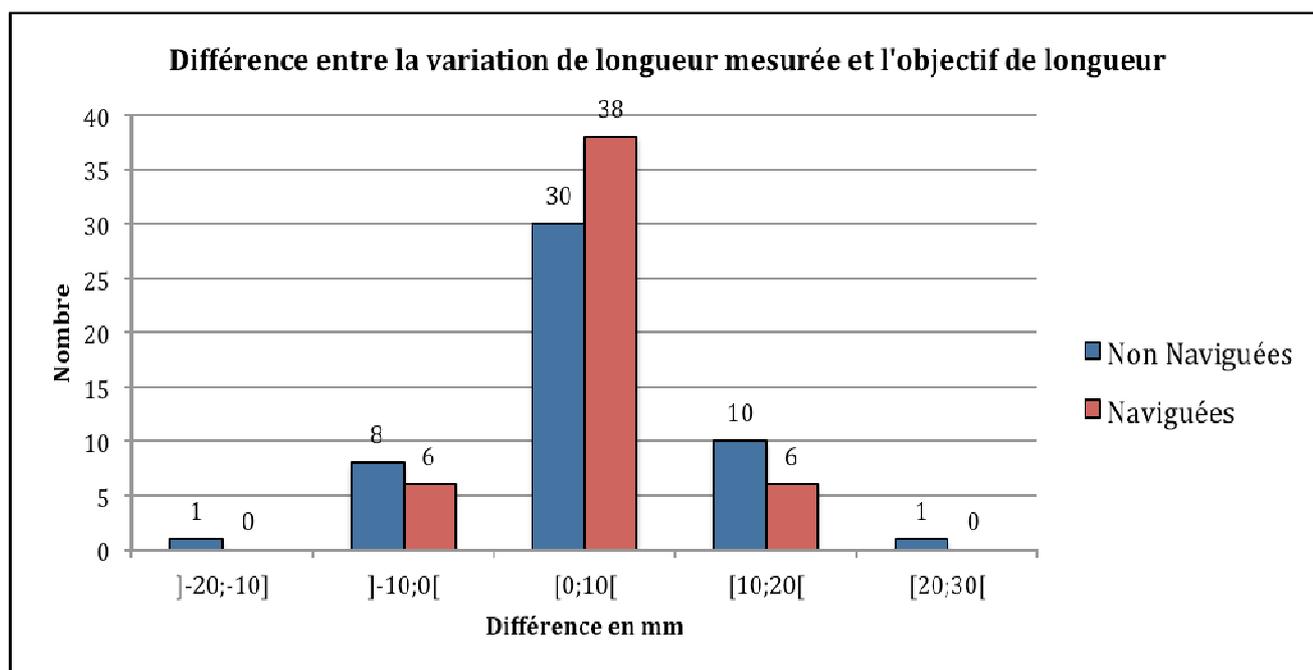
Un test du Khi2 a été réalisé à partir des données discontinues de l’histogramme de la figure 35 (valeurs absolues) (Tableau 8).

Tableau 8 : Tableau pour le test du Khi2 à partir des données de la figure 35.

	[0-5[[5-10[>10
Naviguées	28	16	6
Non Naviguées	22	16	12

On retrouvait $p = 0.25$ soit non significatif.

Figures 39: Histogramme de la répartition des différences entre la variation de longueur mesurée et l’objectif (par tranches de 10 mm)



Un test du Khi2 a été réalisé à partir des données discontinues de l’histogramme de la figure 36 (valeurs absolues) (Tableau 9).

Tableau 9 : Tableau pour test Khi2 à partir des données de la figure 36

	[0-10[>10
Naviguées	44	6
Pas Naviguées	38	12

Avec un test du Khi2, on retrouvait $p=0.19$ soit non significatif.

■ Enfin, nous avons analysé les dossiers avec un angle CC'D inférieur à 125° :

Les 15 PTH « Non Naviguées » avec un angle CC'D inférieur à 125° avaient une différence moyenne de longueur par rapport à l'objectif de $+4 \text{ mm} \pm 1,4$ et les 13 PTH « Naviguées » avaient une moyenne de $+5,5 \text{ mm} \pm 1,55$.

Nous n'avons pas retrouvé de différence significative ($p=0,5$).

4.2.1.2. Différence distance ligne des « u » - grand trochanter

Dans la série « Non Naviguée », on retrouvait une différence moyenne de $-4,5 \text{ mm} \pm 6$ (-18, +7).

Dans la série « Naviguée », on retrouvait une différence moyenne de $-3,5 \text{ mm} \pm 5$ (-14, +7).

Il n'y avait pas de différence significative entre les 2 séries (test de Student).

4.2.2. Centre de rotation de la hanche

4.2.2.1. Variation de la hauteur du centre de rotation

Dans la série « Non Naviguée », on retrouvait une différence moyenne de hauteur de $0 \text{ mm} \pm 3,4$ (-7, +6).

Dans la série « Naviguée », on retrouvait une différence moyenne de $-1,4 \text{ mm} \pm 3,8$ (-14, +8).

Il n'y avait pas de différence significative entre les 2 séries (test de Student) mais une tendance avec $p=0,05$.

Si l'on comparait les valeurs absolues des variations de hauteur du centre de rotation :

Dans la série « Non Naviguée », on retrouvait une différence moyenne de hauteur de $2,8 \text{ mm} \pm 1,9$.

Dans la série « Naviguée », on retrouvait une différence moyenne de $2,7 \text{ mm} \pm 2,6$

Il n'y avait pas de différence significative entre les 2 séries (test de Student).

4.2.2.2. Variation de latéralisation du centre de rotation

Dans la série « Non Naviguée », on retrouvait une différence moyenne de hauteur de $-0,7 \text{ mm} \pm 4,2$ (-9, +7)

Dans la série « Naviguée », on retrouvait une différence moyenne de $-1,7 \text{ mm} \pm 3,9$ (-11, +7)

Le centre de tête était donc plutôt MÉDIALISÉ mais il n'y avait pas de différence significative entre les 2 séries (test de Student).

4.2.3. Offset global

■ Dans la série « Non Naviguée », on retrouvait une différence moyenne de $-1,4 \text{ mm} \pm 5,9$ (-14, +9)

Dans la série « Naviguée », on retrouvait une différence moyenne de $+0,5 \text{ mm} \pm 4,5$ (-8, +14)

Il n'y avait pas de différence significative entre les 2 séries (test de Student) mais une tendance avec $p=0,08$.

■ Si l'on comparait les valeurs absolues des variations de l'offset global.

Dans la série « Non Naviguée », on retrouvait une différence moyenne de $4,3 \text{ mm} \pm 3,3$.

Dans la série « Naviguée », on retrouvait une différence moyenne de $3,2 \text{ mm} \pm 3$.

Il n'y avait pas de différence significative entre les 2 séries (test de Student).

■ En transformant les variables quantitatives en variables qualitatives et en définissant un bon résultat comme une différence entre la différence d'offset global mesurée sur les radiographies et l'objectif **<5mm**, on retrouvait :

Dans la série « Non Naviguée »: 67% de bons résultats (51– 80%).

Dans la série « Naviguée »: 81% de bons résultats (67,4 -91%).

On ne retrouvait pas de différence significative entre les 2 groupes (test du Khi2 (p=0.16)).

■ Enfin, nous avons analysé les dossiers avec un angle CC'D inférieur à 125° :

Les 15 PTH « Non Naviguées » avec un CC'D inférieur à 125° avaient une différence moyenne d'offset global de -3,5 mm ± 1,2 et les 13 PTH Naviguées avaient une moyenne de - 1,1 mm ± 1,1.

Nous n'avons pas retrouvé de différence significative (p=0,19).

4.3. PARAMETRES EXO-MEDULLAIRES DE LA TIGE AVENIR®

4.3.1. Distance petit trochanter – centre de la tête fémorale

La hauteur exo-médullaire moyenne préopératoire était de 60,3 mm ± 7,2 (46,78).

Dans la série « Avenir », on retrouvait une moyenne de variation de hauteur entre le centre de la tête fémorale et le petit trochanter de +3,6 mm ± 4,4 (-6, +10).

Dans la série « Avenir », la variation de hauteur de par rapport à l'objectif était de 4,9 mm ± 5,1 (-5, +14).

On retrouvait une corrélation faible entre la variation de hauteur du centre de rotation et la variation de longueur du membre inférieur (r²=0,11 et p=0,043).

4.3.2. Offset

Dans la série « Avenir », la moyenne de l'offset préopératoire était de **41,5 mm ± 6,4 (32, 64)**.

Dans la série « Avenir », la moyenne de variation d'offset était de $-1 \text{ mm} \pm 4,9$ (-13, +10) et la moyenne de variation d'offset global était de $-1,6 \pm 5,5$ (-14, +9).

4.3.3. Corrélations entre le type d'implants posés et les données anatomiques

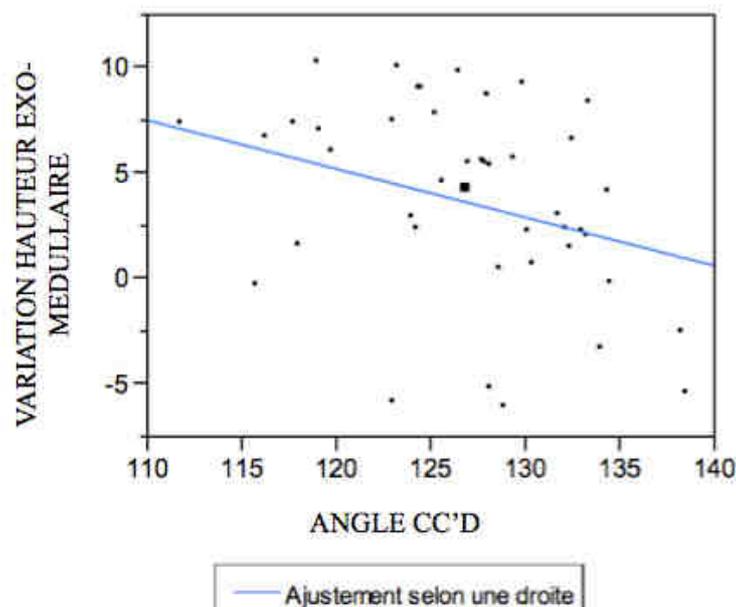
4.3.3.1. Corrélations angle CC'D –Autres paramètres

4.3.3.1.1. *Corrélation entre l'angle CC'D et la différence de hauteur exo-médullaire (Figure 37)*

On retrouvait une corrélation faible avec $r^2=0,1$ et $p=0,048$.

Plus l'angle CC'D est faible, plus la variation de hauteur exo-médullaire est importante.

Figure 40 : Tableau de corrélation entre la variation de l'angle CC'D et la hauteur exo-médullaire (Ajustement bivarié de la différence de hauteur exo-médullaire par l'angle CC'D)



Les patients ayant un angle CC'D > 128° ont une variation moyenne de la hauteur exo-médullaire de $+1,6 \text{ mm} \pm 4,2$.

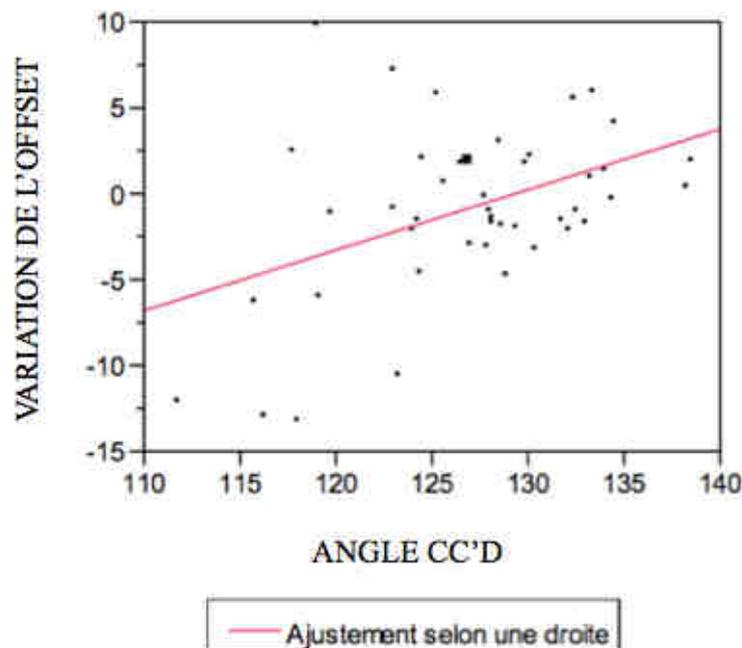
Les patients ayant un angle CC'D < 128° ont une variation moyenne de la hauteur exo-médullaire de $+5,3 \text{ mm} \pm 3,8$.

4.3.3.1.2. Corrélation entre l'angle CC'D et la variation d'offset (Figure 38)

Par étude de corrélation, on retrouvait $r^2 = 0,19$ et $p=0,005$ avec donc une corrélation faible.

Ainsi, plus l'angle cervico-diaphysaire diminue, plus la variation d'offset diminue et inversement, plus cet angle augmente, plus la variation d'offset est importante. L'offset est conservé pour un angle cervico-diaphysaire moyen d'environ 129° .

Figure 41: Tableau de corrélation entre la variation de l'angle CC'D et la variation d'offset (Ajustement bivarié de la différence d'offset par l'angle CC'D)



Les patients ayant un angle CC'D > 119° ont une variation moyenne de l'offset de $+0,2 \text{ mm} \pm 3,6$.

Les patients ayant un angle CC'D <119° ont une variation moyenne de l'offset de -8,5 mm ± 6,7.

4.3.3.1.3. Corrélation entre l'angle CC'D et la variation d'offset GLOBAL

On retrouvait une corrélation entre la valeur de l'angle CC'D préopératoire et la variation d'offset global avec $r^2 = 0,17$ et $p = 0,01$.

4.3.3.1.4. Analyse de l'angle CC'D selon le type de tige (latéralisée/standard)

Lorsqu'une tige «standard» a été mise en place, l'angle CC'D moyen était de $128,8^\circ$ ($\pm 5,1$)

Lorsqu'une tige «latéralisée» a été mise en place, l'angle moyen était de $123,5^\circ$ ($\pm 6,6$)

On retrouvait une différence significative avec $p = 0,0082$ (test de Student)

Les tiges « latéralisées » ont surtout été utilisées en cas de coxa vara avec des angles CC'D inférieurs à 125° et les tiges standards pour des cols supérieurs à 125° .

4.3.3.1.5. Corrélation entre l'angle CC'D et la différence de longueur

On ne retrouvait pas de corrélation $r^2 = 0,002$ et $p = 0,78$

Les patients ayant une coxa vara n'ont donc pas été plus rallongés que ceux ayant une coxa valga.

4.3.3.2. Corrélations entre les paramètres de la tige et les paramètres anatomiques

4.3.3.1.1. *Pour la longueur*

■ On ne retrouvait pas de différence significative de rallongement entre les tiges standard et latéralisées (test de Student, $p=0,78$).

Les patients ayant eu une tige latéralisée n'ont donc pas été plus rallongés que les patients ayant eu une tige standard.

■ On ne retrouvait pas de corrélation entre la taille de la tige et la différence de longueur du membre ($r^2=0,004$ et $p=0,22$).

Il n'y a donc pas eu plus de rallongement avec les grandes tailles de tige fémorale.

■ On ne retrouvait pas de différence significative de rallongement en fonction du type de col (test de Student, $p=0,67$).

Les patients ayant eu un col long n'ont donc pas été plus rallongés que les autres patients.

■ On ne retrouvait pas de différence significative de hauteur exo-médullaire en fonction du type de tige (standard ou latéralisée) (test de Student, $p=0,5$).

■ On ne retrouvait pas de corrélation entre la hauteur exo-médullaire et la taille de la tige ($r^2=0,00001$ et $p=0,98$).

■ On ne retrouvait pas de différence significative de hauteur exo-médullaire en fonction du type de col (test de Student, $p=0,84$).

■ Les patients ont été séparés en coxa vara (angle CC'D < 125°), angle CC'D entre 125 et 140° et coxa valga (angle CC'D > 140°) (Tableau 10).

Tableau 10 : valeurs des paramètres exo-médullaires en fonction de l'angle CC'D

	Coxa Vara CC'D < 125°	125° < angle CC'D < 140°	Coxa valga CC'D > 140°
Offset	Moyenne = -2,9 ± 7	Moyenne = -0,1 ± 3	Pas de patient
Hauteur exo-médullaire	Moyenne = 5 ± 4,4	Moyenne = 2,8 ± 4,3	Pas de patient

4.3.3.1.2. Pour l'offset

■ Pour les tiges standards, la différence d'offset moyen était de -1,7 mm ± 4,6 alors qu'elle était de +0,1 mm ± 5,6 pour les tiges latéralisées. Mais on ne retrouvait pas de différence significative de variation d'offset en fonction du type de tige (Test de Student, p=0,3).

■ On ne retrouvait pas de corrélation entre la taille de la tige et la différence d'offset ($r^2=0,001$ et p=0,55).

Les patients ayant eu une tige latéralisée n'ont pas eu plus de variation de l'offset.

■ On ne retrouvait pas de différence significative de variation de l'offset en fonction du type de col (test de Student, p=0,2).

■ On retrouvait une corrélation faible entre la différence de latéralisation du centre de rotation et l'offset global ($r^2=0,24$ et p=0,002).

DISCUSSION

1. DE LA METHODE

1.1 TYPE D'ETUDE

Il s'agissait d'une étude prospective de deux séries consécutives avec répartition des patients dans le temps. L'opérateur ne choisissait donc pas les patients pour lesquels la navigation était utilisée. En revanche, il n'y avait pas de randomisation. Le double aveugle n'étant pas possible puisque l'étude concernait un dispositif chirurgical, l'attention portée par l'opérateur en fonction de l'utilisation ou non du système de navigation pouvait être différente, ce qui constitue un biais.

1.2. LES SERIES

1.2.1. Nombre de patients

Le choix de comparer 2 séries de 50 patients a été fait de façon arbitraire mais des populations similaires sont retrouvées dans la littérature. Mainard a ainsi comparé une technique conventionnelle et une technique de CAO pour les PTH avec 2 séries de 42 patients [83]. Manzotti et al. ont évalué le système de navigation Vector Vision en comparant deux séries de 48 patients [92]. Pour valider leur ancillaire de mesure peropératoire, Takigami et al. [54] ont comparé 2 séries de 50 patients. Enfin, Nishio et al. [93] ont évalué leur système de CAO (Orthopilot®) en comparant une série de 50 patients avec utilisation du système et une série de 50 patients sans le système.

Nous aurions pu définir le nombre de patients nécessaires de manière statistique.

L'impossibilité de repérer le centre de la tête fémorale sur certaines radiographies car la tête fémorale était trop déformée nous a conduits à exclure 9 patients (5 dans la série « Non Naviguée », 4 dans la série « Naviguée ») pour l'analyse radiographique de l'offset ou du centre de rotation.

Nous avons voulu analyser les paramètres exo-médullaires à partir de la série « Non Naviguée », ce qui a posé une difficulté méthodologique. En effet, dans la série « Non Naviguée », la chirurgie se faisait par rapport à la planification. Dans la série « Naviguée », la chirurgie se faisait par rapport à la planification mais aussi par rapport aux données du logiciel de navigation. Pendant le déroulement de l'intervention avec navigation, l'opérateur plaçait le cotyle prothétique définitif puis réalisait des mesures avec la pièce fémorale d'essai : il évaluait alors les données globales de longueur et de latéralisation. En cas de données du logiciel non satisfaisantes, le cotyle ne pouvant plus être modifié, il lui restait la possibilité de modifier le positionnement de la tige. Dès lors, les paramètres exo-médullaires ne pouvaient pas être analysés dans la série « Naviguée » puisque la tige n'était pas implantée de façon indépendante. Les patients de la série « Naviguée » ont donc été exclus pour l'analyse des paramètres exo-médullaires.

Dans la série « Non Naviguée », les patients pour lesquels l'objectif était différent de 0 ont été exclus car une planification de rallongement ou de raccourcissement pouvait inciter l'opérateur à suspendre ou enfoncer la tige fémorale, ce qui aurait biaisé l'étude des paramètres exo-médullaires. Les patients de la série « Naviguée » dont la tête fémorale était détruite par la pathologie ont également été exclus car le centre de tête n'étant plus repérable, l'offset et la hauteur exo-médullaire ne pouvaient pas être mesurés.

Au total, 39 patients ont pu être inclus dans la série « Avenir ».

En 2003, Tayot et al. [94] avaient étudié la capacité de restitution de l'offset de la tige Intégrale® (Amplitude, Neyron, France) sur une série de 45 patients.

Pour l'étude de la tige Sapia® (Tornier, Saint-Ismier, France), De Thomasson et al. [33] avaient analysés 57 patients.

1.2.2. Critères d'inclusion et d'exclusion

Seules les PTH de première intention pouvaient être incluses car le système de navigation utilisé et son interface ont été développés pour être utilisés sur hanche native. Un antécédent de chirurgie au niveau de la hanche concernée à type d'ostéotomie ne constituait pas un critère d'exclusion puisque cela ne modifiait pas le déroulement de la procédure ni l'analyse radiographique.

Les patients ayant un flessum préopératoire ne pouvaient pas être inclus car la présence d'une telle déformation gênait l'analyse clinique préopératoire de l'ILMI et sous-

estimait la mesure préopératoire de la distance entre la ligne des U et le petit trochanter. Les patients hospitalisés pour une fracture du col fémoral ne pouvaient pas être inclus car l'analyse de la longueur préopératoire du membre inférieur n'était alors pas possible.

Nous avons inclus les patients ayant une dysplasie de hanche or le système de navigation étudié est recommandé, dans la documentation fournie par le fabricant, pour les hanches non dysplasiques. Pourtant, Dastane et al. [34], dans leur étude utilisant le système Navitrack® avaient inclus des patients porteurs d'une dysplasie de hanche. De plus, la dysplasie de hanche représentant une étiologie non négligeable (8% au total sur nos 2 séries) et une difficulté remarquable pour l'objectif de longueur lors d'une PTH, il nous paraissait important de ne pas les exclure. Dans leur étude comparant la pose d'une tige fémorale modulaire avec et sans navigation (système OrthoPilot® 3.0; B. Braun Aesculap, Tuttlingen, Allemagne), Confalonieri et al. avaient exclu les patients avec dysplasie, ILMI supérieure à 2 cm ainsi que les patients avec une déformation importante de la tête fémorale [70].

1.3. CLINIQUE

1.3.1. Recueil des données

Grâce au caractère prospectif de l'étude et à la vérification des données en préopératoire auprès des patients, aucune donnée préopératoire n'était manquante.

Les données postopératoires à plusieurs mois de recul n'ont pas pu être analysées dans cette thèse. Le manque de temps pour pourvoir à la fois constituer les séries (21 mois) et avoir du recul en est une explication. L'analyse des données en rapport avec l'ILMI ressentie et la clinique postopératoire ainsi que l'analyse des scores d'évaluation des cicatrices sera l'objet d'un travail ultérieur.

1.3.2. Analyse clinique

Nous n'avons pas recueilli le score de Devane ni le score ASA (American Society of Anesthesiologists) car ceux-ci ne nous paraissaient pas nécessaires pour comparer les populations des 2 séries.

Nous n'avons pas utilisé les scores fonctionnels tels le SF36 ou sa version courte le SF12 car l'objet de l'étude n'était pas le retentissement fonctionnel de l'ILMI mais la réalisation de l'objectif de longueur.

L'objectif de longueur était clinique et défini par l'opérateur lors de la consultation préopératoire par l'analyse clinique et radiographique. C'est cependant surtout l'association de l'analyse de l'ILMI clinique et de la plainte du patient qui fixait cet objectif. Lors de la réalisation d'une PTH, c'est en effet l'objectif qui nous a paru le plus logique puisque l'évaluation clinique de l'ILMI est le moyen de suivi couramment utilisé en pratique quotidienne en consultation. Ce n'est donc en aucun cas l'utilisation ou non du système de navigation qui fixait l'objectif. L'objectif étant de plus déterminé pour le membre à opérer en fonction du membre contro-latéral et l'ILMI pouvant parfois être conservée, il nous a paru plus intéressant d'étudier les variations de longueur et de latéralisation sur le coté opéré plutôt que d'analyser la différence de longueur des membres inférieurs.

L'objectif de latéralisation ou d'offset global était fixé à 0 de façon arbitraire car c'est un paramètre que les opérateurs cherchent à restituer sans modification dans notre pratique courante.

1.4. RADIOGRAPHIQUE

Les clichés radiographiques de bassin de face étaient utilisés pour :

- 1) la planification des PTH et donc la détermination, au moins pour partie, de l'objectif de longueur.
- 2) la mesure de distances pré- et postopératoires.

La réalisation des mesures sur des radiographies représente une limite importante de ce travail car l'effet parallaxe ainsi que la difficulté pour pouvoir déterminer avec précision les repères entraîne une approximation. Pour Sariali et al., l'estimation radiographique de l'offset entraîne une approximation de 3,5 mm avec une tendance à la sous-estimation [95].

Lecerf et al. [32] confirment et retrouvent une sous-estimation de la mesure de l'offset de 3 mm lors des mesures sur radiographies.

En effet, un problème tridimensionnel est abordé par une analyse en 2 dimensions : la mesure d'une distance sur les radiographies est en fait la mesure de la projection de la distance réelle sur le plan de la plaque [95]. Ainsi, quelques degrés de rotation externe du fémur, non perceptibles par l'analyse radiographique, peuvent sous-estimer la mesure de l'offset lors de sa mesure radiographique. Afin de s'affranchir au maximum de ce biais, la réalisation des clichés était théoriquement standardisée et leur reproductibilité entre le pré- et le postopératoire était vérifiée au moment de l'hospitalisation. La fiabilité des mesures et donc de l'analyse devait donc prendre en compte cette approximation.

La réalisation d'un scanner de hanche en pré- et postopératoire aurait pu nous permettre d'avoir une analyse plus précise mais posait des problèmes éthiques, économiques et matériels :

- le coût de réalisation d'un scanner, plus cher qu'une radiographie conventionnelle.
- l'irradiation pour le patient. Le scanner restant plus irradiant que la radiographie même si les doses sont actuellement en diminution grâce à l'amélioration des technologies.
- la disponibilité des équipements.

Il ne nous a donc pas paru souhaitable d'utiliser le scanner pour l'étude.

Le pangonogramme ou le scannogramme ont un intérêt en pédiatrie pour déterminer la localisation d'une ILMI mais pas dans le cadre de notre étude puisqu'il s'agissait de modifications uniquement intra-articulaires [96-98]. Ces examens n'ont donc pas été réalisés.

L'IRM n'était pas indiquée dans notre étude puisqu'il s'agissait de mesures entre des repères osseux. Le coût important et la disponibilité s'opposaient également à son utilisation.

Les ultrasons (échographie) n'étaient pas indiqués il s'agit d'un examen encore en évaluation dans ce domaine.

2. DES RESULTATS

2.1. DONNEES DES SERIES

L'analyse comparative des populations des séries « Naviguées » et « Non Naviguées » ne retrouvait pas de différence significative pour :

- le genre.
- la latéralité.
- l'âge.
- les poids, taille et IMC.
- la répartition primaire/secondaire des étiologies.
- le PMA préopératoire.
- l'ILMI ressentie et l'ILMI clinique.

Les deux groupes étaient donc homogènes et pouvaient être comparés.

Une corrélation forte était retrouvée entre l'ILMI ressentie et l'ILMI clinique, ce qui confirme l'intérêt d'un interrogatoire précis lors la consultation préopératoire.

2.2. L'INTERVENTION

2.2.1. Les opérateurs

Les interventions ont uniquement été réalisées par 3 opérateurs séniors ayant déjà utilisé le système de navigation. Ce critère est un élément renforçant la valeur de nos résultats. C'est aussi un biais d'analyse dans la comparaison des 2 séries puisque les opérateurs avaient l'habitude de poser les implants disponibles, en particulier la tige fémorale Avenir[®]. L'apport possible du système de navigation pouvait donc être limité par le fait d'une pose déjà plus ou moins optimale.

Une évaluation de l'apport du système de CAO aurait pu être faite pour les chirurgiens ayant moins d'expérience.

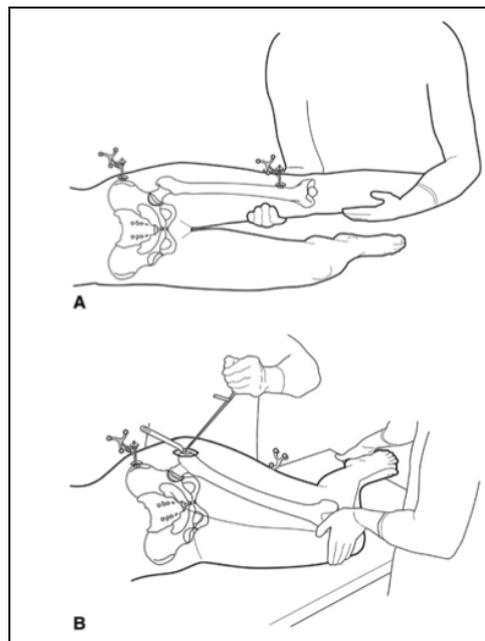
2.2.2. Le système de navigation

Nous avons utilisé le système de navigation en considérant qu'il était fiable.

Le système Navitrack[®] a été validé par plusieurs études. Amiot et al. [99] ont démontré l'apport de ce système pour le positionnement des vis pédiculaires en L5 et S1. Beaumont et al. [100] ainsi que Dorr et al. [101] retrouvaient une fiabilité du système Navitrack[®] Total Hip Replacement pour le positionnement en antéversion et inclinaison du cotyle prothétique mais sans commentaire sur les mesures de la longueur.

Le système Navitrack[®] pour la longueur et la latéralisation utilisé dans cette étude (c'est à dire sans marqueur fémoral mais avec une vis de diamètre 3,5 mm dans le grand trochanter et pointeur d'enregistrement) a été validé en 2011 par Dastane et al. [34] (Figure 42) mais seulement en comparant le système avec vis trochantérienne au système avec marqueur fémoral. Ils n'avaient donc pas de validation de leurs mesures par scanner et notaient que cette absence était une limite de leur étude.

Figure 42 : Illustrations du système Navitrack[®] avec et sans marqueur fémoral.



(D'après Dastane et al.)

Le système Navitrack® naviguant uniquement la longueur et la latéralisation a également été validé par Ganapathi et al. [102] en comparant les données de navigation et les données radiographiques. Ils retrouvaient une différence absolue entre la navigation et la mesure radiographique pour la longueur de $1,2 \text{ mm} \pm 1,8 \text{ mm}$. La différence pour la donnée de latéralisation était de $3 \text{ mm} \pm 2,6 \text{ mm}$. Leur étude était cependant une étude radiographique. Enfin, ils ne précisaient pas le type de navigation (avec marqueur fémoral fixe ou avec pointeur d'enregistrement).

Dans notre étude, la différence absolue moyenne entre la donnée de longueur du logiciel et la mesure radiographique était de 3,9 mm ± 3.

Pour la latéralisation, la différence absolue moyenne était de 4,2 mm ± 3,7.

Nous avons, dans notre étude, retrouvé une corrélation (faible) entre les données du logiciel et les mesures radiographiques de longueur et de latéralisation.

Nous avons également retrouvé une corrélation très forte entre les données du logiciel avec les implants d'essai et les données avec les implants définitifs.

La concordance entre les données du logiciel et les mesures étaient bonnes à 5 mm près dans 65% des cas pour la longueur et dans 58% des cas pour la latéralisation. Ces chiffres sont faibles par rapport à ceux retrouvés dans la littérature puisque Nishio et al. retrouvaient 92% de concordance à 5 mm près entre la variation de longueur radiographique et la donnée du système de CAO (OrthoPilot THA plus®, B. Braun Aesculap, Tuttlingen, Germany) [93].

Nos résultats, comme ceux de la littérature sont malgré tout plutôt en faveur d'une fiabilité du logiciel de navigation Navitrack® Hip pour la longueur et la latéralisation mais nous n'avons pas retrouvé d'étude validant le système par des mesures pré- et postopératoires sur scanner. Un autre système de navigation sans imagerie préopératoire (Système Hip 5.0 unlimited®, BrainLAB, Feldkirchen, Allemagne) a été validé par Renkawitz et al. [103] par une étude cadavérique avec des mesures réalisées sur scanners mais il concernait donc un autre système.

Il n'est donc pas possible de conclure avec certitude sur la fiabilité du logiciel ou sur la valeur des corrélations retrouvées car celles-ci doivent être pondérées par l'approximation que

représente l'analyse des distances sur des radiographies. L'analyse radiographique admet une marge d'erreur d'au moins 3 mm (voir chapitre précédent) : nous ne pouvions donc pas évaluer la fiabilité du système, théoriquement de l'ordre du millimètre, par une méthode d'évaluation non fiable au millimètre.

Nous aurions pu utiliser des scanners pour effectuer les mesures. Pour des raisons à la fois éthiques, économiques et matérielles, nous n'avons pas jugé opportun d'évaluer l'apport du système de navigation par la réalisation d'un scanner systématique en pré- et postopératoire.

Sur 57 procédures de navigation débutées, 7 ont dû être arrêtées soit 12%. Sur les 7 cas, 6 sont liés à un défaut d'utilisation de l'interface du logiciel ou à une erreur dans la succession des étapes imputables à l'équipe médicale et paramédicale en salle. Les opérateurs avaient pourtant réalisé entre 5 et 10 procédures avant son évaluation. Ces 6 échecs non liés à une cause externe sont survenus lors des 25 premières procédures. Aucun échec n'a été retrouvé lors des 25 procédures suivantes. Le taux d'échec de notre série était élevé par rapport à ceux de la littérature puisque sur 80 procédures réalisées avec le système Caspar[®], Aubart et al. [76] trouvaient seulement 2 échecs de procédure soit 2,5% (1 fois pour problème électrique et 1 fois pour un défaut lié à l'ordinateur) [76]. Sur 75 PTH réalisées avec le système Robodoc[®], Nakamura et al. trouvaient un taux d'échec de procédure de 3% [104].

La courbe d'apprentissage nous a semblé être l'explication de nos échecs de procédure car l'interface du logiciel nous a paru insuffisamment précise lors de certaines étapes, en particulier pour l'ordre du repérage de la vis trochantérienne et de la face antérieure du genou. Une inversion de cet ordre sur le repérage initial avant luxation de la hanche n'était pas rattrapable. Pour pouvoir être utilisable en pratique courante, y compris par des chirurgiens non habitués à ce logiciel, le système doit être le plus ergonomique possible, ce qui n'est, à notre sens, pas le cas pour toutes les étapes du système Navitrack[®].

Punwar et al. [62] ou Nakamura et al. [104] ont confirmé récemment que la courbe d'apprentissage restait un frein important à la diffusion de la CAO. Cette notion de courbe d'apprentissage était également retrouvée par Sauleau puisque sur une série de 321 PTH réalisées avec un système de CAO, 80% des échecs étaient survenus entre la première et la 160^{ème} PTH et aucun échec n'était retrouvé à partir de la 201^{ème} PTH [105].

2.2.3. Durée de chirurgie et temps en salle

Nous avons retrouvé une durée opératoire significativement plus longue dans la série « Naviguée » (69 min en moyenne) que dans la série « Non Naviguée » (75 min en moyenne) avec, en revanche, des valeurs extrêmes proches (environ 50 min pour les valeurs minimales et environ 130 min pour les durées maximales).

Nos chiffres sont concordants avec l'analyse de la littérature qui retrouve un rallongement systématique de la durée opératoire lors de l'utilisation d'un système de CAO. Le système Caspar[®] rallonge le temps opératoire de 30 à 45 minutes [76]. Avec le système Robodoc[®], Bargar et al. retrouvaient un temps opératoire moyen de 240 minutes [106], Nakamura et al. retrouvaient un temps opératoire moyen de 120 minutes mais le système étudié ne faisait que la préparation du fémur [104]. Confalonieri et al. retrouvaient dans leur série naviguée une durée opératoire de 103 min ($\pm 12,2$; 86-123) qui était statistiquement plus longue que dans leur série non naviguée (88 min ($\pm 11,7$; 68-105)).

Ganapathi et al. retrouvaient une augmentation de la durée opératoire de 10 minutes en moyenne avec le système Navitrack[®] mais sur une étude de seulement 14 PTH [102]. Kalteis et al. [72] retrouvaient une augmentation de la durée opératoire de 8 minutes avec leur système VectorVision[®] mais leur système sert surtout pour la navigation du cotyle. Enfin, en comparant une série naviguée (système Vector Vision[®]) à une série non naviguée, Manzotti retrouvait un rallongement du temps opératoire de 16 minutes (89 min pour le groupe navigué contre 73 min pour le groupe non navigué) lorsque le système de CAO était utilisé [92].

La durée en salle, correspondant à la durée entre l'entrée et la sortie de salle du patient, était également significativement plus longue dans la série « Naviguée » (120 min) que dans la série « Non Naviguée » (132 min).

Cette augmentation pouvait être liée à :

- une augmentation significative de la durée opératoire. Cette augmentation n'est cependant que de 6 minutes et ne pouvait pas être la seule cause.
- une augmentation de l'installation de la salle.
- une augmentation du temps de nettoyage.

C'est probablement le cumul de l'augmentation de la durée de chaque étape qui a abouti à une augmentation moyenne du temps en salle de 12 min.

2.3. COMPLICATIONS PEROPERATOIRES ET POSTOPERATOIRES IMMEDIATES

Si l'on exclut les échecs de procédures du logiciel, aucune complication peropératoire n'a été constatée.

En post-opératoire immédiat, une seule complication à type de luxation itérative de la PTH posée, sans étiologie retrouvée, a été constatée. Le patient a bénéficié d'un changement de l'implant cotyloïdien sans récurrence ultérieure.

L'analyse ayant été faite uniquement sur la période post-opératoire immédiate, le taux de complication ne peut être que sous-estimé. Une analyse à plus long terme avec un recul d'au moins un an sera nécessaire et fera l'objet d'un travail ultérieur.

2.4. RESULTATS RADIOGRAPHIQUES

2.4.1. Objectif de longueur et de la latéralisation - Apport du système Navitrack®

2.4.1.1. Pour la longueur

Nous n'avons pas retrouvé de différence significative entre les séries « Non Naviguée » et « Naviguée » pour la variation de longueur par rapport à l'objectif, y compris en valeur absolue.

Pour les cas de coxa-vara avec un angle CC'D inférieur à 125°, nous n'avons pas retrouvé de différence significative entre les deux séries.

En revanche, nous avons retrouvé une différence significative de variance qui était plus petite dans la série « Naviguée ».

Le membre inférieur était rallongé en moyenne de 4,5 mm ± 5,7 par rapport à l'objectif sur l'ensemble des 2 séries (4,4 mm ± 6,7 dans la série « Non Naviguée » et 4,7 mm ± 4,8 dans la série « Naviguée »).

Sur l'ensemble des deux séries, l'objectif de longueur était 0 (ni rallongement, ni raccourcissement dans environ 4 cas sur 5). Cet objectif était de rallonger le membre inférieur dans environ 1 cas sur 5.

En 2008, Mainard [83] a comparé la restitution de la longueur lors des PTH par une technique conventionnelle (42 patients) et par navigation (42 patients) avec le système OrthoPilot® (B. Braun Aesculap, Tuttlingen, Allemagne). L'ILMI postopératoire était de 6,2 mm ± 9 mm pour les PTH non naviguées et de 4,4 mm ± 6,4 mm pour les PTH naviguées. Il ne retrouvait pas de différence significative pour le rallongement postopératoire si l'analyse était faite indépendamment de la situation d'ILMI préopératoire (rallongement moyen du membre inférieur pour le groupe non navigué de 9,1 mm ± 6,2 et de 8,5 mm ± 5,4 pour le groupe navigué).

Dans leur étude comparant la pose d'une tige fémorale modulaire avec et sans navigation avec ce même système OrthoPilot®, Confalonieri et al. retrouvaient une amélioration significative pour l'ILMI dans la série naviguée [70]. Leur étude comportait 22 patients dans chaque série et retrouvait une ILMI postopératoire moyenne de 4 mm dans la série avec navigation contre 8 mm dans la série non naviguée. Ils ne retrouvaient aucune ILMI supérieure à 2 cm dans les deux séries.

Manzotti [92] a lui, retrouvé une meilleure restauration de la longueur avec le système de navigation Vector Vision® (version, 1.52, BrainLAB, Munich, Allemagne) puisqu'il leur a permis de diminuer de manière significative le nombre de patient avec une ILMI de 10 mm ou plus. L'ILMI postopératoire était de 8 mm dans le groupe non navigué et de 5 mm dans le groupe navigué. Ils ne retrouvaient pas d'ILMI supérieure à 2 cm.

Murphy et Ecker ont évalué un système différent mais issu du même fabricant (BrainLAB) et ont retrouvé une ILMI moyenne de $1 \text{ mm} \pm 5.2 \text{ mm}$ sur 112 PTH posées avec le système mais avec des extrêmes allant de -20 et +15 mm, ce qui veut dire que leur système ne les a pas empêchés d'avoir des écarts importants à la moyenne [107].

Enfin, Sugano et al. ont étudié le système Optotrak3020 (Northern Digital, Waterloo, Canada) et ont comparé les ILMI supérieures à 10 mm dans deux séries (naviguée et non naviguée). Ils ne trouvaient aucune ILMI supérieure à 10 mm dans le groupe navigué (sur 44 PTH) et en trouvaient 11 dans le groupe non navigué (11 sur 83 soit 13%). Ils excluaient de leur étude les patients avec une hanche controlatérale dysplasique ou pathologique.

Comme De Thomasson et al. [33], nous avons choisi un seuil de 5 mm pour définir un bon résultat de la variation de longueur par rapport à l'objectif. On retrouvait 44% de bons résultats dans la série « Non Naviguée » et 56% dans la série « Naviguée » sans différence significative entre les deux séries.

La transformation en données discontinues, par tranches de 5 mm ou de 10 mm, n'a pas permis de mettre en évidence de différence significative.

Enfin, nous n'avons pas retrouvé de différence significative entre les deux séries pour les variations de hauteur et de latéralisation du centre de rotation.

Contrairement à une partie de la littérature, nous n'avons donc pas mis en évidence de différence significative entre les deux séries.

En revanche, nous avons retrouvé une diminution significative de la variance pour la série « Naviguée » concernant l'objectif de longueur. Ceci indique que la dispersion des résultats était moins importante en cas d'utilisation du système de CAO.

Il est cependant difficile de comparer notre étude à la littérature car tous les auteurs ont évalué la variation de l'ILMI or nous avons pour notre part jugé plus utile d'évaluer la différence de longueur par rapport à l'objectif et ce, de façon unilatérale.

2.4.1.2. Pour la latéralisation

Nous n'avons pas retrouvé de différence significative entre les deux séries pour la variation d'offset global par rapport à l'objectif, y compris pour les valeurs absolues. Nous retrouvons une variation d'offset entre le pré- et le postopératoire de $-1,4 \text{ mm} \pm 5,9$ dans la série « Non Naviguée » et de $+0,5 \text{ mm} \pm 4,5$ dans la série « Non Naviguée ».

Pour les cas de coxa-vara avec un angle CC'D inférieur à 125° , nous n'avons pas retrouvé de différence significative entre les deux séries.

Nous retrouvons 67% de bons résultats (différence inférieure à 5 mm) pour la série « Non Naviguée » et 81% de bons résultats pour la série « Naviguée », sans différence significative.

Confalonieri et al. [70] retrouvaient une amélioration significative de la restitution de l'offset dans leur série naviguée avec une différence d'offset entre le pré- et le postopératoire de 3 mm dans la série naviguée et de 5 mm dans la série non naviguée. Leur analyse portait cependant sur des séries de 22 patients et c'est l'offset qui était analysé et non la latéralisation (offset global).

AU TOTAL, LE SYSTEME NAVITRACK® NE NOUS A PAS PERMIS DE MIEUX ATTEINDRE L'OBJECTIF DE LONGUEUR ET DE LATERALISATION DU MEMBRE INFERIEUR LORS DE LA POSE DES PTH.

LE SYSTEME APPARAISSANT FIABLE, IL POURRAIT TOUTEFOIS ETRE UTILE DANS CERTAINS CAS PARTICULIERS LORSQU'UNE DIFFICULTE EN RAPPORT AVEC LA LONGUEUR DU MEMBRE INFERIEUR EST RETROUVEE A LA PLANIFICATION.

LES FAIBLES EFFECTIFS DES DEUX SERIES SONT UNE LIMITE DE CETTE ETUDE. DES EFFECTIFS PLUS IMPORTANTS NOUS AURAIENT PEUT-ETRE PERMIS DE METTRE EN EVIDENCE UNE DIFFERENCE SIGNIFICATIVE.

2.4.2. Paramètres exo-médullaires

L'angle cervico-diaphysaire d'une tige fémorale a un effet sur la restitution de l'offset. Bourne et al. [52] ont ainsi montré que l'offset était restitué dans seulement 40% des cas lorsque l'opérateur disposait d'une tige avec un seul angle cervico-diaphysaire de 135°. Cette restitution de l'offset passait à 68% lorsque le seul angle cervico-diaphysaire disponible était de 131°. Si la tige existait en forme standard et latéralisée avec un angle cervico-diaphysaire de 131°, la restitution de l'offset était de 90%. Dolhain et al. [108] retrouvaient également une meilleure restauration de l'offset avec une tige à angle cervico-diaphysaire de 131° en 2 versions (standard et latéralisée) qu'avec une tige ayant un angle de 135°.

Les métaux utilisés aux débuts de l'arthroplastie de hanche imposaient des angles cervico-diaphysaires prothétiques supérieurs à 135° même si les premières générations de la tige Charnley avaient un angle cervico-diaphysaire de 130° et un offset de 45 mm. Les progrès de la métallurgie ont permis l'évolution du dessin des tiges et la diminution progressive des angles cervico-diaphysaires prothétiques. C'est de plus pour diminuer les contraintes sur les implants que les industriels ont diminué l'offset des tiges fémorales. Pour cette raison, certains implants fémoraux dits « standards », ont en fait un offset inférieur à la valeur de l'offset moyen anatomique. La majorité des implants a aujourd'hui un offset moyen entre 40 et 45 mm mais, par exemple, Sakalkale et al. [109] retrouvaient un offset postopératoire moyen de 31 mm (21-43) avec une tige standard et de 40 mm avec une tige latéralisée pour un offset préopératoire de 39 mm. Leur implant standard était donc médialisant et leur implant latéralisé restituait mieux l'offset fémoral.

Le Tableau 11 compare les différentes valeurs d'offsets, d'angles cervico-diaphysaires et de hauteurs exo-médullaires préopératoires ou sur études cadavériques retrouvés dans la littérature [90, 95, 110-112].

Tableau 11 : Valeurs des angles cervico-diaphysaires, des offsets fémoraux et des hauteurs exo-médullaires préopératoires ou sur étude cadavérique dans la littérature.

	Massin et al.	Lindgren et Rysavy	Noble et al.	Rubin et al.	Pasquier et al.	Sariali et al.
Angle cervico-diaphysaire	123,1 ± 8,2	/	124,7 ± 7,4	122,9 ± 7,6	/	129,5 ± 5,5
Offset fémoral	41 ± 6,2	44 ± 5 (33-56)	43 ± 6,8	47 ± 7,2	42,90 ± 5,43	42,2 ± 5,1
Hauteur exo-médullaire	58,7 ± 7,2	/	51,6 ± 8,6	56,1 ± 7,1	/	/

La tige Avenir[®] qui était évaluée dans cette étude existait en version standard avec un angle cervico-diaphysaire de 135° et un offset moyen de 41,1 mm et une tige latéralisée avec un angle cervico-diaphysaire de 135° et un offset moyen de 47,2 mm. **L'implant standard correspondait donc bien à la valeur d'offset moyen dans la population et l'implant latéralisé était bien un implant latéralisant.**

L'offset moyen dans notre série « Avenir » était de 41,5 mm ± 6,4, l'angle cervico-diaphysaire moyen était de 126,7 ± 6 et la hauteur exo-médullaire préopératoire moyenne était de 60,3 mm ± 7,2. Ces données correspondaient aux données de la littérature.

Concernant le matériel implanté :

- 60% des tiges implantées étaient des tiges standard et 40% étaient latéralisées.

- 25% des tiges étaient des tailles 4, 20% des tailles 3 et 20% des tailles 5.

Au total, 75% des tiges fémorales Avenir[®] implantées avaient une taille comprise entre 3 et 5.

La répartition des cols prothétiques fémoraux était de 51% de cols courts, 46% de cols moyens et de 3% de cols longs.

Concernant la taille des têtes fémorales implantées, nous avons retrouvé environ 60% de têtes avec un diamètre de 28 mm et 33% de têtes avec un diamètre de 32 mm. Cette répartition est liée à un protocole de service ayant pour objectif de maintenir une épaisseur

suffisante de polyéthylène au niveau cotyloïdien et n'autorisant une tête avec un diamètre de 32 mm que pour des grandes tailles de cotyles prothétiques (par exemple, pour le cotyle Allofit® (Zimmer, Winterthour, Suisse), les têtes avec un diamètre de 32 mm n'étaient implantées que pour des diamètres cotyloïdiens supérieurs à 54 mm pour garder une épaisseur minimum de polyéthylène de 6 mm).

La répartition des tailles des têtes prothétiques est par ailleurs difficile à interpréter car le protocole de service a changé durant l'étude et que la série des implants cotyloïdiens posés est très inhomogène.

Dans la série « Avenir », nous avons retrouvé une variation de hauteur exo-médullaire de $+3,6 \text{ mm} \pm 4,4$. **Il existait une corrélation (faible) entre la variation de hauteur exo-médullaire et la longueur du membre inférieur.**

Le rallongement moyen du membre inférieur par rapport à l'objectif dans cette série étant de $+ 4,9 \text{ mm} \pm 5,1$, la variation de hauteur exo-médullaire représentait en moyenne 75% du rallongement du membre inférieur.

Nous avons retrouvé une corrélation entre l'angle cervico-diaphysaire préopératoire et la variation de hauteur exo-médullaire :

- les patients ayant un angle CC'D $> 128^\circ$ avaient une variation moyenne de la hauteur exo-médullaire de $+ 1,6 \text{ mm} \pm 4,2$.

- Les patients ayant un angle CC'D $< 128^\circ$ avaient une variation moyenne de la hauteur exo-médullaire de $+5,3 \text{ mm} \pm 3,8$.

Les patients ayant une coxa-vara étaient donc rallongés de $+ 4 \text{ mm}$ par rapport aux patients ayant des fémurs non dysplasiques.

Nous n'avons, en revanche, pas retrouvé de corrélation ou de différence significative :

- entre l'angle CC'D et la différence de longueur du membre inférieur.
- entre la variation de hauteur exo-médullaire et la taille ou le type de la tige ou le type de col.
- entre le rallongement du membre inférieur et le type de tige, la taille de la tige ou le type de col.

En cas d'angle cervico-diaphysaire inférieur à 125°, Mainard [83] retrouvait un rallongement moyen 10 mm.

Pour Goldstein et al. [113], la variation de hauteur exo-médullaire était de 6 mm en moyenne et le rallongement du membre inférieur était de 4 mm avec les tiges standards. Avec les tiges latéralisées, la hauteur exo-médullaire était augmentée de 7 mm et le membre inférieur était rallongé de 5 mm. Avec les tiges modulaires, la hauteur exo-médullaire était augmentée de 6 mm et le membre inférieur était rallongé de 4 mm.

Konyves et al. ne retrouvaient pas d'association entre la variation de la position du centre de rotation et l'ILMI postopératoire. En revanche, ils retrouvaient une association entre une augmentation de la hauteur exo-médullaire et l'augmentation de l'ILMI. Pour 98% des patients (55 sur 56) ayant un rallongement postopératoire avéré, le rallongement du membre inférieur était rapporté au positionnement de la tige fémorale [10]. **Ils confirmaient donc le rôle essentiel de la position de la tige fémorale pour la détermination de la longueur du membre inférieur.**

Nous avons également retrouvé une corrélation entre l'angle cervico-diaphysaire et la variation de l'offset :

- Les patients ayant un angle CC'D > 119° avaient une variation moyenne de l'offset de + 0,2 mm ± 3,6.

- Les patients ayant un angle CC'D < 119° avaient une variation moyenne de l'offset de -8,5 mm ± 6,7.

Les patients ayant une coxa-vara avaient donc un offset médialisé de 8 mm par rapport aux patients avec des fémurs non dysplasiques.

Une corrélation était aussi retrouvée entre l'angle CC'D et la variation de l'offset global.

Les tiges « latéralisées » étaient utilisées pour un angle CC'D moyen de 123° alors que les tiges « standards » étaient utilisées pour un angle CC'D moyen de 129° avec une différence significative entre les 2.

Dans la série « Avenir », la moyenne de variation de l'offset était de $-1 \text{ mm} \pm 4,9$ et la moyenne de variation de l'offset global était de $-1,6 \pm 5,5$.

L'offset et l'offset global étaient donc plutôt médialisés.

Une corrélation (faible) était retrouvée entre la variation de latéralisation du centre de rotation et la variation de l'offset global.

Nous n'avons pas retrouvé de corrélation entre la variation d'offset et la taille de la tige ou le type de col.

De Thomasson et al. [33] retrouvaient une relation entre les valeurs d'offset et d'offset global. Dans leur étude sur 57 patients, ils comparaient la hanche opérée à la hanche saine lors de la pose de la tige fémorale modulaire cimentée Sapia[®] (Tornier, Saint-Ismier, France) ayant un angle cervico-diaphysaire de 130° . L'offset était augmenté de 3 mm en moyenne (-16 à $+20$ mm) et l'offset global était diminué de 0,4 mm en moyenne (-22 à $+18$ mm).

Tayot et al. [94] ont étudié la capacité de restitution de l'offset fémoral de la tige monobloc Intégrale[®] (Amplitude, Neyron, France) dont l'offset moyen est de 42,7 mm. L'effectif était de 45 patients et ils excluaient les patients ayant une atteinte bilatérale des hanches et ceux ayant un antécédent de chirurgie sur les hanches.. L'offset était augmenté en postopératoire en moyenne de $1,7 \text{ mm} \pm 4,6$ (-6 , $+11$). Dans 91% des cas, l'offset était restitué à ± 5 mm. Ils avaient étudié des sous-groupes en fonction de l'angle cervico-diaphysaire. Dans le groupe ayant une coxa-vara (avec CC'D $<125^\circ$), l'offset était diminué de 1,4 mm (-6 , $+7$) alors qu'il était augmenté de 6,8 mm (-1 , $+11$) dans le groupe ayant une coxa valga (CC'D $>125^\circ$).

Dans notre série, les patients avec un angle CC'D $<125^\circ$ avaient un offset diminué de $2,9 \text{ mm} \pm 7$. Ceux avec un angle CC'D $>125^\circ$ avaient un offset diminué en moyenne de 0,1 mm.

Debarge et al. [89] retrouvaient une diminution de l'offset par rapport à la hanche saine de 0,7 mm (-13 à $+9$ mm) avec un taux de restauration de 66% à ± 5 mm. L'offset global était augmenté en moyenne de +3 mm (-9 à $+11$ mm) avec un taux de restauration de 75% à ± 5 mm. La tige fémorale utilisée était la tige modulaire Corail[®] (Depuy International, Leeds, Royaume-Uni).

Dans leur étude de la tige Esop[®] (FH ORTHOPEDICS, Mulhouse, France), Naudi et al. [114] retrouvaient quant à eux une tendance à la diminution de l'offset fémoral (-1,75 mm \pm 19,23) et une diminution de l'offset global (-9,75 mm \pm 8). Dans 38% des cas, l'offset global avait été diminué de plus de 10 mm.

Au contraire, Pasquier et al. retrouvaient une augmentation significative de l'offset entre le pré- et le postopératoire (de 42,9 mm à 44,7 mm) sur une série de 61 PTH. Cette étude analysait cependant, sans les différencier, des prothèses monoblocs et modulaires.

Sur 150 PTH de première intention, Pouget rapportait une augmentation de l'offset fémoral de 2 mm. L'offset global moyen était diminué et donc médialisé de 4 mm. Dans 16% des cas, le fémur était en coxa vara avec un angle cervico-diaphysaire inférieur à 125° et l'offset était diminué en post-opératoire de 2 mm avec une médialisation du centre de rotation de 6 mm.

Au total, la tige fémorale Avenir[®] (Zimmer, Winterthour, Suisse) semble avoir des propriétés intrinsèques répondant à l'anatomie de la plupart des patients. Toutefois, nous avons retrouvé des variations de l'offset et de la hauteur exo-médullaire plus importantes dans les cas de coxa-vara. Dans ces cas de coxa vara, malgré le choix entre deux types de prothèses (standard ou latéralisée), l'opérateur n'a pas voulu ou n'a pas pu restaurer tous les paramètres anatomiques. Or, 75% du rallongement du membre inférieur est lié au positionnement de la tige.

Dans certaines conditions, comme par exemple une dysplasie fémorale, l'opérateur devrait peut-être pouvoir choisir une alternative adaptée à l'anatomie du patient.

Le développement d'une tige dite « varus » pourrait être une solution. Pouget [115] indiquait en ce sens que dans les cas de coxa vara, l'utilisation de prothèses avec un angle cervico-diaphysaire diminué serait intéressant puisqu'une variation de 10° de 135° à 125° augmenterait l'offset fémoral de 5 mm.

Les tiges fémorales modulaires peuvent être une autre solution car elles permettent l'ajustement de l'angle cervico-diaphysaire, de l'offset, de l'antéversion et de la longueur du col indépendamment de la taille de la tige. Avec les tiges de type « monobloc », la longueur et l'offset du col prothétique sont directement proportionnels à la taille de la tige et la version du

col et l'angle cervico-diaphysaire sont fixés. Les tiges monoblocs imposent donc un compromis entre tous ces paramètres [116]. Il a été montré qu'il n'y avait pas de corrélation entre le diamètre du fémur et l'offset [112] et qu'il existait une différence significative pour les tailles de la tige fémorale entre les hommes et les femmes avec des tiges plus petites pour les femmes. Les femmes ont de plus un col fémoral souvent plus court, une diaphyse plus fine, un angle cervico-diaphysaire plus bas (varus), un offset fémoral moins important et une antéversion du col fémoral plus importante [116]. Il pourrait donc paraître utile d'avoir des tiges fémorales avec des offsets variables pour les patients ayant une anatomie particulière.

3. L'OBJECTIF DOIT-IL ETRE DE RESTITUER L'ANATOMIE LORS D'UNE PTH ?

Comme énoncé dans le chapitre « Généralités », la restitution de l'anatomie paraît être le meilleur moyen d'avoir un fonctionnement optimal de l'articulation. Ramaniraka et al [117] retrouvaient ainsi les micromouvements (décollement et glissement) et les contraintes d'interface les plus faibles en situation anatomique du centre de rotation de la hanche. Dans notre étude, les opérateurs ont généralement cherché à restaurer les paramètres anatomiques de la hanche tels qu'ils étaient avant la pathologie ou tels qu'ils étaient en contro-latéral.

Pourtant, théoriquement et mécaniquement, la modification volontaire de ces paramètres peut aussi se justifier.

3.1. MODIFICATION DE L'OFFSET [18, 31, 49, 109, 118-121]

3.1.1. Augmentation (Figure 43)

3 critères au moins sont influencés directement par l'offset et seront donc modifiés en cas de variation de ce paramètre [18]:

- 1) la force musculaire.
- 2) la mobilité.

3) la stabilité.

Tout d'abord, on peut définir l'offset « *anatomique* » déterminé par l'angle cervico-diaphysaire et l'offset « *physiologique* » correspondant à un offset fonctionnel et qui est déterminé par l'antéversion du col fémoral [18, 32]. Quand l'antéversion du col fémoral augmente, le grand trochanter se décale vers l'arrière et le bras de levier des abducteurs diminue.

Le premier effet de l'augmentation de l'offset est de latéraliser la diaphyse fémorale par rapport au centre de la hanche. L'impingement est alors diminué et la tension des parties molles péri-articulaires est augmentée. On augmente alors l'amplitude des mouvements et la stabilité de la prothèse.

La latéralisation du fémur augmente aussi le bras de levier des abducteurs, ce qui diminue la force nécessaire pour activer ces muscles et diminue l'importance des forces passant à travers la hanche. Ainsi, lorsque l'offset augmente de 10%, la force d'abduction nécessaire diminue de 10% environ et s'accompagne d'une diminution de 10% des forces transmises à l'acétabulum [122]. L'usure prothétique est ainsi également diminuée par diminution de la résultante articulaire.

L'augmentation de l'offset permet donc de diminuer l'impingement osseux par contact os-os. En revanche, c'est l'augmentation de la taille de la tête fémorale prothétique qui permet de diminuer l'impingement implant-implant par contact col-cotyle prothétiques [121].

AUGMENTATION DE L'OFFSET

Augmentation du bras de
levier des abducteurs

Diminution de l'impingement
osseux par latéralisation du fémur

Réduction de la force
nécessaire des abducteurs
pour la marche

Réduction de la résultante
des forces sur l'articulation
de la hanche

Augmentation de la
stabilité par augmentation
de la tension des tissus
mous

Augmentation de
l'amplitude des
mouvements,
en particulier de
l'abduction

Diminution du taux
d'usure du polyéthylène

Figure 43: CONSEQUENCES DE L'AUGMENTATION DE L'OFFSET

Pour augmenter l'offset fémoral, plusieurs méthodes sont possibles [18]:

a) augmenter la longueur du col mais cela provoque un rallongement du membre opéré en cas de prothèse monobloc avec risque d'ILMI.

b) diminuer l'angle cervico-diaphysaire mais cela peut poser le problème de la résistance du matériau.

c) médialiser le col fémoral tout en augmentant la longueur du col et sans changer l'angle cervico-diaphysaire de la prothèse. Cette méthode permet de corriger l'offset sans rallonger le membre inférieur. Cette technique est celle utilisée pour la tige Avenir[®] (Zimmer, Winterthour, Suisse) dite « latéralisée ».

d) utiliser un cotyle latéralisé mais cela latéralise et abaisse le centre de rotation de la hanche et donc défavorise sa mécanique au regard de la balance de Pauwels lors du rapport poids du corps/offset des abducteurs. Cette méthode ne semble donc pas recommandée.

Quelle que soit la méthode utilisée, l'augmentation de l'offset semble donc intéressante.

Mais cette augmentation n'est pourtant pas la panacée et peut aussi avoir des effets délétères :

- Bachour et al. [123] ont rapporté qu'une augmentation de plus de 5 mm de l'offset diminue le score de Harris, le score PMA et les scores « douleur » et « marche » du PMA. Une diminution de l'offset de plus de 5 mm diminue également le score « marche » du PMA mais n'influe pas sur le score « douleur ». La modification de l'offset ne modifie pas le score « mobilité » du PMA. Cette étude plaide pour une restitution de l'offset à ± 5 mm.

- Pour les couples polyéthylène de très haut poids moléculaire-métal, l'usure linéaire et volumétrique du polyéthylène est plus faible lorsque l'offset est restitué avec moins de 5 mm de différence par rapport au côté sain [124].

- Le risque de rupture de l'implant fémoral est théoriquement augmenté. Ce risque est cependant maîtrisé par l'amélioration de la résistance des matériaux [31].

- Une augmentation de l'offset et du rapport offset/poids du corps provoque aussi un rallongement plus fréquent du MI opéré [118].

- L'excès de tension des parties molles entraîne une distension des fibres musculaires et une hypotonie. L'excès de tension des muscles fessiers entraîne un abaissement de l'hémibassin en adduction de hanche responsable d'une ILMI fonctionnelle [125]. Une augmentation de la tension des tissus mous péri-articulaires peut de plus provoquer des douleurs antérieures et latérales [43], en particulier du muscle moyen fessier.

- Une augmentation de l'offset peut augmenter les contraintes sur l'ancrage du pivot avec des risques de descellement plus précoce [17]. En revanche, pour Davey et al. [122], à propos d'une étude sur cadavres, une augmentation de l'offset ne s'accompagne pas d'une augmentation des contraintes sur le ciment médial du fémur proximal dans les cas de PTH cimentées.

- La fermeture cutanée peut être plus difficile du fait de la tension des tissus.

Berend et al. [17] quant à eux insistent sur le fait que l'augmentation de l'offset peut effectivement conduire à des douleurs de cuisse, des bursites trochantériennes et augmenter les contraintes aux interfaces mais si et seulement si cette modification n'était pas planifiée. Une modification importante mais prévue de l'offset global diminuera les douleurs de cuisse.

3.1.2. Diminution [31, 110, 118, 125]

A contrario, une diminution de l'offset ou un défaut de sa restitution va entraîner:

- une diminution de la force des abducteurs par modification de leur bras de levier.
- une augmentation de la prévalence des boîtiers et de la nécessité d'aides pour marcher.
- une détente des moyens de coaptation (capsule et muscles) et des tissus mous péri-

articulaires et donc un risque augmenté d'impingement et de luxation.

- une augmentation de la résultante des forces à travers la hanche.
- une augmentation de l'usure du polyéthylène.

La position de la tige fémorale en varus ou valgus peut également modifier l'offset et donc les contraintes en particulier sur la corticale médiale [126].

3.2. MODIFICATION DU CENTRE DE ROTATION

Pour Johnston et al. [37], le centre de rotation est le facteur le plus important affectant les charges sur l'articulation de la hanche et est un problème tridimensionnel.

L'usure des implants est plus importante si le centre de rotation n'est pas restitué [19], surtout s'il est placé en supéro-latéral par rapport à sa position préopératoire [22]. Johnston et al. [37] confirment cette conclusion dans une étude mathématique. Ils affirment que le placement du centre de rotation en supérieur, latéral et postérieur (par rapport à sa position initiale) diminue la force des abducteurs et augmente les forces de contact de l'articulation. Ils considèrent que le centre de rotation prothétique doit être déplacé le plus médialement, inférieur et antérieur que cela est possible anatomiquement mais ils ne donnent qu'une direction « idéale » sans pouvoir donner de localisation précise.

De plus, la médialisation du centre de rotation de la hanche diminue le bras de levier du poids du corps et donc diminue les contraintes sur le cotyle avec, à terme, une diminution de l'usure des cupule [94]. La médialisation augmente également la force des abducteurs par une augmentation du rapport offset / poids du corps [118].

Il apparaît en fait que la variation d'un paramètre ne peut pas être considérée seule et doit être intégrée dans une modification globale de la hanche dans laquelle tous les paramètres sont interdépendants.

Ainsi, pour Asayama et al. [118], une restitution correcte du ratio offset/poids du corps et de la hauteur du centre de tête sont nécessaires pour avoir une fonction musculaire des

abducteurs satisfaisante après une PTH. Ils ajoutent qu'une fonction optimale de la hanche est atteinte par :

- 1) « une restitution normale ou un peu augmentée de l'offset.
- 2) associée à une restitution du centre de la hanche comme il l'était en préopératoire ou légèrement en inféro-médial (mais surtout pas en supéro-latéral) ».

Au total, il n'y a pas de consensus actuellement pour pouvoir recommander une restitution ou au contraire une augmentation de l'offset. Sa diminution est en revanche à proscrire et l'augmentation semble ne pas devoir excéder 5 mm. Il n'est ainsi pas certain que l'objectif soit de le restituer. Une augmentation de l'offset associée à une médialisation et à un abaissement du centre de rotation pourraient permettre d'augmenter théoriquement la survie des PTH sans qu'une preuve clinique n'ait été obtenue à l'heure actuelle.

3.3. MODIFICATION DE LA LONGUEUR

L'inégalité de longueur des membres inférieurs n'est pas définie de manière exacte et il n'existe pas de consensus [1, 21, 87, 127].

La tolérance ne sera pas la même pour le chirurgien et pour le patient.

Pour le chirurgien, l'objectif peut être de rallonger, de raccourcir ou de restaurer à l'identique la longueur du membre inférieur. Dans notre étude, l'objectif était de restaurer la longueur dans 80% des cas environ et de rallonger le membre inférieur dans 17% des cas. Dans 1 seul cas, l'objectif était de raccourcir le membre inférieur.

Pour le patient, la limite est la gêne fonctionnelle. Le ressenti de cette gêne va dépendre pour partie du discours tenu en préopératoire et de l'information retenue par le patient [1].

Nous avons retrouvé dans notre étude une corrélation très forte entre l'ILMI ressentie et l'ILMI clinique préopératoires. Ce résultat confirme l'importance de l'examen clinique et de l'interrogatoire dans le choix de l'objectif de longueur lors d'une PTH.

L'objectif clinique de longueur fixé par l'opérateur dans notre étude en fonction des plaintes des patients et de l'examen clinique nous semblait ainsi être l'objectif le plus pertinent.

Pour Hernigou et al. [128], une ILMI de **5 mm** n'est pas ressentie pas le patient. Pour Hutten [125] ainsi que pour Maloney et Keeney [20] ou Ranawat et Rodriguez [88], une ILMI postopératoire est bien tolérée jusqu'à **1 cm**. Pour Austin et al. [11], l'ILMI acceptable est de **7 mm**. Pour Konyves et Bannister [10], un rallongement est toujours senti lorsqu'il dépasse **6 mm** et un raccourcissement est senti lorsqu'il dépasse **10 mm**. Lagulli et al. [129] fixent le seuil à **15 mm**. Enfin, ce sont White et Dougall [87] qui fixent la limite la plus extrême puisqu'un rallongement de **35 mm** est pour eux acceptable. Sayed-Noor et Sjoden [9] retrouvent quant à eux une augmentation significative des douleurs postopératoires de la région péri-trochantérienne lorsque le membre inférieur est rallongé de plus de **1 cm**.

Au recul de 5 à 8 ans, sur 114 patients ayant eu une PTH, Wyld et al. [130] retrouvaient une sensation d'ILMI chez 30% des patients dont :

- Un tiers avait une ILMI confirmée radiologiquement.
- La moitié était gênée par ILMI.
- Un tiers utilisait une compensation par une semelle.

Sur cette série, 17% des patients avaient une ILMI radiologique sans aucune plainte fonctionnelle d'ILMI.

Pour Benedetti et al. [127], la correction systématique par des semelles ne se justifie pas forcément jusqu'à 2 cm d'ILMI.

Pour Edeen et al. [131], un tiers des patients ayant une ILMI postopératoire la ressentent. Sur ces 32%, la moitié est gênée **ce qui veut dire que toute ILMI n'est pas forcément à corriger.**

Le rallongement d'un membre inférieur plus court en préopératoire avec des possibilités d'adaptation limitées au niveau du bassin et du rachis peut aboutir à une ILMI fonctionnelle (voir chapitre « Généralités »). La sensation d'ILMI ressentie par le patient peut

donc être liée à une cause telle qu'un bassin oblique, une modification de la proprioception de la hanche ou d'une insatisfaction générale.

Si l'on considère l'aspect biomécanique, pour Benedetti et al. [127], un rallongement de 20 mm du membre opéré n'entraîne pas de modification importante dans la cinématique de la hanche et n'altère pas beaucoup les paramètres de la marche. Brand et Yack [132] vont dans ce sens puisqu'ils notent qu'une ILMI provoquée par une cale de 2,3 cm ne modifie pas les forces de réaction articulaire au niveau de la hanche. Or, les ILMI après PTH étant souvent inférieures à 2 cm, elles ne sont pas suffisantes pour modifier ces forces.

L'ILMI peut provoquer des douleurs lombaires et déséquilibrer le rachis [133] mais cette conséquence ne survient que pour des ILMI importantes et supérieures à 3 cm [134]. Une ILMI supérieure à 2 cm provoque chez les personnes âgées une augmentation de la consommation en oxygène [135].

Pour Maloney et Keeney, raccourcir le membre inférieur peut aboutir à l'instabilité [20]. Pour Woolson et al. [48], il n'y a pas de corrélation entre l'ILMI (en particulier le raccourcissement) et le taux de luxation au cours du suivi. Woo et Morrey [136] ne retrouvent pas non plus d'influence du rallongement sur le risque de luxation après étude d'une série de 331 luxations de PTH avec un rallongement moyen de 1 cm.

Enfin, Bhave et al. [137] ont étudié l'effet d'un rallongement pour égalisation des membres inférieurs chez 18 patients avec ILMI congénitale ou post-traumatique. Si l'ILMI résiduelle est inférieure à 1 cm, rallonger un membre inférieur permet de rétablir une symétrie du pas et de diminuer la boiterie et les douleurs lombaires. Cette conclusion ne peut sans doute pas être directement appliquée à l'ILMI après PTH mais plaide en faveur d'une restitution de l'anatomie.

Rubash et Parvataneni [138] ont identifié des patients à risque d'ILMI postopératoire qui constituent une population devant renforcer la vigilance du chirurgien concernant ce problème :

- Offset fémoral élevé ou angle cervico-diaphysaire diminué (risque de rallongement en voulant augmenter la stabilité).
- Membre inférieur opéré plus long que le membre controlatéral en préopératoire.

- Attitude vicieuse du membre inférieur (voir chapitre ILMI fonctionnelle).
- ILMI extra-articulaire.
- Bassin oblique.
- Pathologie rachidienne.
- Antécédent de fracture fémorale.
- Flessum du genou.
- Centre de rotation de la hanche situé haut en préopératoire.

En 2004, Maloney et Keeney [20] ainsi que Rubash et Parvataneni en 2007 [138] concluaient leurs études à propos de l'ILMI postopératoire après PTH en notant qu'il n'était, pour eux, pas possible de l'éliminer mais qu'elle pouvait être minimisée à la condition de respecter certaines étapes périopératoires :

- Une éducation et une information du patient à propos de l'ILMI.
- Un interrogatoire et un examen clinique avec examen des éventuelles déformations rachidiennes ou des bassins obliques (fixés ou pas), des contractures homo- ou contralatérales de la hanche, du genou et des pieds.
- Une mesure de l'ILMI clinique.
- Un bilan radiographique.
- Un planning préopératoire.
- Une réalisation peropératoire respectant ce planning grâce à quelques outils.

Une révision chirurgicale devra être envisagée lors d'une ILMI s'il existe [1] des trépidations liées à l'ILMI, une dysfonction des abducteurs, une anomalie à la marche avec une ILMI confirmée ou un échec des mesures conservatrices.

Au total, la restitution de la longueur du membre inférieur ou en tous cas l'absence de rallongement a une justification en terme de résultat fonctionnel. Mainard recommandait un rallongement minimum de 4 à 5 mm dans les cas de coxarthrose primaire afin de compenser la destruction cartilagineuse et la perte de hauteur qui en découle [83]. Le seuil de tolérance varie cependant beaucoup en fonction des auteurs. Seuls White et Dougall [87] concluaient à une absence de lien statistique entre la variation de longueur post-opératoire et les scores fonctionnels (score de Harris et score SF-36).

En 2009, Koga et al. [45] rappelaient que l'objectif lors d'une PTH n'est pas aussi simple que l'égalisation puisque par exemple, une mobilité rachidienne diminuée aboutit à une sensation d'ILMI par ILMI fonctionnelle. **L'ILMI après PTH, souvent inférieure à 20 mm, si elle est isolée, ne semble en revanche pas modifier la biomécanique de la hanche de manière importante.**

4. LE DÉVELOPPEMENT DE NOUVEAUX OUTILS EST-IL NECESSAIRE POUR ATTEINDRE LES OBJECTIFS DE LONGUEUR ET DE LATÉRALISATION ?

Quel que soit l'objectif, l'opérateur va pouvoir choisir parmi les outils décrits au chapitre « Généralités » pour l'atteindre.

4.1. LA PLANIFICATION

La planification se faisant habituellement sur des radiographies de bassin de face, sa fiabilité va dépendre de plusieurs facteurs :

- 1) le coefficient d'agrandissement de la radiographie.
- 2) l'absence de fessum de hanche.
- 3) l'antéversion du bassin et la position du fémur (qui peuvent être fixés).

- 4) la planification se fait théoriquement sur la hanche contro-latérale qui doit donc être saine. La mesure comparative de l'offset et de la hauteur du centre de tête des deux hanches sur une radiographie de bassin de face peut retrouver des différences de 3 mm [139]. Cette différence n'est pas obligatoirement liée à une asymétrie des deux hanches mais à une variabilité des mesures radiographiques [140].
- 5) L'importance de l'effet parallaxe liée à la largeur du patient. Plus le bassin du patient est large, plus les rayons sont divergents.

Toutefois, cette méthode de planification reste à l'heure actuelle l'outil le plus utilisé car il est simple, peu cher, peu irradiant. Même si la prévision des niveaux de coupe au millimètre n'est pas possible, il est indéniable que cela permet une estimation utile en peropératoire.

De plus, pour la prévision du matériel à implanter, on retrouve dans la littérature une taille de tige fémorale bien planifiée à ± 1 taille dans environ 90% des cas et une taille de cotyle prothétique bien planifiée à ± 1 taille dans environ 90% également [47, 55, 89, 141-144] (Tableau 12).

Ce résultat montre qu'après une planification correcte, une PTH peut être réalisée avec 3 tailles de chaque implant en salle 9 fois sur 10. En revanche, ces résultats doivent être pondérés par la différence des résultats de la planification retrouvée entre les implants cimentés et non cimentés. Les implants non cimentés ont des résultats de planification moins bons que les implants cimentés.

La qualité de la planification est pour certains auteurs dépendante de l'expérience du chirurgien [141], tandis que d'autres ne retrouvent pas d'amélioration lors de la planification par un sénior expérimenté [55].

Tableau 12 : Analyse de la littérature concernant les résultats de la planification radiographique de la taille des implants [47, 55, 89, 141-144].

		Carter <i>et al.</i>	Debarge <i>et al.</i>	Efe <i>et al.</i>	Egglie <i>et al.</i>	Gonzales <i>et al.</i>	Knight <i>et al.</i>	Suh <i>et al.</i>	
FEMUR	Bonne taille planifiée	50%	64%	36%	92%	78%	78% des tiges cimentées, 42% des tiges non cimentées	79%	66%
	Bonne taille planifiée et bonne taille	91%	96%	82%	/	99%	/	/	92%
COTYLE	Bonne taille planifiée	/	62%	34%	90%	83% (87% pour les cimentés, 65% pour les non cimentés)	62%	58%	65%
	Bonne taille planifiée et bonne taille	/	96%	78%	/	99% (100% pour les cimentés, 96% pour les non cimentés)	/	/	91%
		Tiges fémorales sans ciment	Pas de description du matériel posé	Tiges fémorales et cotyle cimentés et sans ciment mais analyse globale	Pas de description du matériel posé	Tiges fémorales et cotyles sans cimentés et cimentés	Tiges fémorales cimentées et sans ciment	Tiges fémorales et cotyles et sans ciment	

La planification digitalisée a certains avantages [55] : l'absence d'impression de films, un stockage plus facile ou encore la possibilité de contraste et d'agrandissement. En revanche, elle a les mêmes défauts que la méthode de Müller puisque la réalisation de l'examen reste la même, seule sa présentation change. Elle permet d'éviter les erreurs importantes mais n'a pas une fiabilité de 100%. Lors de cette méthode de planification sur radiographies numérisées, la tendance est de surestimer la taille des cotyles de 1 taille et de sous-estimer la taille des fémurs de 0,4 taille en moyenne [55]. Pour Debarge et al., lorsqu'il existait une divergence de taille, la taille implantée était inférieure pour 57% des cotyles et 61% des tiges fémorales [89]. Leur conclusion s'appliquait cependant à la planification sur radiographie standard.

La planification peut également être faite en 3D par scanner multi-barrettes à acquisition hélicoïdale avec reconstruction. Cette méthode est plus fiable puisqu'elle permet une analyse tridimensionnelle de la hanche mais sa précision ne compense pas à l'heure actuelle ses défauts évoqués précédemment (disponibilité, coût, irradiation). Sa réalisation en routine ne peut donc pas être recommandée.

Au total, la planification radiographique, numérisée ou conventionnelle par calques, donne des renseignements utiles et reproductibles sur le matériel et les difficultés attendues. Sa fiabilité n'est cependant pas de 100%.

Les conditions anatomiques locales, la qualité de l'os, les défauts d'agrandissement radiographique et le testing peropératoire conduisent parfois à s'écarter de la planification et d'autres méthodes sont alors nécessaires en peropératoire.

4.2. LES METHODES CLINIQUES PEROPERATOIRES.

Elles représentent une méthode simple et non invasive mais qui reste très approximative et peu reproductible. Elles peuvent permettre à l'opérateur d'avoir une indication sur la longueur du membre inférieur sans coût surajouté et sans rallongement du temps opératoire. Elles peuvent donc être recommandées à titre d'indication mais elles ne paraissent pas assez précises pour devoir modifier la conduite à tenir peropératoire.

Par ailleurs, si la longueur peut être évaluée approximativement par ces méthodes; l'offset, l'offset global ou la position du centre de rotation ne peuvent pas l'être.

4.3. LES ANCILLAIRES

Les ancillaires décrits dans le chapitre « Généralités » évaluent la variation de longueur par la mesure d'une distance entre une marque faite sur la face latérale du fémur et un point fixe sur l'os iliaque dont la localisation peut varier de l'EIAS jusqu'au toit du cotyle. Le point fixe sur l'os iliaque sert d'axe autour duquel peut tourner l'ancillaire pour ne pas être dans le champ opératoire en permanence.

Ces systèmes ont des avantages : leur faible coût (car ils sont re-stérilisables) et leur simplicité d'utilisation.

Ils ont aussi des inconvénients : ils nécessitent une incision supplémentaire en cas de voie mini-invasive et surtout, la reproductibilité des mesures dépend de la position du repère fixe et de la position du membre inférieur. **Le point fixe sur le bassin doit être dans l'axe du fémur et le plus près possible du centre de rotation.** En effet, si le repère fixe n'est pas dans l'axe du fémur, la variation de longueur mesurée (distance = S'-S de la figure 44) sous-estime la variation réelle de longueur du membre inférieur (distance = L'-L de la figure 44). De plus, la mesure d'une distance linéaire entre les 2 points impose de mettre le membre inférieur dans la même position d'abduction, de flexion et de rotation lors des mesures répétées. Le point fixe du bassin étant situé à distance du centre de rotation de la hanche, des faibles variations de position du fémur provoquent des variations importantes de mesure [88, 145]. Pour Sarin et al. [145], une variation de 5° d'abduction/adduction provoque une variation de la mesure de longueur de 8 mm. Lorsque cette modification de position est de 10° dans 2 plans, la modification apparente de longueur peut atteindre 17 mm. La mesure de l'offset est également modifiée par les variations de position du membre inférieur (Tableaux 13 et 14).

Tableau 13 : Valeur des variations de la mesure de longueur en cas de modification de la position du membre inférieur de 10°.

	-10° (extension, mm)	0° (neutral, mm)	+10° (flexion, mm)
-10° (adduction)	13.8	14.7	13.4
0° (neutral)	-0.5	0.0	-1.0
+10° (abduction)	-16.7	-16.5	-17.4

(D'après Sarin et al.)

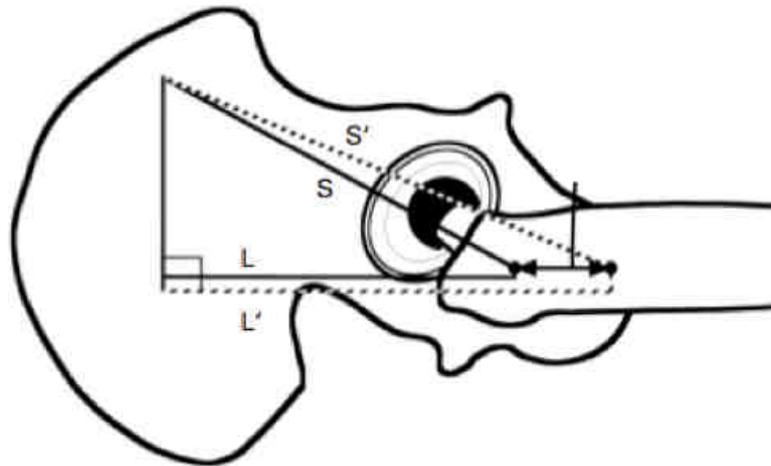
Tableau 14 : Valeurs des variations de la mesure de l'offset en cas de modification de la position du membre inférieur de 10°.

	-10° (extension, mm)	0° (neutral, mm)	+10° (flexion, mm)
-10° (adduction)	-11.7	-11.5	-11.4
0° (neutral)	-0.1	0.0	0.0
+10° (abduction)	8.8	9.1	9.0

(D'après Sarin et al.)

L'utilisation d'un coussin pour poser le membre inférieur lors de la PTH et la mise en place du repère iliaque le plus près possible du centre de rotation [145] permettent de diminuer ce facteur de variation.

Figure 44 : Illustration de la sous-estimation de la variation de longueur du membre inférieur lorsque le repère fixe n'est pas dans l'axe du membre inférieur.



(D'après Shiramizu et al.)

Jasty et al. ont évalué le système décrit par Woolson et Harris [51] et retrouvaient 13% d'ILMI supérieure à 5 mm à 2 ans de recul avec une moyenne de 0,9 mm.

Ranawat et al. ont évalué un ancillaire dont le point fixe sur le bassin est une broche placée au niveau de la partie postéro-inférieure de l'acétabulum (Figure 45) [88]. 86% des patients avaient une ILMI postopératoire inférieure ou égale à 6 mm. Le rallongement moyen mesuré en peropératoire par l'ancillaire était de 6 mm (0-15). Le rallongement moyen mesuré sur les radiographies était de 7,5 mm (0-21) avec une corrélation significative entre les 2 méthodes de mesures.

Figure 45 : Ancillaire avec point fixe sur le bassin représenté par une broche située au niveau de la partie postéro-inférieure de l'acétabulum.



(D'après Ranawat et al.)

Concernant l'évaluation de leur ancillaire, Takigami et al. [54] retrouvaient une ILMI postopératoire moyenne de 4,2 mm.

Shiramizu et al. [53] retrouvaient une ILMI postopératoire moyenne de 2 mm dans leur série de 50 PTH avec ancillaire en « L » (voir chapitre « Généralités ») et de 8 mm dans leur série de 50 PTH avec ancillaire droit.

Les ancillaires de mesure de la longueur ont donc des résultats satisfaisants en terme d'ILMI postopératoire et ont l'avantage de leur simplicité et de leur faible coût.

Le problème théorique de la reproductibilité de leurs mesures est un inconvénient mais n'a pas été retrouvé dans la littérature. Le principe technique commun à tous ces ancillaires consistant en un repère fixe sur l'os iliaque induit une approximation s'il est mal placé et implique une absence de variation de position du membre inférieur lors des différentes mesures, ce qui est difficile à reproduire en peropératoire.

4.4. LES SYSTEMES DE CAO

Nous avons vu que certains systèmes de CAO permettaient de diminuer l'ILMI postopératoire de manière significative et de mieux atteindre l'objectif de longueur, ce que nous n'avons pour notre part, pas confirmé pour le système Navitrack[®]. D'autres systèmes diminuent la variance sans différence significative des ILMI.

Le nombre de publications concernant l'étude de la longueur du membre inférieur lors de l'utilisation de la CAO durant les PTH est cependant beaucoup moins important que le nombre de publications relatives à l'apport de la CAO pour le placement du cotyle. Sur une méta-analyse, Beckmann et al. [23] ne retrouvaient pas de différence significative pour l'inclinaison et l'antéversion de la cupule entre les PTH naviguées et les PTH non naviguées. En revanche, la variabilité du positionnement de la cupule ainsi que le risque de la placer en dehors de la « safe zone » [146] étaient diminués.

Les systèmes de CAO permettent donc de diminuer la dispersion des résultats d'orientation du cotyle [23-25, 69, 72, 147-149] et permettent pour certains de mieux atteindre les objectifs de positionnement de celui-ci. Mais ces objectifs sont actuellement remis en question. En effet, la « safe zone » (correspondant à une antéversion de $15 \pm 10^\circ$ et une inclinaison de $40 \pm 10^\circ$) a été définie sur des critères statiques. Or le bassin subit des variations d'orientation importantes lors des modifications de la position du corps comme le passage de la position couchée à la position debout [26]. Il faudrait donc probablement déterminer les objectifs de manière dynamique [105] en fonction des adaptations individuelles qui dépendent à la fois de la mobilité rachidienne basse et des variations d'antéversion du pelvis. Le bilan déduirait une « safe zone » individuelle.

De plus, ces systèmes de CAO appliqués à la hanche et permettant une navigation de l'implant fémoral et de l'implant cotyloïdien posent le problème du plan pelvien antérieur (PPA) ou plan de Lewinnek. Celui-ci correspond au plan passant par les deux EIAS et la symphyse pubienne. Il permet d'avoir un plan fixe pour l'implantation du cotyle prothétique mais son repérage n'est pas totalement fiable et il existe une variation inter- et intra-observateur [150].

Même si des incertitudes concernant les repères et les objectifs de positionnement demeurent, la CAO pourrait s'imposer en raison de l'évolution des techniques chirurgicales.

Le développement de la chirurgie mini-invasive en chirurgie prothétique de la hanche pour le respect des parties molles va rendre difficile l'utilisation de repères peropératoires pour estimer la longueur et l'offset. La CAO pourrait ainsi être utile pour atteindre les objectifs de longueur et de latéralisation [68, 103] mais aucune étude n'a à l'heure actuelle validé l'apport de la CAO en chirurgie mini-invasive.

De plus, la CAO, malgré son coût et l'augmentation du temps opératoire, pourrait être utile si le meilleur positionnement des implants permettait de diminuer l'usure, d'augmenter les scores fonctionnels à long terme et d'améliorer les survies actuarielles. Ces hypothèses ne sont actuellement pas validées [24] et des populations et reculs importants seront nécessaires pour le démontrer.

Comme le rappelaient Callaghan et al. en 2005 [151] dans leur symposium, il est nécessaire de ne pas céder à la pression sociale liée au développement de nouvelles technologies [151]. Leur utilisation nécessite des précautions et une évaluation du bénéfice attendu et apporté.

CONCLUSION

QUEL OUTIL ET POUR QUEL OBJECTIF ?

Lors de la réalisation d'une PTH, l'objectif peut être de restituer ou de modifier les différents paramètres biomécaniques de la hanche. La longueur du membre inférieur opéré doit rester une préoccupation du chirurgien car l'ILMI est souvent mal tolérée. Les méthodes conventionnelles de planification et de mesure peropératoire (cliniques, radiographiques ou ancillaires) ont des résultats satisfaisants mais améliorables. C'est tout l'intérêt du développement de la CAO dont les concepteurs cherchent à augmenter la précision, la reproductibilité et la simplicité mais avec des inconvénients non négligeables. Aucune méthode ne semble, aujourd'hui, pouvoir suffire seule.

Cette thèse a une pertinence clinique puisqu'elle cherchait à évaluer l'apport d'un outil de commercialisation récente. Le système de CAO ne nous a pas permis de mieux atteindre de manière significative l'objectif de longueur et d'offset global lors des PTH de première intention. Nous avons en revanche constaté une diminution de la variance des résultats concernant l'objectif de longueur dans la série « Naviguée » mais avec une augmentation de la durée opératoire moyenne. Le nombre limité des effectifs, qui pouvait méconnaître une différence significative, et l'analyse radiographique, qui comporte des approximations, représentaient des limites de cette étude.

Malgré le caractère séduisant de ce type de système simplifié qui ne s'intéresse qu'à la longueur et à l'offset global, nos résultats, concordant avec la littérature, ne nous permettent donc pas pour le moment de recommander l'utilisation systématique de cette technologie. Le système Navitrack[®] apparaissant fiable, il pourrait toutefois être utile dans certains cas particuliers lorsqu'une difficulté en rapport avec la longueur du membre inférieur est retrouvée à la planification.

L'amélioration et la miniaturisation des systèmes de CAO en feront très probablement un outil indispensable au chirurgien dans les années à venir, lui permettant d'augmenter la précision et la reproductibilité de son geste.

L'utilisation de la technologie en salle opératoire ne restera cependant qu'un outil et ne dispensera jamais le chirurgien de connaître les techniques conventionnelles. Si les outils actuellement disponibles sont à perfectionner, ils ne restent qu'un moyen d'atteindre des objectifs.

Mais quels doivent être les objectifs ? Faut-il, par exemple, restituer l'offset ou le centre de rotation ?

La question reste posée.

BIBLIOGRAPHIE

1. Abraham, W.D. and J.H. Dimon, 3rd, *Leg length discrepancy in total hip arthroplasty*. Orthop Clin North Am, 1992. **23**(2): p. 201-9.
2. *Évaluation des prothèses de hanche - Révision des descriptions génériques de la liste de produits et prestations remboursables «implants articulaires de hanche »*. Service évaluation des dispositifs., Septembre 2007, Haute Autorité de Santé.
3. *Prothèses totales primaires de la hanche:évaluation du choix de la prothèse et des techniques opératoires*. Service évaluation des technologies Service évaluation économique, Octobre 2001, Haute Autorité de Santé.
4. Garellick, G., et al., *Life expectancy and cost utility after total hip replacement*. Clin Orthop Relat Res, 1998(346): p. 141-51.
5. Laupacis, A., et al., *The effect of elective total hip replacement on health-related quality of life*. J Bone Joint Surg Am, 1993. **75**(11): p. 1619-26.
6. Learmonth, I.D., C. Young, and C. Rorabeck, *The operation of the century: total hip replacement*. Lancet, 2007. **370**(9597): p. 1508-19.
7. Callaghan, J.J., et al., *Charnley total hip arthroplasty with cement. Minimum twenty-five-year follow-up*. J Bone Joint Surg Am, 2000. **82**(4): p. 487-97.
8. Havelin, L.I., et al., *The Norwegian Arthroplasty Register: 11 years and 73,000 arthroplasties*. Acta Orthop Scand, 2000. **71**(4): p. 337-53.
9. Sayed-Noor, A.S. and G.O. Sjoden, *Greater trochanteric pain after total hip arthroplasty: the incidence, clinical outcome and associated factors*. Hip Int, 2006. **16**(3): p. 202-6.
10. Konyves, A. and G.C. Bannister, *The importance of leg length discrepancy after total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Br, 2005. **87**(2): p. 155-7.
11. Austin, M.S., et al., *Stability and leg length equality in total hip arthroplasty*. J Arthroplasty, 2003. **18**(3 Suppl 1): p. 88-90.
12. Clark, C.R., et al., *Leg-length discrepancy after total hip arthroplasty*. J Am Acad Orthop Surg, 2006. **14**(1): p. 38-45.
13. Hofmann, A.A. and M.C. Skrzynski, *Leg-length inequality and nerve palsy in total hip arthroplasty: a lawyer awaits!* Orthopedics, 2000. **23**(9): p. 943-4.

14. Nercessian, O., *Intraoperative complications*, in *Revision total hip arthroplasty* 1999, Steinberg, ME Garino, JP . Lippincott Williams & Wilkins: Philadelphia. p. 109-120.
15. Upadhyay, A., et al., *Medical malpractice in hip and knee arthroplasty*. J Arthroplasty, 2007. **22**(6 Suppl 2): p. 2-7.
16. White, A., *Study probes closed claim causes*. AAOS Bulletin, 1994: p. 26-27.
17. Berend, K.R., et al., *Achieving stability and lower-limb length in total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am, 2010. **92**(16): p. 2737-52.
18. Charles, M.N., et al., *Soft-tissue balancing of the hip: the role of femoral offset restoration*. Instr Course Lect, 2005. **54**: p. 131-41.
19. Karachalios, T., et al., *A 12- to 18-year radiographic follow-up study of Charnley low-friction arthroplasty. The role of the center of rotation*. Clin Orthop Relat Res, 1993(296): p. 140-7.
20. Maloney, W.J. and J.A. Keeney, *Leg length discrepancy after total hip arthroplasty*. J Arthroplasty, 2004. **19**(4 Suppl 1): p. 108-10.
21. Parvizi, J., et al., *Surgical treatment of limb-length discrepancy following total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am, 2003. **85-A**(12): p. 2310-7.
22. Yoder, S.A., et al., *Total hip acetabular component position affects component loosening rates*. Clin Orthop Relat Res, 1988(228): p. 79-87.
23. Beckmann, J., et al., *Navigated cup implantation in hip arthroplasty*. Acta Orthop, 2009. **80**(5): p. 538-44.
24. Gandhi, R., et al., *Computer navigation in total hip replacement: a meta-analysis*. Int Orthop, 2009. **33**(3): p. 593-7.
25. Honl, M., et al., *Orientation of the acetabular component. A comparison of five navigation systems with conventional surgical technique*. J Bone Joint Surg Br, 2006. **88**(10): p. 1401-5.
26. Pinoit, Y., et al., *[Low accuracy of the anterior pelvic plane to guide the position of the cup with imageless computer assistance: variation of position in 106 patients]*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2007. **93**(5): p. 455-60.
27. Merloz, P., A. Eid, and S. Blendea, *Prothèse de hanche de première intention: place de la chirurgie assistée*, in J. Duparc. *Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Prothèse totale de hanche - Les choix*, E. Scientifique, Editor 2005: Paris.
28. Pierchon, F., et al., *[Radiologic evaluation of the rotation center of the hip]*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 1993. **79**(4): p. 281-4.

29. Murray, D.W., *The definition and measurement of acetabular orientation*. J Bone Joint Surg Br, 1993. **75**(2): p. 228-32.
30. Tonnis, D. and A. Heinecke, *Acetabular and femoral anteversion: relationship with osteoarthritis of the hip*. J Bone Joint Surg Am, 1999. **81**(12): p. 1747-70.
31. McGrory, B.J., et al., *Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Br, 1995. **77**(6): p. 865-9.
32. Lecerf, G., et al., *Femoral offset: anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty*. Orthopaedics & traumatology, surgery & research, 2009. **95**(3): p. 210-9.
33. De Thomasson, E., et al., *[Value of preoperative planning in total hip arthroplasty]*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2002. **88**(3): p. 229-35.
34. Dastane, M., et al., *Hip offset in total hip arthroplasty: quantitative measurement with navigation*. Clin Orthop Relat Res, 2011. **469**(2): p. 429-36.
35. Kapandji, A.I., *Physiologie articulaire, tome 2 : membre inférieur, cinquième édition*2007, Paris: Maloine. 270.
36. Pauwels, F., *Biomechanics of the locomotor apparatus*1980, New York: Springer.
37. Johnston, R.C., R.A. Brand, and R.D. Crowninshield, *Reconstruction of the hip. A mathematical approach to determine optimum geometric relationships*. J Bone Joint Surg Am, 1979. **61**(5): p. 639-52.
38. Khanduja, V., V. Tek, and G. Scott, *The effect of a neck-retaining femoral implant on leg-length inequality following total hip arthroplasty: a radiological study*. J Bone Joint Surg Br, 2006. **88**(6): p. 712-5.
39. Turula, K.B., et al., *Leg length inequality after total hip arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 1986(202): p. 163-8.
40. Sayed-Noor, A.S., et al., *Leg length discrepancy in total hip arthroplasty: comparison of two methods of measurement*. Int Orthop, 2009. **33**(5): p. 1189-93.
41. Sabharwal, S. and A. Kumar, *Methods for assessing leg length discrepancy*. Clin Orthop Relat Res, 2008. **466**(12): p. 2910-22.
42. Jasty, M., W. Webster, and W. Harris, *Management of limb length inequality during total hip replacement*. Clin Orthop Relat Res, 1996(333): p. 165-71.
43. Ranawat, C.S. and J.A. Rodriguez, *Functional leg-length inequality following total hip arthroplasty*. J Arthroplasty, 1997. **12**(4): p. 359-64.
44. Woolson, S.T., *Leg length equalization during total hip replacement*. Orthopedics, 1990. **13**(1): p. 17-21.

45. Koga, D., et al., *The effect of preoperative lateral flexibility of the lumbar spine on perceived leg length discrepancy after total hip arthroplasty*. J Med Dent Sci, 2009. **56**(1): p. 69-77.
46. Puget, J., O. May, and J.-M. Lafosse, *Planification préopératoire*, in J. Duparc. *Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Prothèse totale de hanche - Les choix*, E. Scientifique, Editor 2005: Paris.
47. Eggli, S., M. Pisan, and M.E. Muller, *The value of preoperative planning for total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Br, 1998. **80**(3): p. 382-90.
48. Woolson, S.T., J.M. Hartford, and A. Sawyer, *Results of a method of leg-length equalization for patients undergoing primary total hip replacement*. J Arthroplasty, 1999. **14**(2): p. 159-64.
49. Charnley, J., *Low friction arthroplasty of the hip : Theory and practice* 1979, Berlin: Springer-Verlag. 376p.
50. Lakshmanan, P., et al., *Achieving the required medial offset and limb length in total hip arthroplasty*. Acta Orthop Belg, 2008. **74**(1): p. 49-53.
51. Woolson, S.T. and W.H. Harris, *A method of intraoperative limb length measurement in total hip arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 1985(194): p. 207-10.
52. Bourne, R.B. and C.H. Rorabeck, *Soft tissue balancing: the hip*. J Arthroplasty, 2002. **17**(4 Suppl 1): p. 17-22.
53. Shiramizu, K., et al., *L-shaped caliper for limb length measurement during total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Br, 2004. **86**(7): p. 966-9.
54. Takigami, I., et al., *Limb-length measurement in total hip arthroplasty using a calipers dual pin retractor*. Bull NYU Hosp Jt Dis, 2008. **66**(2): p. 107-10.
55. Efe, T., et al., *Precision of preoperative digital templating in total hip arthroplasty*. Acta Orthop Belg, 2011. **77**(5): p. 616-21.
56. Merloz, P., *Principes de base en chirurgie assistée par ordinateur*. Revue de chirurgie orthopédique, 2001. **87**: p. 47-50.
57. Picard, F. and A. Digioia, *Chirurgie assistée par ordinateur dans l'arthroplastie de hanche : la navigation*. Revue de chirurgie orthopédique, 2002. **88**: p. 71-75.
58. Troccaz, J., M. Peshkin, and B. Davies, *Guiding systems for computer-assisted surgery: introducing synergistic devices and discussing the different approaches*. Med Image Anal, 1998. **2**(2): p. 101-19.
59. Adams, L., et al., *CAS-A navigation support for surgery*, in *3D Imaging in Medicine : Algorithms, Systems, Applications*, Springer-Verlag, Editor 1990: Berlin. p. 411-423.

60. Specht, L.M. and K.J. Koval, *Robotics and computer-assisted orthopaedic surgery*. Bull Hosp Jt Dis, 2001. **60**(3-4): p. 168-72.
61. Bargar, W.L., *Robots in orthopaedic surgery: past, present, and future*. Clin Orthop Relat Res, 2007. **463**: p. 31-6.
62. Punwar, S., S.K. W, and U.G. Longo, *The use of computer navigation in hip arthroplasty: literature review and evidence today*. Ortop Traumatol Rehabil, 2011. **13**(5): p. 431-8.
63. Stindel, E., et al., *L'expérience de la navigation chirurgicale dans l'ouest*. Revue de Chirurgie Orthopedique et Reparatrice de l Appareil Moteur, 2007. **93**(4 Suppl): p. 2S11-32.
64. Sikorski, J.M. and S. Chauhan, *Computer-assisted orthopaedic surgery: do we need CAOS?* J Bone Joint Surg Br, 2003. **85**(3): p. 319-23.
65. Briard, J.-L., et al., *Prothèse bicompartimentale: un système de navigation passive fondé sur l'utilisation des modèles statistiques*. Revue de chirurgie orthopédique, 2002. **88**: p. 81-83.
66. Cinquin, P., et al., *Computer Assisted Medical Interventions*. IEEE Eng. Med. Biol. Mag., 1995: p. 254-263.
67. Lavallée, S., P. Cinquin, and J. Troccaz, *Computer Integrated Surgery and Therapy : State of the Art and Contemporary Perspectives*, in *Three- Dimensional Biomedical Imaging*, I. Press, Editor 1997: Amsterdam. p. 239-310.
68. Dorr, L.D., et al., *Early pain relief and function after posterior minimally invasive and conventional total hip arthroplasty. A prospective, randomized, blinded study*. J Bone Joint Surg Am, 2007. **89**(6): p. 1153-60.
69. Sugano, N., et al., *Mid-term results of cementless total hip replacement using a ceramic-on-ceramic bearing with and without computer navigation*. J Bone Joint Surg Br, 2007. **89**(4): p. 455-60.
70. Confalonieri, N., et al., *Leg length discrepancy, dislocation rate, and offset in total hip replacement using a short modular stem: navigation vs conventional freehand*. Orthopedics, 2008. **31**(10 Suppl 1).
71. Laffargue, P., et al., *[Computer-assisted positioning of the acetabular cup for total hip arthroplasty based on joint kinematics without prior imaging: preliminary results with computed tomographic assessment]*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2006. **92**(4): p. 316-25.

72. Kalteis, T., et al., *Imageless navigation for insertion of the acetabular component in total hip arthroplasty: is it as accurate as CT-based navigation?* J Bone Joint Surg Br, 2006. **88**(2): p. 163-7.
73. Troccaz, J., *Quel avenir pour les robots?* Revue de chirurgie orthopédique, 2002. **88**: p. 94-100.
74. Tarwala, R. and L.D. Dorr, *Robotic assisted total hip arthroplasty using the MAKO platform.* Curr Rev Musculoskelet Med, 2011. **4**(3): p. 151-6.
75. Cobb, J., et al., *Hands-on robotic unicompartmental knee replacement: a prospective, randomised controlled study of the acrobot system.* J Bone Joint Surg Br, 2006. **88**(2): p. 188-97.
76. Aubart, F., G. Alexandre, and P. Cronfalt, *Expérience d'un système actif d'assistance robotisée dans la chirurgie prothétique de hanche de première intention.* Revue de chirurgie orthopédique, 2002. **88**: p. 70-71.
77. Vasquez-Buenosaires, J.O., *Mise au point d'un appareil de stimulation linguale pour l'assistance du geste chirurgical.*, in *Modèles et instruments en médecine et biologie* 2004, Université Joseph Fourier: Grenoble. p. 172.
78. D'Aubigne, R.M. and M. Postel, *Functional results of hip arthroplasty with acrylic prosthesis.* J Bone Joint Surg Am, 1954. **36-A**(3): p. 451-75.
79. Merle D'Aubigne, R., *[Numerical classification of the function of the hip. 1970].* Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 1990. **76**(6): p. 371-4.
80. Bellantone, R., et al., *Video-assisted vs conventional thyroid lobectomy: a randomized trial.* Arch Surg, 2002. **137**(3): p. 301-4; discussion 305.
81. Perigli, G., et al., *Clinical benefits of minimally invasive techniques in thyroid surgery.* World J Surg, 2008. **32**(1): p. 45-50.
82. Girard, J., et al., *[Femoral offset restoration and clinical function after total hip arthroplasty and surface replacement of the hip: a randomized study].* Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2008. **94**(4): p. 376-81.
83. Mainard, D., *Navigated and nonnavigated total hip arthroplasty: results of two consecutive series using a cementless straight hip stem.* Orthopedics, 2008. **31**(10 Suppl 1).
84. Goodman, S.B., et al., *The acetabular teardrop and its relevance to acetabular migration.* Clin Orthop Relat Res, 1988(236): p. 199-204.
85. Robb, J.E., et al., *Reliability of the acetabular teardrop as a landmark.* Surg Radiol Anat, 1991. **13**(3): p. 181-5.

86. Matsuda, K., S. Nakamura, and T. Matsushita, *A simple method to minimize limb-length discrepancy after hip arthroplasty*. Acta Orthop, 2006. **77**(3): p. 375-9.
87. White, T.O. and T.W. Dougall, *Arthroplasty of the hip. Leg length is not important*. J Bone Joint Surg Br, 2002. **84**(3): p. 335-8.
88. Ranawat, C.S., et al., *Correction of limb-length inequality during total hip arthroplasty*. J Arthroplasty, 2001. **16**(6): p. 715-20.
89. Debarge, R., et al., *[Confrontation of the radiographic preoperative planning with the postoperative data for uncemented total hip arthroplasty]*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2008. **94**(4): p. 368-75.
90. Massin, P., et al., *The anatomic basis for the concept of lateralized femoral stems: a frontal plane radiographic study of the proximal femur*. J Arthroplasty, 2000. **15**(1): p. 93-101.
91. Rubin, P.J., et al., *The morphology of the proximal femur. A three-dimensional radiographic analysis*. J Bone Joint Surg Br, 1992. **74**(1): p. 28-32.
92. Manzotti, A., et al., *Does computer-assisted surgery benefit leg length restoration in total hip replacement? Navigation versus conventional freehand*. Int Orthop, 2011. **35**(1): p. 19-24.
93. Nishio, S., et al., *Adjustment of leg length using imageless navigation THA software without a femoral tracker*. J Orthop Sci, 2011. **16**(2): p. 171-6.
94. Tayot, O., et al., *Latéralisation dans les prothèses totales de hanche: critiques et conséquences*, in *Journées Lyonnaises De Chirurgie De La Hanche 2003*: Pavillon T, Hôpital E. Herriot, LYON.
95. Sariali, E., et al., *Three-dimensional hip anatomy in osteoarthritis. Analysis of the femoral offset*. J Arthroplasty, 2009. **24**(6): p. 990-7.
96. Machen, M.S. and P.M. Stevens, *Should full-length standing anteroposterior radiographs replace the scanogram for measurement of limb length discrepancy?* J Pediatr Orthop B, 2005. **14**(1): p. 30-7.
97. Sabharwal, S., et al., *Reliability analysis for radiographic measurement of limb length discrepancy: full-length standing anteroposterior radiograph versus scanogram*. J Pediatr Orthop, 2007. **27**(1): p. 46-50.
98. Sabharwal, S., et al., *Computed radiographic measurement of limb-length discrepancy. Full-length standing anteroposterior radiograph compared with scanogram*. J Bone Joint Surg Am, 2006. **88**(10): p. 2243-51.

99. Amiot, L.P., et al., *Comparative results between conventional and computer-assisted pedicle screw installation in the thoracic, lumbar, and sacral spine*. Spine (Phila Pa 1976), 2000. **25**(5): p. 606-14.
100. Beaumont, E., et al., *Clinical validation of computer-assisted navigation in total hip arthroplasty*. Adv Orthop, 2011. **2011**: p. 171783.
101. Dorr, L.D., et al., *Combined anteversion technique for total hip arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 2009. **467**(1): p. 119-27.
102. Ganapathi, M., P.A. Vendittoli, and M. Lavigne, *Limb length and femoral offset reconstruction during THA using CT-free computer navigation*. J Bone Joint Surg Br, 2009. **91-B**(SUPP_III): p. 399.
103. Renkawitz, T., et al., *Measuring leg length and offset with an imageless navigation system during total hip arthroplasty: is it really accurate?* Int J Med Robot, 2009. **5**(2): p. 192-7.
104. Nakamura, N., et al., *A comparison between robotic-assisted and manual implantation of cementless total hip arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 2010. **468**(4): p. 1072-81.
105. Sauleau, V., *Place de la navigation dans la prothèse totale de hanche: revue d'une série rétrospective de 321 arthroplasties*, in *Faculté de Médecine 2010*, Université de Brest - Bretagne occidentale: Brest. p. 83.
106. Bargar, W.L., A. Bauer, and M. Borner, *Primary and revision total hip replacement using the Robodoc system*. Clin Orthop Relat Res, 1998(354): p. 82-91.
107. Murphy, S.B. and T.M. Ecker, *Evaluation of a new leg length measurement algorithm in hip arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 2007. **463**: p. 85-9.
108. Dolhain, P., et al., *The effectiveness of dual offset stems in restoring offset during total hip replacement*. Acta Orthop Belg, 2002. **68**(5): p. 490-9.
109. Sakalkale, D.P., et al., *Effect of femoral component offset on polyethylene wear in total hip arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 2001(388): p. 125-34.
110. Lindgren, J.U. and J. Rysavy, *Restoration of femoral offset during hip replacement. A radiographic cadaver study*. Acta Orthop Scand, 1992. **63**(4): p. 407-10.
111. Noble, P.C., et al., *The anatomic basis of femoral component design*. Clin Orthop Relat Res, 1988(235): p. 148-65.
112. Pasquier, G., et al., *Total hip arthroplasty offset measurement: is C T scan the most accurate option?* Orthop Traumatol Surg Res, 2010. **96**(4): p. 367-75.
113. Goldstein, W.M., A. Gordon, and J.J. Branson, *Leg length inequality in total hip arthroplasty*. Orthopedics, 2005. **28**(9 Suppl): p. s1037-40.

114. Naudi, S., et al., [*Hydroxyapatite-coated Esop modular femoral stem: three to ten year outcome in 155 cases*]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2007. **93**(3): p. 247-54.
115. Pouget, G., *Latéralisation et angle cervico- diaphysaire dans les PTH : conséquences*, in SOFCOT 2005. p. 23.
116. Traina, F., et al., *Sex differences in hip morphology: is stem modularity effective for total hip replacement?* J Bone Joint Surg Am, 2009. **91 Suppl 6**: p. 121-8.
117. Ramaniraka, N.A., et al., [*Noncemented total hip arthroplasty: influence of extramedullary parameters on initial implant stability and on bone-implant interface stresses*]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2000. **86**(6): p. 590-7.
118. Asayama, I., et al., *Reconstructed hip joint position and abductor muscle strength after total hip arthroplasty*. J Arthroplasty, 2005. **20**(4): p. 414-20.
119. Spalding, T.J., *Effect of femoral offset on motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Br, 1996. **78**(6): p. 997-8.
120. Girard, J., et al., *Mesure de la penetration cephalique sur des radiographies numerisees: reproductibilite et precision*. Revue de Chirurgie Orthopedique et Reparatrice de l Appareil Moteur, 2005. **91**(2): p. 137-42.
121. Matsushita, A., et al., *Effects of the femoral offset and the head size on the safe range of motion in total hip arthroplasty*. J Arthroplasty, 2009. **24**(4): p. 646-51.
122. Davey, J.R., et al., *Femoral component offset. Its effect on strain in bone-cement*. J Arthroplasty, 1993. **8**(1): p. 23-6.
123. Bachour, F., et al., *Radiographic preoperative templating of extra-offset cemented THA implants: how reliable is it and how does it affect survival?* Orthop Traumatol Surg Res, 2010. **96**(7): p. 760-8.
124. Little, N.J., et al., *Acetabular polyethylene wear and acetabular inclination and femoral offset*. Clin Orthop Relat Res, 2009. **467**(11): p. 2895-900.
125. Hutten, D., *Luxations et sub-luxations des prothèses totales de hanche*, in J. Duparc. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Conférence d'enseignement de la SOFCOT 1996, E. scientifique, Editor 1996: Paris. p. 19-46.
126. Hodge, W.A., T.P. Andriacchi, and J.O. Galante, *A relationship between stem orientation and function following total hip arthroplasty*. J Arthroplasty, 1991. **6**(3): p. 229-35.
127. Benedetti, M.G., et al., *To what extent does leg length discrepancy impair motor activity in patients after total hip arthroplasty?* Int Orthop, 2010. **34**(8): p. 1115-21.

128. Hernigou, P., et al., *Egalisation des membres inférieurs au cours d'une prothèse de hanche de première intention*, in J. Duparc. *Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Prothèse totale de hanche - Les choix*, E. Scientifique, Editor 2005.
129. Iagulli, N.D., et al., *A simple and accurate method for determining leg length in primary total hip arthroplasty*. Am J Orthop (Belle Mead NJ), 2006. **35**(10): p. 455-7.
130. Wylde, V., et al., *Prevalence and functional impact of patient-perceived leg length discrepancy after hip replacement*. Int Orthop, 2009. **33**(4): p. 905-9.
131. Edeen, J., P.F. Sharkey, and A.H. Alexander, *Clinical significance of leg-length inequality after total hip arthroplasty*. Am J Orthop (Belle Mead NJ), 1995. **24**(4): p. 347-51.
132. Brand, R.A. and H.J. Yack, *Effects of leg length discrepancies on the forces at the hip joint*. Clin Orthop Relat Res, 1996(333): p. 172-80.
133. Friberg, O., *Clinical symptoms and biomechanics of lumbar spine and hip joint in leg length inequality*. Spine (Phila Pa 1976), 1983. **8**(6): p. 643-51.
134. Kakushima, M., K. Miyamoto, and K. Shimizu, *The effect of leg length discrepancy on spinal motion during gait: three-dimensional analysis in healthy volunteers*. Spine (Phila Pa 1976), 2003. **28**(21): p. 2472-6.
135. Gurney, B., et al., *Effects of limb-length discrepancy on gait economy and lower-extremity muscle activity in older adults*. J Bone Joint Surg Am, 2001. **83-A**(6): p. 907-15.
136. Woo, R.Y. and B.F. Morrey, *Dislocations after total hip arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am, 1982. **64**(9): p. 1295-306.
137. Bhave, A., D. Paley, and J.E. Herzenberg, *Improvement in gait parameters after lengthening for the treatment of limb-length discrepancy*. J Bone Joint Surg Am, 1999. **81**(4): p. 529-34.
138. Rubash, H.E. and H.K. Parvataneni, *The pants too short, the leg too long: leg length inequality after THA*. Orthopedics, 2007. **30**(9): p. 764-5.
139. Krischnan S, M.R., Garlick N, Carrington RWJ, *Common misconceptions of normal hip joint relations on pelvic radiographs*. J Bone Joint Surg Br, 2005. **87**(Suppl. III): p. 354.
140. Krishnan, S.P., et al., *Common misconceptions of normal hip joint relations on pelvic radiographs*. J Arthroplasty, 2006. **21**(3): p. 409-12.

141. Carter, L.W., D.O. Stovall, and T.R. Young, *Determination of accuracy of preoperative templating of noncemented femoral prostheses*. J Arthroplasty, 1995. **10**(4): p. 507-13.
142. Gonzalez Della Valle, A., et al., *The precision and usefulness of preoperative planning for cemented and hybrid primary total hip arthroplasty*. J Arthroplasty, 2005. **20**(1): p. 51-8.
143. Knight, J.L. and R.D. Atwater, *Preoperative planning for total hip arthroplasty. Quantitating its utility and precision*. J Arthroplasty, 1992. **7 Suppl**: p. 403-9.
144. Suh, K.T., S.J. Cheon, and D.W. Kim, *Comparison of preoperative templating with postoperative assessment in cementless total hip arthroplasty*. Acta Orthop Scand, 2004. **75**(1): p. 40-4.
145. Sarin, V.K., W.R. Pratt, and G.W. Bradley, *Accurate femur repositioning is critical during intraoperative total hip arthroplasty length and offset assessment*. J Arthroplasty, 2005. **20**(7): p. 887-91.
146. Lewinnek, G.E., et al., *Dislocations after total hip-replacement arthroplasties*. J Bone Joint Surg Am, 1978. **60**(2): p. 217-20.
147. Dorr, L.D., et al., *Development of imageless computer navigation for acetabular component position in total hip replacement*. Iowa Orthop J, 2005. **25**: p. 1-9.
148. Kalteis, T., et al., *Greater accuracy in positioning of the acetabular cup by using an image-free navigation system*. Int Orthop, 2005. **29**(5): p. 272-6.
149. Reininga, I.H., et al., *Minimally invasive and computer-navigated total hip arthroplasty: a qualitative and systematic review of the literature*. BMC Musculoskelet Disord, 2010. **11**: p. 92.
150. Spencer, J.M., et al., *Computer navigation of the acetabular component: a cadaver reliability study*. J Bone Joint Surg Br, 2006. **88**(7): p. 972-5.
151. Callaghan, J.J., et al., *Symposium: introducing technology into orthopaedic practice. How should it be done?* J Bone Joint Surg Am, 2005. **87**(5): p. 1146-58.

ANNEXES

ANNEXE 1 : Feuille d'information au patient



**FEUILLE D'INFORMATION AU PATIENT
SUR LE SYSTEME DE NAVIGATION
Orthosoft Navitrack Sesamoid®
LORS DE LA POSE D'UNE PROTHESE
TOTALE DE HANCHE**

Madame, Mademoiselle, Monsieur,

Vous allez être opéré(e) de la hanche avec la mise en place d'une **prothèse totale de hanche**. Au cours de cette intervention, votre chirurgien va remplacer les deux parties de cette articulation située entre le bassin (acetabulum) et le fémur (tête et col).

Afin de vous apportez le maximum de satisfaction et pour diminuer le risque, inhérent à cette intervention, d'inégalité de longueur des membres post-opératoire, il va utiliser au cours de la chirurgie un ordinateur et un logiciel (situé à distance du champs opératoire mais dans la salle d'intervention) qui lui permettent de vérifier la longueur des membres inférieurs au cours de la mise en place de la prothèse : **il s'agit de la navigation.**

Cette procédure n'entraîne pour vous que la présence de deux cicatrices supplémentaires de 1cm chacune, situées sur la hanche à l'endroit de la ceinture du coté de la hanche opérée, ainsi qu'une cicatrice de 1cm au niveau de la face antérieure du genou. **Elle ne modifiera ni le déroulement des soins post-opératoires, ni votre rééducation / convalescence, ni votre récupération.**

Il s'agit d'un matériel technique déjà utilisé en France depuis plusieurs mois.

Dans l'unique cadre de l'utilisation et de la mesure des résultats obtenus avec cette technique, un fichier informatique comportant vos données va donc être constitué. Par mesure de confidentialité et pour respecter votre vie privée, **vos données seront systématiquement codées et anonymisées**. Seuls les professionnels de santé personnellement en charge de votre suivi auront connaissance de vos données nominatives. Conformément à la loi, **vous disposez d'un droit d'accès, d'opposition et de rectification des données enregistrées sur informatique, à tout moment, par l'intermédiaire de votre chirurgien**. Vous disposez également d'un droit d'opposition à la transmission des données couvertes par le secret professionnel susceptibles d'être utilisées et d'être traitées dans le cadre de cette recherche.

Ce projet ainsi que le présent document ont été déclarés à la Commission Nationale Informatique et Libertés (CNIL) ainsi qu'au Groupe Nantais d'éthique dans le domaine de la Santé GNEDS.

Votre médecin pourra vous informer, sur votre demande, des résultats globaux de cette recherche.

Nous restons bien entendu à votre disposition en cas de problème ou d'interrogation pour tout renseignement complémentaire,

Cordialement.

CLINIQUE CHIRURGICALE TRAUMATOLOGIQUE ET ORTHOPÉDIQUE
CHU Nantes - Pôle ostéo-articulaire

Feuille d'information remise et expliquée au patient avant l'intervention, en présence d'un membre de l'équipe médicale, et archivée dans le dossier médical

Annexe 2 : Cahier de Révision

Cahier de Révision

Planification de la longueur du membre lors de la pose d'une prothèse totale de hanche

- Evaluation du système de navigation Orthosoft Navitrack

Sesamoid® -

- **IPP :** _ _ _ _ _

- **Nom :**

- **Prénom :**

- **DN :** _ _ / _ _ / **19** _ _

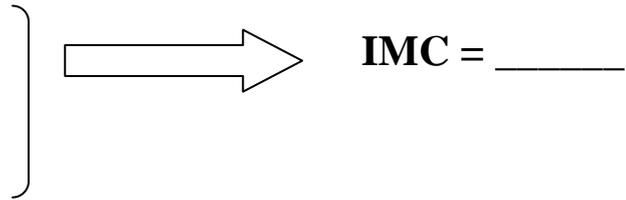
- **Sexe :** **Homme**
 Femme

Cs° Pré-op - 1/2

▪ COTE : Droit Gauche

▪ TAILLE : _____ cm

▪ POIDS : _____ kg



▪ ATCD :

▪ Pathologie Hanche à opérer :

- : Coxarthrose primaire
- : Coxarthrose secondaire dysplasique
- : Coxarthrose secondaire Legg-Perthes-Calve
- : Coxarthrose secondaire épiphysiolyse
- : Ostéonécrose aseptique
- : Arthropathie inflammatoire
- : Autres _____
-

▪ Périmètre de Marche avant apparition de la douleur

= _____ min et _____ mètres

Fiche per-op

▪ Date de la chirurgie : __ / __ / 201__

▪ Opérateur : Dr. _____

▪ Indication du logiciel avec les derniers implants d'essai:

Longueur = _____ mm , Médialisation = _____ mm

▪ Acceptation des données du logiciel par l'opérateur :

Oui Non → Motif :

Taille tige d'essai :

▪ Indication du logiciel avec les implants définitifs:

Longueur = _____ mm , Médialisation = _____ mm

▪ Implants : · Diamètre Tête : _____ mm

· Taille Tige : Taille _____

· Tige : Standard Latéralisée

· Col : Court Moyen Long

· Cotyle : Taille : _____ mm, Nom: _____

▪ Durée de chirurgie = _____ min

▪ Commentaires :

Fiche Radio Bassin 1m50 de Face Pré-op

- Radio de Qualité : Oui Non
- Distance ligne des « U » radiologiques - sommet grands trochanters : _____ mm
- Distance ligne des « U » radiologiques – sommet des petits trochanters : _____ mm
- Offset : _____ mm , Offset Global : _____ mm
- Hauteur du centre de la tête fémorale : _____ mm
- Diamètre Diaphyse : _____ mm

Migration de la tige fémorale entre J8 et J60-90

- Non Oui

Fiche Radio Bassin 1m50 de Face Post-op J+ 60-90

- Radio de Qualité : Oui Non
- Distance ligne des « U » radiologiques - sommet grands trochanters : _____ mm
- Distance ligne des « U » radiologiques – sommet des petits trochanters : _____ mm
- Offset : _____ mm , Offset Global : _____ mm
- Hauteur du centre de la tête fémorale : _____ mm
- Diamètre Diaphyse : _____ mm

Evaluation durée

- Durée de l'intervention : _____ min
- Temps occupation de la salle : _____ min

Nom : BOUGUENNEC

Prénom : Nicolas

TITRE : LE SYSTEME NAVITRACK[®] PERMET-IL DE MIEUX ATTEINDRE L'OBJECTIF DE LONGUEUR ET DE LATERALISATION DU MEMBRE INFERIEUR LORS D'UNE PROTHESE TOTALE DE HANCHE.

RÉSUMÉ :

L'inégalité de longueur des membres inférieurs après PTH est une complication à l'origine de douleurs, d'impotence fonctionnelle et de litiges. Une augmentation de l'offset de plus de 5 millimètres péjore les résultats fonctionnels. Or, les méthodes de planification et de mesure peropératoires manquent de précision.

Il s'agissait d'une étude prospective comparant 50 PTH naviguées et 50 PTH non naviguées en deux séries continues. La technique opératoire utilisait le système Navitrack[®], système passif de chirurgie assistée par ordinateur sans imagerie complémentaire.

Nous n'avons pas retrouvé de différence significative entre les deux séries pour l'objectif de longueur ou pour la restitution de l'offset global. Le nombre limité des effectifs, qui pouvait méconnaître une différence significative, et l'analyse radiographique, qui comporte des approximations, représentaient des limites de cette étude.

D'autres systèmes de navigation des PTH permettent d'améliorer la position des implants mais posent le problème de la fiabilité du plan pelvien antérieur et du rallongement de la durée opératoire.

Malgré le caractère séduisant de ce type de système simplifié qui ne s'intéresse qu'à la longueur et à l'offset global, nos résultats ne nous permettent pas pour le moment de recommander l'utilisation systématique de cette technologie.

MOTS CLEFS :

CHIRURGIE ASSISTEE PAR ORDINATEUR

OFFSET

LONGUEUR

PROTHESE TOTALE DE HANCHE