



Intérêt du logiciel hipEOS dans la planification 3D des arthroplasties totales de hanche primaires : étude prospective de 21 cas

Yohann Knafo

► To cite this version:

Yohann Knafo. Intérêt du logiciel hipEOS dans la planification 3D des arthroplasties totales de hanche primaires : étude prospective de 21 cas. Sciences du Vivant [q-bio]. 2016. hal-01931855

HAL Id: hal-01931855

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01931855>

Submitted on 23 Nov 2018

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

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



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

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

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

Contact : ddoc-thesesexercice-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

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

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

UNIVERSITE DE LORRAINE

FACULTE DE MEDECINE DE NANCY

Année 2016

Thèse N°

THÈSE

pour obtenir le grade de

DOCTEUR EN MÉDECINE

Présentée et soutenue publiquement

dans le cadre du troisième cycle de médecine spécialisée

par

Yohann KNAFO

le 29 Septembre 2016

INTERET DU LOGICIEL HIPEOS DANS LA PLANIFICATION 3D DES ARTHROPLASTIES TOTALES DE HANCHE PRIMAIRES

Etude prospective de 21 cas

Membres du jury :

Président :

M. Professeur MAINARD Didier

Juges :

M. Professeur COUDANE Henry

M. Professeur GALOIS Laurent

M. Professeur LAZENNEC Jean-Yves

UNIVERSITE DE LORRAINE



Année 2016

FACULTE DE MEDECINE DE NANCY



Thèse N°

THÈSE

pour obtenir le grade de

DOCTEUR EN MÉDECINE

Présentée et soutenue publiquement

dans le cadre du troisième cycle de médecine spécialisée

par

Yohann KNAFO

le 29 Septembre 2016

INTERET DU LOGICIEL HIPEOS DANS LA PLANIFICATION 3D DES ARTHROPLASTIES TOTALES DE HANCHE PRIMAIRES

Etude prospective de 21 cas

Membres du jury :

Président :

M. Professeur MAINARD Didier

Juges :

M. Professeur COUDANE Henry

M. Professeur GALOIS Laurent

M. Professeur LAZENNEC Jean-Yves



**UNIVERSITÉ
DE LORRAINE**



**FACULTÉ de MÉDECINE
NANCY**

Président de l'Université de Lorraine :

Professeur Pierre MUTZENHARDT

Doyen de la Faculté de Médecine

Professeur Marc BRAUN

Vice-doyens

Pr Karine ANGIOI-DUPREZ, Vice-Doyen

Pr Marc DEBOUVERIE, Vice-Doyen

Assesseurs :

Premier cycle : Dr Guillaume GAUCHOTTE

Deuxième cycle : Pr Marie-Reine LOSSER

Troisième cycle : Pr Marc DEBOUVERIE

Innovations pédagogiques : Pr Bruno CHENUDEL

Formation à la recherche : Dr Nelly AGRINIER

Animation de la recherche clinique : Pr François ALLA

Affaires juridiques et Relations extérieures : Dr Frédérique CLAUDOT

Vie Facultaire et SIDES : Pr Laure JOLY

Relations Grande Région : Pr Thomas FUCHS-BUDER

Etudiant : M. Lucas SALVATI

Chargés de mission

Bureau de docimologie : Dr Guillaume VOGIN

Commission de prospective facultaire : Pr Pierre-Edouard BOLLAERT

Orthophonie : Pr Cécile PARIETTI-WINKLER

PACES : Dr Chantal KOHLER

Plan Campus : Pr Bruno LEHEUP

International : Pr Jacques HUBERT

=====

DOYENS HONORAIRES

Professeur Jean-Bernard DUREUX - Professeur Jacques ROLAND -
Professeur Patrick NETTER

Professeur Henry COUDANE

=====

PROFESSEURS HONORAIRES

Etienne ALIOT - Jean-Marie ANDRE - Daniel ANTHOINE - Alain AUBREGE - Jean AUQUE - Gérard BARROCHE
Alain BERTRAND - Pierre BEY - Marc-André BIGARD - Patrick BOISSEL – Pierre BORDIGONI - Jacques BORRELLY

Michel BOULANGE - Jean-Louis BOUTROY – Serge BRIANÇON - Jean- Claude BURDIN - Claude BURLET - Daniel
BURNEL Claude CHARDOT - Jean-François CHASSAGNE - François CHERRIER Jean-Pierre CRANCE - Gérard DEBRY

Emile de LAVERGNE - Jean-Pierre DESCHAMPS - Jean DUHEILLE - Jean-Bernard DUREUX - Gilbert FAURE - Gérard
FIEVE Jean FLOQUET - Robert FRISCH - Alain GAUCHER - Pierre GAUCHER - Alain GERARD - Hubert GERARD

Jean-Marie GILGENKRANTZ - Simone GILGENKRANTZ - Gilles GROSDIDIER - Oliéro GUERCI - Philippe
HARTEMANN Gérard HUBERT - Claude HURIET Christian JANOT - Michèle KESSLER - François KOHLER -
Jacques LACOSTE Henri LAMBERT - Pierre LANDES - Marie-Claire LAXENAIRE - Michel LAXENAIRE - Alain LE
FAOU - Jacques LECLERE

Pierre LEDERLIN - Bernard LEGRAS - Jean-Pierre MALLIÉ - Philippe MANGIN – Jean-Claude MARCHAL - Pierre MATHIEU
Michel MERLE - Pierre MONIN Pierre NABET - Jean -Pierre NICOLAS - Pierre PAYSANT - Francis PENIN - Gilbert PERCEBOIS
Claude PERRIN - Luc PICARD - François PLENAT - Jean -Marie POLU - Jacques POUREL - Jean PREVOT - Francis RAPHAEL
Antoine RASPILLER – Denis REGENT - Michel RENARD - Jacques ROLAND - Daniel SCHMITT - Michel SCHMITT

Michel SCHWEITZER - Daniel SIBERTIN-BLANC - Claude SIMON - Danièle SOMMELET - Jean-François
STOLTZ Michel STRICKER - Gilbert THIBAUT - Gérard VAILLANT - Paul VERT – Hervé VESPIGNANI -
Colette VIDAILHET Michel VIDAILHET - Jean-Pierre VILLEMOT - Michel WEBER

=====

PROFESSEURS ÉMÉRITES

Professeur Etienne ALIOT - Professeur Gérard BARROCHE - Professeur Pierre BEY - Professeur Jean-Pierre CRANCE -
Professeur Alain GERARD - Professeure Michèle KESSLER – Professeur François KOHLER

Professeur Jacques LECLÈRE - Professeur Alain LE FAOU - Professeur Jean-Marie GILGENKRANTZ
Professeure Simone GILGENKRANTZ – Professeur Gilles GROSDIDIER - Professeur Philippe
HARTEMANN

Professeur Alain LE FAOU - Professeur Pierre MONIN - Professeur Jean-Pierre NICOLAS - Professeur François
PLENAT Professeur Daniel SIBERTIN-BLANC - Professeur Jean-François STOLTZ - Professeur Paul VERT

Professeur Michel VIDAILHET

=====

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS

(Disciplines du Conseil National des Universités)

42^{ème} Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE

1^{ère} sous-section : (Anatomie)

Professeur Marc BRAUN – Professeure Manuela PEREZ

2^{ème} sous-section : (Histologie, embryologie et cytogénétique)

Professeur Christo CHRISTOV – Professeur Bernard FOLIGUET

3^{ème} sous-section : (Anatomie et cytologie pathologiques)

Professeur Jean-Michel VIGNAUD – Professeur Guillaume GAUCHOTTE

43^{ème} Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDICALE

1^{ère} sous-section : (Biophysique et médecine nucléaire)

Professeur Gilles KARCHER – Professeur Pierre-Yves MARIE – Professeur Pierre OLIVIER

2^{ème} sous-section : (Radiologie et imagerie médicale)

Professeur René ANXIONNAT - Professeur Alain BLUM - Professeur Serge BRACARD - Professeur Michel CLAUDON Professeure Valérie CROISÉ-LAURENT - Professeur Jacques FELBLINGER

44^{ème} Section : BIOCHIMIE, BIOLOGIE CELLULAIRE ET MOLÉCULAIRE, PHYSIOLOGIE ET NUTRITION

1^{ère} sous-section : (Biochimie et biologie moléculaire)

Professeur Jean-Louis GUEANT - Professeur Bernard NAMOUR - Professeur Jean-Luc OLIVIER

2^{ème} sous-section : (Physiologie)

Professeur Christian BEYAERT - Professeur Bruno CHENUÉL - Professeur François MARCHAL

4^{ème} sous-section : (Nutrition)

Professeur Didier QUILLIOT - Professeure Rosa-Maria RODRIGUEZ-GUEANT - Professeur Olivier ZIEGLER

45^{ème} Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE

1^{ère} sous-section : (Bactériologie – virologie ; hygiène hospitalière)

Professeur Alain LOZNIEWSKI – Professeure Evelyne SCHVOERER

2^{ème} sous-section : (Parasitologie et Mycologie)

Professeure Marie MACHOUART

3^{ème} sous-section : (Maladies infectieuses ; maladies tropicales)

Professeur Thierry MAY - Professeure Céline PULCINI - Professeur Christian RABAUD

46^{ème} Section : SANTÉ PUBLIQUE, ENVIRONNEMENT ET SOCIÉTÉ

1^{ère} sous-section : (Épidémiologie, économie de la santé et prévention)

Professeur François ALLA - Professeur Francis GUILLEMIN - Professeur Denis ZMIROU-NAVIER

3^{ème} sous-section : (Médecine légale et droit de la santé)

Professeur Henry COUDANE

4^{ème} sous-section : (Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication)

Professeure Eliane ALBUISSON - Professeur Nicolas JAY

47^{ème} Section : CANCÉROLOGIE, GÉNÉTIQUE, HÉMATOLOGIE, IMMUNOLOGIE

1^{ère} sous-section : (Hématologie ; transfusion)

Professeur Pierre FEUGIER

2^{ème} sous-section : (Cancérologie ; radiothérapie)

Professeur Thierry CONROY - Professeur François GUILLEMIN - Professeur Didier PEIFFERT - Professeur Frédéric MARCHAL

3^{ème} sous-section : (Immunologie)

Professeur Marcelo DE CARVALHO-BITTENCOURT – Professeure Marie-Thérèse RUBIO

4^{ème} sous-section : (Génétique)

Professeur Philippe JONVEAUX - Professeur Bruno LEHEUP

48^{ème} Section : ANESTHÉSIOLOGIE, RÉANIMATION, MÉDECINE D'URGENCE, PHARMACOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE

1^{ère} sous-section : (Anesthésiologie-réanimation ; médecine d'urgence)

Professeur Gérard AUDIBERT - Professeur Hervé BOUAZIZ - Professeur Thomas FUCHS-BUDER Professeure Marie-Reine LOSSER - Professeur Claude MEISTELMAN

2^{ème} sous-section : (Réanimation ; médecine d'urgence)

Professeur Pierre-Édouard BOLLAERT - Professeur Sébastien GIBOT - Professeur Bruno LÉVY

3^{ème} sous-section : (Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique ; addictologie)

Professeur Pierre GILLET - Professeur Jean-Yves JOUZEAU - Professeur Patrick NETTER

4^{ème} sous-section : (Thérapeutique ; médecine d'urgence ; addictologie)

Professeur François PAILLE - Professeur Patrick ROSSIGNOL - Professeur Faiez ZANNAD

49^{ème} Section : PATHOLOGIE NERVEUSE ET MUSCULAIRE, PATHOLOGIE MENTALE, HANDICAP ET

RÉÉDUCATION

1^{ère} sous-section : (Neurologie)

Professeur Marc DEBOUVERIE - Professeur Louis MAILLARD - Professeur Luc TAILLANDIER - Professeure Louise TYVAERT

2^{ème} sous-section : (Neurochirurgie)

Professeur Jean AUQUE - Professeur Thierry CIVIT - Professeure Sophie COLNAT-COULBOIS - Professeur Olivier KLEIN

3^{ème} sous-section : (Psychiatrie d'adultes ; addictologie)

Professeur Jean-Pierre KAHN - Professeur Raymund SCHWAN

4^{ème} sous-section : (Pédopsychiatrie ; addictologie)

Professeur Bernard KABUTH

5^{ème} sous-section : (Médecine physique et de réadaptation)

Professeur Jean PAYSANT

50^{ème} Section : PATHOLOGIE OSTÉO-ARTICULAIRE, DERMATOLOGIE ET CHIRURGIE PLASTIQUE

1^{ère} sous-section : (Rhumatologie)

Professeure Isabelle CHARY-VALCKENAERE - Professeur Damien LOEUILLE

2^{ème} sous-section : (Chirurgie orthopédique et traumatologique)

Professeur Laurent GALOIS - Professeur Didier MAINARD - Professeur Daniel MOLE - Professeur François SIRVEAUX

3^{ème} sous-section : (Dermato-vénéréologie)

Professeur Jean-Luc SCHMUTZ

4^{ème} sous-section : (Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique ; brûlologie)

Professeur François DAP - Professeur Gilles DAUTEL - Professeur Etienne SIMON

51^{ème} Section : PATHOLOGIE CARDIO-RESPIRATOIRE ET VASCULAIRE

1^{ère} sous-section : (*Pneumologie ; addictologie*)

Professeur Jean-François CHABOT - Professeur Ari CHAOUAT - Professeur Yves MARTINET

2^{ème} sous-section : (*Cardiologie*)

Professeur Edoardo CAMENZIND - Professeur Christian de CHILLOU DE CHURET - Professeur Yves JUILIERE Professeur Nicolas SADOUL

3^{ème} sous-section : (*Chirurgie thoracique et cardiovasculaire*)

Professeur Thierry FOLLIGUET - Professeur Juan-Pablo MAUREIRA

4^{ème} sous-section : (*Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire*)

Professeur Sergueï MALIKOV - Professeur Denis WAHL – Professeur Stéphane ZUILY

52^{ème} Section : MALADIES DES APPAREILS DIGESTIF ET URINAIRE

1^{ère} sous-section : (*Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie*)

Professeur Jean-Pierre BRONOWICKI - Professeur Laurent PEYRIN-BIROULET

3^{ème} sous-section : (*Néphrologie*)

Professeur Luc FRIMAT - Professeure Dominique HESTIN

4^{ème} sous-section : (*Urologie*)

Professeur Pascal ESCHWEGE - Professeur Jacques HUBERT

53^{ème} Section : MÉDECINE INTERNE, GÉRIATRIE, CHIRURGIE GÉNÉRALE ET MÉDECINE GÉNÉRALE

1^{ère} sous-section : (*Médecine interne ; gériatrie et biologie du vieillissement ; addictologie*)

Professeur Athanase BENETOS - Professeur Jean-Dominique DE KORWIN - Professeure Gisèle KANNY Professeure Christine PERRET-GUILLAUME – Professeur Roland JAUSSAUD – Professeure Laure JOLY

2^{ème} sous-section : (*Chirurgie générale*)

Professeur Ahmet AYAV - Professeur Laurent BRESLER - Professeur Laurent BRUNAUD

3^{ème} sous-section : (*Médecine générale*)

Professeur Jean-Marc BOIVIN – Professeur Paolo DI PATRIZIO

54^{ème} Section : DÉVELOPPEMENT ET PATHOLOGIE DE L'ENFANT, GYNÉCOLOGIE-OBSTÉTRIQUE,

ENDOCRINOLOGIE ET REPRODUCTION

1^{ère} sous-section : (*Pédiatrie*)

Professeur Pascal CHASTAGNER - Professeur François FEILLET - Professeur Jean-Michel HASCOET
Professeur Emmanuel RAFFO - Professeur Cyril SCHWEITZER

2^{ème} sous-section : (*Chirurgie infantile*)

Professeur Pierre JOURNEAU - Professeur Jean-Louis LEMELLE

3^{ème} sous-section : (*Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale*)

Professeur Philippe JUDLIN - Professeur Olivier MOREL

4^{ème} sous-section : (*Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques ; gynécologie médicale*)

Professeur Bruno GUERCI - Professeur Marc KLEIN - Professeur Georges WERYHA

55^{ème} Section : PATHOLOGIE DE LA TÊTE ET DU COU

1^{ère} sous-section : (*Oto-rhino-laryngologie*)

Professeur Roger JANKOWSKI - Professeure Cécile PARIETTI-WINKLER

2^{ème} sous-section : (*Ophthalmologie*)

Professeure Karine ANGIOI - Professeur Jean-Paul BERROD - Professeur Jean-Luc GEORGE

3^{ème} sous-section : (*Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie*)

Professeure Muriel BRIX

=====

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS

61^{ème} Section : GÉNIE INFORMATIQUE, AUTOMATIQUE ET TRAITEMENT DU SIGNAL

Professeur Walter BLONDEL

64^{ème} Section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE

Professeure Sandrine BOSCHI-MULLER

PROFESSEUR ASSOCIÉ DE MÉDECINE GÉNÉRALE

Professeur associé Sophie SIEGRIST

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS 42^{ème} Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE

1^{ère} sous-section : (*Anatomie*)

Docteur Bruno GRIGNON

2^{ème} sous-section : (*Histologie, embryologie et cytogénétique*)

Docteure Chantal KOHLER

43^{ème} Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDICALE

1^{ère} sous-section : (*Biophysique et médecine nucléaire*)

Docteur Jean-Marie ESCANYE

2^{ème} sous-section : (*Radiologie et imagerie médicale*)

Docteur Damien MANDRY - Docteur Pedro TEIXEIRA

44^{ème} Section : BIOCHIMIE, BIOLOGIE CELLULAIRE ET MOLÉCULAIRE, PHYSIOLOGIE ET NUTRITION

1^{ère} sous-section : (*Biochimie et biologie moléculaire*)

Docteure Shyue-Fang BATTAGLIA - Docteure Sophie FREMONT - Docteure Isabelle GASTIN

Docteure Catherine MALAPLATE-ARMAND - Docteur Marc MERTEN - Docteur Abderrahim OUSSALAH

2^{ème} sous-section : (*Physiologie*)

Docteure Silvia DEMOULIN-ALEXIKOVA - Docteur Mathias POUSSEL

3^{ème} sous-section : (*Biologie Cellulaire*)

Docteure Véronique DECOT-MAILLERET

45^{ème} Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE

1^{ère} sous-section : (*Bactériologie – Virologie ; hygiène hospitalière*)

Docteure Corentine ALAUZET - Docteure Hélène JEULIN - Docteure Véronique VENARD

2^{ème} sous-section : (*Parasitologie et mycologie*)

Docteure Anne DEBOURGOGNE

46^{ème} Section : SANTÉ PUBLIQUE, ENVIRONNEMENT ET SOCIÉTÉ

1^{ère} sous-section : (*Epidémiologie, économie de la santé et prévention*)

Docteure Nelly AGRINIER - Docteur Cédric BAUMANN - Docteure Frédérique CLAUDOT - Docteur Alexis HAUTEMANIERE

2^{ème} sous-section (*Médecine et Santé au Travail*)

Docteure Isabelle THAON

3^{ème} sous-section (*Médecine légale et droit de la santé*)

Docteur Laurent MARTRILLE

47^{ème} Section : CANCÉROLOGIE, GÉNÉTIQUE, HÉMATOLOGIE, IMMUNOLOGIE

1^{ère} sous-section : (*Hématologie ; transfusion*)

Docteure Aurore PERROT – Docteur Julien BROSEUS (*stagiaire*)

2^{ème} sous-section : (*Cancérologie ; radiothérapie*)

Docteure Lina BOLOTINE – Docteur Guillaume VOGIN (*stagiaire*)

4^{ème} sous-section : (*Génétique*)

Docteure Céline BONNET - Docteur Christophe PHILIPPE

48^{ème} Section : ANESTHÉSIOLOGIE, RÉANIMATION, MÉDECINE D'URGENCE, PHARMACOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE

2^{ème} sous-section : (*Réanimation ; Médecine d'urgence*)

Docteur Antoine KIMMOUN

3^{ème} sous-section : (*Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique ; addictologie*)

Docteur Nicolas GAMBIER - Docteure Françoise LAPICQUE - Docteur Julien SCALA-BERTOLA

4^{ème} sous-section : (*Thérapeutique ; Médecine d'urgence ; addictologie*)

Docteur Nicolas GIRERD

50^{ème} Section : PATHOLOGIE OSTÉO-ARTICULAIRE, DERMATOLOGIE ET CHIRURGIE PLASTIQUE

1^{ère} sous-section : (*Rhumatologie*)

Docteure Anne-Christine RAT

3^{ème} sous-section : (*Dermato-vénéréologie*)

Docteure Anne-Claire BURSZTEJN

sous-section : (*Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique ; brûlologie*)

Docteure Laetitia GOFFINET-PLEUTRET

51^{ème} Section : PATHOLOGIE CARDIO-RESPIRATOIRE ET VASCULAIRE

3^{ème} sous-section : *(Chirurgie thoracique et cardio-vasculaire)*

Docteur Fabrice VANHUYSE

52^{ème} Section : MALADIES DES APPAREILS DIGESTIF ET URINAIRE

1^{ère} sous-section : *(Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie)*

Docteur Jean-Baptiste CHEVAUX

53^{ème} Section : MÉDECINE INTERNE, GÉRIATRIE, CHIRURGIE GÉNÉRALE ET MÉDECINE GÉNÉRALE

3^{ème} sous-section : *(Médecine générale)*

Docteure Elisabeth STEYER

54^{ème} Section : DEVELOPPEMENT ET PATHOLOGIE DE L'ENFANT, GYNECOLOGIE-OBSTETRIQUE,

ENDOCRINOLOGIE ET REPRODUCTION

5^{ème} sous-section : *(Biologie et médecine du développement et de la reproduction ; gynécologie médicale)*

Docteure Isabelle KOSCINSKI

55^{ème} Section : PATHOLOGIE DE LA TÊTE ET DU COU

1^{ère} sous-section : *(Oto-Rhino-Laryngologie)*

Docteur Patrice GALLET

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES

5^{ème} Section : SCIENCES ÉCONOMIQUES

Monsieur Vincent LHUILLIER

**7^{ème} Section : SCIENCES DU LANGAGE : LINGUISTIQUE ET PHONETIQUE
GENERALES**

Madame Christine DA SILVA-GENEST

19^{ème} Section : SOCIOLOGIE, DÉMOGRAPHIE

Madame Joëlle KIVITS

60^{ème} Section : MÉCANIQUE, GÉNIE MÉCANIQUE, GÉNIE CIVIL

Monsieur Alain DURAND

64^{ème} Section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE

Madame Marie-Claire LANTHERS - Monsieur Nick RAMALANJAONA - Monsieur Pascal REBOUL

65^{ème} Section : BIOLOGIE CELLULAIRE

Madame Nathalie AUCHET - Madame Natalia DE ISLA-MARTINEZ - Monsieur Jean-Louis GELLY

Madame Céline HUSELSTEIN - Madame Ketsia HESS – Monsieur Hervé MEMBRE - Monsieur Christophe NEMOS

66^{ème} Section : PHYSIOLOGIE

Monsieur Nguyen TRAN

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES ASSOCIÉS DE MÉDECINE GÉNÉRALE

Docteur Pascal BOUCHE – Docteur Olivier BOUCHY - Docteur Arnaud MASSON – Docteur Cédric
BERBE Docteur Jean-Michel MARTY

DOCTEURS HONORIS CAUSA

Professeur Charles A. BERRY (1982)

Centre de Médecine Préventive, Houston (U.S.A)

Professeur Pierre-Marie GALETTI (1982)

Brown University, Providence (U.S.A)

Professeure Mildred T. STAHLMAN (1982)

Vanderbilt University, Nashville (U.S.A)

Professeur Théodore H. SCHIEBLER (1989)

Institut d'Anatomie de Würzburg (R.F.A)

Université de Pennsylvanie (U.S.A)

Professeur Mashaki KASHIWARA (1996)

Research Institute for Mathematical Sciences de

Kyoto (JAPON)

Professeure Maria DELIVORIA-PAPADOPOULOS
(1996)

Professeur Ralph GRÄSBECK (1996)

Université d'Helsinki (FINLANDE)

Professeur Duong Quang TRUNG (1997)

Université d'Hô Chi Minh-Ville (VIÊTNAM)

Professeur Daniel G. BICHET (2001)

Université de Montréal (Canada)

Professeur Marc LEVENSTON (2005)

Institute of Technology, Atlanta (USA)

Professeur Brian BURCHELL (2007)

Université de Dundee (Royaume-Uni)

Professeur Yunfeng ZHOU (2009)

Université de Wuhan (CHINE)

Professeur David ALPERS (2011)

Université de Washington (U.S.A)

Professeur Martin EXNER (2012)

Université de Bonn (ALLEMAGNE)

A mon Maître, Président du Jury et Directeur de thèse,

Monsieur le Professeur Didier MAINARD

Professeur de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique

Chevalier dans l'Ordre des Palmes Académiques

Merci de m'avoir fait l'honneur de me confier ce travail et d'en diriger sa réalisation.

Merci de m'avoir transmis votre intérêt pour la chirurgie orthopédique et traumatologique, en particulier pour l'arthroplastie totale de hanche.

Merci pour votre sens critique, votre disponibilité et votre confiance.

Je suis honoré d'avoir été votre élève et j'espère avoir pu m'approcher de votre perfectionnisme, de l'étendue de vos connaissances, de la rigueur de votre raisonnement et de votre aisance chirurgicale.

Votre investissement dans la recherche scientifique est un modèle que j'espère pouvoir suivre.

Soyez assuré de ma grande reconnaissance.

A mon Maître et Juge,

Monsieur le Professeur Henry COUDANE

Professeur de Médecine Légale et Droit de la Santé

Doyen Honoraire de la Faculté de Médecine de Nancy

Commandeur dans l'Ordre des Palmes Académiques

Officier dans l'Ordre national du Mérite

Chevalier de la Légion d'Honneur

Je vous remercie de m'avoir fait l'honneur de faire partie de mon Jury de thèse et de juger ce travail.

Vous m'avez fait découvrir la chirurgie orthopédique et traumatologique lors du semestre très enrichissant que j'ai passé dans votre service d'Arthroscopie, Traumatologie et Orthopédie de l'Appareil Locomoteur.

Votre enseignement théorique et technique m'a été indispensable tout au long de mon cursus et j'espère pouvoir l'appliquer lors de ma carrière future.

Apprendre à vos côtés a été un honneur, soyez assuré de mes plus sincères remerciements.

A mon Maître et Juge,

Monsieur le Professeur Laurent GALOIS

Professeur de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique

Merci pour votre disponibilité et votre enthousiasme.

Merci de m'avoir fait confiance pour ce travail et pour votre enseignement lors de mon semestre passé dans le service de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique.

Vous m'avez fait l'honneur de vos qualités pédagogiques et de l'étendue de vos connaissances.

Je vous en suis très reconnaissant et je vous en remercie.

A mon Maître et Juge,

Monsieur le Professeur Jean-Yves LAZENNEC

Professeur de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique

Service de Chirurgie Orthopédique, Hôpital de la Pitié Salpêtrière

Service d'Anatomie, Faculté de médecine de la Pitié Salpêtrière, UPMC

Merci pour l'honneur que vous me faites en participant à ce Jury de thèse et pour votre expertise.

J'aurai aimé avoir plus de temps dans mon internat pour venir apprendre à vos côtés.

Votre savoir et le perfectionnement dans la réalisation de vos interventions seront un modèle tout au long de ma carrière.

Veuillez trouver dans ce travail, Monsieur, l'expression de ma plus sincère reconnaissance et de mon plus profond respect.

A mes Maîtres d'internat, praticiens hospitaliers, chefs de clinique :

qui m'ont accueilli et formé, me permettant de m'épanouir tout au long de mon internat :

Monsieur le Professeur Grosdidier,

Monsieur le Professeur Journeau,

Monsieur le Professeur Molé,

Monsieur le Professeur Sirveaux,

Monsieur le Docteur Cuny,

Monsieur le Professeur Dautel,

Monsieur le Professeur Dap,

Monsieur le Professeur Pascal-Moussellard,

Monsieur le Professeur El Hadi Sari Ali,

Monsieur le Professeur Anract,

Monsieur le Professeur Hamadouche.

Monsieur le Professeur Biau.

Messieurs les Dr Damien Bellan, Dr Pierre-Louis Chaumont, Dr M'Barek Irrazi, Dr Aboubekr Berrichi, Dr Julien Mayer, Dr Joëlle Girot, Dr Pierre-Yves Le Coadou, Dr Olivier Roche, Dr Adrien Jacquot, Dr Yannick Vincelet, Dr Sandrine Huguet, Dr Clotilde Strugarek-Lecoanet, Dr Jérémie Chevrollier, Dr Germain Pomares, Dr Enkaoua, Dr Eric Fourniols, Dr Frédéric Khiami, Dr Raphael Bonaccorsi, Dr Romain Rousseau, Dr Antoine Gerometta, Dr Caroline Hirsch, Dr Delphine Dedome, Dr Marie-Line Pissonier, Dr Philippe Loriaut, Dr Jean-Baptiste Gross, Dr Antoine Babinet, Dr Philippe Leclerc, Dr Amine Zaoui, Dr Jean Langlois, Dr Samuel Boulezaz, Dr Julien Even, Dr Sylvain Briand, Dr Emmanuel Gibon, Dr Gilles Desportes, Dr Valérie Dumaine, Dr Frédéric Sailhan.

A tous mes co-internes et amis :

Pour leur soutien, leur amitié et les belles années passées ensemble depuis l'internat Lobau, David, Michael, Hélène, Valentin, Romain, Juliette, Hugo, Vincent, Arnaud, et tous ceux que je n'ai pas cités.

A mes amis de la Faculté avec qui j'ai débuté la médecine : Florence, Sibylle, Anne, Camille, Virginie, Romain, Fabrice, Nicolas.

A mes amis de l'école Alsacienne : Benoît, Kaspar, Hugo.

A l'ensemble des secrétaires et manipulateurs radio,

qui m'ont aidé dans le recueil des données et dans la réalisation des imageries EOS.

Aux infirmières, aux IBODES, aux IADES, aux aides-soignantes, aux secrétaires

pour tous ces moments passés ensemble et pour ce qu'ils apportent quotidiennement aux patients.

A ma famille,

A mes parents, ma sœur et mes grands-parents pour leurs encouragements et leur appui qui m'a été indispensable. Le soutien et l'attention de ma famille ont été une aide cruciale pour me permettre d'aller au bout de ce travail.

A ma femme Lise pour ton soutien inconditionnel pendant toutes ces années et pour tout ce que tu m'apportes. Je ne pourrais jamais te remercier assez.

A mes oncles, tantes, cousins et cousines

A tous ceux que je n'ai pas cités et qui comptent beaucoup.

SERMENT D'HIPPOCRATE

Au moment d'être admis à exercer la médecine, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité.

Mon premier souci sera de rétablir, de préserver ou de promouvoir la santé dans tous ses éléments, physiques et mentaux, individuels et sociaux.

Je respecterai toutes les personnes, leur autonomie et leur volonté, sans aucune discrimination selon leur état ou leurs convictions. J'interviendrai pour les protéger si elles sont affaiblies, vulnérables ou menacées dans leur intégrité ou leur dignité. Même sous la contrainte, je ne ferai pas usage de mes connaissances contre les lois de l'humanité.

J'informerai les patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des circonstances pour forcer les consciences. Je donnerai mes soins à l'indigent et à quiconque me les demandera. Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admis dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me seront confiés. Reçu à l'intérieur des maisons, je respecterai les secrets des foyers et ma conduite ne servira pas à corrompre les mœurs.

Je ferai tout pour soulager les souffrances. Je ne prolongerai pas abusivement les agonies. Je ne provoquerai jamais la mort délibérément.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

J'apporterai mon aide à mes confrères ainsi qu'à leurs familles dans l'adversité.

Que les hommes et mes confrères m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses ; que je sois déshonoré et méprisé si j'y manque.

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1. Imagerie EOS® en 2D de face.....	25
Figure 2. Ligne bi-ischiatique	31
Figure 3. Ligne des U radiologiques	26
Figure 4. Mesures sur l'imagerie EOS® de face et de profil	27
Figure 5. Mesure 2D de l'offset global	30
Figure 6. Mesure 3D sur une imagerie EOS® de l'offset fémoral.....	31
Figure 7. Tige fémorale non-cimentée sous-dimensionnée, compliquée d'un enfoncement précoce	33
Figure 8. Calque de l'implant acétabulaire	36
Figure 9. Calque de l'implant fémoral	36
Figure 10. Planification scanner de l'implant cotyloïdien	37
Figure 11. Planification scanner fémorale endomédullaire.....	37
Figure 12. Rapport de planification scanner	38
Figure 13. Hip-EOS®, vue d'ensemble	39
Figure 14. Hip-EOS®, Choix des implants.....	40
Figure 15. Hip-EOS®, mise en place des calques	40
Figure 16. Hip-EOS®, rapport de positionnement des implants	40
Figure 17. Hip-EOS®, Représentation 3D des implants en place	41
Figure 18. Hip-EOS®, représentation de la variation des centres de rotations.....	41
Figure 19. La colonne Orthopilot®	43
Figure 20. Navigation du cotyle.....	43
Figure 21. Navigation fémorale	44

TABLE DES MATIÈRES

I. PREMIERE PARTIE.....	24
1. INTRODUCTION.....	24
2. LONGUEUR DES MEMBRES INFERIEURS.....	25
2.1. Définition et mesure de la longueur des membres inférieurs :	25
2.1.1. Mesures cliniques :	25
2.1.2. Radiographies standards :	25
2.1.3. L'imagerie EOS®	27
2.2. L'inégalité de longueur des membres inférieurs et ses conséquences cliniques :	28
2.2.1. La fausse inégalité de longueur :	28
2.2.2. Conséquences cliniques :	28
3. OFFSET FEMORAL.....	30
3.1. Définition et mesure de l'offset fémoral.....	30
3.1.1. Radiographies standards :	30
3.1.2. Imagerie EOS®	31
3.2. La variation d'offset et ses conséquences cliniques	31
4. TAILLE DES IMPLANTS.....	33
4.1. La tige fémorale	33
4.2. L'implant cotyloïdien	34
5. METHODES DE PLANIFICATION.....	35
5.1. Planification en 2D : radiographies standards	35
5.2. Planification en 3D : le scanner	37
5.3. Planification en 3D : le système EOS®	39
6. APPLICATION PRATIQUE PER-OPERATOIRE DE LA PLANIFICATION.....	42
6.1. Utilisation de repères anatomiques	42
6.2. Navigation : la Chirurgie Assistée par Ordinateur (CAO)	43
6.3. Tests mécaniques per-opératoires.....	44
II. DEUXIEME PARTIE.....	45
7. ETUDE CLINIQUE.....	45
III. TROISIEME PARTIE	62
8. DISCUSSION	62
8.1. Avantages et inconvénients de l'étude.....	62
8.2. Complications	62
8.3. Etude du positionnement de l'implant cotyloïdien.....	62
8.4. Avantages et inconvénients des méthodes de planification.....	63
8.5. Autres intérêts de la planification des prothèses totales de hanche	64
9. CONCLUSION.....	65
10. BIBLIOGRAPHIE.....	66

I. PREMIERE PARTIE

1. INTRODUCTION

L'arthroplastie totale de hanche dans le traitement de la coxarthrose dégénérative est devenue une intervention fréquente et répandue dans le monde. La coxarthrose a une prévalence et une incidence très élevées et par conséquent elle représente un enjeu de santé publique majeur (1,2), et à ce jour, seul le remplacement prothétique permet une amélioration significative de la douleur et de la fonction en un court laps de temps (3).

Elle bénéficie aussi de progrès sensibles tant sur la technique de pose grâce à des voies d'abord mini-invasives, que sur la qualité des matériaux, améliorant ainsi sa durée de vie et limitant les effets secondaires liés à l'usure (4).

Cependant pour tirer un bénéfice de ces avancées techniques il est nécessaire que la prothèse soit implantée dans des règles établies : antéversion de la tige fémorale, antéversion et inclinaison de l'implant cotyloïdien, et choix d'une taille d'implant adaptée au fémur et au cotyle. Outre ces premières caractéristiques, la maîtrise de l'offset fémoral et de la longueur des membres inférieurs est également fondamentale. Le choix du matériel prothétique est bien-sûr capital et dépend du terrain du patient ainsi que des convictions du chirurgien.

Dans le cadre de cette thèse seule sera considérée la coxarthrose primitive sans dysplasie associée. Les implants utilisés sont des cotyles standards non-cimentés ainsi que des tiges fémorales non cimentées, avec un couple de frottement exclusivement céramique-céramique.

La planification pré-opératoire permet la préparation d'une implantation de prothèse totale de hanche (PTH) de façon précise, en permettant de déterminer la taille et le positionnement optimaux des implants fémoraux comme cotyloïdiens. Pour l'implant acétabulaire l'objectif se situe dans la « Safe zone » de Lewinnek : $40 \pm 10^\circ$ d'inclinaison et $15 \pm 10^\circ$ d'antéversion. La tige fémorale est implantée avec un objectif de 15° d'antéversion.

Ce travail de préparation pré-opératoire est effectué par les chirurgiens depuis de nombreuses années, et, comme pour le reste de cette chirurgie des progrès substantiels ont été récemment réalisés grâce à de nouvelles techniques d'imagerie mais aussi grâce à l'avancée des systèmes informatiques.

L'absence de respect des différents critères de pose peut être à l'origine de complications cliniques éventuellement invalidantes. Nous ne nous intéressons qu'à l'inégalité de longueur des membres inférieurs (ILMI) et à la modification de l'offset dont la survenue peut être évitée par la planification en 3D.

Le but de cette thèse est de démontrer l'intérêt de la planification obtenue grâce à l'imagerie EOS[®] (EOS Imaging, Paris, France) et au logiciel hipEOS[®] (EOS Imaging, Paris, France).

2. LONGUEUR DES MEMBRES INFÉRIEURS

2.1. Définition et mesure de la longueur des membres inférieurs :

2.1.1. Mesures cliniques :

L'inégalité de longueur vraie est appréciable en pré-opératoire en mesurant la distance entre deux repères anatomiques visibles comme l'épine iliaque antéro-supérieure et la malléole médiale sur chaque membre inférieur.

Elle est aussi appréciable par l'évaluation de la bascule du bassin dans le plan frontal. En utilisant des cales de différentes épaisseurs le chirurgien peut corriger le déséquilibre jusqu'à retrouver une horizontalisation des crêtes iliaques à la palpation.

2.1.2. Radiographies standards :

Outre les méthodes cliniques, l'ILMI réelle est mesurable sur la télémétrie des membres inférieurs, en position debout et de face.

L'inégalité est mesurée par la différence entre la distance séparant le sommet de la tête fémorale et le centre de la cheville (interligne tibio-talienne) pour chaque membre inférieur.

Cette imagerie a le bénéfice d'être largement accessible.

Cependant, la méthodologie des mesures ne permet pas d'affirmer l'ILMI avec une précision suffisante. En effet, il s'agit d'une mesure en deux dimensions et deux sources d'erreurs peuvent être identifiées : le flessum de hanche et le flessum de genou, qui ne sont pas visible sur cette imagerie EOS® en 2D de face (Figure 1).



Figure 1. Imagerie EOS® en 2D de face

L'autre possibilité fait appel à une radiographie simple : un bassin de face, en charge. Elle permet aussi une approximation de l'ILMI en traçant la ligne bi-ischiatique (Figure 2) ou la ligne reliant les U radiologiques (Figure 3) et en mesurant la distance la séparant du centre des petits trochanters pour chaque côté.

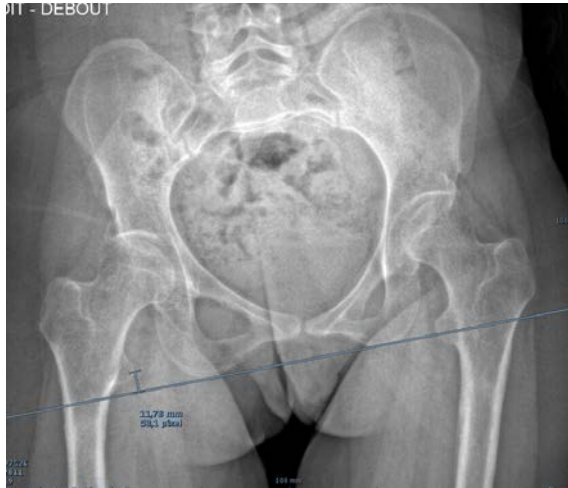


Figure 1. Ligne bi-ischiatique

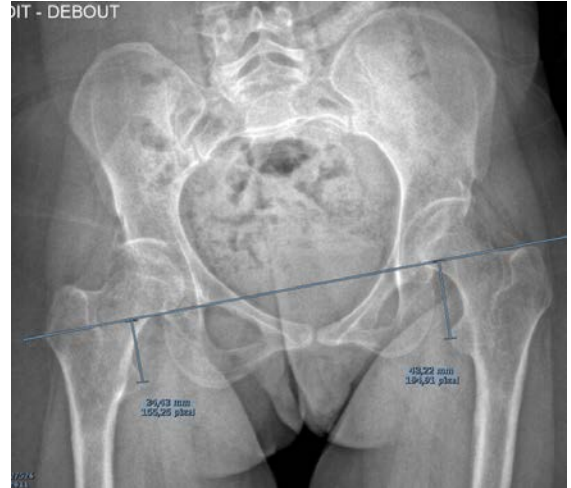


Figure 2. Ligne des U radiologiques

Dans les deux cas, la divergence des rayons X émis par la source fixe entraîne une distorsion des structures anatomiques ainsi qu'un effet d'agrandissement, modifiant alors l'échelle des structures mesurées.

2.1.3. L'imagerie EOS®

Pour plus de précision, il est nécessaire d'utiliser l'imagerie EOS® qui est basée sur la réalisation simultanée, en position debout en charge, de deux images radiographiques orthogonales grâce à un balayage linéaire, tout en maintenant une dose d'irradiation très faible, jusqu'à 10 fois inférieure à celle d'une radiographie standard (5–8).

Cette imagerie est basée sur les travaux de Georges Charpak (prix Nobel de physique en 1992) qui a développé un détecteur de rayons X en phase gazeuse. Cette technique permet d'augmenter la sensibilité du détecteur en amplifiant les électrons issus des deux tubes à rayons X, aussi appelé phénomène d'avalanche (9,10).

Cette imagerie a également pour avantages d'obtenir une image radiographique sans agrandissement et sans distorsion par collage. Un balayage corps entier est réalisé en 20 secondes.

Par la suite, le manipulateur d'électroradiologie médicale spécialement formé place les points de repères osseux et une modélisation en 3D est réalisée par le logiciel sterEOS®. Ce programme utilise une base de données contenant des modèles statistiques anatomiques et des algorithmes de détection des contours osseux.

A partir de ce modèle, le logiciel mesure en 3D la longueur anatomique et fonctionnelle des membres inférieurs (Figure 4).

Ainsi, la mesure reste précise même en cas de flectum de la hanche ou du genou, et de rotation de la hanche.

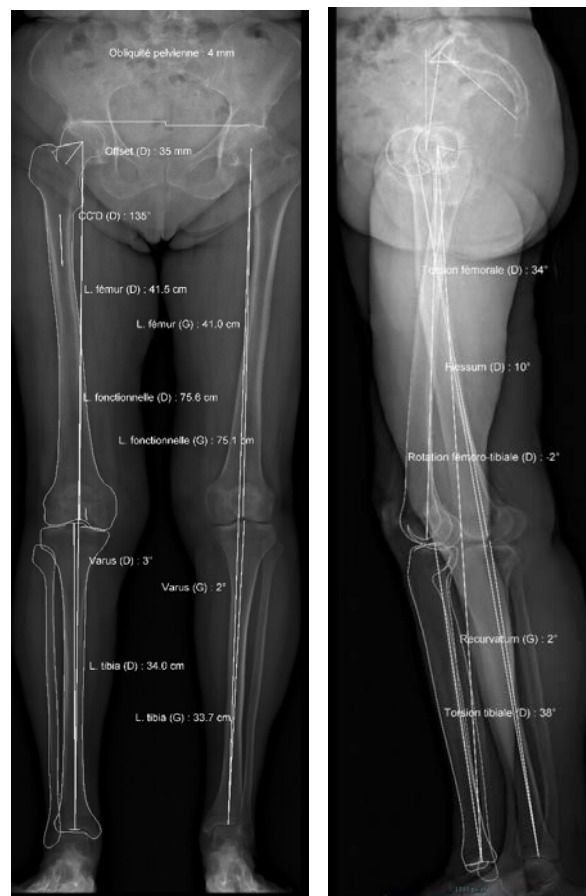


Figure 4. Mesures sur l'imagerie EOS® de face et de profil

2.2. L'inégalité de longueur des membres inférieurs et ses conséquences cliniques :

Que ce soit en pré-opératoire ou en post-opératoire, l'inégalité de longueur des membres inférieurs (ILMI) est fréquente et de nature variable, le plus souvent sans retentissement clinique (11).

Il faut bien distinguer deux situations : l'inégalité de longueur vraie ayant une base anatomique osseuse fémorale ou tibiale, et, la fausse inégalité de longueur.

2.2.1. La fausse inégalité de longueur :

La fausse inégalité de longueur des membres inférieurs correspond à une sensation subjective exprimée par le patient, plusieurs étiologies peuvent l'expliquer (12).

Premièrement, elle peut être d'origine musculaire avec une tension asymétrique des muscles moyens et grands glutéaux en post-opératoire d'une PTH, ou être liée à une force asymétrique de ces mêmes muscles. Cette situation est le plus souvent rencontrée en post-opératoire, et peut s'améliorer après la rééducation.

Elle peut aussi être issue d'une bascule du bassin liée soit à une anomalie rachidienne, à une dysplasie cotyloïdienne, ou encore à une insuffisance d'appui sur une hanche douloureuse. L'inégalité subjective peut également se retrouver dans le cas d'une attitude vicieuse de hanche, telle qu'une adduction fixée, une abduction fixée ou encore une association avec un flessum.

2.2.2. Conséquences cliniques :

Lorsqu'une ILMI est perceptible par le patient elle peut provoquer douleurs dorso-lombaires (13), boiterie, instabilité (14) et insatisfaction (15). Cette situation peut également conduire à des procédures médico-légales.

L'ILMI n'est heureusement pas symptomatique dans tous les cas. Comme l'ont montré White et Dougall (16) quelle que soit la différence de longueur post-opératoire mesurée (entre -20 mm et + 35 mm) sur 143 PTH, il n'y avait pas d'association significative avec la douleur ou la qualité de vie à 6 mois.

Une étude a montré que l'allongement semble moins bien toléré que le raccourcissement (17). Konyves et Bannister (18) concluent à une limite de tolérance du raccourcissement de -10 mm. En deçà d'un centimètre, le retentissement est variable d'un patient à un autre (15). Ainsi sur 68 patients présentant une ILMI moyenne de 9,7 mm, et revus en moyenne à 6,6 ans post-opératoire seul 32% des patients étaient conscients de cette anomalie.

La limite de tolérance habituellement convenue dans la littérature pour l'allongement est aux alentours de 10 mm (19), car au-delà les symptômes sont plus fréquents (17,18,20–23).

Lors d'un allongement excessif les risques sont : une paralysie sciatique, une augmentation du risque de descellement par l'augmentation des contraintes intra-prothétiques et la luxation de la prothèse (24–27).

Ceci conduisant parfois à une ré-intervention pour un changement d'implants (28). Lors de ces reprises Parvizi et al. mettaient en évidence une augmentation significative du score de Harris pour des patients présentant une ILMI de 20 à 70 mm symptomatique.

L'imagerie EOS[®] apporte une dimension supplémentaire comme le montre Lazennec et al. (29) dans une étude mesurant la longueur des membres inférieurs. Ils rapportent ensuite ces mesures à la perception des patients d'une différence de longueur. Les résultats montrent que les patients ayant plus de 10° de flexum ou de recurvatum avaient 2.1 fois plus de perception d'inégalité de longueur. De même, les patients ayant un varus ou valgus irréductible du genou avaient 4 fois plus de perception d'inégalité de longueur.

3. OFFSET FEMORAL

3.1. Définition et mesure de l'offset fémoral

L'offset fémoral est à intégrer dans l'offset global qui comprend offset acétabulaire et offset fémoral (Figure 5). La quantification de l'offset acétabulaire s'effectue en mesurant la distance séparant le centre de la tête fémorale et la branche latérale du U radiographique. La mesure de l'offset fémoral est réalisée en traçant une droite perpendiculaire à l'axe anatomique fémoral passant par le centre de la tête fémorale et en mesurant la distance séparant le centre de la tête fémorale de l'axe diaphysaire fémoral.

L'offset fémoral varie donc avec l'angle cervico-diaphysaire (angle CC'D), il augmente en cas de varus et diminue en cas de valgus.

3.1.1. Radiographies standards :

La mesure de la valeur réelle de l'offset fémoral nécessite une imagerie en 3D pour s'affranchir de l'erreur de mesure liée à la projection en 2D du col fémoral variant avec la rotation de hanche. Il diminue en rotation interne et augmente en rotation externe.

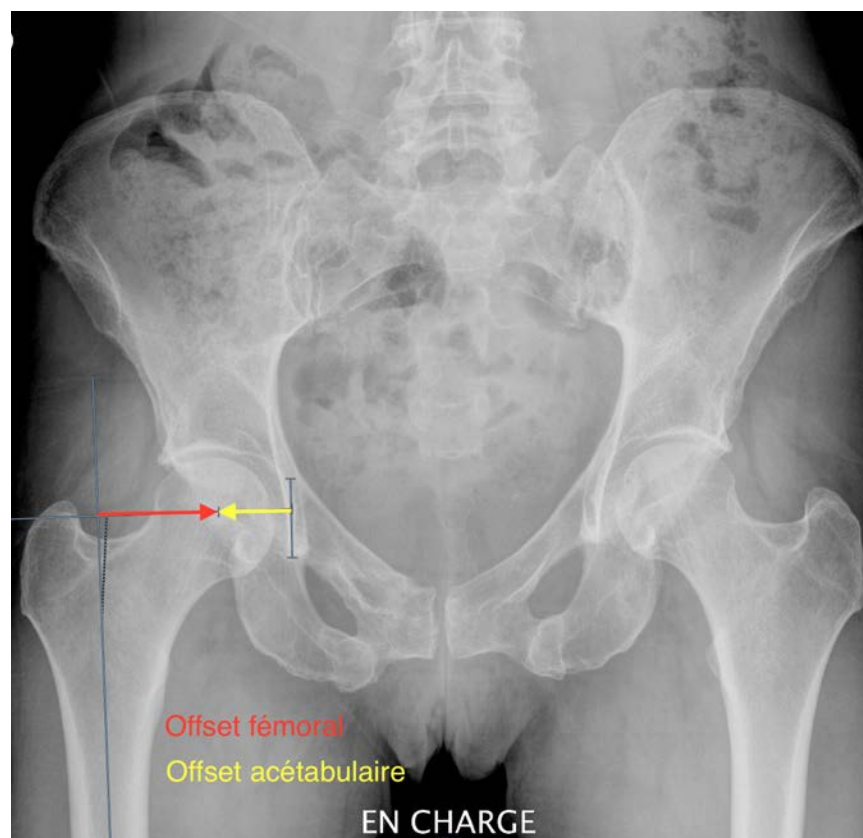


Figure 5. Mesure 2D de l'offset global

3.1.2. Imagerie EOS®

L'imagerie EOS® permet grâce à la modélisation en 3D une mesure de l'offset fémoral indépendamment de la rotation de hanche (Figure 6).

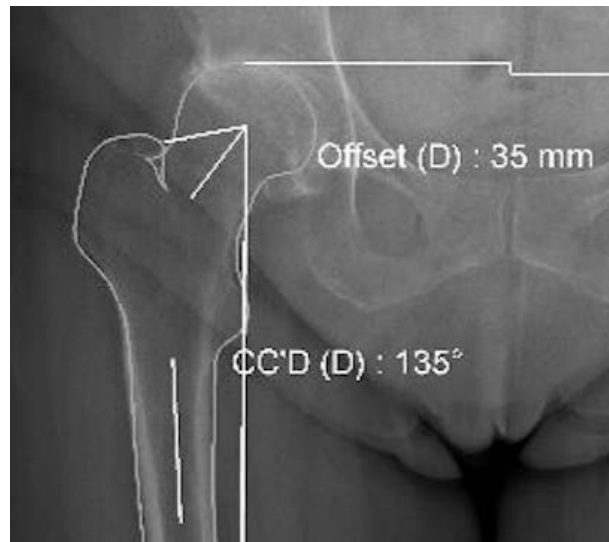


Figure 6. Mesure 3D sur une imagerie EOS® de l'offset fémoral

3.2. La variation d'offset et ses conséquences cliniques

L'offset global peut être modifié lors de la mise en place de la PTH. L'offset fémoral dépend de l'angle cervico diaphysaire de l'implant choisi, ainsi dans notre étude l'implant fémoral standard a un col de 135° et l'implant latéralisé de 128° avec un offset supplémentaire de 6 mm.

L'offset acétabulaire est tributaire de l'importance du fraisage en profondeur du cotyle, plus il est important plus l'offset acétabulaire diminue. Il varie également en fonction de l'épaisseur de l'implant cotyloïdien.

Lors d'une diminution d'offset les conséquences sont multiples (30) : instabilité à la marche (31), boiterie par limitation de la fonction du muscle moyen glutéal pouvant nécessiter une aide (32), limitation des amplitudes articulaires (33,34), luxation par effet came (35) et usure accélérée du polyéthylène (36). La limite de tolérance habituellement convenue dans la littérature est de 15% de réduction de l'offset (32).

L'augmentation d'offset est moins connue, certaines études ne trouvent pas d'influence sur la mobilité de la hanche (37). Cela peut conduire à une augmentation de tension sur le muscle moyen glutéal ou être à l'origine d'une ILMI.

D'autres études ont suggéré qu'une augmentation de l'offset fémoral mène à une modification des contraintes sur les implants (38).

Sakalkale mettait ainsi en évidence sur 17 patients opérés des deux côtés d'une PTH, à 5,7 ans de recul moyen, une usure significativement plus élevée de l'implant en polyéthylène du côté ayant un implant standard (0,21 mm/an) par rapport à l'implant latéralisé controlatéral (0,1 mm/an). Davey et al. ont montré que les contraintes sur le manteau de ciment n'augmentaient pas de façon significative avec un implant latéralisé (39). Wong et al. (40) ont rapporté une augmentation des contraintes à l'interface os-prothèse dans le cas d'un implant sans ciment. Sariali et al. ont montré une altération de la cinétique de la marche dès 15% d'augmentation de l'offset fémoral (41).

4. TAILLE DES IMPLANTS

Le choix de la taille des implants est primordial. Il nécessite une bonne connaissance des caractéristiques du matériel choisi car la longueur du col varie différemment selon les fabricants avec la taille de la prothèse fémorale.

4.1. La tige fémorale

La taille de l'implant fémoral est déterminée par la taille du fémur et par la position idéale choisie lors de la planification. Cette position dépend : du type d'appui métaphysaire ou diaphysaire et de la forme de l'implant, du mode de fixation avec ou sans ciment, et de la présence ou non d'une collerette.

Ainsi, si un implant sans ciment est choisi, la taille de l'implant doit être suffisamment grande pour permettre une stabilité primaire lors de l'impaction en « press-fit ».

Un implant fémoral trop grand peut conduire à des complications per-opératoires telles qu'une fracture du fémur nécessitant une ostéosynthèse par cerclages ou par plaque. Cela peut également mener à l'allongement du membre inférieur par suspension de la tige.

Au contraire, un implant trop petit peut s'enfoncer et conduire à une instabilité prothétique par effet came (Figure 7). Dans le cas des implants cimentés, un descellement précoce de la tige fémorale est possible par augmentation des contraintes et des micro-mouvements entre l'implant et le ciment. Cristofolini et al. (42) ont fait une étude in-vitro et ont mis en évidence l'apparition précoce de failles dans le manteau de ciment alors que la cimentation des tiges de taille adaptée n'était pas altérée.

Dans l'étude portant sur la survie à plus de 20 ans des PTH de Streit et al. (43), les tiges sous-dimensionnées, définies par un comblement du canal médullaire inférieur à 80%, multipliaient le risque de descellement aseptique par 4,2.



Figure 7. Tige fémorale non-cimentée sous-dimensionnée, compliquée d'un enfoncement précoce

4.2. L'implant cotyloïdien

La taille de l'implant acétabulaire est choisie en pré-opératoire. Elle dépend de la taille du cotyle mais doit permettre un positionnement idéal. Cette position ne déplace pas le centre de rotation de la hanche dans les trois plans de l'espace. Elle dépend également des caractéristiques de la cupule : épaisseur, vissage associé, type d'ancrage avec ou sans ciment.

Si un cotyle non-cimenté est utilisé, il est nécessaire de prendre une taille suffisamment importante pour obtenir une stabilité primaire lors de l'impaction en « press-fit ».

Ainsi, un cotyle sous-dimensionné peut conduire à une instabilité de l'implant.

Au contraire, un cotyle de taille trop importante peut conduire à des fractures per-opératoires de l'acetabulum. Kim et al. (44) ont mené une étude cadavérique sur 30 cotyles. Lors de l'impaction d'une prothèse 2 à 4 mm trop grande, 60% des acetabulums se sont fracturés.

Le surdimensionnement peut également mener à un conflit entre la paroi antérieure de l'implant cotyloïdien et le tendon du muscle ilio-psoas. Bricteux et al. (45) ont mis en évidence ce conflit sur une étude scannographique de la position des implants. Sur les 12 patients présentant un conflit avec le tendon du muscle ilio-psoas, 3 cas étaient liés à un surdimensionnement. Odri et al. (46) concluaient à une augmentation significative du risque de douleur post-opératoire en cas de surdimensionnement.

5. METHODES DE PLANIFICATION

5.1. Planification en 2D : radiographies standards

Cette méthode est la plus anciennement utilisée, et, est encore très répandue. Plusieurs articles traitent dès les années 1970 des différents points de repère utilisables pour cette technique et de l'apport de la planification (47,48).

Elle a été développée par Müller dans les années 1975 principalement pour la prévention des inégalités de longueur des membres inférieurs. Elle consistait en la superposition de calques reprenant les différentes tailles de prothèses sur une radiographie préopératoire de bassin spécifiquement réalisée à cet effet.

La radiographie doit être de face, en appui et les hanches en rotation interne de 20° (rotules au zénith) (49), décentrée (comprend la partie proximale des fémurs pour planifier la tige fémorale) et avoir un agrandissement maximal de 1,15 permettant l'utilisation de calques à l'échelle identique.

Il commençait par la planification de la tige fémorale en choisissant la taille de l'implant par rapport à l'enveloppe interne des corticales fémorales et par rapport à la taille de la métaphyse. Il s'aidait de la ligne T qui est l'horizontale passant par le centre de la tête fémorale et qui doit se projeter sur le sommet du grand trochanter. Il convenait ensuite de tracer la ligne de coupe du col fémoral (appelée ligne R). Puis il réalisait le tracé de l'implant cotyloïdien en respectant l'inclinaison de 40-45° par rapport à l'horizontale et l'alignement avec le U radiologique.

La technique princeps comprenait aussi le tracé de l'hémi-bassin du côté à opérer. Il retournait ensuite le calque sur la hanche saine et traçait les trochanters. Le repositionnement du calque du côté initial permettait d'adapter la hauteur de coupe afin d'égaliser les membres inférieurs (50).

La technique la plus répandue reprend en partie celle de Müller. Elle utilise la hanche controlatérale, a priori saine, pour superposer les calques fournis par le laboratoire fabricant le modèle de prothèse (Figures 8 et 9).

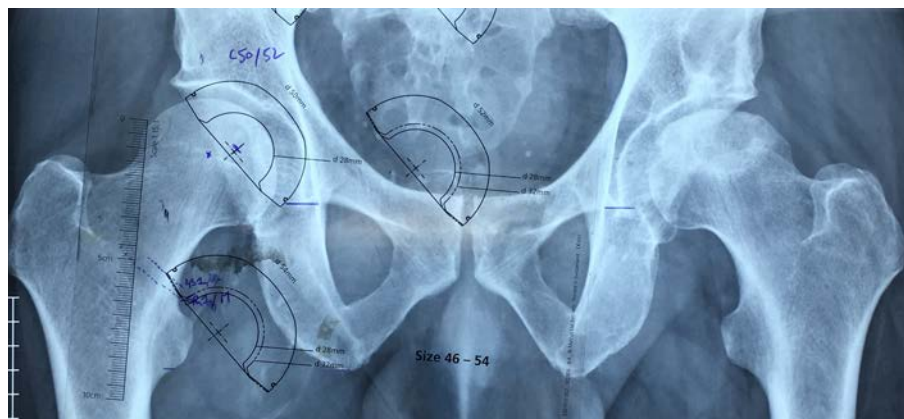


Figure 8. Calque de l'implant acétabulaire

Les centres de rotation du cotyle et de la tête fémorale ont pour objectif d'être confondu avec le centre de rotation de la hanche native afin de respecter offset global et longueur du membre inférieur.



Figure 9. Calque de l'implant fémoral

L'utilisation d'une imagerie en 2D et de face uniquement implique qu'on ne peut pas prendre en compte de façon fiable le flectum de genou ni la rotation de hanche, ce qui induit des erreurs de mesure de la longueur du membre inférieur (51,52), de la taille d'implant prévue et de l'offset fémoral (53-55). Ainsi, Merle et al. (55) ont démontré qu'une radiographie de bassin de face sous-estime d'en moyenne 13% l'offset fémoral par rapport à la mesure réalisée sur un scanner. Une étude similaire retrouve des résultats comparatifs avec une sous-estimation de 8% (54).

L'absence de planification de profil conduit également à ne pas prendre en compte la courbure sagittale du fémur, ce qui peut empêcher le passage d'une tige fémorale de taille trop importante.

5.2. Planification en 3D : le scanner

Le système HIP-PLAN® (Symbios) nécessite la réalisation d'un scanner débutant de la crête iliaque et s'arrêtant à l'isthme fémoral, ainsi que quelques coupes sur le genou pour déterminer le plan bi-condylien nécessaire à la mesure de l'antéversion fémorale. Le patient est allongé et les membres inférieurs en rotation neutre. La dose moyenne alors reçue par un patient est de 11.2 mSv (9.7 to 13.9) (56).

Le programme de planification en lui-même permet de placer l'implant fémoral et acétabulaire dans les trois dimensions. En retour, les données suivantes sont calculées : antéversion et inclinaison de l'implant cotyloïdien, offset et antéversion de l'implant fémoral, variation de longueur du membre inférieur (Figure 10). Un rapport de planification est alors fourni (Figure 12).

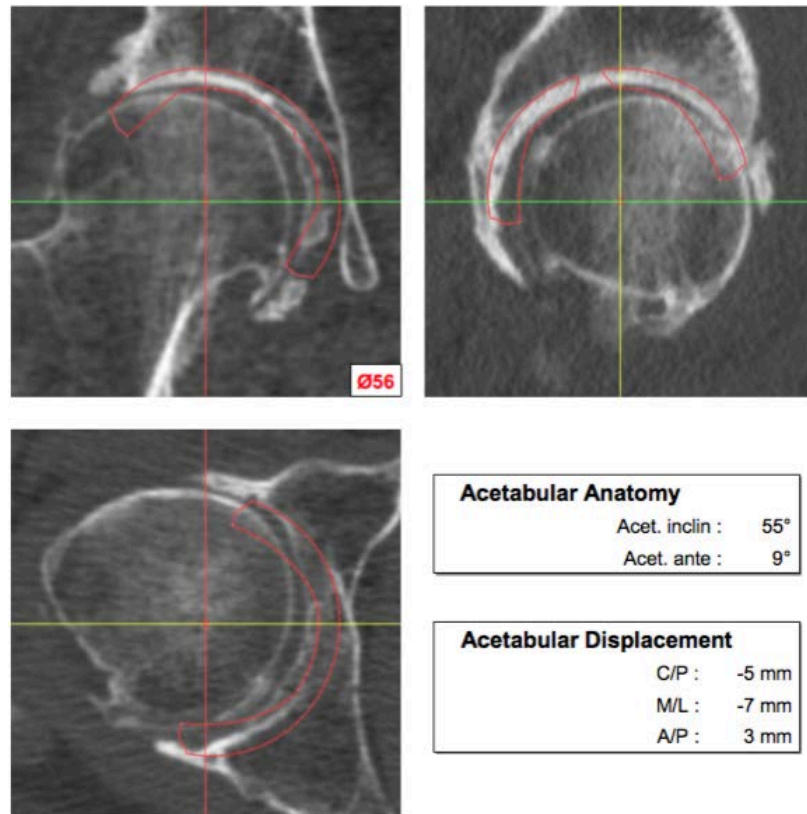


Figure 10. Planification scanner de l'implant cotyloïdien

La particularité de ce système est la planification endomédullaire permettant une simulation des contraintes entre l'implant fémoral, la métaphyse fémorale et la diaphyse fémorale selon la taille de l'implant et la densité osseuse (Figure 11).

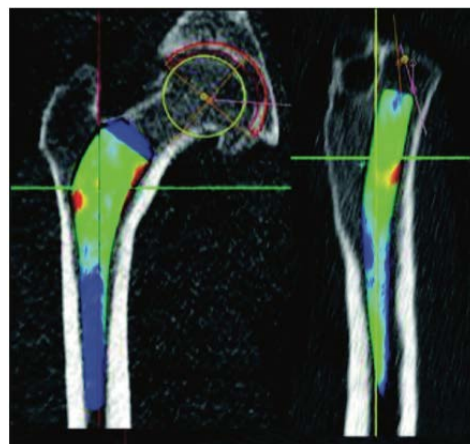


Figure 11. Planification scanner fémorale endomédullaire

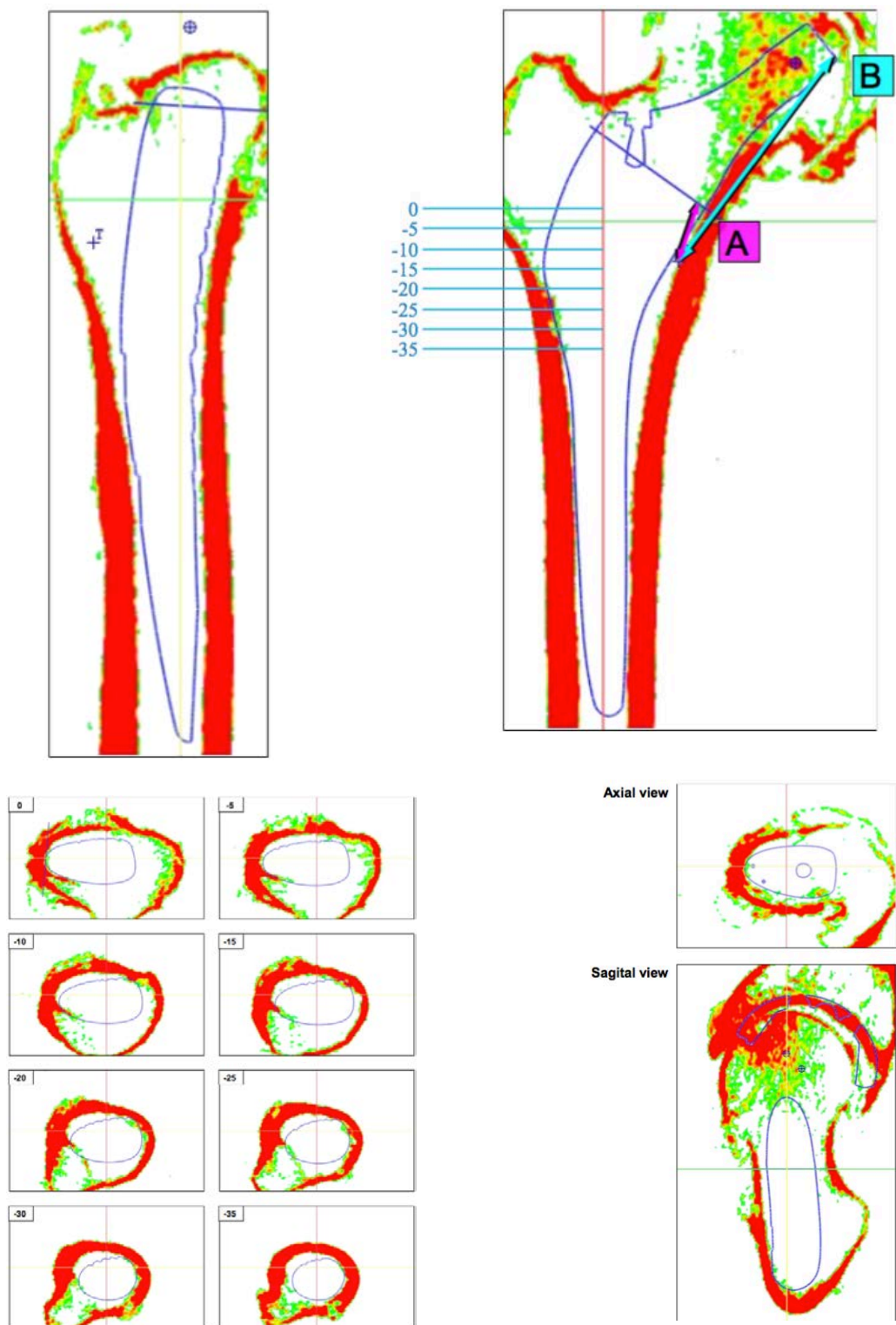


Figure 12. Rapport de planification scanner

5.3. Planification en 3D : le système EOS®

Suite au développement de l'imagerie EOS® et de la modélisation en 3D par SterEOS®, le logiciel hipEOS® permet la planification à partir de calques informatiques en 3D correspondants à l'implant utilisé.

Ainsi, l'écran principal (Figure 13), au lancement du logiciel, affiche les images EOS® réalisées sur le patient, qui ont été préalablement intégrées par la société EOS® sur leurs serveurs sécurisés situés en France.

Le programme sélectionne par défaut une taille d'implant fémoral et cotyloïdien ainsi que le modèle et la taille de la tête prothétique.

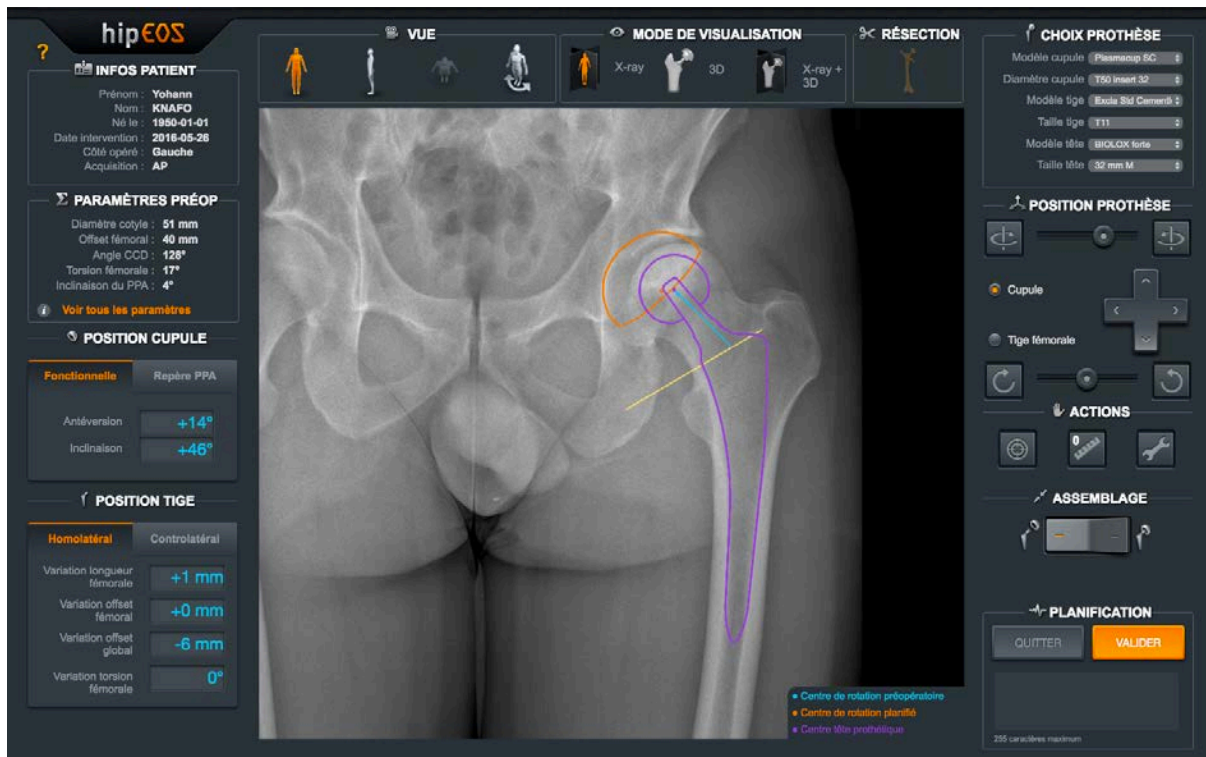
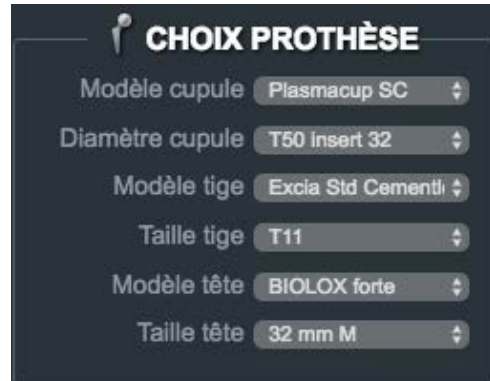


Figure 13. Hip-EOS®, vue d'ensemble

La première étape consiste à choisir les implants en commençant par la tige fémorale ou la cupule selon l'habitude du chirurgien (Figure 14).

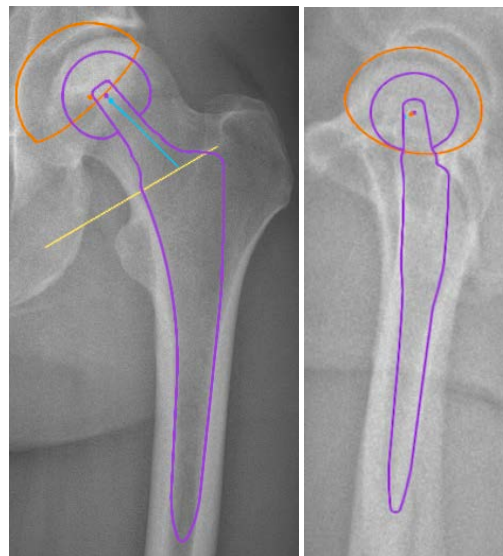
Ce choix est, par la suite, modifiable à tout moment au cours de la planification.

Figure 14. Hip-EOS®, Choix des implants



Puis, de façon similaire à une planification en 2D avec calques, il faut placer les implants de face et de profil en respectant les critères habituels d'inclinaison, d'antéversion pour la cupule, de hauteur de coupe et d'antéversion pour l'implant fémoral (Figure 15).

Figure 15. Hip-EOS®, mise en place des calques



Lors de chaque modification de la position des implants le logiciel renvoi pour le fémur : la variation de longueur fémorale, d'offset fémoral, d'offset global et de torsion fémorale pour les deux côtés (Figure 16).

Il en est de même pour le cotyle avec l'antéversion et l'inclinaison de la cupule par rapport au plan du patient et au plan pelvien antérieur (PPA).

Figure 16. Hip-EOS®, rapport de positionnement des implants

Plusieurs vues sont disponibles afin d'aider au mieux le chirurgien dans sa prise de décision. Ainsi, une vue en 3D permet de modéliser les implants (Figure 17).

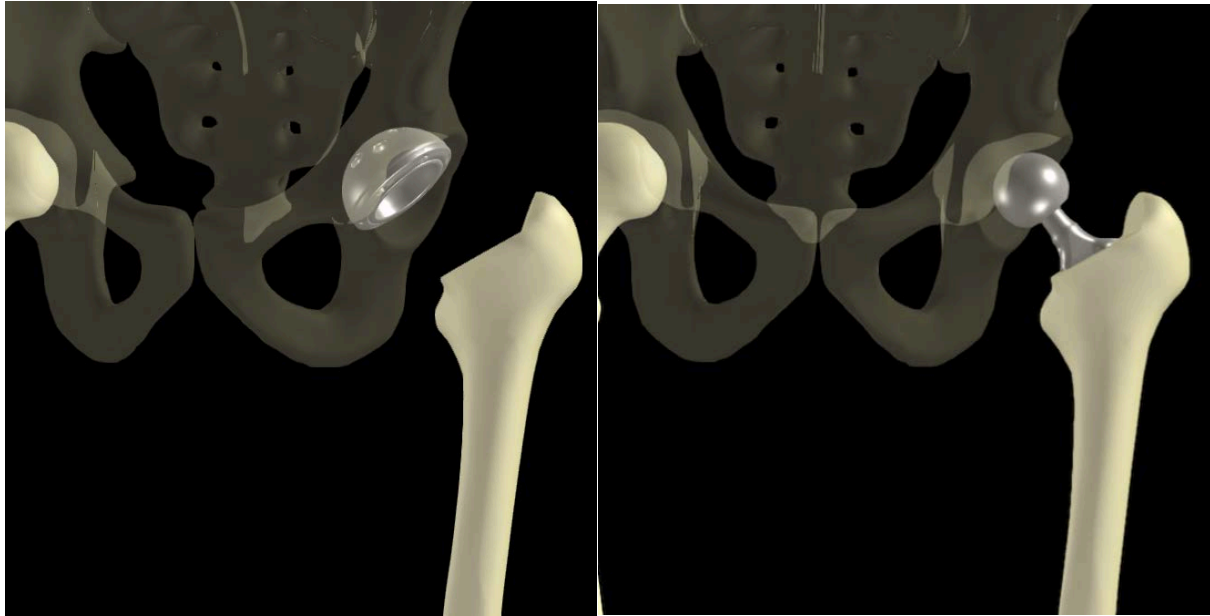


Figure 17. Hip-EOS[®], Représentation 3D des implants en place

Une fois le choix définitif du type d'implant, de leur taille et de leur position l'assemblage est alors effectué. Cela permet de simuler la variation du centre de rotation (Figure 18).

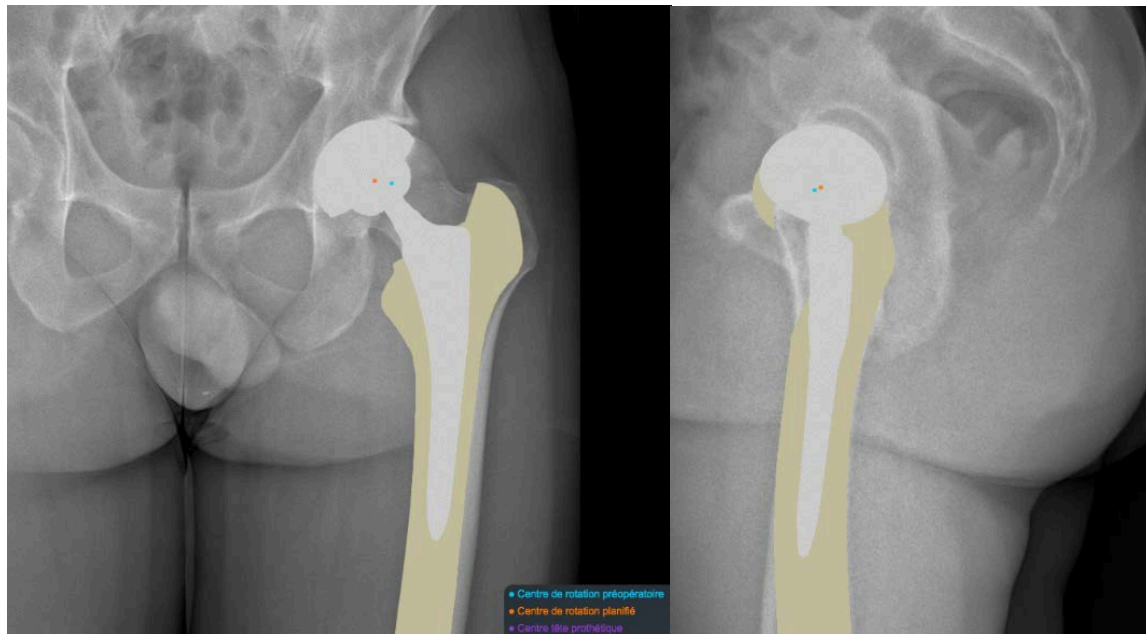


Figure 18. Hip-EOS[®], représentation de la variation des centres de rotations

6. APPLICATION PRATIQUE PER-OPERATOIRE DE LA PLANIFICATION

Lors de l'intervention, le respect de la planification réalisée préalablement est primordial. Plusieurs techniques et systèmes d'assistances sont décrits, et leur utilisation dépend des centres chirurgicaux et des habitudes du chirurgien.

6.1. Utilisation de repères anatomiques

Lors de l'utilisation système HIP-PLAN[®] le chirurgien peut s'aider de la ressemblance entre la coupe anatomique dans le plan axial et la coupe prévue sur la planification scannographique (57).

L'estimation de la hauteur de coupe par rapport au sommet petit trochanter, qui repéré par palpation, est très répandue.

Il est également possible de placer une broche repère sur la crête iliaque et de tracer une marque sur le fémur afin de mesurer la distance qui les sépare avant la coupe fémorale et après la mise en place des implants d'essai. Cette mesure doit être identique pour conserver la longueur du membre. Barbier et al. (58) ont comparé un groupe de 32 patients ayant bénéficiés de cette technique avec un groupe de 26 patients uniquement testés pour la stabilité et la tension musculaire. Dans le premier groupe les patients avaient une ILMI de 2,3 mm en moyenne contre 6,96 mm pour le second.

Woolson et al. (52) ont décrit un repérage trochantérien pour réaliser l'ostéotomie du col, puis la mesure de la hauteur de la pièce osseuse extraite devait correspondre à la planification. Sur les 351 patients inclus 97% avaient moins de 10 mm d'ILMI et 86% moins de 6 mm.

Si l'installation le permet, il est possible de comparer la hauteur des genoux et des malléoles après la mise en place des implants d'essai (leg-to-leg test).

Certaines équipes réalisent une radiographie per-opératoire avec les implants d'essai pour estimer la variation de longueur du membre inférieur opéré. Ils comparent alors la hauteur du grand trochanter entre la radiographie pré-opératoire et per-opératoire.

Concernant l'orientation de l'implant acétabulaire, de nombreux laboratoires fournissent un ancillaire d'orientation qu'il faut placer à l'horizontale pour obtenir une inclinaison de 45°.

L'estimation per-opératoire de la longueur des membres inférieurs reste cependant imprécise, elle est influencée par le type d'anesthésie et l'importance de la curarisation (59).

6.2. Navigation : la Chirurgie Assistée par Ordinateur (CAO)

De nombreux systèmes de navigation ont été développés par différents laboratoires. Le système que nous utilisons est proposé par B Braun® (Melsungen, Germany) sous le nom Orthopilot® (B Braun, Melsungen, Germany). Il est composé d'une tour de navigation comportant l'ordinateur de calcul et son écran ainsi que la caméra de reconnaissance infra-rouge (Figure 19).

En per-opératoire deux broches-repères intra-osseuses (une iliaque et une fémorale) sont mises en place et reconnues par la caméra infra-rouge.

Au cours de plusieurs étapes détaillées par l'ordinateur, et, à l'aide d'un pointeur, les épines iliaques antéro-supérieures et les épines pubiennes sont repérées et enregistrées pour définir le plan pelvien antérieur (PPA) qui sert de base à la navigation.



Figure 19. La colonne Orthopilot®

Ainsi le chirurgien est guidé pour l'orientation et la profondeur du fraisage du cotyle, pour l'orientation lors de la mise en place de l'implant acétabulaire et pour le choix de la taille de l'implant fémoral et de sa tête (en donnant une estimation de l'offset fémoral et de la différence de longueur) (Figures 20 et 21).

Figure 20. Navigation du cotyle



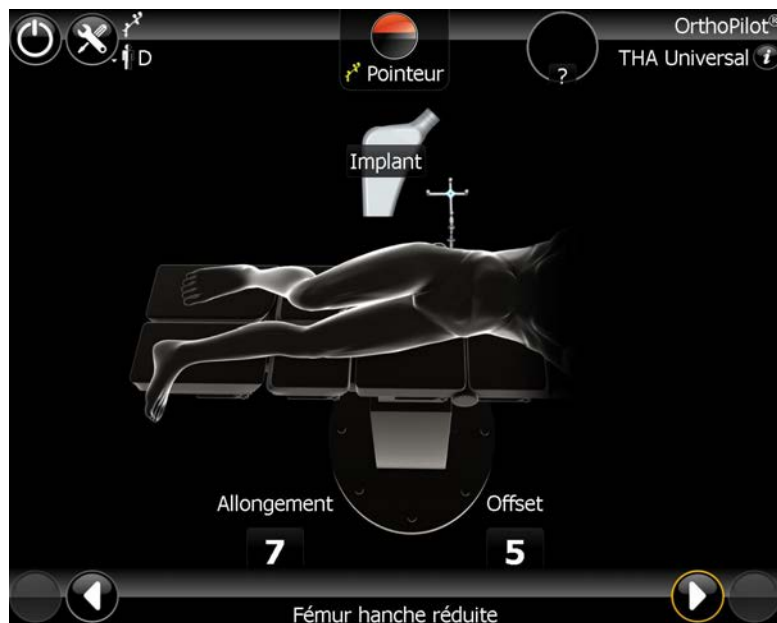


Figure 21. Navigation fémorale

Les avantages du système de navigation sont une diminution des erreurs de positionnement des implants (60), mais le repérage du plan pelvien antérieur de Lewinnek sur le bassin peut induire des erreurs d'orientation du composant acétabulaire (61).

6.3. Tests mécaniques per-opératoires

Après la mise en place des implants d'essai le chirurgien peut tester la tension des parties molles qui reflète approximativement la stabilité de l'implant, signe indirect de la restauration de l'offset global et de la longueur du membre opéré. Ainsi a été décrit le test du piston qui consiste à exercer une force de traction axiale sur le membre inférieur par l'aide opératoire, et simultanément l'opérateur évalue l'espacement créé entre l'implant cotyloïdien et la tête de l'implant fémoral.

L'opérateur peut également évaluer la tension du muscle moyen glutéal, ou encore tester la stabilité de la hanche avec les implants d'essai en place en rotation interne et externe, en flexion-rotation interne et en flexion-rotation externe.

L'ensemble de ces tests restent dépendants de plusieurs facteurs tels que la position du bassin, l'importance de la curarisation (59), la voie d'abord, l'installation du patient, et surtout l'expérience du chirurgien.

II. DEUXIEME PARTIE

7. ETUDE CLINIQUE

Titre : Intérêt du logiciel hipEOS® dans la planification 3D des arthroplasties totales de hanche de première intention.

Auteurs : Y.Knafo, J-B. Gross, M. Mangin, M. Barla, B. Gavanier, I. Clerc-Urmès, D. Mainard

Résumé :

Introduction : La planification des arthroplasties totales de hanche en 2D sur des radiographies standards ne permet pas toujours une précision suffisante pour prévoir la taille des implants, ni pour restaurer la longueur du membre inférieur et l'offset fémoral. Cette étude pilote a pour but de montrer l'intérêt de la planification en 3D par l'imagerie EOS® et le logiciel hipEOS®.

Matériels et méthodes : Cette étude pilote prospective monocentrique et mono-opérateur est constituée d'une cohorte de 21 patients opérés pour une coxarthrose primitive sur une période de 12 mois dans le Service de chirurgie orthopédique, traumatologique et arthroscopique du CHRU de Nancy. Chacun des patients a bénéficié en routine d'une imagerie EOS® pré et post-opératoire. Après modélisation en 3D de l'imagerie radiographique par le programme SterEOS®, la planification a été réalisée grâce au logiciel hipEOS® pour évaluer la taille des implants, la variation de longueur du membre inférieur et la variation de l'offset fémoral.

Résultats : Il n'y avait pas de différences significatives, pour les tailles d'implant fémoral ($p=0,1623$) ou cotyloïdiennes ($p=0,0961$), entre la taille d'implant planifiée et celle réellement posée. Les planifications de la longueur du membre inférieur et de l'offset fémoral ne montraient pas de différence significative avec les mesures EOS® post-opératoires (respectivement $p=0,3848$ et $p=0,8517$).

Discussion : L'imagerie EOS® et le logiciel hipEOS® constituent un nouvel outil pour la planification 3D des arthroplasties totales de hanche. Il montre une bonne fiabilité pour la prédiction de la taille des implants, pour celle de la longueur du membre inférieur et de l'offset fémoral. Cette planification 3D est plus performante que celle sur radiographie conventionnelle. Elle obtient les mêmes résultats que la planification 3D par scanner mais avec une faible dose de radiation et sur un patient en charge.

Introduction :

Les buts d'une arthroplastie totale de hanche pour le traitement d'une coxarthrose sont l'indolence et la restauration d'une fonction normale permettant le retour aux activités habituelles du patient.

Dans cet objectif il est impératif que le positionnement des implants respecte des critères de qualité que sont la conservation de longueur du membre inférieur et de l'offset fémoral, une bonne orientation (antéversion et inclinaison de la cupule, antéversion de la tige fémorale) et une taille adéquate des implants.

Dans le cas contraire des complications peuvent compromettre les objectifs fixés : douleurs résiduelles, instabilité, usure prothétique prématurée, troubles de la marche, qui peuvent être à l'origine d'un mécontentement du patient (1–21).

Le logiciel de planification hipEOS® (EOS imaging, Paris, France) (**Figure 1**) est basé sur les radiographies obtenues par l'imagerie EOS® (EOS imaging, Paris, France) (**Figure 2**).

Ce système d'imagerie repose sur la réalisation simultanée et en position debout en charge de deux images radiographiques orthogonales grâce à un balayage linéaire.

L'imagerie EOS® apporte une approche biomécanique et morphologique originale en position de fonction avec l'avantage d'une très faible dose de radiation (22–26), contrairement au scanner qui s'effectue en position couchée avec une forte exposition aux rayons X.

Le balayage corps entier en un temps permet également de se soustraire des effets de collage, d'agrandissement et de distorsion d'échelle du pangonogramme. La précision de l'imagerie EOS® a été démontrée dans la littérature par rapport aux radiographies conventionnelles et au scanner (27,28).

Les images obtenues sont ensuite modélisées en 3D via le logiciel SterEOS®. Le logiciel hipEOS® permet d'intégrer les calques 3D dans les pièces osseuses modélisées.

A notre connaissance il n'existe pas d'étude prospective étudiant l'intérêt de cette nouvelle technique de planification.

L'objectif principal de cette étude pilote est de montrer l'intérêt de la planification obtenue grâce à l'imagerie EOS® et le logiciel hipEOS®, en comparant : la taille des implants planifiés et celle réellement implantée, la différence de longueur obtenue par la planification du membre à opérer à celle mesurée par l'imagerie EOS® post-opératoire, l'offset fémoral planifié et celui mesuré par l'imagerie EOS® post-opératoire.

Figure 1 – Ecran principal du logiciel hipEOS®

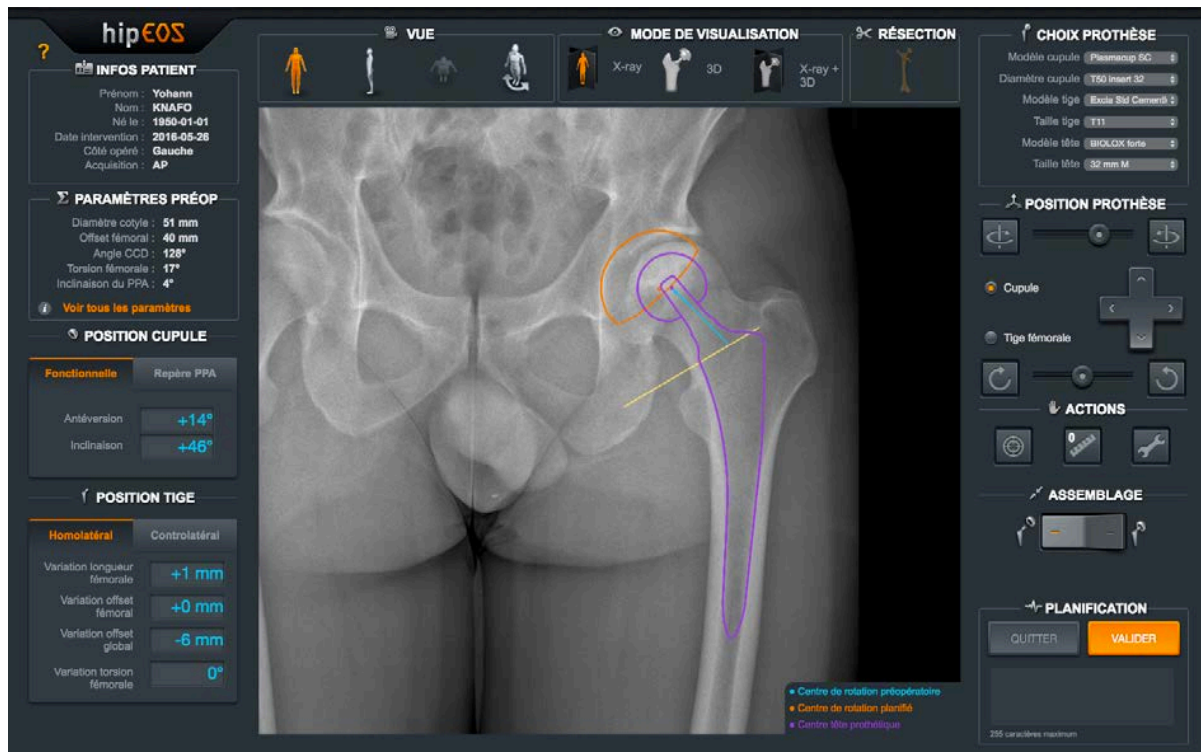
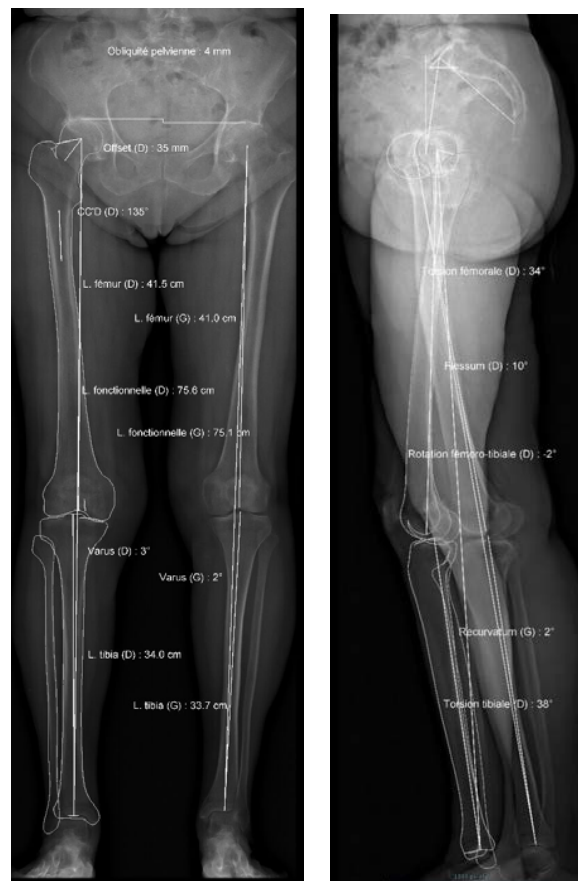


Figure 2 – Imagerie EOS® après modélisation



Matériels et méthodes :

Dans cette étude pilote prospective monocentrique, nous avons inclus tous les patients opérés consécutivement dans le Service de chirurgie orthopédique, traumatologique et arthroscopique du CHRU de Nancy sur 12 mois, entre Novembre 2014 et Novembre 2015, par un opérateur senior (DM).

Tous les patients présentant une coxarthrose primitive ont été inclus.

Ont été exclus les patients présentant une coxarthrose sur dysplasie cotyloïdienne ou fémorale, ceux chez lesquels un implant double mobilité a été prévu, ceux ayant des antécédents de chirurgie du cotyle, les patients n'ayant pas eu d'EOS[®] pré ou post-opératoire, ceux ayant déjà eu une prothèse totale de hanche ou de genou et ceux ayant eu une dépose-repose de prothèse totale de hanche.

Chacun des patients a bénéficié d'une imagerie EOS[®] pré-opératoire 1 mois avant l'intervention, et, en post-opératoire entre 4 et 8 mois après la chirurgie. Ces examens sont tous réalisés en routine pour les arthroplasties totales de hanche dans le service où a été réalisée l'étude.

La planification était réalisée par l'opérateur en pré-opératoire sur le logiciel hipEOS[®] et les résultats anonymisés étaient sauvegardés automatiquement sur les serveurs français sécurisés du prestataire.

Grâce au logiciel hipEOS[®] ont été déterminées la taille de l'implant fémoral et cotyloïdien, la variation de longueur du membre inférieur, et la variation d'offset fémoral.

Les patients ont tous été opérés par la voie d'abord antéro-latérale mini-invasive de Hardinge en decubitus latéral à 45°. L'opérateur a utilisé le système de navigation OrthopilotTM (B Braun, Melsungen, Germany). Les implants utilisés sont une tige fémorale sans ciment ExciaTM (B Braun, Melsungen, Germany) et un cotyle impacté sans ciment PlasmacupTM SC (B Braun, Melsungen, Germany), correspondant à un couple céramique-céramique.

Les objectifs de positionnement des implants étaient la conservation de la longueur du membre inférieur à ± 5 mm, le maintien de l'offset fémoral à ± 5 mm, et pour la cupule un positionnement dans la zone de sécurité de Lewinnek : $40 \pm 10^\circ$ d'inclinaison et $15 \pm 10^\circ$ d'antéversion.

Cette étude a respecté les standards d'éthiques sur la recherche biomédicale en accord avec la déclaration de Helsinki de 1975 et révisée en 1983.

Analyse statistique :

L'analyse statistique a été réalisée par la Plateforme D'Aide à la Recherche Clinique (PARC) du CHRU de Nancy (unité ESPRI-BioBase).

Les résultats sont présentés sous forme d'effectifs et de pourcentages pour les variables qualitatives (taille de l'implant cotyloïdien et fémoral), et de moyennes, d'écart-types, de médiane, de quartiles et d'extremums pour les variables quantitatives (offset fémoral et longueur du membre inférieur). Des tests T de Student appariés ont été utilisés. Pour vérifier la concordance entre la planification et l'imagerie EOS[®] un coefficient de Kappa a été calculé.

La précision est définie comme la différence entre la valeur sur la planification et la valeur mesurée sur les imageries EOS[®]. Le seuil de significativité a été fixé à 0,05. Les analyses ont été effectuées à l'aide du logiciel SAS version 9.4 (SAS Institute, Inc, Cary, N.C.).

Résultats :

70 patients ont été opérés sur la période d'inclusion.

Parmi ceux-ci 49 ont été exclus : 15 patients ayant eu une dépose-repose, 12 patients ayant déjà une prothèse totale de hanche ou de genou, 8 présentant une dysplasie cotyloïdienne, 1 ayant des antécédents de cotyloïdoplastie, 11 patients n'ayant pas eu d'imagerie EOS[®] pré ou post-opératoire, 1 patient ayant eu un cotyle double mobilité. Un patient a été perdu de vue.

Les caractéristiques des 21 patients étudiés sont résumées dans le **Tableau 1**.

Tableau 1 – Caractéristiques des patients

Variable	Résultats
Age	Moyenne = 65 ans (32 - 84) Ecart-type = 14,5
Sexe	Homme : 11 Femme : 10
BMI	Moyenne = 27 kg.m ⁻² (21,6 – 35,9) Ecart-type = 4
Côté opéré	Droit : 12 Gauche : 9

Le descriptif global de toutes les données recueillies est résumé dans le **Tableau 2**.

Tableau 2 - Descriptif global des données recueillies

	N	moy	ET*	médiane	Q1	Q3	min	max
Taille de l'implant fémoral définitif	21	11,9	1,7	12,0	11,0	13,0	8,0	15,0
Taille de l'implant cotyloïdien définitif	21	51,6	3,1	52,0	50,0	54,0	46,0	56,0
Longueur anatomique pré-op (mm)	21	777,4	55,1	784,0	740,0	815,0	664,0	866,0
Longueur anatomique post-op (mm)	21	780,4	54,9	787,0	741,0	813,0	663,0	870,0
Différence de longueur du membre opéré sur EOS (mm)	21	3,0	4,6	3,0	0,0	5,0	-5,0	13,0
Offset fémoral pré-op (mm)	21	42,4	6,0	43,0	38,0	47,0	31,0	53,0
Offset fémoral post-op (mm)	21	41,8	5,3	39,0	38,0	47,0	34,0	50,0
Différence d'offset sur EOS (mm)	21	-0,6	4,6	0,0	-4,0	2,0	-9,0	7,0
Implant fémoral planifié	21	11,6	1,3	12,0	11,0	13,0	8,0	13,0
Implant cotyloïdien planifié	21	51,1	3,3	50,0	48,0	54,0	46,0	58,0
Différence de longueur du membre planifiée (mm)	21	2,0	2,1	2,0	1,0	4,0	-3,0	5,0
Différence d'offset planifiée (mm)	21	-0,4	4,6	1,0	-2,0	3,0	-9,0	6,0

* écart-type

Les tailles d'implants utilisés sont résumées dans la **Figure 3**.

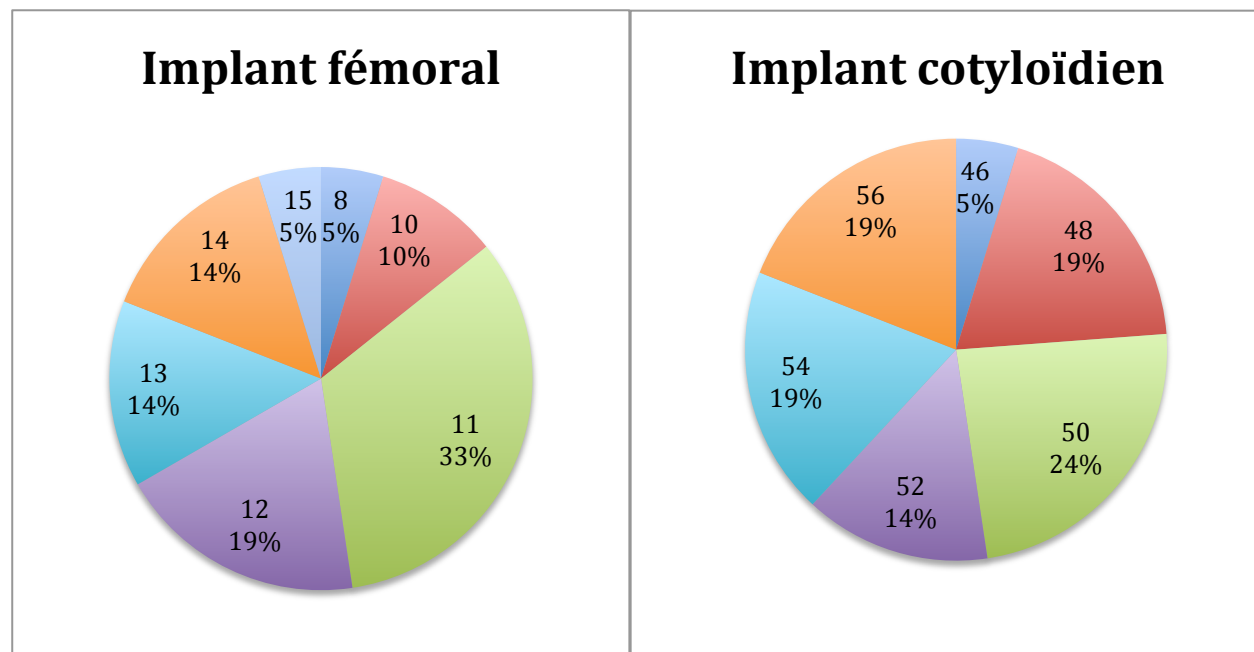


Figure 3 – Répartition des tailles d'implant

La taille des tiges fémorales planifiée correspondait à celle des implants réellement posés à $\pm$ une taille dans 20 cas sur 21, soit 95%.

La taille des cupules planifiée correspondait à celle des implants réellement posés à $\pm$ une taille dans 21 cas sur 21, soit 100%.

La taille des implants fémoraux planifiés correspondait exactement à celle implantée dans 11 cas sur 21, soit 52% (**Figure 4**), et dans 12 cas sur 21, soit 57%, pour l'implant cotyloïdien (**Figure 5**).

La taille des deux implants planifiée correspondait à celle réellement posée à $\pm$ une taille dans 20 cas sur 21, et exactement dans 6 cas sur 21.

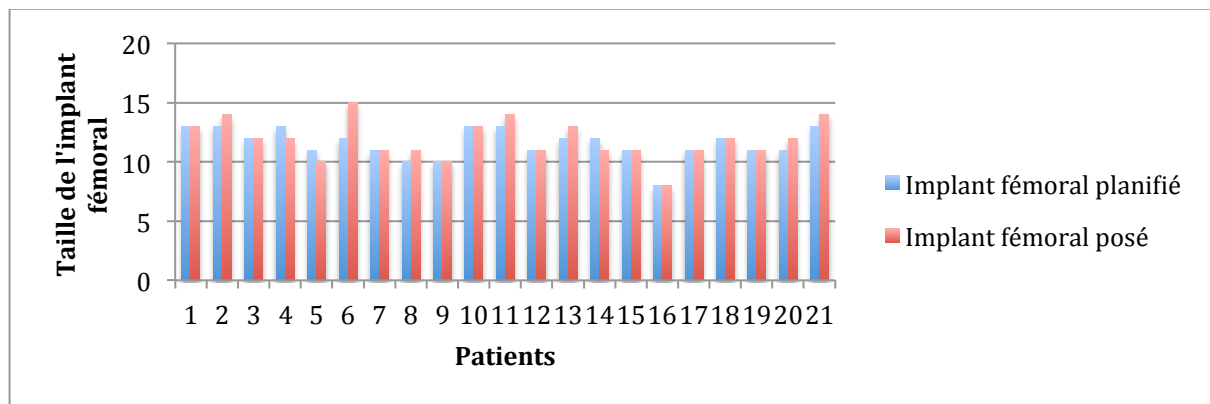


Figure 4 – Taille de l'implant fémoral : comparaison planification et définitive

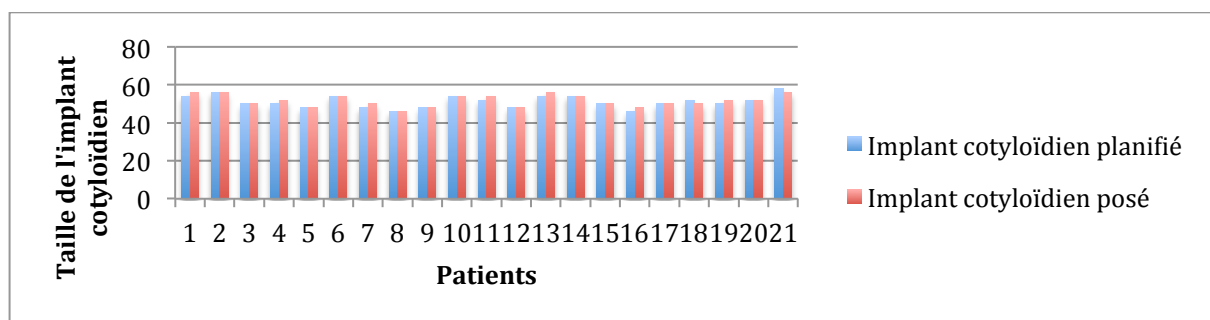


Figure 5 – Taille de la cupule : comparaison planification et définitive

La taille planifiée de l'implant fémoral était en moyenne de 11,6 (ET $\pm$ 1,3) et celle de l'implant réellement posé de 11,9 (ET $\pm$ 1,7). Il n'y avait pas de différences significatives ($p=0,1623$).

La taille planifiée de l'implant cotyloïdien était en moyenne de 51,1 (ET $\pm$ 3,3) et celle de l'implant réellement posé de 51,6 (ET $\pm$ 3,1). Il n'y avait également pas de différences significatives ($p=0,0961$).

La moyenne des différences de longueur planifiée était de 2 mm (ET $\pm$ 2,1) et la moyenne de celles mesurées par EOS post-opératoire était de 3 mm (ET $\pm$ 4,6). Il n'y avait pas de différences significatives ($p=0,3848$) et la précision était de -1 mm (ET $\pm$ 5,2).

La moyenne des différences d'offset planifiée était de -0,4 mm (ET $\pm$ 4,7) et celle mesurée par l'EOS[®] était de -0,6 mm (ET $\pm$ 4,6). Il n'y avait pas de différences significatives ($p=0,8517$) et la précision était de 0,2 mm (ET $\pm$ 5,76).

Au sein de notre effectif, aucune complication ne s'est produite.

Discussion :

Dans cette étude pilote a été évalué prospectivement l'intérêt de la planification pré-opératoire des PTH de première intention par l'imagerie EOS[®] via le logiciel hipEOS[®].

L'étude s'est déroulée dans un seul centre et les patients ont été opérés par un seul opérateur. Cela a permis d'avoir une homogénéité dans la technique opératoire et dans le type d'implant utilisé.

D'autre part nous avons exclus les patients souffrants de coxarthrose sur dysplasie cotyloïdienne ou fémorale, ainsi que ceux ayant des antécédents de chirurgie du cotyle et les dépose-reposes par souci d'homogénéité. Nous avons écarté un patient ayant eu un implant à double mobilité car le logiciel de planification hipEOS[®] ne permet pas encore de les planifier.

N'ont également pas été inclus les patients déjà opérés d'une prothèse totale de genou ou de hanche parce que la modélisation 3D réalisée par le programme SterEOS[®] ne peut pas se faire pour l'instant en présence d'implants, le positionnement des points de repère étant trop imprécis.

Certains patients n'ont pas eu d'EOS[®] pré-opératoire par indisponibilité du matériel ou pas refus de réaliser l'examen.

L'utilisation actuelle de la planification en 2D comprend de nombreuses approximations car elle ne peut pas prendre en compte de façon fiable le flectum de genou ni la rotation de hanche, ce qui induit des erreurs de mesure de la longueurs des membres inférieurs (29,30), de taille d'implant prévue et de l'offset fémoral (31,32).

L'imagerie EOS[®] comprend une acquisition simultanée en position debout en charge de deux images radiographiques orthogonales de l'intégralité des membres inférieurs et du bassin grâce à un balayage linéaire, avec une dose de radiation très faible (22–25), surtout par rapport au scanner (26). La modélisation en 3D par le logiciel SterEOS[®] permet alors une précision proche des images du scanner (27,28).

Cette imagerie a également pour avantage d'obtenir une image radiographique sans agrandissement et sans distorsion par collage. Un balayage linéaire corps entier est réalisé en 20 secondes.

Depuis 3 ans tous les patients opérés pour une arthroplastie totale de hanche dans le service de chirurgie orthopédique, traumatologique et arthroscopique du CHRU de Nancy bénéficient d'une imagerie EOS[®] pré et post opératoire. Elle permet une évaluation pré-opératoire de l'anatomie du patient : longueur des membres inférieurs, pelvimétrie, orientation du col fémoral natif et offset fémoral. En post-opératoire, cette imagerie autorise un contrôle qualité pour : le positionnement et l'orientation des implants, la longueur des membres inférieurs et l'offset fémoral. L'imagerie EOS[®] a une très bonne précision (33), et l'objectif à terme est de ne plus utiliser de radiographie conventionnelle plus irradiante.

Le délai pour la réalisation de l'imagerie post-opératoire était fixé à au moins 4 mois après la chirurgie pour que le patient puisse retrouver un état stable. Dans certains cas les patients ou le chirurgien n'étaient pas disponibles expliquant un délai plus important.

Nous n'avons pas tenu compte de l'orientation du col ni de la taille de la tête lors de la planification car le logiciel hipEOS[®] ne le permettait pas au début de son développement.

Le choix du positionnement des implants dans la « Safe zone » de Lewinnek est justifié par la littérature (34). Elkins et al. (35) ont mis en évidence par une simulation sur ordinateur la position idéale des implants permettant de minimiser l'usure et d'optimiser la stabilité. Ainsi, pour une tige fémorale antéversée de 20°, l'orientation idéale était de $46 \pm 12^\circ$ d'inclinaison et de $15 \pm 4^\circ$ d'antéversion.

Cependant, certains auteurs contestent cet objectif comme Abdel et al. (36) qui retrouvent jusqu'à 58% des luxations de prothèses dans leur cohorte de 206 patients pour des implants correctement positionnés.

L'utilisation de la navigation permet un contrôle per-opératoire du positionnement des implants (37) et constitue une aide supplémentaire au chirurgien pour obtenir les objectifs fixés.

Un choix de la taille adaptée des implants est primordial.

Celle de l'implant fémoral est déterminée par la taille du fémur et par la position idéale choisie lors de la planification. Cette position dépend : du type d'appui métaphysaire ou diaphysaire et de la forme de l'implant, du mode de fixation avec ou sans ciment, et de la présence ou non d'une collerette.

Ainsi, si un implant sans ciment est choisi, la taille de l'implant doit être suffisamment grande pour permettre une stabilité primaire lors de l'impaction en « press-fit ».

Un implant fémoral trop grand peut conduire à des complications per-opératoires telles qu'une fracture du fémur nécessitant une ostéosynthèse par cerclages ou par plaque. Cela peut également mener à l'allongement du membre inférieur par suspension de la tige.

Au contraire, un implant trop petit peut s'enfoncer et conduire à une instabilité prothétique par effet came. Dans le cas des implants cimentés, un descellement précoce de la tige fémorale est possible par augmentation des contraintes et des micro-mouvements entre l'implant et le ciment. Cristofolini et al. (38) ont fait une étude in-vitro et ont mis en évidence l'apparition précoce de failles dans le manteau de ciment alors que la cimentation des tiges de taille adaptée n'était pas altérée.

Dans l'étude portant sur la survie à plus de 20 ans des PTH de Streit et al. (39), les tiges sous-dimensionnées, définies par un comblement du canal médullaire inférieur à 80%, multipliaient le risque de descellement aseptique par 4,2.

La taille de l'implant acétabulaire est choisie en pré-opératoire. Elle dépend de la taille du cotyle mais doit permettre un positionnement idéal. Cette position ne déplace pas le centre de rotation de la hanche dans les trois plans de l'espace. Elle dépend également des caractéristiques de la cupule : épaisseur, vissage associé, type d'ancrage avec ou sans ciment.

Si un cotyle non-cimenté est utilisé, la taille doit permettre une stabilité primaire lors de l'impaction en « press-fit ».

Ainsi, un cotyle sous-dimensionné peut conduire à une instabilité de l'implant.

Au contraire, un cotyle de taille trop importante peut conduire à des fractures per-opératoires de l'acetabulum. Kim et al. (40) ont menés une étude cadavérique sur 30 cotyles. Lors de l'impaction d'une prothèse 2 à 4 mm trop grande, 60% des acetabulums se sont fracturés.

Le surdimensionnement peut également mener à un conflit entre la paroi antérieure de l'implant cotyloïdien et le tendon du muscle ilio-psoas. Bricteux et al. (41) ont mis en évidence ce conflit sur une étude scannographique de la position des implants. Sur les 12 patients présentant un conflit avec le tendon du muscle ilio-psoas, 3 cas étaient liés à un surdimensionnement. Odri et al. (42) concluaient à une augmentation significative du risque de douleur post-opératoire en cas de surdimensionnement.

La planification de la taille des implants donnait d'excellents résultats avec 95% de précision à $\pm$ une taille pour la tige fémorale et 100% de précision à $\pm$ une taille pour la cupule acétabulaire.

La taille des implants fémoraux planifiés correspondait dans 11 cas sur 21, soit 52%, à ceux implantés et, pour la cupule acétabulaire dans 12 cas sur 21, soit 57%.

E. Sariali et al. (43) trouvent des résultats comparables pour la planification par scanner de la taille des implants avec 100% de précision pour la cupule et la tige fémorale à $\pm$ une taille. L'étude met aussi en évidence le manque de fiabilité de la planification en 2D avec 43% de précision pour la cupule et la tige fémorale. Ceci est concordant avec le reste de la littérature puisque la précision en 2D, en taille exacte, varie en 20 et 70% (44–47).

Plusieurs études ont montré que l'utilisation de tiges fémorales cimentées permettait une planification de la taille des implants plus fiable puisqu'une stabilité primaire est plus facilement obtenue avec ce type de fixation (45,48).

Le retentissement d'une inégalité de longueur des membres inférieurs (ILMI) est tout d'abord clinique en particulier lorsqu'il est perçu par le patient. Il peut provoquer douleurs dorso-lombaires (2), boiterie, instabilité (3) et insatisfaction (1). L'ILMI n'est pas symptomatique dans tous les cas (4) et l'allongement est nettement moins bien toléré que l'inverse (5). La limite de tolérance est fixée à 10 mm (6), car au-delà les symptômes sont plus fréquents (5,7–11). En deçà d'un centimètre, le retentissement est variable d'un patient à un autre (1). Une autre conséquence de l'ILMI tout aussi importante est l'augmentation du risque de descellement et l'augmentation des contraintes intra-prothétiques (12), qui peut conduire à une ré-intervention pour un changement d'implants (13).

Les variations de longueur observées après implantation étaient dans certains cas rendues nécessaires pour la mise en place d'une taille adaptée ayant une stabilité primaire par rapport au niveau de coupe tout en respectant l'anatomie du patient. L'augmentation de taille parfois nécessaire pour obtenir un « press-fit » peut ainsi conduire à un allongement contraint du membre. C'est également la raison pour laquelle nous avons planifié la variation de la longueur du membre avec un objectif de ± 5 mm.

Les résultats de l'étude montrent une précision de $-1,0 \pm 5,2$ mm grâce à la planification et permet d'être comparable aux conclusions d'E. Sariali et al. (49) avec une précision moyenne de planification de la longueur membre à $-1,8 \pm 3,6$ mm (- 8 à +4 mm) sur le scanner, et, de $1,37 \pm 6,4$ mm (-9 à +13 mm) en 2D.

La correction de l'offset est tout aussi importante. Lors d'une diminution d'offset les conséquences sont multiples (14) : instabilité à la marche (15), boiterie pouvant nécessiter une aide par limitation de la fonction du moyen fessier (16), limitation des amplitudes articulaires (17,18), luxation par effet came (19) et usure accélérée du polyéthylène (20). La limite de tolérance est classiquement fixée à 15% de réduction de l'offset. L'augmentation d'offset est moins connue, certaines études ne trouvent pas d'influence sur la mobilité de la hanche (21).

La précision de la planification de l'offset fémoral par hipEOS[®] est de -0,2 mm (ET $\pm 5,76$) et semble plus satisfaisante que E. Sariali et al. (49) qui obtiennent une précision moyenne de planification de l'offset fémoral à $1,3 \pm 2,6$ mm (-4 à +6 mm) sur le scanner, et, de $-0,92 \pm 5,7$ mm (-13 à +9 mm) en 2D.

Le développement récent du logiciel hipEOS[®] a permis d'intégrer les tailles de tête et la longueur du col apportant de nouvelles données pour une planification plus complexe. Cela pourra faire partie d'une étude ultérieure.

Conclusion :

Cette étude montre que le logiciel hipEOS[®] est un nouvel outil de planification en 3D dans l'arsenal du chirurgien. Cette planification se fait à partir d'une imagerie EOS[®] qui a l'avantage d'être peu irradiante et de se faire debout en charge. Elle est meilleure que la planification en 2D et a la même précision que la planification 3D par le scanner pour la taille des implants, de même que pour la variation de longueur et d'offset.

Bibliographie :

1. Edeen J, Sharkey PF, Alexander AH. Clinical significance of leg-length inequality after total hip arthroplasty. *Am J Orthop Belle Mead NJ*. 1995 Apr;24(4):347–51.
2. Clark CR, Huddleston HD, Schoch EP, Thomas BJ. Leg-length discrepancy after total hip arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg*. 2006 Jan;14(1):38–45.
3. Austin MS, Hozack WJ, Sharkey PF, Rothman RH. Stability and leg length equality in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2003 Apr;18(3 Suppl 1):88–90.
4. White TO, Dougall TW. Arthroplasty of the hip. Leg length is not important. *J Bone Joint Surg Br*. 2002 Apr;84(3):335–8.
5. McWilliams AB, Grainger AJ, O'Connor PJ, Redmond AC, Stewart TD, Stone MH. A review of symptomatic leg length inequality following total hip arthroplasty. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther*. 2013 Feb;23(1):6–14.
6. O'Brien S, Kernohan G, Fitzpatrick C, Hill J, Beverland D. Perception of imposed leg length inequality in normal subjects. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther*. 2010 Dec;20(4):505–11.
7. Konyves A, Bannister GC. The importance of leg length discrepancy after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*. 2005 Feb;87(2):155–7.
8. Röder C, Vogel R, Burri L, Dietrich D, Staub LP. Total hip arthroplasty: leg length inequality impairs functional outcomes and patient satisfaction. *BMC Musculoskelet Disord*. 2012;13:95.
9. Maloney WJ, Keeney JA. Leg length discrepancy after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2004 Jun;19(4 Suppl 1):108–10.
10. Plaass C, Clauss M, Ochsner PE, Ilchmann T. Influence of leg length discrepancy on clinical results after total hip arthroplasty--a prospective clinical trial. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther*. 2011 Aug;21(4):441–9.
11. Williamson JA, Reckling FW. Limb length discrepancy and related problems following total hip joint replacement. *Clin Orthop*. 1978 Aug;(134):135–8.
12. Visuri T, Lindholm TS, Antti-Poika I, Koskenvuo M. The role of overlength of the leg in aseptic loosening after total hip arthroplasty. *Ital J Orthop Traumatol*. 1993;19(1):107–11.

13. Parvizi J, Sharkey PF, Bissett GA, Rothman RH, Hozack WJ. Surgical treatment of limb-length discrepancy following total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2003 Dec;85-A(12):2310–7.
14. Malik A, Maheshwari A, Dorr LD. Impingement with total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am.* 2007 Aug;89(8):1832–42.
15. Buecking B, Boese CK, Bergmeister VA, Frink M, Ruchholtz S, Lechler P. Functional implications of femoral offset following hemiarthroplasty for displaced femoral neck fracture. *Int Orthop.* 2016 Jul;40(7):1515–21.
16. Asayama I, Chamnongkich S, Simpson KJ, Kinsey TL, Mahoney OM. Reconstructed hip joint position and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2005 Jun;20(4):414–20.
17. McGrory BJ, Morrey BF, Cahalan TD, An KN, Cabanela ME. Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1995 Nov;77(6):865–9.
18. Sakai T, Sugano N, Ohzono K, Nishii T, Haraguchi K, Yoshikawa H. Femoral anteversion, femoral offset, and abductor lever arm after total hip arthroplasty using a modular femoral neck system. *J Orthop Sci Off J Jpn Orthop Assoc.* 2002;7(1):62–7.
19. Robinson M, Bornstein L, Mennear B, Bostrom M, Nestor B, Padgett D, et al. Effect of restoration of combined offset on stability of large head THA. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther.* 2012 Jun;22(3):248–53.
20. Lecerf G, Fessy MH, Philippot R, Massin P, Giraud F, Flecher X, et al. Femoral offset: anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR.* 2009 May;95(3):210–9.
21. Hayashi S, Nishiyama T, Fujishiro T, Hashimoto S, Kanzaki N, Nishida K, et al. Excessive femoral offset does not affect the range of motion after total hip arthroplasty. *Int Orthop.* 2013 Jul;37(7):1233–7.
22. Dietrich TJ, Pfirrmann CWA, Schwab A, Pankalla K, Buck FM. Comparison of radiation dose, workflow, patient comfort and financial break-even of standard digital radiography and a novel biplanar low-dose X-ray system for upright full-length lower limb and whole spine radiography. *Skeletal Radiol.* 2013 Jul;42(7):959–67.
23. Melhem E, Assi A, El Rachkidi R, Ghanem I. EOS(®) biplanar X-ray imaging: concept, developments, benefits, and limitations. *J Child Orthop.* 2016 Feb;10(1):1–14.

24. Dubousset J, Charpak G, Dorion I, Skalli W, Lavaste F, Deguise J, et al. [A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position: the EOS system]. *Bull Académie Natl Médecine*. 2005 Feb;189(2):287–97; discussion 297–300.
25. Kalifa G, Charpak Y, Maccia C, Fery-Lemonnier E, Bloch J, Boussard JM, et al. Evaluation of a new low-dose digital x-ray device: first dosimetric and clinical results in children. *Pediatr Radiol*. 1998 Jul;28(7):557–61.
26. Delin C, Silvera S, Bassinet C, Thelen P, Rehel J-L, Legmann P, et al. Ionizing radiation doses during lower limb torsion and anteversion measurements by EOS stereoradiography and computed tomography. *Eur J Radiol*. 2014 Feb;83(2):371–7.
27. Guenoun B, El Hajj F, Biau D, Anract P, Courpied J-P. Reliability of a new method for evaluating femoral stem positioning after total hip arthroplasty based on stereoradiographic 3D reconstruction. *J Arthroplasty*. 2015 Jan;30(1):141–4.
28. Escott BG, Ravi B, Weathermon AC, Acharya J, Gordon CL, Babyn PS, et al. EOS low-dose radiography: a reliable and accurate upright assessment of lower-limb lengths. *J Bone Joint Surg Am*. 2013 Dec 4;95(23):e1831–7.
29. Meermans G, Malik A, Witt J, Haddad F. Preoperative radiographic assessment of limb-length discrepancy in total hip arthroplasty. *Clin Orthop*. 2011 Jun;469(6):1677–82.
30. Woolson ST, Hartford JM, Sawyer A. Results of a method of leg-length equalization for patients undergoing primary total hip replacement. *J Arthroplasty*. 1999 Feb;14(2):159–64.
31. Lechler P, Frink M, Gulati A, Murray D, Renkawitz T, Bücking B, et al. The influence of hip rotation on femoral offset in plain radiographs. *Acta Orthop*. 2014 Aug;85(4):389–95.
32. Pasquier G, Ducharne G, Ali ES, Giraud F, Mouttet A, Durante E. Total hip arthroplasty offset measurement: is C T scan the most accurate option? *Orthop Traumatol Surg Res OTSR*. 2010 Jun;96(4):367–75.
33. Barbier O, Skalli W, Mainard L, Mainard D, Computer Assisted Orthopedic Surgery–France (CAOS-France). The reliability of the anterior pelvic plane for computer navigated acetabular component placement during total hip arthroplasty: prospective study with the EOS imaging system. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR*. 2014 Oct;100(6 Suppl):S287–91.
34. Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am*. 1978 Mar;60(2):217–20.

35. Elkins JM, Callaghan JJ, Brown TD. The 2014 Frank Stinchfield Award: The “landing zone” for wear and stability in total hip arthroplasty is smaller than we thought: a computational analysis. *Clin Orthop*. 2015 Feb;473(2):441–52.
36. Abdel MP, von Roth P, Jennings MT, Hanssen AD, Pagnano MW. What Safe Zone? The Vast Majority of Dislocated THAs Are Within the Lewinnek Safe Zone for Acetabular Component Position. *Clin Orthop*. 2016 Feb;474(2):386–91.
37. Mainard D. Navigated and nonnavigated total hip arthroplasty: results of two consecutive series using a cementless straight hip stem. *Orthopedics*. 2008 Oct;31(10 Suppl 1).
38. Cristofolini L, Erani P, Bialoblocka-Juszczak E, Ohashi H, Iida S, Minato I, et al. Effect of undersizing on the long-term stability of the Exeter hip stem: A comparative in vitro study. *Clin Biomech Bristol Avon*. 2010 Nov;25(9):899–908.
39. Streit MR, Innmann MM, Merle C, Bruckner T, Aldinger PR, Gotterbarm T. Long-term (20- to 25-year) results of an uncemented tapered titanium femoral component and factors affecting survivorship. *Clin Orthop*. 2013 Oct;471(10):3262–9.
40. Kim YS, Callaghan JJ, Ahn PB, Brown TD. Fracture of the acetabulum during insertion of an oversized hemispherical component. *J Bone Joint Surg Am*. 1995 Jan;77(1):111–7.
41. Bricteux S, Beguin L, Fessy MH. [Iliopsoas impingement in 12 patients with a total hip arthroplasty]. *Rev Chir Orthopédique Réparatrice Appar Mot*. 2001 Dec;87(8):820–5.
42. Odri GA, Padiolleau GB, Gouin FT. Oversized cups as a major risk factor of postoperative pain after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2014 Apr;29(4):753–6.
43. Sariali E, Mouttet A, Pasquier G, Durante E, Catone Y. Accuracy of reconstruction of the hip using computerised three-dimensional pre-operative planning and a cementless modular neck. *J Bone Joint Surg Br*. 2009 Mar;91(3):333–40.
44. Carter LW, Stovall DO, Young TR. Determination of accuracy of preoperative templating of noncemented femoral prostheses. *J Arthroplasty*. 1995 Aug;10(4):507–13.
45. González Della Valle A, Comba F, Taveras N, Salvati EA. The utility and precision of analogue and digital preoperative planning for total hip arthroplasty. *Int Orthop*. 2008 Jun;32(3):289–94.
46. Linclau L, Dokter G, Peene P. Radiological aspects in preoperative planning and postoperative assessment of cementless total hip arthroplasty. *Acta Orthop Belg*. 1993;59(2):163–7.

47. Conn KS, Clarke MT, Hallett JP. A simple guide to determine the magnification of radiographs and to improve the accuracy of preoperative templating. *J Bone Joint Surg Br.* 2002 Mar;84(2):269–72.
48. Egli S, Pisan M, Müller ME. The value of preoperative planning for total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1998 May;80(3):382–90.
49. Soriali E, Mauprivez R, Khiami F, Pascal-Mousselard H, Catonné Y. Accuracy of the preoperative planning for cementless total hip arthroplasty. A randomised comparison between three-dimensional computerised planning and conventional templating. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR.* 2012 Apr;98(2):151–8.

III. TROISIEME PARTIE

8. DISCUSSION

8.1. Avantages et inconvénients de l'étude

Ont été exclus les patients présentant une coxarthrose sur dysplasie cotyloïdienne ou fémorale, ceux chez lesquels un implant double mobilité a été prévu, ceux ayant des antécédents de chirurgie du cotyle, les patients n'ayant pas eu d'EOS[®] pré ou post-opératoire, ceux ayant déjà eu une prothèse totale de hanche ou de genou et ceux ayant eu une dépose-repose de prothèse totale de hanche. Ces critères stricts ainsi que le design prospectif faisaient partie des avantages de cette étude. Cela a permis de limiter les biais liés à des objectifs de reconstruction de la hanche.

La préférence pour une étude mono-centrique et mono-opérateur a permis de se cantonner à une même technique chirurgicale et à des implants de même type, limitant alors les biais. Cependant, cela contribue à brider l'effectif de patients éligibles, ce qui pourrait masquer une significativité statistique.

8.2. Complications

Au sein de notre effectif, aucune complication ne s'est produite.

8.3. Etude du positionnement de l'implant cotyloïdien

Cette étude est un autre aspect de l'imagerie EOS[®] qui n'est pas développé dans l'objectif principal de cette thèse. Cependant il est important de mentionner les résultats obtenus dans notre cohorte.

Le choix du positionnement des implants dans la « Safe zone » de Lewinnek est justifié par la littérature (62). Elkins et al. (63) ont mis en évidence par une simulation informatique la position idéale des implants permettant de minimiser l'usure et d'optimiser la stabilité. Ainsi, pour une tige fémorale antéversée de 20°, l'orientation idéale était de 46°±12° d'inclinaison et de 15°±4° d'antéversion.

La planification permet de préparer l'orientation de l'implant relativement à l'anatomie du cotyle natif du patient. Par la suite, la navigation autorise un contrôle per-opératoire de l'orientation de la cupule. Enfin, l'imagerie EOS[®] permet de mesurer en post-opératoire l'inclinaison et l'antéversion de l'implant par rapport au plan pelvien antérieur et au plan du patient.

Lors de la planification sur hipEOS[®] l'inclinaison moyenne était de 44 +/- 2,4° et l'antéversion de 12 +/- 5,1°. Pendant la navigation, l'inclinaison moyenne était de 46 +/- 5,7° et l'antéversion de 16 +/- 8,1°. Et sur l'imagerie EOS[®] post-opératoire, l'inclinaison moyenne était de 48 +/- 5,7° et l'antéversion de 29 +/- 10,1°.

8.4. Avantages et inconvénients des méthodes de planification

La planification en 2D sur radiographies standards est aisément accessible dans les différents services du fait de la disponibilité des appareils de radiographie. Les clichés sont réalisés en position de fonction, à savoir debout et en appui bipodal symétrique, patellas au zénith. Les calques spécifiques à chaque prothèse sont fournis par le fabricant de l'implant sans frais supplémentaires, mais les inconvénients sont nombreux.

Il faut, en effet, s'accommoder de l'approximation de l'échelle radiographique qui doit correspondre aux calques (1:1,15). Le contrôle relatif de la rotation des hanches en mettant les rotules au zénith est vérifié par l'apparence des petits trochanters, mais cela reste également approximatif pour mesurer l'offset fémoral. Enfin, il n'y a pas de contrôle sur le flectum de genou ou de hanche ce qui peut conduire à une fausse impression d'inégalité de longueur.

Le pangonogramme étant un collage informatique de plusieurs radiographies de face, il est donc soumis à des distorsions d'échelle puisque ces clichés ne sont pas simultanés.

Pour pallier cet inconvénient le système EOS[®] a apporté une avancée majeure pour la réalisation des clichés en 2D avec une acquisition simultanée de face et de profil, supprimant alors les distorsions d'échelle et les effets de collage informatique. La modélisation en 3D stéréoradiographique permet alors de s'affranchir d'une imagerie en coupe. De plus, les clichés sont réalisés en position de fonction (debout et en charge). La dose d'irradiation est faible avec 470 μSv pour une imagerie EOS[®] du rachis contre 1500 μSv pour une radiographie du rachis correspondante.

L'inconvénient actuel de l'imagerie EOS[®] est l'accessibilité réduite par rapport aux autres systèmes d'imagerie, mais cela tend à se réduire. L'autre déficit de cette technique est l'absence de maîtrise de l'enveloppe endo-médullaire, que seul le scanner permet.

Le scanner, grâce à son imagerie en coupe, autorise une reconstruction de l'espace endo-médullaire, et il est ainsi possible de planifier les contraintes entre la prothèse et les corticales fémorales, ajoutant alors une nouvelle dimension pour le chirurgien. L'accessibilité est bonne car les scanners sont maintenant très répandus et les coûts acceptables (64).

Les inconvénients du scanner sont la position couchée qui ne montre pas l'orientation de fonction de la hanche, et, les coupes centrées sur le bassin et le haut du fémur ne donnent pas d'informations sur la partie inférieure des membres. Enfin, la dose d'irradiation est très élevée avec 10 000 μSv pour un scanner abdomino-pelvien, et jusqu'à 11200 μSv pour un scanner dans le protocole HIP-PLAN (56).

Même si la planification apporte de nombreux avantages, elle n'assure pas un résultat pour la position définitive des implants comme l'ont montrés De Thomasson et al. (65). Ils l'expliquent par une inadéquation entre l'implant et l'anatomie du patient, et l'enraidissement de la hanche empêchant la mesure correcte de la longueur du col fémoral.

8.5. Autres intérêts de la planification des prothèses totales de hanche

Au-delà de l'intérêt technique et du gain apporté au patient sur la qualité de pose des prothèses totales de hanche, la planification permet de repérer en amont les « outliers » qui correspondent aux patients dont les caractéristiques de taille, de morphologie ou de positionnement du pelvis sont éloignées des moyennes habituelles. Ainsi le chirurgien peut se permettre de conserver un stock de taille de prothèse restreint et de commander en cas de besoin les tailles extrêmes qui ont été planifiées, réduisant ainsi les coûts de stockage.

En pré-opératoire, la relation médecin-malade bénéficie fortement de ce nouvel outil en expliquant au malade les difficultés prévisibles de son arthroplastie totale de hanche et les moyens mis en œuvre pour les limiter. Le patient sera plus à même de comprendre une inégalité de longueur post-opératoire, la plupart du temps sans conséquence. Ceci entrant pleinement dans le cadre du devoir d'information des patients de la loi du 4 mars 2002 par le chirurgien (66).

Le bénéfice psychologique pour le chirurgien est également notable. La mise en place per-opératoire de la taille planifiée apporte une assurance supplémentaire pour le chirurgien, et, diminue le stress des équipes infirmières qui peuvent préparer le matériel et les implants en amont. Les jeunes chirurgiens sont les plus sensibles à cet égard.

En post-opératoire, le chirurgien peut s'auto-évaluer et réaliser un contrôle qualité de la pose en comparant la radiographie post-opératoire à sa planification.

8.6. Planification et prothèses sur mesure

Lors de la planification par scanner avec logiciel HIP-PLAN[®], il est possible de faire fabriquer des implants fémoraux sur-mesure par le laboratoire Symbios[®]. Cette technique n'a pour l'instant d'intérêt que dans les dysplasies du fémur proximal (67) ou dans les tailles extrêmes rendant impossible l'utilisation d'implants standards, compte-tenu du coût de la procédure.

Cependant, le stade ultime de la planification d'une arthroplastie totale de hanche sera, dans le futur, la production systématique d'implants sur-mesure, offrant la possibilité de restaurer une anatomie personnalisée, et ainsi maximiser la durée de vie des implants tout en apportant une excellente fonction au patient.

9. CONCLUSION

Nous avons montré l'intérêt de l'utilisation du logiciel de planification hipEOS[®] pour la préparation des arthroplasties totales de hanche. Le logiciel hipEOS[®] devient un nouvel outil de planification en 3D dans l'arsenal du chirurgien. La précision des mesures montre un niveau au moins comparable à celui de l'imagerie en 3D par scanner.

L'utilisation de l'imagerie EOS[®] permet de limiter l'exposition du patient aux rayons X tout en conservant une très bonne qualité d'image, et, est maintenant utilisée quotidiennement au CHRU de Nancy pour le bilan pré et post-opératoire des arthroplasties totales de hanche.

La planification des prothèses totales de hanche, ainsi que leurs pose assistées par ordinateur représentent l'avenir de l'arthroplastie totale de hanche. Leur utilisation en routine conduira à une prise en charge chirurgicale adaptée à l'anatomie du patient tout en réduisant les erreurs de pose et la morbidité post-opératoire.

10. BIBLIOGRAPHIE

1. [cited 2016 Mar 24]. Available from:
http://www.who.int/medicines/areas/priority_medicines/BP6_12Osteo.pdf
2. Cross M, Smith E, Hoy D, Nolte S, Ackerman I, Fransen M, et al. The global burden of hip and knee osteoarthritis: estimates from the global burden of disease 2010 study. *Ann Rheum Dis*. 2014 Jul;73(7):1323–30.
3. Shan L, Shan B, Graham D, Saxena A. Total hip replacement: a systematic review and meta-analysis on mid-term quality of life. *Osteoarthritis Cartilage*. 2014 Mar;22(3):389–406.
4. Keurentjes JC, Pijls BG, Van Tol FR, Mentink JF, Mes SD, Schoones JW, et al. Which implant should we use for primary total hip replacement? A systematic review and meta-analysis. *J Bone Joint Surg Am*. 2014 Dec 17;96 Suppl 1:79–97.
5. Dietrich TJ, Pfirrmann CWA, Schwab A, Pankalla K, Buck FM. Comparison of radiation dose, workflow, patient comfort and financial break-even of standard digital radiography and a novel biplanar low-dose X-ray system for upright full-length lower limb and whole spine radiography. *Skeletal Radiol*. 2013 Jul;42(7):959–67.
6. Melhem E, Assi A, El Rachkidi R, Ghanem I. EOS(®) biplanar X-ray imaging: concept, developments, benefits, and limitations. *J Child Orthop*. 2016 Feb;10(1):1–14.
7. Dubousset J, Charpak G, Dorion I, Skalli W, Lavaste F, Deguise J, et al. [A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position: the EOS system]. *Bull Académie Natl Médecine*. 2005 Feb;189(2):287–97; discussion 297–300.
8. Kalifa G, Charpak Y, Maccia C, Fery-Lemonnier E, Bloch J, Boussard JM, et al. Evaluation of a new low-dose digital x-ray device: first dosimetric and clinical results in children. *Pediatr Radiol*. 1998 Jul;28(7):557–61.
9. Dubousset J, Charpak G, Skalli W, Kalifa G, Lazennec J-Y. [EOS stereo-radiography system: whole-body simultaneous anteroposterior and lateral radiographs with very low radiation dose]. *Rev Chir Orthopédique Réparatrice Appar Mot*. 2007 Oct;93(6 Suppl):141–3.
10. Delin C, Silvera S, Bassinet C, Thelen P, Rehel J-L, Legmann P, et al. Ionizing radiation doses during lower limb torsion and anteversion measurements by EOS stereoradiography and computed tomography. *Eur J Radiol*. 2014 Feb;83(2):371–7.
11. Whitehouse MR, Stefanovich-Lawbuay NS, Brunton LR, Blom AW. The impact of leg length discrepancy on patient satisfaction and functional outcome following total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2013 Sep;28(8):1408–14.

12. Wylde V, Whitehouse SL, Taylor AH, Pattison GT, Bannister GC, Blom AW. Prevalence and functional impact of patient-perceived leg length discrepancy after hip replacement. *Int Orthop*. 2009 Aug;33(4):905–9.
13. Clark CR, Huddleston HD, Schoch EP, Thomas BJ. Leg-length discrepancy after total hip arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg*. 2006 Jan;14(1):38–45.
14. Austin MS, Hozack WJ, Sharkey PF, Rothman RH. Stability and leg length equality in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2003 Apr;18(3 Suppl 1):88–90.
15. Edeen J, Sharkey PF, Alexander AH. Clinical significance of leg-length inequality after total hip arthroplasty. *Am J Orthop Belle Mead NJ*. 1995 Apr;24(4):347–51.
16. White TO, Dougall TW. Arthroplasty of the hip. Leg length is not important. *J Bone Joint Surg Br*. 2002 Apr;84(3):335–8.
17. McWilliams AB, Grainger AJ, O'Connor PJ, Redmond AC, Stewart TD, Stone MH. A review of symptomatic leg length inequality following total hip arthroplasty. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther*. 2013 Feb;23(1):6–14.
18. Konyves A, Bannister GC. The importance of leg length discrepancy after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*. 2005 Feb;87(2):155–7.
19. O'Brien S, Kernohan G, Fitzpatrick C, Hill J, Beverland D. Perception of imposed leg length inequality in normal subjects. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther*. 2010 Dec;20(4):505–11.
20. Röder C, Vogel R, Burri L, Dietrich D, Staub LP. Total hip arthroplasty: leg length inequality impairs functional outcomes and patient satisfaction. *BMC Musculoskelet Disord*. 2012;13:95.
21. Maloney WJ, Keeney JA. Leg length discrepancy after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2004 Jun;19(4 Suppl 1):108–10.
22. Plaass C, Clauss M, Ochsner PE, Ilchmann T. Influence of leg length discrepancy on clinical results after total hip arthroplasty--a prospective clinical trial. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther*. 2011 Aug;21(4):441–9.
23. Williamson JA, Reckling FW. Limb length discrepancy and related problems following total hip joint replacement. *Clin Orthop*. 1978 Aug;(134):135–8.
24. Hasegawa Y, Iwase T, Kanoh T, Seki T, Matsuoka A. Total hip arthroplasty for Crowe type IV developmental dysplasia. *J Arthroplasty*. 2012 Oct;27(9):1629–35.

25. Dunn HK, Hess WE. Total hip reconstruction in chronically dislocated hips. *J Bone Joint Surg Am.* 1976 Sep;58(6):838–45.
26. Hartofilakidis G, Stamos K, Ioannidis TT. Low friction arthroplasty for old untreated congenital dislocation of the hip. *J Bone Joint Surg Br.* 1988 Mar;70(2):182–6.
27. Krych AJ, Howard JL, Trousdale RT, Cabanela ME, Berry DJ. Total hip arthroplasty with shortening subtrochanteric osteotomy in Crowe type-IV developmental dysplasia. *J Bone Joint Surg Am.* 2009 Sep;91(9):2213–21.
28. Parvizi J, Sharkey PF, Bissett GA, Rothman RH, Hozack WJ. Surgical treatment of limb-length discrepancy following total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2003 Dec;85-A(12):2310–7.
29. Lazennec JY, Brusson A, Rousseau MA, Robbins CB, Pour AE. Do Patients' Perceptions of Leg Length Correlate With Standing 2- and 3-Dimensional Radiographic Imaging? *J Arthroplasty.* 2016 Apr 20;
30. Malik A, Maheshwari A, Dorr LD. Impingement with total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am.* 2007 Aug;89(8):1832–42.
31. Buecking B, Boese CK, Bergmeister VA, Frink M, Ruchholtz S, Lechler P. Functional implications of femoral offset following hemiarthroplasty for displaced femoral neck fracture. *Int Orthop.* 2016 Jul;40(7):1515–21.
32. Asayama I, Chamnongkitch S, Simpson KJ, Kinsey TL, Mahoney OM. Reconstructed hip joint position and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2005 Jun;20(4):414–20.
33. McGrory BJ, Morrey BF, Cahalan TD, An KN, Cabanela ME. Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1995 Nov;77(6):865–9.
34. Sakai T, Sugano N, Ohzono K, Nishii T, Haraguchi K, Yoshikawa H. Femoral anteversion, femoral offset, and abductor lever arm after total hip arthroplasty using a modular femoral neck system. *J Orthop Sci Off J Jpn Orthop Assoc.* 2002;7(1):62–7.
35. Robinson M, Bornstein L, Mennear B, Bostrom M, Nestor B, Padgett D, et al. Effect of restoration of combined offset on stability of large head THA. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther.* 2012 Jun;22(3):248–53.
36. Lecerf G, Fessy MH, Philippot R, Massin P, Giraud F, Flecher X, et al. Femoral offset: anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR.* 2009 May;95(3):210–9.

37. Hayashi S, Nishiyama T, Fujishiro T, Hashimoto S, Kanzaki N, Nishida K, et al. Excessive femoral offset does not affect the range of motion after total hip arthroplasty. *Int Orthop*. 2013 Jul;37(7):1233–7.
38. Sakalkale DP, Sharkey PF, Eng K, Hozack WJ, Rothman RH. Effect of femoral component offset on polyethylene wear in total hip arthroplasty. *Clin Orthop*. 2001 Jul;(388):125–34.
39. Davey JR, O'Connor DO, Burke DW, Harris WH. Femoral component offset. Its effect on strain in bone-cement. *J Arthroplasty*. 1993 Feb;8(1):23–6.
40. Wong P, Otsuka N, Davey JR. The effect of femoral component offset in uncemented total hip arthroplasty. In Montreal, Quebec; 1993.
41. Sariali E, Klouche S, Mouttet A, Pascal-Moussellard H. The effect of femoral offset modification on gait after total hip arthroplasty. *Acta Orthop*. 2014 Apr;85(2):123–7.
42. Cristofolini L, Erani P, Bialoblocka-Juszczak E, Ohashi H, Iida S, Minato I, et al. Effect of undersizing on the long-term stability of the Exeter hip stem: A comparative in vitro study. *Clin Biomech Bristol Avon*. 2010 Nov;25(9):899–908.
43. Streit MR, Innmann MM, Merle C, Bruckner T, Aldinger PR, Gotterbarm T. Long-term (20- to 25-year) results of an uncemented tapered titanium femoral component and factors affecting survivorship. *Clin Orthop*. 2013 Oct;471(10):3262–9.
44. Kim YS, Callaghan JJ, Ahn PB, Brown TD. Fracture of the acetabulum during insertion of an oversized hemispherical component. *J Bone Joint Surg Am*. 1995 Jan;77(1):111–7.
45. Bricteux S, Beguin L, Fessy MH. [Iliopsoas impingement in 12 patients with a total hip arthroplasty]. *Rev Chir Orthopédique Réparatrice Appar Mot*. 2001 Dec;87(8):820–5.
46. Odri GA, Padiolleau GB, Gouin FT. Oversized cups as a major risk factor of postoperative pain after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2014 Apr;29(4):753–6.
47. Pierchon F, Migaud H, Duquenois A, Fontaine C. [Radiologic evaluation of the rotation center of the hip]. *Rev Chir Orthopédique Réparatrice Appar Mot*. 1993;79(4):281–4.
48. Egli S, Pisan M, Müller ME. The value of preoperative planning for total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*. 1998 May;80(3):382–90.
49. Lindgren JU, Rysavy J. Restoration of femoral offset during hip replacement. A radiographic cadaver study. *Acta Orthop Scand*. 1992 Aug;63(4):407–10.
50. Puget J, May O, Laffosse J-M. Planification pré-opératoire. In: Prothèse totale de hanche, les choix. Elsevier-Masson; 2005. p. 203–13. (Cahiers d'enseignement de la SOFCOT).

51. Meermans G, Malik A, Witt J, Haddad F. Preoperative radiographic assessment of limb-length discrepancy in total hip arthroplasty. *Clin Orthop*. 2011 Jun;469(6):1677–82.
52. Woolson ST, Hartford JM, Sawyer A. Results of a method of leg-length equalization for patients undergoing primary total hip replacement. *J Arthroplasty*. 1999 Feb;14(2):159–64.
53. Lechler P, Frink M, Gulati A, Murray D, Renkawitz T, Bücking B, et al. The influence of hip rotation on femoral offset in plain radiographs. *Acta Orthop*. 2014 Aug;85(4):389–95.
54. Pasquier G, Ducharne G, Ali ES, Giraud F, Mouttet A, Durante E. Total hip arthroplasty offset measurement: is C T scan the most accurate option? *Orthop Traumatol Surg Res OTSR*. 2010 Jun;96(4):367–75.
55. Merle C, Waldstein W, Pegg E, Streit MR, Gotterbarm T, Aldinger PR, et al. Femoral offset is underestimated on anteroposterior radiographs of the pelvis but accurately assessed on anteroposterior radiographs of the hip. *J Bone Joint Surg Br*. 2012 Apr;94(4):477–82.
56. Sariali E, Mouttet A, Pasquier G, Durante E, Catone Y. Accuracy of reconstruction of the hip using computerised three-dimensional pre-operative planning and a cementless modular neck. *J Bone Joint Surg Br*. 2009 Mar;91(3):333–40.
57. Sariali E, Mauprivez R, Khiami F, Pascal-Mousselard H, Catonné Y. Accuracy of the preoperative planning for cementless total hip arthroplasty. A randomised comparison between three-dimensional computerised planning and conventional templating. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR*. 2012 Apr;98(2):151–8.
58. Barbier O, Ollat D, Versier G. Interest of an intraoperative limb-length and offset measurement device in total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR*. 2012 Jun;98(4):398–404.
59. Sathappan SS, Ginat D, Patel V, Walsh M, Jaffe WL, Di Cesare PE. Effect of anesthesia type on limb length discrepancy after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2008 Feb;23(2):203–9.
60. Manzotti A, Cerveri P, De Momi E, Pullen C, Confalonieri N. Does computer-assisted surgery benefit leg length restoration in total hip replacement? Navigation versus conventional freehand. *Int Orthop*. 2011 Jan;35(1):19–24.
61. Barbier O, Skalli W, Mainard L, Mainard D, Computer Assisted Orthopedic Surgery–France (CAOS-France). The reliability of the anterior pelvic plane for computer navigated acetabular component placement during total hip arthroplasty: prospective study with the EOS imaging system. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR*. 2014 Oct;100(6 Suppl):S287–91.

62. Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am*. 1978 Mar;60(2):217–20.
63. Elkins JM, Callaghan JJ, Brown TD. The 2014 Frank Stinchfield Award: The “landing zone” for wear and stability in total hip arthroplasty is smaller than we thought: a computational analysis. *Clin Orthop*. 2015 Feb;473(2):441–52.
64. Huppertz A, Radmer S, Asbach P, Juran R, Schwenke C, Diederichs G, et al. Computed tomography for preoperative planning in minimal-invasive total hip arthroplasty: radiation exposure and cost analysis. *Eur J Radiol*. 2011 Jun;78(3):406–13.
65. De Thomasson E, Mazel C, Guingand O, Terracher R. [Value of preoperative planning in total hip arthroplasty]. *Rev Chir Orthopédique Réparatrice Appar Mot*. 2002 May;88(3):229–35.
66. Coudane H, Claudot F, Delaunay C, Slimani S, Blaise M, Delagoutte J-P. Information pré-opératoire du patient. In: *Prothèse totale de hanche, les choix*. Elsevier-Masson; 2005. p. 203–13. (Cahiers d’enseignement de la SOFCOT).
67. Al-Khateeb H, Kwok IHY, Hanna SA, Sewell MD, Hashemi-Nejad A. Custom cementless THA in patients with Legg-Calve-Perthes Disease. *J Arthroplasty*. 2014 Apr;29(4):792–6.

VU

NANCY, le 17 août 2016
Le Président de Thèse

Professeur Didier MAINARD

NANCY, le 7 septembre 2016
Pour le Doyen de la Faculté de Médecine
Le Vice-Doyen,

Professeur Marc DEBOUVERIE

AUTORISE À SOUTENIR ET À IMPRIMER LA THÈSE/ 9211

NANCY, le 12 septembre 2016

LE PRÉSIDENT DE L'UNIVERSITÉ DE LORRAINE,

Pierre MUTZENHARDT

RÉSUMÉ DE LA THÈSE

Introduction : La planification des arthroplasties totales de hanche en 2D sur des radiographies standards ne permet pas toujours une précision suffisante pour prévoir la taille des implants, ni pour restaurer la longueur du membre inférieur et l'offset fémoral. Cette étude pilote a pour but de montrer l'intérêt de la planification en 3D par l'imagerie EOS[®] et le logiciel hipEOS[®].

Matériels et méthodes : Cette étude pilote prospective monocentrique et mono-opérateur est constituée d'une cohorte de 21 patients opérés pour une coxarthrose primitive sur une période de 12 mois dans le Service de chirurgie orthopédique, traumatologique et arthroscopique du CHRU de Nancy. Chacun des patients a bénéficié en routine d'une imagerie EOS[®] pré et post-opératoire. Après modélisation en 3D de l'imagerie radiographique par le programme SterEOS[®], la planification a été réalisée grâce au logiciel hipEOS[®] pour évaluer la taille des implants, la variation de longueur du membre inférieur et la variation de l'offset fémoral.

Résultats : Il n'y avait pas de différences significatives, pour les tailles d'implant fémoral ($p=0,1623$) ou cotyloïdiennes ($p=0,0961$), entre la taille d'implant planifiée et celle réellement posée. La planification de la longueur du membre inférieur et de l'offset fémoral ne montraient pas de différence significative avec les mesures EOS[®] post-opératoires (respectivement $p=0,3848$ et $p=0,8517$).

Discussion : L'imagerie EOS[®] et le logiciel hipEOS[®] constituent un nouvel outil pour la planification 3D des arthroplasties totales de hanche. Il montre une bonne fiabilité pour la prédiction de la taille des implants, pour celle de la longueur du membre inférieur et de l'offset fémoral. Cette planification 3D est plus performante que celle sur radiographie conventionnelle. Elle obtient les mêmes résultats que la planification 3D par scanner mais avec une faible dose de radiation et sur un patient en charge.

TITRE EN ANGLAIS : HipEOS software relevance for primary total hip arthroplasty 3D preoperative planning

THÈSE : MÉDECINE SPÉCIALISÉE – ANNÉE 2016

MOTS CLES : Arthroplastie totale de hanche, Planning, EOS, hipEOS, Navigation

INTITULÉ ET ADRESSE :

UNIVERSITÉ DE LORRAINE
Faculté de Médecine de Nancy
9, avenue de la Forêt de Haye
54505 VANDOEUVRE LES NANCY Cedex
