

UNIVERSITÉ TOULOUSE III – PAUL SABATIER
FACULTÉS DE MÉDECINE

ANNÉE 2021

2021 TOU3 1750

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN MÉDECINE
MÉDECINE SPÉCIALISÉE CLINIQUE

Présentée et soutenue publiquement

par

Maxime TESTORY

Le 27 OCTOBRE 2021

**La planification numérique (Traumacad) avec imagerie
EOS biplane des PTH : un gain de précision dans la
restitution des longueurs des membres inférieurs ?**
Selon une étude randomisée, prospective, mono centrique de 134 patients

Directeur de thèse : Pr Nicolas REINA

JURY

Monsieur le Professeur	CHIRON Philippe	Président
Monsieur le Professeur	CAVAIGNAC Etienne	Assesseur
Monsieur le Professeur	ACCADBLED Franck	Assesseur
Monsieur le Professeur	REINA Nicolas	Assesseur
Monsieur le Docteur	CARIVEN Pascal	Assesseur



TABLEAU du PERSONNEL HOSPITALO-UNIVERSITAIRE
des Facultés de Médecine de l'Université Toulouse III - Paul Sabatier
au 1^{er} septembre 2021

Professeurs Honoraires

Doyen Honoraire	M. CHAP Hugues	Professeur Honoraire	M. FRAYSSE Bernard
Doyen Honoraire	M. GUIRAUD-CHAUMEIL Bernat	Professeur Honoraire	M. FREXINOS Jacques
Doyen Honoraire	M. LAZORTHES Yves	Professeur Honoraire	Mme GENESTAL Michèle
Doyen Honoraire	M. PUEL Pierre	Professeur Honoraire	M. GERAUD Gilles
Doyen Honoraire	M. ROUGE Daniel	Professeur Honoraire	M. GHISOLFI Jacques
Doyen Honoraire	M. VINEL Jean-Pierre	Professeur Honoraire	M. GLOCK Yves
Professeur Honoraire	M. ABBAL Michel	Professeur Honoraire	M. GOUZI Jean-Louis
Professeur Honoraire	M. ADER Jean-Louis	Professeur Honoraire	M. GRAND Alain
Professeur Honoraire	M. ADOUE Daniel	Professeur Honoraire	M. HOFF Jean
Professeur Honoraire	M. ARBUS Louis	Professeur Honoraire	M. JOFFRE Francis
Professeur Honoraire	M. ARLET Philippe	Professeur Honoraire	M. LACOMME Yves
Professeur Honoraire	M. ARLET-SUAU Elisabeth	Professeur Honoraire	M. LAGARRIGUE Jacques
Professeur Honoraire	M. ARNE Jean-Louis	Professeur Honoraire	M. LANG Thierry
Professeur Honoraire	M. BARRET André	Professeur Honoraire	Mme LARENG Marie-Blanche
Professeur Honoraire	M. BARTHE Philippe	Professeur Honoraire	M. LAURENT Guy
Professeur Honoraire	M. BAYARD Francis	Professeur Honoraire	M. LAZORTHES Franck
Professeur Honoraire	M. BLANCHER Antoine	Professeur Honoraire	M. LEOPHONTE Paul
Professeur Honoraire	M. BOCCALON Henri	Professeur Honoraire	M. MAGNAVAL Jean-François
Professeur Honoraire	M. BONAFE Jean-Louis	Professeur Honoraire	M. MALECAZE François
Professeur Honoraire	M. BONEU Bernard	Professeur Honoraire	M. MANELFE Claude
Professeur Honoraire	M. BONNEVILLE Paul	Professeur Honoraire	M. MANSAT Michel
Professeur Honoraire	M. BOUNHORE Jean-Paul	Professeur Honoraire	M. MASSIP Patrice
Professeur Honoraire	M. BOUTAULT Franck	Professeur Honoraire	Mme MARTY Nicole
Professeur Honoraire	M. BUGAT Roland	Professeur Honoraire	M. MAZIERES Bernard
Professeur Honoraire	M. CAHUZAC Jean-Philippe	Professeur Honoraire	M. MONROZIES Xavier
Professeur Honoraire	M. CARATERO Claude	Professeur Honoraire	M. MOSCOVICI Jacques
Professeur Honoraire	M. CARLES Pierre	Professeur Honoraire	M. MURAT
Professeur Honoraire	M. CARON Philippe	Professeur Honoraire	M. OLIVES Jean-Pierre
Professeur Honoraire	M. CARRIERE Jean-Paul	Professeur Honoraire	M. PARINAUD Jean
Professeur Honoraire	M. CARTON Michel	Professeur Honoraire	M. PASCAL Jean-Pierre
Professeur Honoraire	M. CATHALA Bernard	Professeur Honoraire	M. PESSEY Jean-Jacques
Professeur Honoraire	M. CHABANON Gérard	Professeur Honoraire	M. PLANTE Pierre
Professeur Honoraire	M. CHAMONTIN Bernard	Professeur Honoraire	M. PONTONNIER Georges
Professeur Honoraire	M. CHAVOIN Jean-Pierre	Professeur Honoraire	M. POURRAT Jacques
Professeur Honoraire	M. CLANET Michel	Professeur Honoraire	M. PRADERE Bernard
Professeur Honoraire	M. CONTE Jean	Professeur Honoraire	M. PRIS Jacques
Professeur Honoraire	M. COSTAGLIOLA Michel	Professeur Honoraire	Mme PUEL Jacqueline
Professeur Honoraire	M. COTONAT Jean	Professeur Honoraire	M. PUJOL Michel
Professeur Honoraire	M. DABERNAT Henri	Professeur Honoraire	M. QUERLEU Denis
Professeur Honoraire	M. DAHAN Marcel	Professeur Honoraire	M. RAILHAC Jean-Jacques
Professeur Honoraire	M. DALOUS Antoine	Professeur Honoraire	M. REGIS Henri
Professeur Honoraire	M. DALY-SCHVEITZER Nicolas	Professeur Honoraire	M. REGNIER Claude
Professeur Honoraire	M. DAVID Jean-Frédéric	Professeur Honoraire	M. REME Jean-Michel
Professeur Honoraire	M. DELSOL Georges	Professeur Honoraire	M. ROCHE Henri
Professeur Honoraire	Mme DELISLE Marie-Bernadette	Professeur Honoraire	M. ROCHICCIOLI Pierre
Professeur Honoraire	Mme DIDIER Jacqueline	Professeur Honoraire	M. ROLLAND Michel
Professeur Honoraire	M. DUCOS Jean	Professeur Honoraire	M. ROQUE-LATRILLE Christian
Professeur Honoraire	M. DUFFAUT Michel	Professeur Honoraire	M. RUMEAU Jean-Louis
Professeur Honoraire	M. DUPRE M.	Professeur Honoraire	M. SALVADOR Michel
Professeur Honoraire	M. DURAND Dominique	Professeur Honoraire	M. SALVAYRE Robert
Professeur Honoraire associé	M. DUTAU Guy	Professeur Honoraire	M. SARRAMON Jean-Pierre
Professeur Honoraire	M. ESCANDE Michel	Professeur Honoraire	M. SIMON Jacques
Professeur Honoraire	M. ESCHAPASSE Henri	Professeur Honoraire	M. SUC Jean-Michel
Professeur Honoraire	M. ESCOURROU Jean	Professeur Honoraire	M. THOUVENOT Jean-Paul
Professeur Honoraire	M. ESQUERRE J.P.	Professeur Honoraire	M. TKACZUK Jean
Professeur Honoraire	M. FABIE Michel	Professeur Honoraire	M. TREMOULET Michel
Professeur Honoraire	M. FABRE Jean	Professeur Honoraire	M. VALDIGUIE Pierre
Professeur Honoraire	M. FOURNIAL Gérard	Professeur Honoraire	M. VAYSSE Philippe
Professeur Honoraire	M. FOURNIE Bernard	Professeur Honoraire	M. VIRENQUE Christian
Professeur Honoraire	M. FOURTANIER Gilles	Professeur Honoraire	M. VOIGT Jean-Jacques

Professeurs Émérites

Professeur ADER Jean-Louis	Professeur LAGARRIGUE Jacques
Professeur ARBUS Louis	Professeur LANG Thierry
Professeur ARLET Philippe	Professeur LAURENT Guy
Professeur ARLET-SUAU Elisabeth	Professeur LAZORTHES Yves
Professeur BOCCALON Henri	Professeur MAGNAVAL Jean-François
Professeur BOUTAULT Franck	Professeur MANELFE Claude
Professeur BONEU Bernard	Professeur MARCHOU Bruno
Professeur CARATERO Claude	Professeur MASSIP Patrice
Professeur CHAMONTIN Bernard	Professeur MAZIERES Bernard
Professeur CHAP Hugues	Professeur MOSCOVICI Jacques
Professeur CONTÉ Jean	Professeur MURAT
Professeur COSTAGLIOLA Michel	Professeur RISCHMANN Pascal
Professeur DABERNAT Henri	Professeur RIVIERE Daniel
Professeur DELISLE Marie-Bernadette	Professeur ROQUES-LATRILLE Christian
Professeur FRAYSSE Bernard	Professeur SALVAYRE Robert
Professeur GRAND Alain	Professeur SARRAMON Jean-Pierre
Professeur GUIRAUD-CHAUMEIL Bernat	Professeur SERRE Guy
Professeur JOFFRE Francis	Professeur SIMON Jacques

FACULTE DE MEDECINE TOULOUSE-PURPAN

37 allées Jules Guesde - 31000 TOULOUSE

P.U. - P.H.

Classe Exceptionnelle et 1^{ère} classe

Doyen : Didier CARRIE

P.U. - P.H.

2^{ème} classe

M. AMAR Jacques (C.E)	Thérapeutique
M. ATTAL Michel (C.E)	Hématologie
M. AVET-LOISEAU Hervé (C.E.)	Hématologie, transfusion
Mme RAUZY Odile	Médecine Interne
M. BIRMES Philippe	Psychiatrie
M. BOSSAVY Jean-Pierre (C.E)	Chirurgie Vasculaire
M. BROUCHET Laurent	Chirurgie thoracique et cardio-vasculaire
M. BROUSSET Pierre (C.E)	Anatomie pathologique
M. BUREAU Christophe	Hépatogastro-entéro
M. CALVAS Patrick (C.E)	Génétique
M. CARRERE Nicolas	Chirurgie Générale
M. CARRIE Didier (C.E)	Cardiologie
M. CHAIX Yves	Pédiatrie
Mme CHARPENTIER Sandrine	Médecine d'urgence
M. CHAUVEAU Dominique	Néphrologie
M. CHOLLET François (C.E)	Neurologie
M. DE BOISSEZON Xavier	Médecine Physique et Réadapt Fonct.
M. DEGUINE Olivier (C.E)	Oto-rhino-laryngologie
M. DUCOMMUN Bernard	Cancérologie
M. FERRIERES Jean (C.E)	Epidémiologie, Santé Publique
M. FOURCADE Olivier	Anesthésiologie
M. FOURNIÉ Pierre	Ophthalmologie
M. GAME Xavier	Urologie
M. GEERAERTS Thomas	Anesthésiologie et réanimation
M. IZOPET Jacques (C.E)	Bactériologie-Virologie
Mme LAMANT Laurence (C.E)	Anatomie Pathologique
M. LANGIN Dominique (C.E)	Nutrition
M. LAUQUE Dominique (C.E)	Médecine d'urgence
M. LAUWERS Frédéric	Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie
M. LIBLAU Roland (C.E)	Immunologie
M. MALAUAUD Bernard	Urologie
M. MANSAT Pierre	Chirurgie Orthopédique
M. MAS Emmanuel	Pédiatrie
M. MAZIERES Julien	Pneumologie
M. MOLINIER Laurent	Epidémiologie, Santé Publique
M. MONTASTRUC Jean-Louis (C.E)	Pharmacologie
Mme MOYAL Elisabeth (C.E)	Cancérologie
Mme NOURHASHEMI Fatemeh (C.E)	Gériatrie
M. OSWALD Eric (C.E)	Bactériologie-Virologie
M. PARIENTE Jérémie	Neurologie
M. PAUL Carle (C.E)	Dermatologie
M. PAYOUX Pierre	Biophysique
M. PAYRASTRE Bernard (C.E)	Hématologie
M. PERON Jean-Marie	Hépatogastro-entérologie
M. PERRET Bertrand (C.E)	Biochimie
M. RASCOL Olivier (C.E)	Pharmacologie
M. RECHER Christian (C.E)	Hématologie
M. RISCHMANN Pascal (C.E)	Urologie
M. RONCALLI Jérôme	Cardiologie
M. SALES DE GAUZY Jérôme (C.E)	Chirurgie Infantile
M. SALLES Jean-Pierre (C.E)	Pédiatrie
M. SANS Nicolas	Radiologie
Mme SELVES Janick	Anatomie et cytologie pathologiques
M. SOL Jean-Christophe	Neurochirurgie
M. TELMON Norbert (C.E)	Médecine Légale

Mme BONGARD Vanina	Epidémiologie
M. BONNEVILLE Nicolas	Chirurgie orthopédique et traumatologique
M. BUSCAIL Etienne	Chirurgie viscérale et digestive
Mme CASPER Charlotte	Pédiatrie
M. COGNARD Christophe	Neuroradiologie
M. CAVAIGNAC Etienne	Chirurgie orthopédique et traumatologie
M. DELMAS Clément	Cardiologie
M. GUIBERT Nicolas	Pneumologie, Addictologie
M. HERIN Fabrice	Médecine et Santé au Travail
M. LAIREZ Olivier	Biophysique et médecine nucléaire
M. LAROCHE Michel	Rhumatologie
M. LEOBON Bertrand	Chirurgie Thoracique et Cardiaque
M. LOPEZ Raphael	Anatomie
M. MARTIN-BONDEL Guillaume	Maladies infectieuses, maladies tropicales
M. MARX Mathieu	Oto-rhino-laryngologie
M. OLIVOT Jean-Marc	Neurologie
M. PAGES Jean-Christophe	Biologie Cellulaire et Cytologie
Mme PASQUET Mariène	Pédiatrie
M. PORTIER Guillaume	Chirurgie Digestive
Mme RUYSSSEN-WITRAND Adeline	Rhumatologie
Mme SAVAGNER Frédérique	Biochimie et biologie moléculaire
M. SIZUN Jacques	Pédiatrie
Mme TREMOLLIÈRES Florence	Biologie du développement
Mme VAYSSE Charlotte	Cancérologie
Mme VEZZOSI Delphine	Endocrinologie

Professeurs des Universités de Médecine générale

M. MESTHÉ Pierre
M. OUSTRIC Stéphane (C.E)

Professeurs Associés Médecine générale

M. CHICOULAA Bruno
M. POUTRAIN Jean-Christophe

Professeur Associé en Bactériologie - Virologie; Hygiène Hospitalière

Mme MALAUAUD Sandra

FACULTE DE MEDECINE TOULOUSE-RANGUEIL

133, route de Narbonne - 31062 TOULOUSE Cedex

Doyen : Elie SERRANO

P.U. - P.H.

P.U. - P.H.

Classe Exceptionnelle et 1^{ère} classe

2^{ème} classe

M. ACAR Philippe	Pédiatrie	M. ABBO Olivier	Chirurgie infantile
M. ACCADBLED Franck	Chirurgie Infantile	M. AUSSEIL Jérôme	Biochimie et biologie moléculaire
M. ALRIC Laurent (C.E)	Médecine Interne	M. BERRY Antoine	Parasitologie
Mme ANDRIEU Sandrine	Epidémiologie	M. BOUNES Vincent	Médecine d'urgence
M. ARBUS Christophe	Psychiatrie	Mme BOURNET Barbara	Gastro-entérologie
M. ARNAL Jean-François	Physiologie	M. CHAPUT Benoit	Chirurgie plastique et des brûlés
Mme BERRY Isabelle (C.E)	Biophysique	M. CORRE Jill	Hématologie, Transfusion
M. BONNEVILLE Fabrice	Radiologie	Mme DALENC Florence	Cancérologie
M. BUJAN Louis (C. E)	Urologie-Andrologie	M. DE BONNECAZE Guillaume	Anatomie
Mme BURA-RIVIERE Alessandra	Médecine Vasculaire	M. DECRAMER Stéphane	Pédiatrie
M. BUSCAIL Louis (C.E)	Hépto-Gastro-Entérologie	M. EDOUARD Thomas	Pédiatrie
M. CANTAGREL Alain (C.E)	Rhumatologie	Mme FARUCH-BILFELD Marie	Radiologie et Imagerie Médicale
M. CHAUFOUR Xavier	Chirurgie Vasculaire	M. FAGUER Stanislas	Néphrologie
M. CHAYNES Patrick	Anatomie	M. FRANCHITTO Nicolas	Addictologie
M. CHIRON Philippe (C.E)	Chirurgie Orthopédique et Traumatologie	Mme GARDETTE Virginie	Epidémiologie
M. CONSTANTIN Arnaud	Rhumatologie	M. GARRIDO-STÖWHAS Ignacio	Chirurgie Plastique
M. COURBON Frédéric	Biophysique	M. GUILLEMINAULT Laurent	Pneumologie
Mme COURTADE SAIDI Monique	Histologie Embryologique	Mme LAPRIE Anne	Radiothérapie
M. DAMBRIN Camille	Chirurgie Thoracique et Cardiovasculaire	M. LAURENT Camille	Anatomie Pathologique
M. DELABESSE Eric	Hématologie	M. LEANDRI Roger	Biologie du dével. et de la reproduction
M. DELOBEL Pierre	Maladies Infectieuses	M. LE CAIGNEC Cédric	Génétique
M. DELORD Jean-Pierre	Cancérologie	M. MARCHEIX Bertrand	Chirurgie thoracique et cardiovasculaire
M. DIDIER Alain (C.E)	Pneumologie	Mme MARTINEZ Alejandra	Cancérologie, Radiothérapie
Mme DULY-BOUHANICK Béatrice (C.E)	Thérapeutique	M. MEYER Nicolas	Dermatologie
M. ELBAZ Meyer	Cardiologie	M. MUSCARI Fabrice	Chirurgie Digestive
M. GALINIER Michel (C.E)	Cardiologie	M. PUGNET Grégory	Médecine interne, Gériatrie
Mme GOMEZ-BROUCHET Anne-Muriel	Anatomie Pathologique	M. REINA Nicolas	Chirurgie orthopédique et traumatologique
M. GOURDY Pierre	Endocrinologie	M. RENAUDINEAU Yves	Immunologie
M. GROLLEAU RAOUX Jean-Louis (C.E)	Chirurgie plastique	M. SAVALL Frédéric	Médecine Légale et Droit de la Santé
Mme GUIMBAUD Rosine	Cancérologie	M. SILVA SIFONTES Stein	Réanimation
Mme HANAIRE Héléne (C.E)	Endocrinologie	M. SOLER Vincent	Ophtalmologie
M. HUYGHE Eric	Urologie	Mme SOMMET Agnès	Pharmacologie
M. KAMAR Nassim (C.E)	Néphrologie	Mme SOTO-MARTIN Maria-Eugénia	Gériatrie et biologie du vieillissement
M. LARRUE Vincent	Neurologie	M. TACK Ivan	Physiologie
M. LEVADE Thierry (C.E)	Biochimie	M. VERGEZ Sébastien	Oto-rhino-laryngologie
M. MARQUE Philippe	Médecine Physique et Réadaptation	M. YRONDI Antoine	Psychiatrie d'Adultes ; Addictologie
M. MAURY Jean-Philippe	Cardiologie	M. YSEBAERT Loic	Hématologie
Mme MAZEREUW Juliette	Dermatologie		
M. MINVILLE Vincent	Anesthésiologie Réanimation		
M. OTAL Philippe	Radiologie		
M. RAYNAUD Jean-Philippe (C.E)	Psychiatrie Infantile		
M. RITZ Patrick (C.E)	Nutrition		
M. ROLLAND Yves (C.E)	Gériatrie		
M. ROUGE Daniel (C.E)	Médecine Légale		
M. ROUSSEAU Hervé (C.E)	Radiologie		
M. ROUX Franck-Emmanuel	Neurochirurgie		
M. SAILLER Laurent	Médecine Interne		
M. SCHMITT Laurent (C.E)	Psychiatrie		
M. SENARD Jean-Michel (C.E)	Pharmacologie		
M. SERRANO Elie (C.E)	Oto-rhino-laryngologie		
M. SOULAT Jean-Marc	Médecine du Travail		
M. SOULIE Michel (C.E)	Urologie		
M. SUC Bertrand	Chirurgie Digestive		
Mme TAUBER Marie-Thérèse (C.E)	Pédiatrie		
Mme URO-COSTE Emmanuelle	Anatomie Pathologique		
M. VAYSSIERE Christophe	Gynécologie Obstétrique		
M. VELLAS Bruno (C.E)	Gériatrie		

Professeur des Universités de Médecine générale

Mme ROUGE-BUGAT Marie-Eve

M.C.U. - P.H.

M. APOIL Pol Andre	Immunologie
Mme ARNAUD Catherine	Epidémiologie
Mme AUSSEIL-TRUDEL Stéphanie	Biochimie et Biologie Moléculaire
Mme BELLIERE-FABRE Julie	Néphrologie
Mme BERTOLI Sarah	Hématologie, transfusion
M. BIETH Eric	Génétique
Mme CASPAR BAUGUIL Sylvie	Nutrition
Mme CASSAGNE Myriam	Ophtalmologie
Mme CASSAING Sophie	Parasitologie
Mme CHANTALAT Elodie	Anatomie
M. CONGY Nicolas	Immunologie
Mme COURBON Christine	Pharmacologie
M. CUROT Jonathan	Neurologie
Mme DAMASE Christine	Pharmacologie
Mme De GLISEZENSKY Isabelle	Physiologie
M. DUBOIS Damien	Bactériologie Virologie Hygiène
Mme FILLAUX Judith	Parasitologie
M. GANTET Pierre	Biophysique
Mme GENNERO Isabelle	Biochimie
Mme GENOUX Annelise	Biochimie et biologie moléculaire
M. HAMDI Safouane	Biochimie
Mme HITZEL Anne	Biophysique
M. IRIART Xavier	Parasitologie et mycologie
Mme JONCA Nathalie	Biologie cellulaire
M. KIRZIN Sylvain	Chirurgie générale
Mme LAPEYRE-MESTRE Maryse	Pharmacologie
M. LHERMUSIER Thibault	Cardiologie
M. LHOMME Sébastien	Bactériologie-virologie
Mme MASSIP Clémence	Bactériologie-virologie
Mme MONTASTIER-SIMMERMAN Emilie	Nutrition
M. MONTASTRUC François	Pharmacologie
Mme MOREAU Jessika	Biologie du dével. et de la reproduction
Mme MOREAU Marion	Physiologie
Mme NOGUEIRA M.L.	Biologie Cellulaire
Mme PERROT Aurore	Hématologie ; Transfusion
M. PILLARD Fabien	Physiologie
Mme PLAISANCIE Julie	Génétique
Mme PUISSANT Bénédicte	Immunologie
Mme RAYMOND Stéphanie	Bactériologie Virologie Hygiène
Mme SABOURDY Frédérique	Biochimie
Mme SAUNE Karine	Bactériologie Virologie
M. TREINER Emmanuel	Immunologie
M. VIDAL Fabien	Gynécologie obstétrique
Mme VIJA Lavinia	Biophysique et médecine nucléaire

M.C.U. - P.H

Mme ABRAVANEL-LEGRAND Florence	Bactériologie Virologie Hygiène
Mme BASSET Céline	Cytologie et histologie
Mme BREHIN Camille	Pédiatrie
Mme CAMARE Caroline	Biochimie et biologie moléculaire
M. CAMBUS Jean-Pierre	Hématologie
Mme CANTERO Anne-Valérie	Biochimie
Mme CARFAGNA Luana	Pédiatrie
Mme CASSOL Emmanuelle	Biophysique
M. CHASSAING Nicolas	Génétique
M. CLAVEL Cyril	Biologie Cellulaire
Mme COLOMBAT Magali	Anatomie et cytologie pathologiques
M. DEDOUIT Fabrice	Médecine Légale
M. DEGBOE Yannick	Rhumatologie
M. DELPLA Pierre-André	Médecine Légale
M. DESPAS Fabien	Pharmacologie
Mme ESQUIROL Yolande	Médecine du travail
Mme EVRARD Solène	Histologie, embryologie et cytologie
Mme FLOCH Pauline	Bactériologie-Virologie; Hygiène Hospit.
Mme GALINIER Anne	Nutrition
Mme GALLINI Adeline	Epidémiologie
M. GASQ David	Physiologie
M. GATIMEL Nicolas	Médecine de la reproduction
Mme GRARE Marion	Bactériologie Virologie Hygiène
M. GUERBY Paul	Gynécologie-Obstétrique
Mme GUILBEAU-FRUGIER Céline	Anatomie Pathologique
Mme GUYONNET Sophie	Nutrition
Mme INGUENEAU Cécile	Biochimie
M. LEPAGE Benoit	Biostatistiques et Informatique médicale
Mme MAUPAS SCHWALM Françoise	Biochimie
M. MIEUSSET Roger	Biologie du dével. et de la reproduction
M. MOULIS Guillaume	Médecine interne
Mme NASR Nathalie	Neurologie
Mme QUELVEN Isabelle	Biophysique et Médecine Nucléaire
M. REVET Alexis	Pédopsychiatrie, Addictologie
M. RIMAILHO Jacques	Anatomie et Chirurgie Générale
Mme SIEGFRIED Aurore	Anatomie et Cytologie Pathologiques
Mme VALLET-GAREL Marion	Physiologie
M. VERGEZ François	Hématologie

Maîtres de Conférences Universitaires de Médecine Générale

M. BRILLAC Thierry
Mme DUPOUY Julie

M. BISMUTH Michel
M. ESCOURROU Emile

Maîtres de Conférences Associés de Médecine Générale

Dr FREYENS Anne
Dr PIPONNIER David
Dr PUECH Marielle

Dr BIREBENT Jordan
Dr. BOUSSIER Nathalie
Dr LATROUS Leila

A ma mère,

Il s'agit de la première grande étape de ma vie à laquelle tu ne peux assister,

Je sais que tu veilles,

Tu me manques,

Je sais que tu aurais été fière,

Je te dédie cette thèse

A NOTRE MAITRE ET PRESIDENT DE THESE,

Monsieur le Professeur Philippe CHIRON

Vous nous faites l'honneur de présider ce jury de thèse et nous vous en sommes très reconnaissants.

Votre aisance chirurgicale, votre inventivité sont pour nous un exemple.

Nous sommes fiers de faire partie des élèves de votre école chirurgicale.

A NOTRE JURY DE THESE

Monsieur le Professeur Etienne CAVAIGNAC

Tes qualités chirurgicales, et ta constante recherche de l'excellence imposent le respect et l'admiration

Tu me fais l'honneur de juger cette thèse et je t'en remercie

A NOTRE JURY DE THESE

Monsieur le Professeur Franck ACCADBLE

Vos qualités chirurgicales et votre implication dans l'innovation en chirurgie pédiatrique sont un exemple

Vous me faites l'honneur de juger cette thèse et je vous en remercie

A NOTRE JURY ET DIRECTEUR DE THESE

Monsieur le Professeur Nicolas REINA

Ton investissement dans notre formation est remarquable

Ton aisance chirurgicale et tes connaissances théoriques nous impressionnent au quotidien

Tu m'as fait l'honneur de diriger ce travail et je t'en remercie

A NOTRE JURY DE THESE

Monsieur le Docteur Pascal CARIVEN

Mes passages dans ton service auront marqué mon évolution professionnelle et personnelle

Tes qualités de management au bloc opératoire mais également tes qualités chirurgicales sont un véritable exemple pour nous tous

Tu me fais l'honneur de juger cette thèse et je t'en remercie

« Le meilleur ami de merci est beaucoup »

A MES MAITRES D'INTERNAT

M. le Professeur Philippe Chiron
M. le Professeur Paul Bonnevialle
M. le Professeur Pierre Mansat
M. le Professeur Nicolas Bonnevialle
M. le Professeur Etienne Cavaignac
M. le Professeur Nicolas Reina
M. le Professeur Jérôme Sales de Gauzy
M. le Professeur Franck Accadbled

Aux PH & Chefs de Cliniques qui ont participé à ma formation, Bruno Chaminade, David Ancelin, Costel Apredoaei, Michel Rongière, Stéphanie Delclaux, Louis, Karine, Grégoire, Kepa, Gauthier, Mathieu, Thomas, Florence, Tristan, Vadim, Marine, Fanny, Samuel, Pierre

A l'équipe Albigeoise, Pascal, Romain, François, Yoann et Enrique, merci pour votre bienveillance

A l'équipe de Chirurgie Plastique, M. le Professeur Jean Louis Grolleau, M. le Professeur Benoit Chaput, Mohcine, Gilles, Hadrien, Dimitri, et Thomas, pour leur accueil et la bonne ambiance permanente

Aux équipes paramédicales des services où j'ai pu évoluer

A l'équipe d'imagerie EOS, sans qui ce travail n'aurait pas pu être mené à bien

A mes co-internes d'internat,
Yoann, Suzanne, Maxime, Rémi, Arthur, Arnault, Boris, Tim, Juliette, Thibaut, Hugo, Émilie, Corentin, Nicolas, Joana P, Joana G, Cerise, Chris, Greg, Juliette S, Élise, Charline, Robin, Corentin K, et tout ce que je ne cite pas

A ma famille, mais tout particulièrement à mon père Philippe, mes grands-parents Hubert & Francine, mon frère Hugo, Pascale, Nathalie, Robert, pour leur soutien permanent

A Kim,
Ma rencontre inspirante,
Mon tout au quotidien,
Merci pour ton soutien indéfectible
Je t'aime

**La planification numérique
(Traumacad) avec imagerie
EOS biplane des PTH : un
gain de précision dans la
restitution des longueurs des
membres inférieurs ?**

*Selon une étude randomisée, prospective,
mono centrique*

TABLE DES MATIERES

Définitions et méthodes de quantifications des données :	16
<i>Longueur des membres inférieurs :</i>	16
○ <i>ILMI réelle :</i>	16
.....	17
○ <i>Fausse ILMI :</i>	18
○ <i>L'offset :</i>	18
Pourquoi restaurer ces paramètres ?	20
La planification	22
Planification 2D :	23
La planification 3D :	25
L'apport de l'EOS :	25
○ <i>Les fondements :</i>	25
○ <i>Analyses des données de Face :</i>	26
○ <i>L'avantage de l'EOS face au scanner :</i>	26
Traumacad	27
Objectif de la recherche :	27
○ <i>Objectif principal :</i>	27
○ <i>Objectifs secondaires :</i>	28
Critères de jugements :	28
○ <i>Critère principal :</i>	28
○ <i>Critères secondaires :</i>	28
Matériel & Méthodes :	29
Schéma de l'étude :	29
.....	30
Sélection des patients :	31
○ <i>Les critères d'inclusions :</i>	31
○ <i>Les critères d'exclusions :</i>	31
Randomisation :	32
Paramètres démographiques & pré opératoires :	33
Techniques chirurgicales	33
Planification pré opératoire via le logiciel de planification numérique Traumacad (Brainlab) :	34
Évaluation des longueurs des membres inférieurs et de l'offset via le logiciel SterEOS :	35
RESULTATS :	39

Caractéristiques de la cohorte	39
Résultats radiologiques :	41
○ <i>Inégalité de longueur des membres inférieurs.....</i>	41
○ <i>Offset fémoral.....</i>	43
Résultats cliniques :	43
○ <i>Hanche oubliée.....</i>	43
○ <i>Fonction</i>	44
Réponse à l'objectif primaire (analyse statistique) :	44
Analyse quantitative :	45
Corrélation de la technique de mesure	49
○ <i>Fiabilité inter observateur :</i>	49
○ <i>Fiabilité intra observateur :</i>	51
Associations entre ILMI post-opératoire et d'autres variables	53
○ <i>valeur absolue de l'ILMI post-opératoire en fonction de la valeur absolue de l'ILMI pré-opératoire</i> 53	
○ <i>valeur absolue de l'ILMI post-opératoire en fonction de l'IMC</i>	54
○ <i>valeur absolue de l'ILMI post-opératoire en fonction de l'alignement</i>	54
○ <i>valeur absolue de l'ILMI post-opératoire en fonction de la forme du fémur</i>	55
Analyse multivariée de la valeur absolue de l'ILMI post-opératoire en fonction du groupe de randomisation.....	56
Corrélation entre taille des implants planifiées et définitifs	57
.....	57
<i>DISCUSSION</i> :	58
Analyse des résultats.....	58
○ <i>La cohorte</i>	58
○ <i>Résultats radiologiques</i>	58
○ <i>Objectif primaire</i>	59
○ <i>Objectifs secondaires & analyse statistique.....</i>	60
Autres méthodologies que la planification numérique & leurs résultats	63
○ <i>La planification pré opératoire 3D avec scanner.....</i>	63
○ <i>La planification pré opératoire 3D avec EOS.....</i>	64
○ <i>La navigation</i>	65
○ <i>Les instrumentations spécifiques</i>	66
○ <i>Réduction des couts</i>	67
La méthode de mesure.....	67
Répercussions cliniques	68
Causes & traitements des ILMI post-opératoire	69
Limitations méthodologiques.....	70
Conclusion	71
<i>BIBLIOGRAPHIE</i>	72

INTRODUCTION

L'inégalité de longueur des membres inférieurs (ILMI) après prothèse totale de hanche (PTH) est un problème central en chirurgie prothétique. Il s'agit de la première cause de conflit entre chirurgien et patient en chirurgie prothétique. L'ILMI est également corrélée à des complications subjectives mais également objectives.

Si les progrès les plus importants sont venus d'abord des implants et des modalités de fixations de ces derniers, la planification joue à l'heure actuelle un rôle majeur dans cette intervention. Il y a à l'heure actuelle 150 000 PTH par an en France, l'optimisation du résultat de ces prothèses passent par une restitution des longueurs des membres inférieurs. (1)

DEFINITIONS ET METHODES DE QUANTIFICATIONS DES DONNEES :

LONGUEUR DES MEMBRES INFÉRIEURS :

- *ILMI REELLE :*

L'inégalité de longueur des membres inférieurs se définit cliniquement par la différence de longueur entre l'épine iliaque antéro supérieure et la malléole médiale pour chaque côté, chez un patient debout.

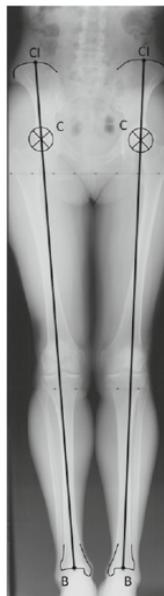


FIGURE 1 : MESURE DE LA LONGUEUR DES MEMBRES INFÉRIEURS, SOURCE : LA PTH DANS TOUS SES ETATS, SOFCOT

En pré-opératoire une télémétrie permet d'avoir une mesure fiable, car la mesure clinique peut s'avérer inexacte et imprécise. (2) Néanmoins c'est une étape importante à confronter aux données iconographiques. Cette mesure peut être faussée par un flessum de hanche ou de genou, de même la hauteur du centre de rotation de la hanche doit également faire partie des facteurs à prendre en considération. (3)

Pour une mesure fiable, il faut tracer une droite passant par le centre de rotation de la hanche et la ligne des crêtes iliaques, reliant le milieu de l'interligne de l'articulation tibio-talienne.

Sur un cliché de bassin de face, différents repères existent pour déterminer cette mesure :

- la ligne bi ischiatique ou des U radiologiques
- le centre des petits trochanters

La mesure de la distance les séparant permet de déterminer cette mesure comme illustrer ci-contre.

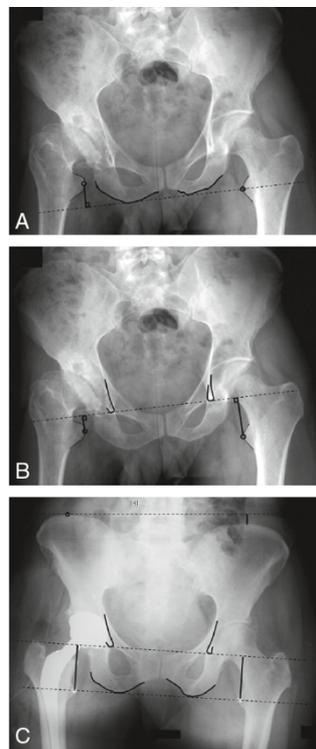


FIGURE 4: MESURE DE L'ILMI SUR UNE RADIO DE FACE, SOURCE : LA PTH DANS TOUS SES ETAT, SOFCOT

○ *FAUSSE ILMI :*

Après la pose d'une PTH, un tiers des patients déclarent ressentir une ILMI dans certaines études, néanmoins en définitive, un tiers de ceux-là avaient une ILMI réelle. (4) On parle alors d'inégalité fonctionnelle, ce qui sous-tend qu'objectivement l'ILMI est inexistante mais que le patient en ressent une. Les explications de ce phénomène peuvent être multiples et intriquées, un flessum, une insuffisance musculaire, une tension musculaire excessive par modification de la biomécanique par rapport à la hanche native.

○ *L'OFFSET :*

L'offset fémoral se définit comme la longueur entre le centre de rotation de la hanche et la ligne d'action des muscles abducteurs. Il existe également un offset acétabulaire, se définissant pour sa part par la distance séparant le centre de rotation de la hanche et la branche latérale du U radiologique. L'ensemble formant l'offset global.

La mesure de l'offset fémoral n'est pas aisée, en pratique nous la mesurons sur une radiographie standard de face avec la distance séparant le centre de rotation de la tête fémorale de l'axe fémoral, passant par la perpendiculaire.

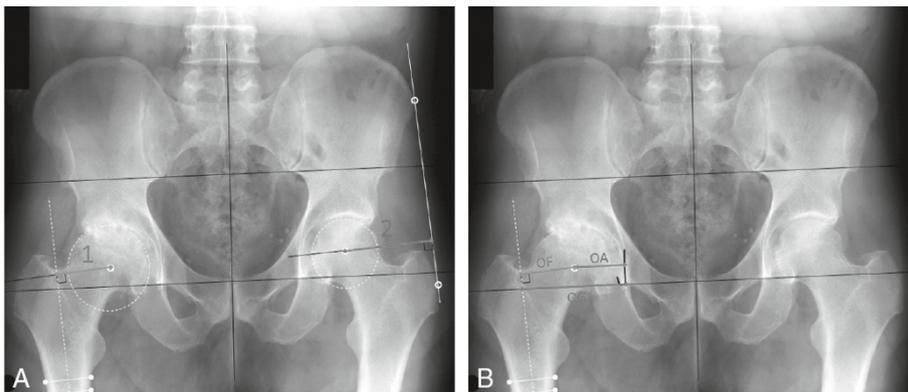


FIGURE 5: MESURE DE L'OFFSET SUR RADIOGRAPHIE DE FACE, SOURCE : LONGUEUR ET OFFSET DU MEMBRE INFÉRIEUR DANS LES ARTHROPLASTIE DE HANCHE, X. FLECHER

Sa valeur se situe aux alentours de 40 à 44 mm, cette dernière varie en fonction du varus et du valgus, mais également avec la rotation de la hanche sur la radiographie. (5) (6)

Sa mesure sur une radiographie standard de face nécessite plusieurs éléments pour être fiable, à savoir, un col fémoral de face, avec une rotation interne du membre inférieur de l'ordre de 20° permettant d'annuler l'antéversion du col fémoral, mesurée à 20° en moyenne.

Or cette technique reste peu reproductible pouvant générer des erreurs de mesures majeures pouvant aller jusqu'à 20% de la valeur réelle. (7) En effet, la rotation interne de 20° n'est pas gage d'effacer l'antéversion du col à chaque fois comme illustrer ci-dessous.

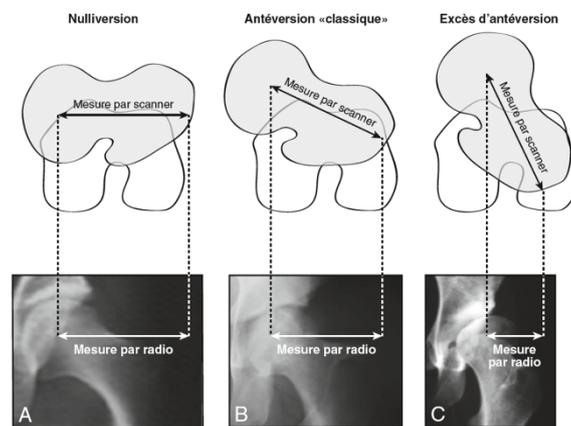


FIGURE 6: INFLUENCE DE LA ROTATION FEMORALE SUR L'OFFSET RADIOGRAPHIQUE, SOURCE : LONGUEUR ET OFFSET DU MEMBRE INFERIEUR DANS LES ARTHOPLASTIE DE HANCHE, X. FLECHER

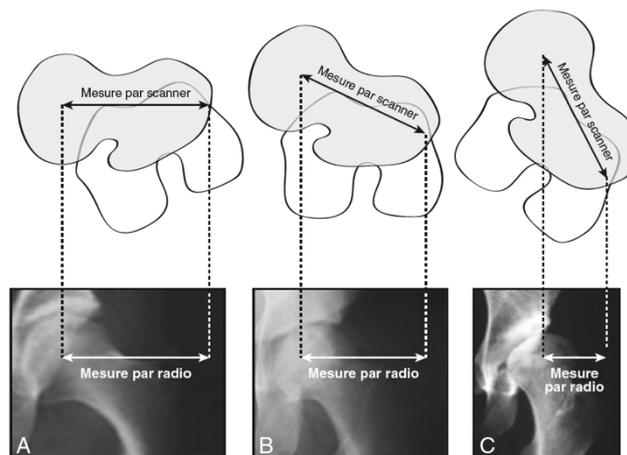


FIGURE 7: INFLUENCE DE L'ANTEVERSION FEMORALE SUR L'OFFSET RADIOGRAPHIQUE, SOURCE : LONGUEUR ET OFFSET DU MEMBRE INFERIEUR DANS LES ARTHOPLASTIE DE HANCHE, X. FLECHER

Dans la littérature, nous retrouvons des études ayant comparées la mesure radiographique et scannographique de l'offset, on constate que l'offset fémoral y est quasi systématiquement sous-estimé en moyenne de 3mm (8), cette erreur monte à 5mm pour 28% des cas. La radiographie standard montre donc des limites factuelles face au scanner ou à l'EOS.

POURQUOI RESTAURER CES PARAMETRES ?

C'est une question essentielle, en ce qui concerne l'ILMI, elle est relativement fréquente avec une incidence pouvant aller jusqu'à 50% des cohortes selon les études. (9) (10) Dans la majorité des cas, il s'agit d'un allongement, dans 97% inférieur à 1 cm. (11)

Les patients peuvent également prendre cela comme un échec de la chirurgie, il s'agit d'ailleurs du point de contentieux le plus fréquent en chirurgie prothétique de hanche. (12), la première cause de plainte et de dédommagement après PTH aux États-Unis. Outre cet aspect, l'ILMI peut avoir un réel impact clinique et fonctionnel sur le résultat de la PTH (13), on dénote notamment :

- Des douleurs dorso-lombaires
- Des sciatiques
- Des troubles de la marche
- Des instabilités (14)

En termes de retentissements et de complications, on trouve dans la littérature un lien entre descellement aseptique et ILMI. (15)

L'ILMI est donc un sujet majeur lorsqu'on parle du résultat d'une PTH, à l'heure actuelle aucune méthode ne permet de n'avoir aucune ILMI dans 100% des cas, les patients et le chirurgien doivent donc composer avec cette dernière lorsque celle-ci est présente. La limite entre une ILMI tolérable ou non reste encore un sujet de débat. (16) Néanmoins nous pouvons avancer le chiffre de 10 mm (17), seuil entraînant des retentissements en terme de boiterie, d'inclinaison du bassin, de nécessité de compensation par une semelle, de sentiment de déception par le patient. (18) Ce chiffre peut intervenir jusqu'à 32% des prothèses (4) (19)

Il ne faut pas omettre l'analyse préopératoire dans l'approche des ILMI, 90% de la population en présente une, majoritaire asymptomatique et même ignoré du patient. Dix pourcents de la population présente une ILMI d'environ 10 mm (20) S'ajoute ainsi l'usure du cartilage ce qui

peut aggraver cette inégalité ou bien la normaliser en fonction du côté préalablement incriminé. Dans ce contexte, un patient qui va bénéficier d'une PTH peut se retrouver avec une ILMI qui devient alors symptomatique. Tout cela nécessite une information pré opératoire claire, ce qui sous-tend la connaissance par le chirurgien de ce paramètre en pré opératoire. Les ILMI, réelles ou fonctionnelles, peuvent être associées à un bassin oblique. Cette obliquité peut être classée en trois catégories :

- Supra pelvienne, donc une origine rachidienne

On peut par exemple citer la scoliose, dans ce cas, le patient décrit une sensation d'ILMI, objectivement les deux membres ont bien la même longueur, il s'agit d'un phénomène compensatoire de la scoliose. Cette analyse est importante à avoir en pré opératoire car le patient doit bien avoir conscience que la PTH ne pourra pas régler un tel problème.

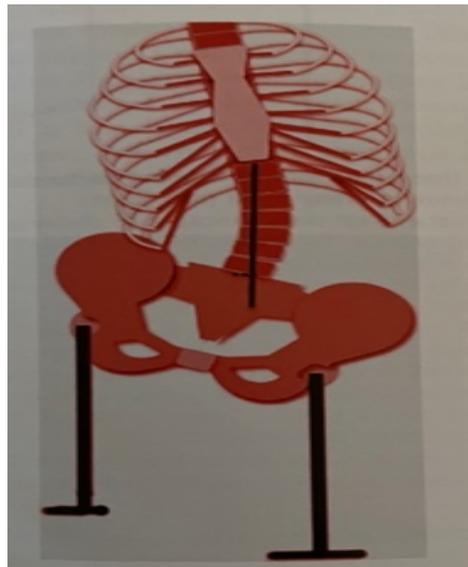


FIGURE 8: ILLUSTRATION CONSEQUENCE D'UNE SCOLIOSE SUR LA LONGUEUR DES MEMBRES INFÉRIEURS (SOURCE : LA PTH DANS TOUS SES ETATS, SOFCOT 2017)

- Infra pelvienne, l'origine est dans ce cas-là située sous les ischions

Cette dernière ne peut pas être corrigée par la PTH sans compromettre les résultats de cette dernière, cette situation nécessite donc la plus grande attention en préopératoire et une information claire pour le patient.

- Intra pelvienne : la plus facilement corrigeable par la pose d'une PTH

Les causes sont variées, de l'ILMI dû à l'usure cartilagineuse en passant par la hanche dysplasique complexe L'analyse préopératoire permettra d'anticiper ces difficultés.

L'offset est également un sujet majeur lorsque nous parlons de PTH. Sa restauration est un facteur clef, en effet sa diminution peut être à l'origine d'une boiterie (6) , d'une instabilité, (21) d'une réduction de l'amplitude des mouvements (22), d'effets cames (23) , tous ces éléments permettent de prendre conscience de l'enjeux de ce paramètre. Une influence sur la survie des implants a également été mise en évidence dans la littérature (24) (25) A l'inverse l'allongement de l'offset pourrait être en lien avec une sensation d'ILMI lié à la tension des muscles abducteurs qui est majorée, la tendance va vers une normalisation en quelques semaines dans ce cas de figure. Si l'étude d'une diminution de l'offset a été large, l'analyse des conséquences d'un allongement de ce dernier est moins fournie dans la littérature.

Nous venons de développer deux paramètres majeurs dans le résultat des PTH, la question découlant de ce constat est, comment les restaurer ? A ce titre la planification va être un outil précieux pour le chirurgien.

LA PLANIFICATION

Comme nous l'avons déjà exposé, l'objectif primaire d'une prothèse totale de hanche est de restituer au patient une articulation indolore, permettant le retour à une activité normale. Ces exigences sont aujourd'hui décuplées car les indications des PTH, au vu de la large durée de vie des implants, s'étendent désormais à des patients jeunes, ayant des besoins en terme de d'activités sportives ou de travail en force. L'objectif de la prothèse de hanche oubliée est désormais bien connu du grand public, renforçant les attentes autour de cette chirurgie dans toutes les classes d'âges. De fait, le positionnement des implants devient donc plus que jamais un enjeu primordial afin d'optimiser les performances intrinsèques des implants. (26) (27) In fine, l'objectif étant de restaurer une biomécanique de hanche aussi proche que possible de la normale.

La planification va donc être un outil pré opératoire, nous permettant d'anticiper les éventuelles difficultés potentielles, qu'elles soient en lien avec l'anatomie du patient ou avec sa pathologie, les tailles des implants, mais également des paramètres jouant un rôle clef dans la biomécanique de la hanche, développés précédemment, à savoir :

- L'offset fémoral
- Le centre de rotation de l'articulation, correspondant au centre de l'acétabulum natif
- Les longueurs des membres inférieurs

La restauration de ces derniers paramètres permet, outre l'optimisation des implants prothétiques, de réduire le risque de complications post opératoires (28) (29) mais également d'augmenter leur durée de vie. (30)

Il existe différents moyens de réaliser cette planification, nous allons les développer.

PLANIFICATION 2D :

La planification 2D dont le début remonte à 1975 avec J. Charnley et M.E Muller, qui ont été les premiers à décrire la planification sur des radiographies standards antéropostérieures du bassin à l'aide de calques. (31) Des critères de qualités ont été établies pour la réalisation de ces radiographies, à savoir position debout, genoux en extension, pieds en rotation interne maximale. La numérisation des radiographies a permis d'améliorer la qualité des images mais également l'agrandissement, ce qui a bénéficié à la planification 2D. (32)(33) Il s'agit encore à l'heure actuelle de la technique de planification la plus utilisée, certainement du fait de son coût quasi inexistant.

L'objectif ne diffère pas de la planification au sens large, à savoir, prévoir la future articulation prothétique et restaurer une biomécanique de hanche la plus normale possible.

Pour cela, le chirurgien va définir le centre de l'articulation coxo-fémorale, la position de la cupule ainsi que sa taille, choisir l'implant fémorale et sa taille, ce qui permet de définir, le niveau de la coupe fémorale, ainsi que la longueur du col et donc de restaurer théoriquement l'offset fémoral.

Néanmoins, la planification bidimensionnelle n'a pas que des avantages, elle représente une projection 2D de structure 3D, elle semble être peu précise avec un taux d'échec pouvant aller jusqu'à 70% dans la prédiction de la taille des implants. (32) Au niveau fémoral, il a été démontré qu'il n'y avait pas de corrélation entre les dimensions du canal dans le plan antéro-postérieur et médio-latéral, ce qui sous-entend que la taille de la tige peut être lié au plan sagittal. (34) Elle a également une tendance à la sous-estimation de l'offset fémoral, en moyenne de 3,5

LA PLANIFICATION 3D :

Elle se base sur la réalisation d'un scanner, examen iconographique irradiant, chez un patient en décubitus dorsal, elle peut également se faire à partir d'examen radiographique avec une acquisition bi plane. Son principal avantage se situe dans l'évaluation de la densité osseuse, permettant d'anticiper les difficultés éventuelles de passages de râpes, et de fractures per opératoires. Dans la littérature, nous retrouvons de nombreuses études comparant 2D vs 3D, néanmoins ces études se concentrent sur la prédiction de la taille de l'implant et non sur des paramètres plus importants tel que les ILMI par exemple. (36) (37)

L'APPORT DE L'EOS :

○ LES FONDEMENTS :

Nous devons cette technologie aux travaux du prix Nobel de physique Georges Charpak. Cette imagerie est réalisée en position de fonction en appui complet à l'inverse du scanner qui s'effectue en décubitus dorsal. Le patient est donc dans une cabine spécifique, debout, en charge totale, présentant ses coudes fléchis, mains sur les pommettes ou sur les clavicules. Si le patient n'est pas en mesure de tenir debout par ses propres moyens, une barre d'appui antérieure est à sa disposition.



FIGURE 10: ILLUSTRATION D'UNE CABINE EOS

L'imagerie EOS est fondée sur l'acquisition de deux radiographies orthogonales de face et profil de façon simultanées, par un balayage linéaire de haut en bas, image dites bi plane, tout

cela avec une dose d'irradiation extrêmement faible, 10 fois moins qu'une radiographie standard à titre d'exemple. (38) (39) Ainsi on obtient in fine une image sans distorsion, sans agrandissement parfaitement exploitable dans le cadre de la planification d'une part mais également pour le suivi des patients. L'acquisition peut s'étendre des crêtes iliaques jusqu'aux pieds, dans ce cas de figure il faudra une dizaine de secondes d'acquisition ; s'il s'agit d'un EOS corps entier, une vingtaine de secondes seront alors nécessaires.

La précision de cette modalité d'iconographie a été éprouvée dans la littérature, en comparaison aux radiographies standards mais également aux scanners. (40) (41) (42)

○ *ANALYSES DES DONNEES DE FACE :*

L'EOS permet de répondre à une première question importante, à savoir, existe-t-il une ILMI réelle, ou bien est-elle fonctionnelle ?

Dans le cadre d'un bassin oblique, si l'imagerie a bien pris l'ensemble du rachis elle permettra de statuer sur son origine, mais également en comparant le cliché de face debout et assis de déterminer si nous sommes face à un bassin oblique réductible ou non.

Autre élément d'analyse sur une imagerie EOS de face, la rotation du bassin en position debout. On distingue deux types de rotations, la première dîtes en iliaque antérieure, qui a pour conséquence une majoration de l'ouverture antérieure du cotyle, il s'agit d'une donnée importante pour le praticien lors de l'orientation de la cupule, en effet si l'opérateur pose une cupule avec une antéversion standard, il existe un excès d'antéversion et donc un risque d'instabilité. A l'inverse, la rotation dîtes en iliaque postérieure entraine un risque d'instabilité postérieure en position assise.

L'EOS a fait ses preuves dans l'évaluation de la qualité d'implantation, il s'agit d'un outil fiable, reproductible. Lazenec et al. l'ont comparé à la radiographie standard dans une étude incluant 110 patients, montrant la supériorité de l'EOS dans l'évaluation de l'offset notamment. (43) (44)

○ *L'AVANTAGE DE L'EOS FACE AU SCANNER :*

L'EOS apporte un avantage à la planification face au scanner, car il permet l'appréhension posturale globale du sujet, ce que ne fait pas un scanner dont l'acquisition se fait en décubitus dorsal.

Le logiciel sterEOS est une aide précieuse dans l'analyse de ces iconographies EOS que ce soit en pré mais également en post opératoire. Cet examen a même démontré sa supériorité face au scanner dans certaine situation, O Mayr et al. ont démontré dans une étude récente que l'évaluation de la torsion fémorale était indépendante de la position de la jambe avec une imagerie EOS, ce qui n'est pas le cas avec le scanner. (45) De même en post opératoire des PTH, Esposito et al. ont démontré dans une étude comparative que l'EOS était tout aussi fiable dans l'évaluation du positionnement des implants. (46)

Grace à des points anatomiques identifiés sur l'examen du patient et à la référence d'une base de données statistiques, le logiciel permet la production d'un modèle 3D en charge du patient. Cette modélisation permet de fournir différentes informations telles que :

- La longueur des membres inférieurs
- L'offset fémoral
- L'angle CDD'

TRAUMACAD

Traumacad est un logiciel très implanté dans le domaine de la modélisation orthopédique. Depuis 2009, il propose une solution à la planification dans le cadre des PTH. Il inclue une bibliothèque d'implants, une intégration au PACS (Picture Archiving and Communication System) local ce qui permet d'importer l'iconographie dans le logiciel, mais également d'exporter le résultat de la planification sur le PACS. Il s'agit d'un outil numérique fiable, éprouvé dans la littérature.(47)

OBJECTIF DE LA RECHERCHE :

Nous utilisons au quotidien pour nos PTH la planification via le logiciel numérique Traumacad sur imagerie EOS. Nous avons voulu à travers une étude tester l'efficacité de cette combinaison.

○ OBJECTIF PRINCIPAL :

Notre objectif principal était la comparaison de la restitution longueurs des membres inférieurs après arthroplastie totale de hanche avec TraumaCad et sans planification numérique. La population concernée était représentée par les patients en attente de PTH de 1ere intention.

○ *OBJECTIFS SECONDAIRES :*

Les objectifs secondaires étaient définis par la comparaison de la reproductibilité des tailles des implants prédits par le logiciel et l'implant posé en per opératoire par le chirurgien. La comparaison recherchait le taux de discordance entre la planification et les dispositifs implantés. Et également la comparaison de l'offset fémoral dans les 2 groupes sur la radiographie au 3e jour postopératoire. Un suivi clinique a été réalisé par l'application Orthense,.

CRITERES DE JUGEMENTS :

○ CRITERE PRINCIPAL :

Le critère de jugement principal était l'inégalité des membres inférieurs postopératoire mesurée sur la radiographie EOS au 3e jour postopératoire. Cette mesure était quantitative et continue. L'évaluateur était indépendant du chirurgien.

Cette mesure était réalisée en aveugle de la planification préopératoire et renouvelée par un deuxième évaluateur.

○ CRITERES SECONDAIRES :

Comparaison de la reproductibilité des tailles des implants fémoraux prédits par le logiciel et l'évaluation du chirurgien. La comparaison recherchait le taux de discordance entre la planification et les dispositifs implantés. L'exactitude était considérée comme une concordance parfaite. L'évaluation a taille ± 1 a été également réalisée.

Comparaison de paramètres secondaires de la coxométrie dans les 2 groupes sur la radiographie au 3e jour postopératoire. L'offset était une variable continue quantitative entre l'axe du fémur et le centre de rotation.

Il s'agissait d'un essai de supériorité. Nous avons l'hypothèse que, dans le groupe de référence, la valeur absolue de l'inégalité de longueur moyenne postopératoire est inférieure à 5 mm (intervalle ± 5 mm) (5) et nous avons considérés, que la stratégie évaluée serait intéressante si la valeur de l'inégalité de longueur postopératoire était dans l'intervalle ± 3 mm.

MATERIEL & METHODES :

SCHEMA DE L'ETUDE :

Les patients opérés d'une PTH de première intention au sein du service d'Orthopédie du CHU de Toulouse Purpan – Pierre Paul Riquet ont été inclus sur la période de octobre 2020 à mai 2021 dans cette étude prospective randomisée, mono centrique.

Après vérification de l'absence de critères d'exclusions, chaque patient faisait l'objet d'une randomisation aléatoire afin d'établir deux groupes, le premier (groupe A) pour lequel l'opérateur réalisait la planification numérique préopératoire, le deuxième (groupe B), non planifié constituant le groupe contrôle. La planification était réalisée par le chirurgien sénior. Ce dernier recevait le résultat de la randomisation, afin de ne planifier que les patients du groupe A.

Le protocole de prise en charge postopératoire était le suivant :

A J1 post opératoire, les patients étaient pris en charge par l'équipe de kinésithérapie. A J3, les patients bénéficiaient d'une imagerie EOS selon les mêmes modalités qu'en pré opératoire à savoir une iconographie bi plane, face et profil, corps entier.

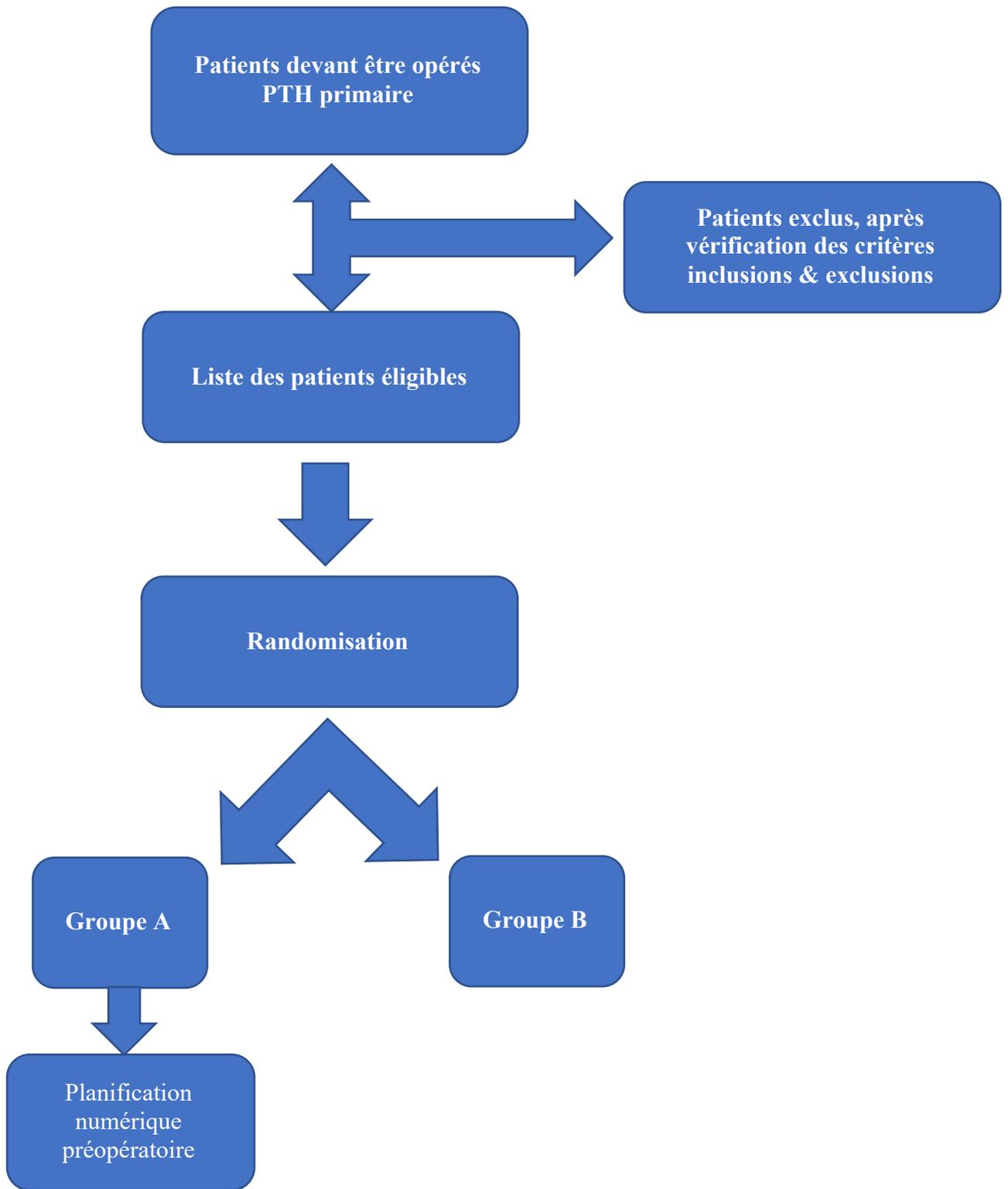


FIGURE 11: DEROULE HEBDOMADAIRE DURANT LA PERIODE DE J1 A J3 POST OPERATOIRE

SELECTION DES PATIENTS :

Les patients ont été inclus dans l'étude de façon prospective.

○ *LES CRITERES D'INCLUSIONS :*

Il s'agissait des patients majeurs opérés pour une PTH de première intention dont l'étiologie sous-jacente était une coxarthrose primitive ou une ostéonécrose aseptique de la tête fémorale, ayant bénéficiés d'une imagerie EOS pré opératoire debout corps entier face et profil.

○ *LES CRITERES D'EXCLUSIONS :*

- Les indications de PTH pour une fracture, en effet chez cette catégorie de patients, l'imagerie EOS n'est pas envisageable en pré opératoire.
- Les indications de PTH pour tumeur ou infection, les objectifs chirurgicaux mais également fonctionnels de ces catégories-là ne sont pas les même que les PTH standards rendant leur inclusion impossible au risque d'entraîner un biais majeur, au même titre que la catégorie précédente.
- Patients mineurs, sous tutelles ou curatelles, IMC > 35, station bipode impossible en pré opératoire
- Chirurgie de reprise ou trouble architectural majeur (hanche dysplasique, ILMI > 2 cm)

L'accord du comité d'éthique de notre institution a été obtenu préalablement au début de cette étude. Cent trente-quatre patients ont été inclus selon les critères établis.

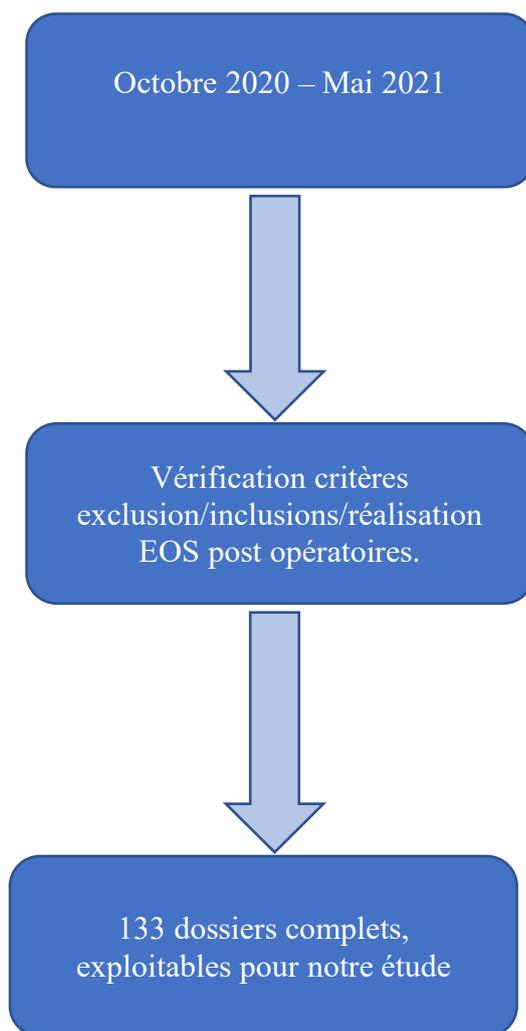


FIGURE 12: FLOW CHART

RANDOMISATION :

Nous avons établi une étude avec une randomisation 1 :1.

Ainsi les patients étaient vus en pré opératoire, la veille de l'intervention chirurgicale afin de recueillir le consentement de participation à cette étude.

Chaque patient était randomisé de façon aléatoire via un logiciel adapté dans un des deux groupes suivants :

A : Planification numérique, les patients sont planifiés en pré opératoire à partir de leur imagerie EOS sur le logiciel Traumacad

B : Ce groupe n'est pas planifié et constitue le groupe contrôle de notre étude comparative

PARAMETRES DEMOGRAPHIQUES & PRE OPERATOIRES :

L'ensemble des paramètres démographiques : âge, sexe, indice de masse corporelle (IMC) ont été recueillis sur notre base de données institutionnelles.

En ce qui concerne les paramètres pré opératoires de la planification et iconographiques, nous les avons récoltés à partir du PACS de notre service hospitalier. Le suivi clinique des patients par l'application Orthense, a permis l'évaluation clinique des deux groupes.

TECHNIQUES CHIRURGICALES

L'ensemble des patients ont été opérés un chirurgien sénior expérimenté. L'installation des patients se faisait en décubitus latéral sur une table standard avec des appuis postérieurs et antérieurs permettant de maintenir la position tout le long de l'intervention. La voie d'abord était une voie de type mini-post, i.e. postérolatérale modifiée avec conservation du *musculus piriformis*.

Les implants utilisés sont les suivants :

Les tiges :

- Tige courte, non cimentée : OPTIMYS, Mathys®

Les cotyles :

- Double mobilité, non cimentée : NOVEA, Serf® ou DUPLEX, Adler®
- Polyéthylène plein, non cimenté : POLYMAX, Adler®

En pré opératoire, l'évaluation de la longueur des membres inférieurs et de l'offset se basait sur des paramètres classiques tels que la tension musculaire, la stabilité, et la longueur du membre en comparaison au côté opposé.

PLANIFICATION PRE OPERATOIRE VIA LE LOGICIEL DE PLANIFICATION NUMERIQUE TRAUMACAD (BRAINLAB) :

Afin de réaliser la planification pré opératoire de nos PTH, nous avons utilisé le logiciel Traumacad. (47)

A partir de l'iconographie EOS pré opératoire, nous obtenions un bassin de face utilisable sans problème d'agrandissement et d'échelle (48) , or la littérature a bien mis en évidence que les erreurs de calibrage avaient une influence délétère sur le rendement de la planification. (49)

L'opérateur en charge de la planification commence par sélectionner le calque de l'implant acétabulaire, sélectionne la taille et la position de l'implant en respectant une inclinaison d'environ 40 à 50°, dans le plan frontal, la cupule ne doit pas être positionnée plus bas que le U radiologique, la limite médiale étant matérialisée par la ligne de Köhler. Dans un second temps, l'implant fémoral est sélectionné, l'opérateur choisit la taille et positionne l'implant en assurant un pressfit de ce dernier en zone métaphysaire.

Au total cette planification, permet à l'opérateur de déterminer le niveau de coupe du col fémoral, ainsi que la longueur de l'offset fémoral et la modification de longueur des membres inférieurs induit par sa planification.

L'objectif de l'opérateur était d'obtenir une ILMI résiduelle à 0, avec une restauration de l'offset de la hanche native.

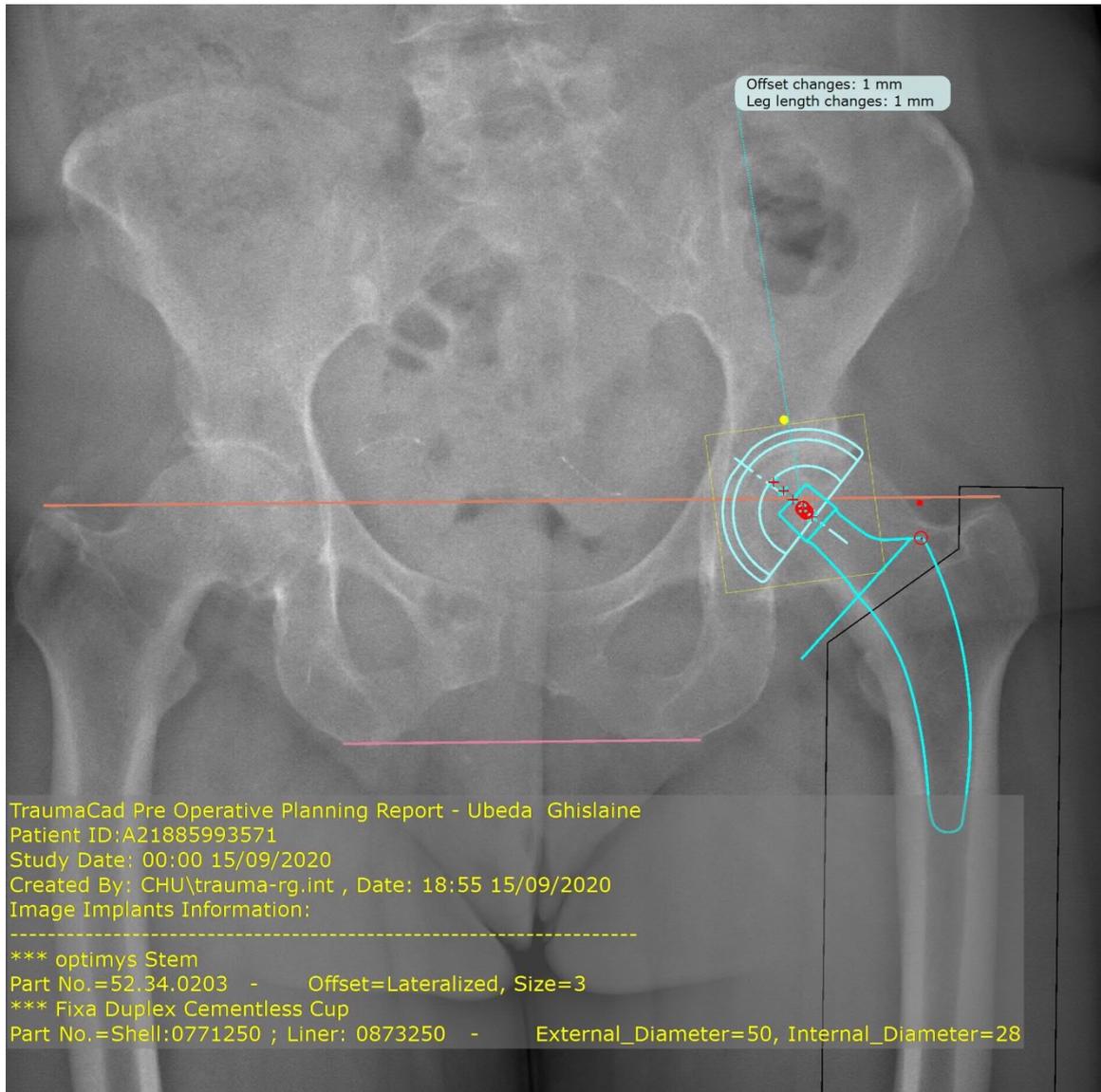


FIGURE 13: RESULTAT PLANIFICATION TRAUMACAD

ÉVALUATION DES LONGUEURS DES MEMBRES INFÉRIEURS ET DE L'OFFSET VIA LE LOGICIEL STEREOS :

L'analyse des données iconographiques a été réalisé sur le logiciel dédié sterEOS (EOS 3D).

Il s'agit d'un logiciel spécifique à l'analyse des clichés EOS. Il nous permet par l'intermédiaire du placement de points et du repère de structures anatomiques une reconstruction 3D de l'ensemble du membre inférieur, permettant au final l'obtention de la longueur du membre (50), l'offset fémoral entre autres. EOS 3D a fait l'objet dans la littérature d'études permettant de garantir sa reproductibilité. (51) (52) (53)



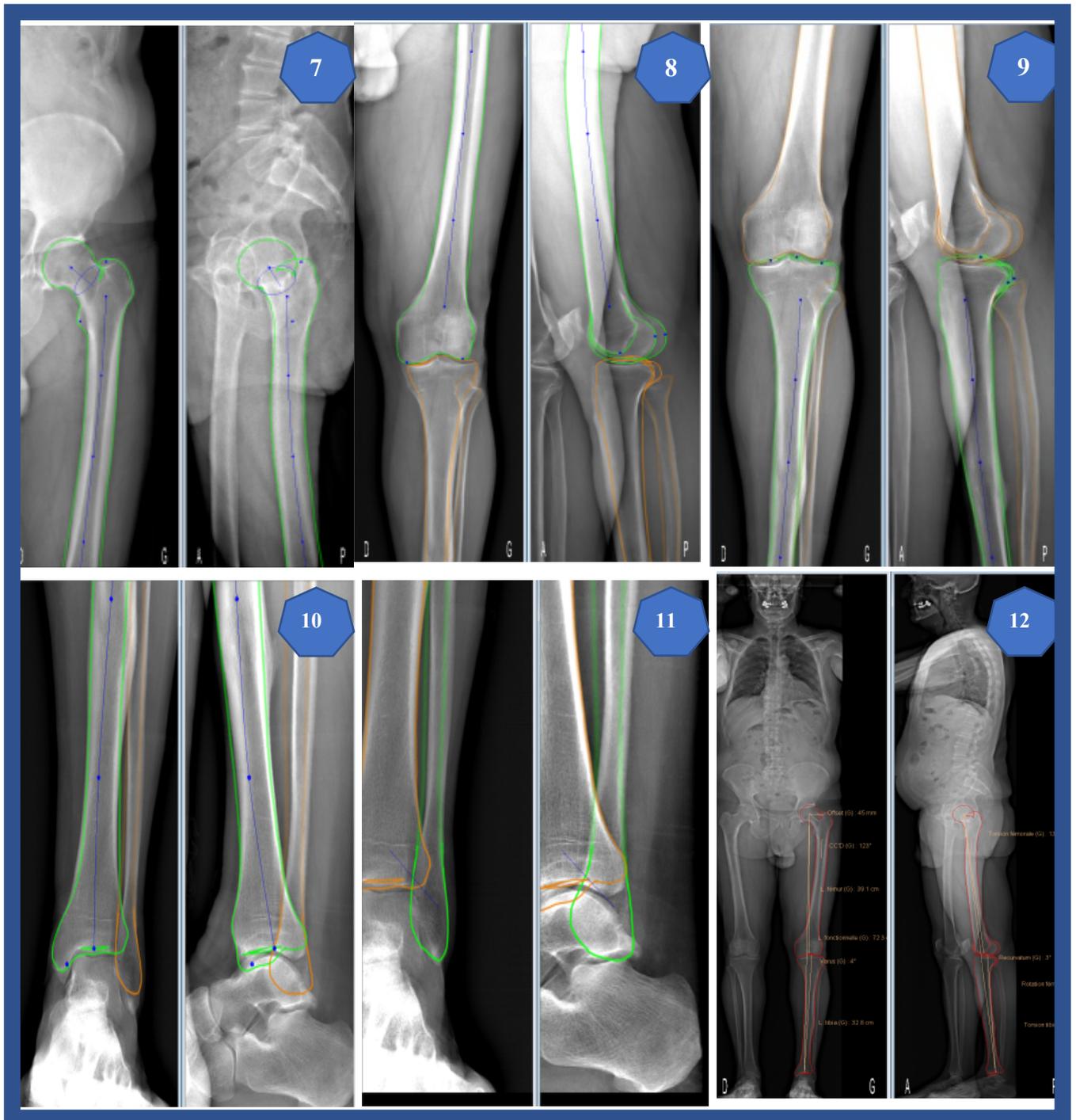


FIGURE 12 : METHODOLOGIE REALISATION DES MESURES SUR STEROS

1/2 : Ouverture iconographie sur le logiciel sterEOS, placement de 3 points selon l'angle HKA

3 : Placement d'un cercle épousant la tête fémorale, face et profil simultanément

4 : Placement de deux hémi cercles épousant les condyles , simultanément face et profil, d'un point sur la distalité de la ligne de Blumensaat

5 : Placement d'un point sur le 1/3 inf du fémur et d'un point sur le sommet des épines tibiales

6 : Placement d'un point sur la mortaise, centré face et profil

7/8/9/10/11 : Contouring des structures osseuses face et profil

12 : Obtention d'un modèle avec les mesures : HKA/ Longueur du membre / Longueur Tibia & Fémur / Offset fémoral / Torsion fémorale

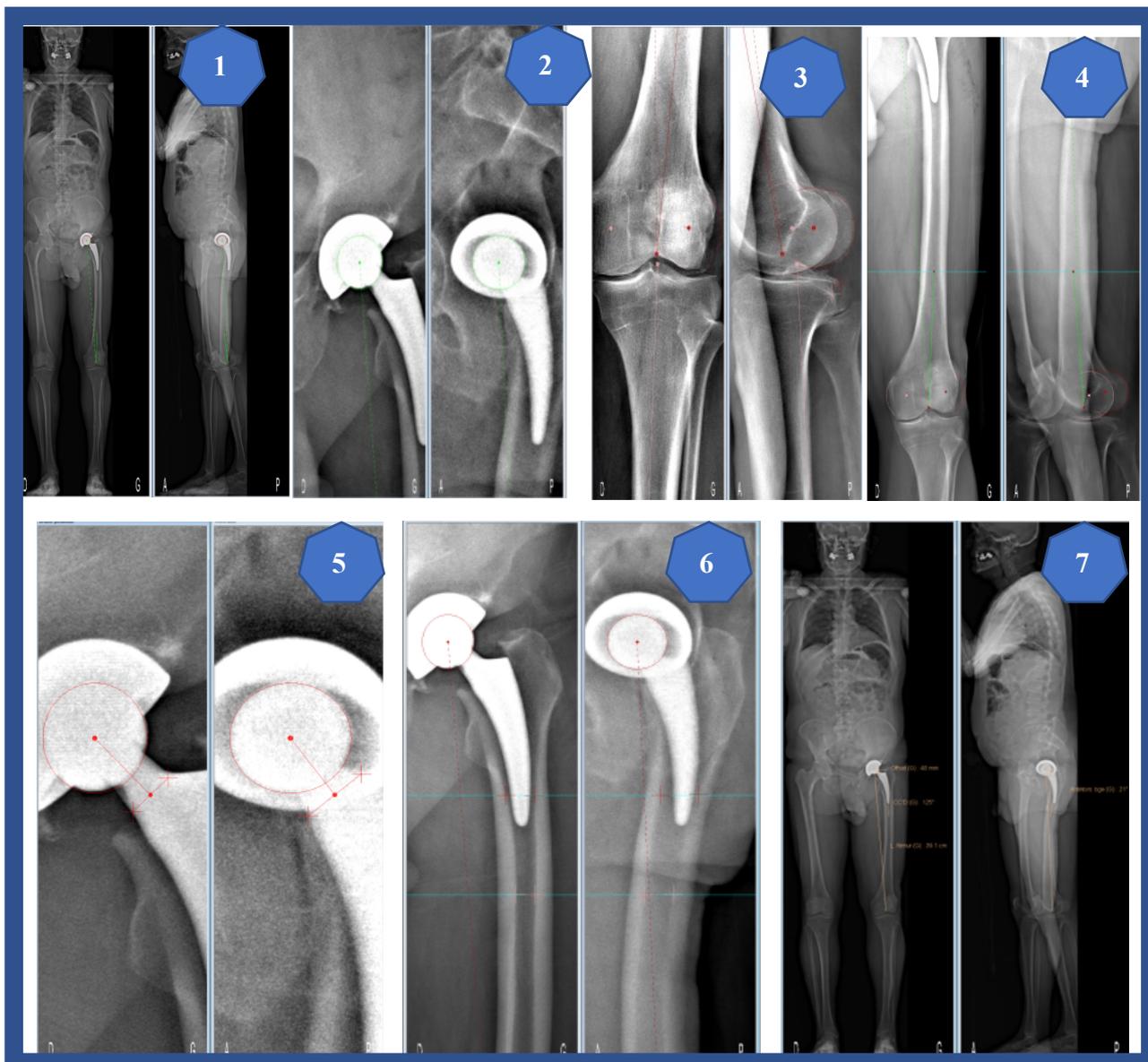


FIGURE 13 : METHODOLOGIE DE MESURE SUR STEREOS, AVEC IMPLANT

- 1 : Ouverture iconographie , placement des points HK de l'angle HKA
- 2 : Placement d'un cercle sur la tête prothétique face et profil
- 3 : Placement de deux cercles moulant les condyles et d'un point sur la distalité de la ligne Blumensaat
- 4 : Placement d'un point 1/3 inférieur de la diaphyse fémorale, centré face et profil
- 5 : Placement de deux points à la base du col fémoral face et profil
- 6 : Placement de 4 points à la jonction entre la ligne du logiciel et la face interne de la corticale, face et profil
- 7 : Obtention d'un modèle avec les mesures : Offset fémoral / CDD' / Version fémorale

RESULTATS :

CARACTERISTIQUES DE LA COHORTE

L'évaluations de nos résultats s'est porté sur 133 patients, qui ont tous réalisé le protocole EOS pré et post opératoire.

Le groupe A, ayant bénéficié de la planification numérique sur TraumaCad est composé de 69 patients contre 64 pour le groupe B. Les caractéristiques des deux groupes sont présentées dans le Tableau 1.

	Groupe A	Groupe B
Effectif	69	64
Genre ((% H – F)	61% (42) – 39% (27) F	55% (35) F – 45% (29) H
Age moyen (min ; max)	60 (min 18 ; max 89)	63 (min 24 ; max 87)
IMC (moy. Kg/m ²)	26,9	25,7

TABLEAU 1: CARACTERISTIQUES DE LA COHORTE

Nous avons 122 coxarthroses, réparti de façon équitables entre les deux groupes, nous avons également 8 ostéonécroses aseptiques dans le groupe A contre 2 dans le groupe B.

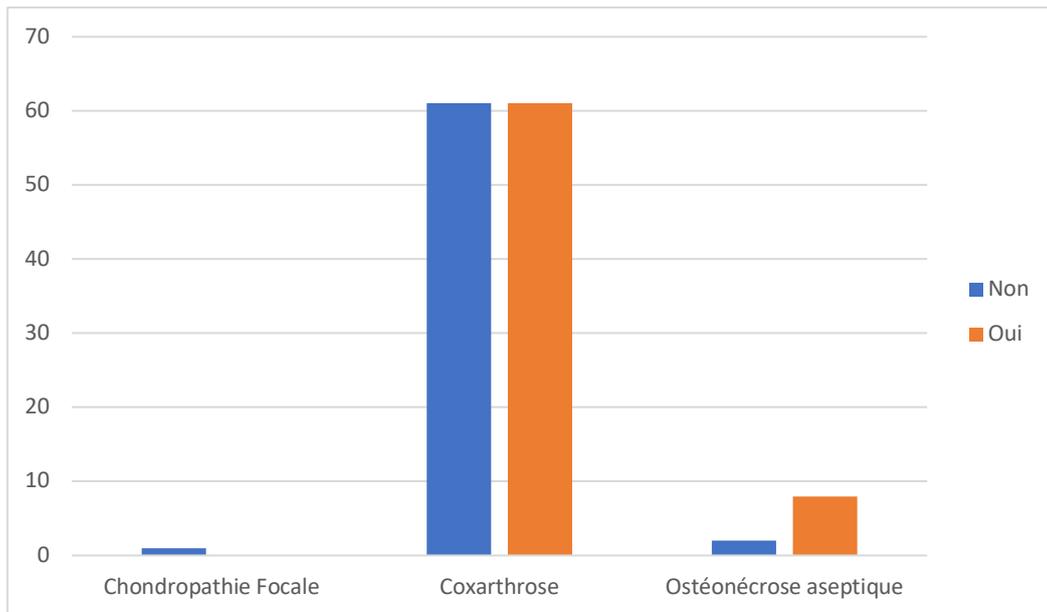


FIGURE 14 : REPARTITION DES ETIOLOGIES

L'utilisation des cupules à double mobilité étaient très largement majoritaires dans les deux groupes, sans différence entre ces derniers. ($p= 0,24$). En ce qui concerne les tiges fémorales, un design unique de tiges courtes a été utilisé. Un seul type de voie d'abord, postérieure mini invasive, a été réalisé dans l'ensemble des cas.

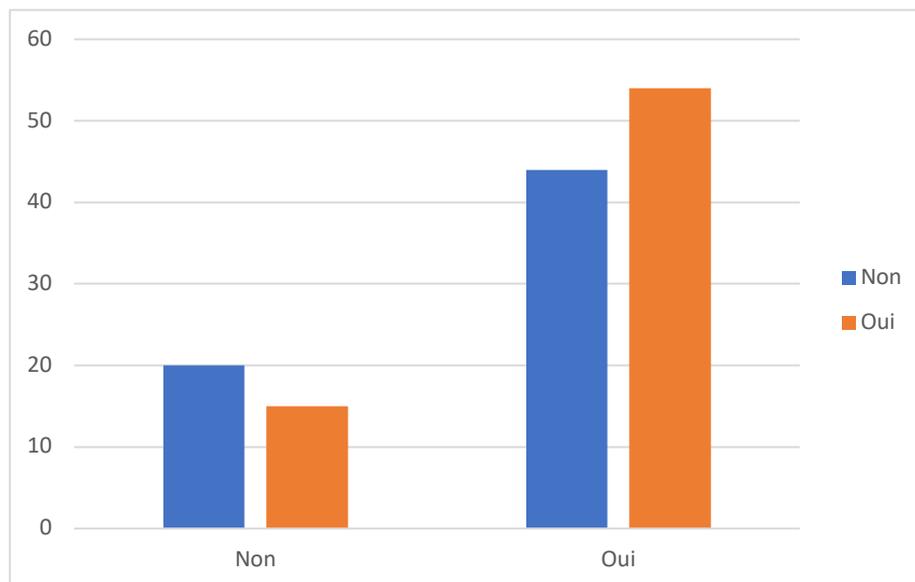


FIGURE 15 : REPARTITION DES CUPULES DM

Les formes fémorales ont été définies pour l'ensemble des patients par l'intermédiaire de l'indice de DORR, (54) la répartition est homogène dans les deux groupes de randomisation.

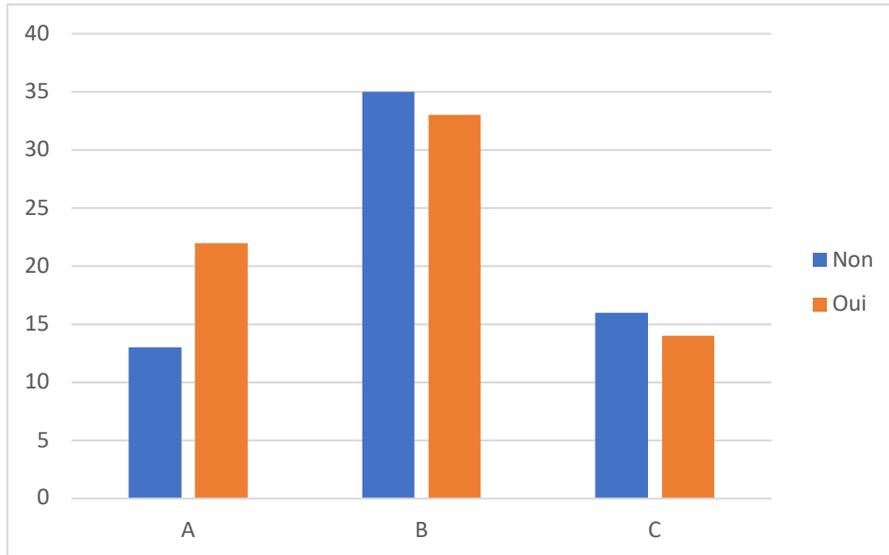


FIGURE 16 : REPARTITION DES FORMES DE FEMUR SELON L'INDICE DE DORR

RESULTATS RADIOLOGIQUES :

- *INEGALITE DE LONGUEUR DES MEMBRES INFERIEURS*

En pré opératoire :

En pré opératoire, l'ILMI moyenne pour le groupe A était de 0,51 mm, pour le groupe B elle était de 0,21 mm. ($p=0.86$)

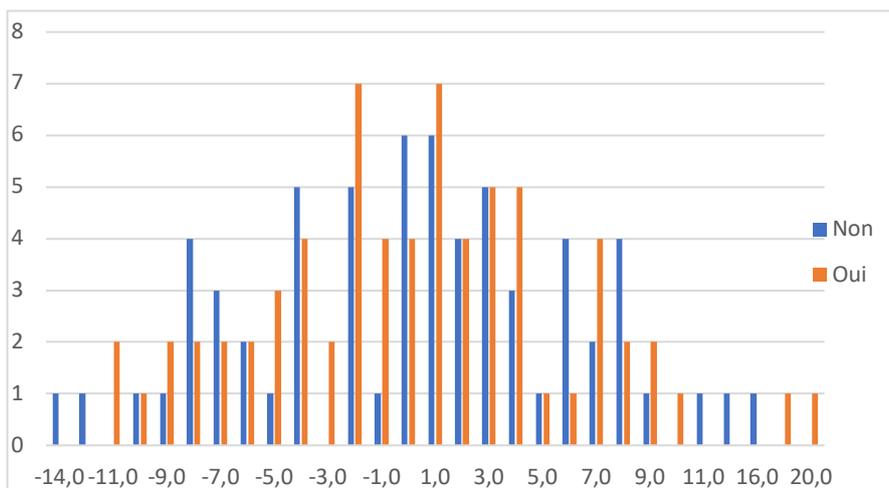


FIGURE 17 : REPARTITION DES ILMI PRE OPERATOIRE

En post opératoire :

L'ILMI post opératoire du groupe B était de -0,63 mm en moyenne soit un raccourcissement par rapport aux membres non opérés, pour le groupe A, elle était de 0,51 mm ($p=0.65$).

La répartition des patients était la suivante :

▪ Groupe A :

- Raccourci (-6 mm et moins) : 8 patients, soit 12% de la cohorte
- Isométrique (entre -5 et 5 mm) : 55 patients, soit 80% de la cohorte
- Allongé (6mm et plus) : 6 soit 8% de la cohorte
- Entre -3 et 3 mm, 40 patients, soit 58% de la cohorte
- Allongement supérieur ou égal à 10mm : 2 patients soit 3% de la cohorte
- 46% sont allongés de 1mm ou plus

▪ Groupe B :

- Raccourci (-6 mm et moins) : 17 patients soit 27% de la cohorte
- Isométrique (entre -5 et 5 mm) : 31 patients soit 57% de la cohorte
- Allongé (6mm et plus) : 16 patients soit 26% de la cohorte
- Entre -3 et 3 mm, 25 patients, soit 39% de l'effectif.
- Allongement supérieur ou égal à 10mm : 5 soit 8% de la cohorte

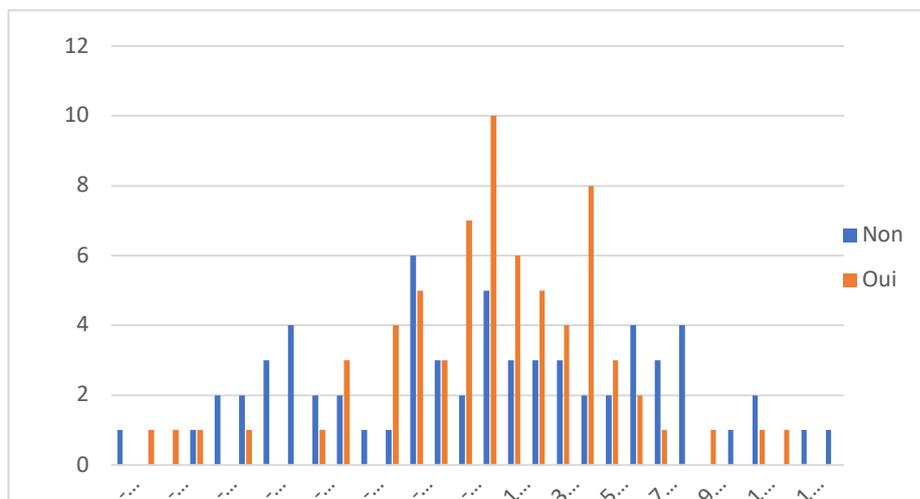


FIGURE 18 : REPARTITION DES ILMI POST OPERATOIRE

○ *OFFSET FEMORAL*

L'offset fémoral moyen pré opératoire était de 43,3 pour le groupe A contre 40,7 pour le groupe B. Le delta de correction qui correspond à la différence entre l'offset fémoral post opératoire et l'offset fémoral pré opératoire pour un patient donné, a été retranscrit dans la figure suivante.

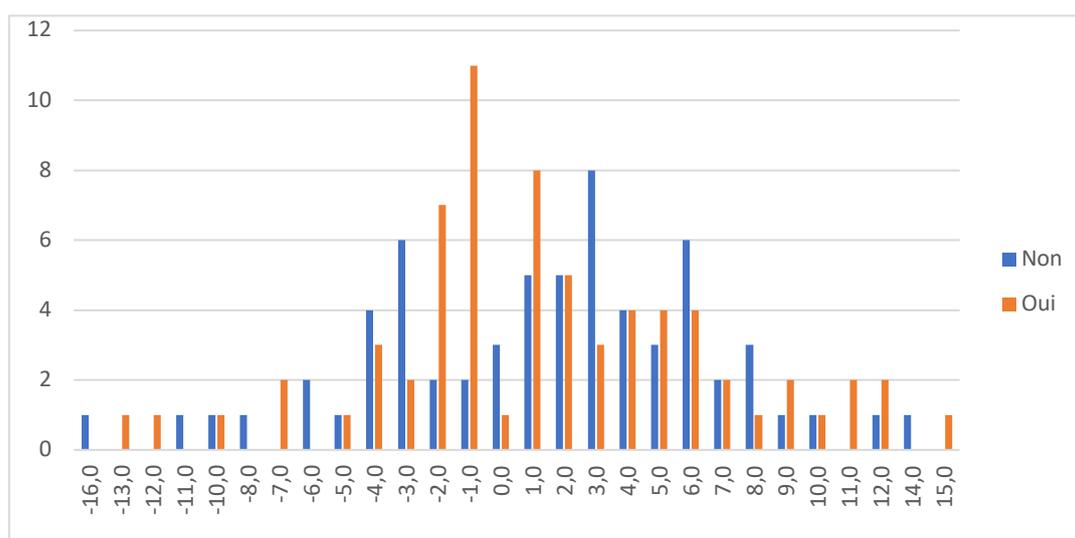


FIGURE 19: REPARTITION DU DELTA DE CORRECTION DE L'OFFSET FEMORAL

La restitution de l'offset fémoral avec une précision variant entre -3 et 3 mm concernait 37 patients pour le groupe A, soit 54% de l'effectif. Pour le groupe B, il concernait 44% de l'effectif. Pour l'intervalle de ± 5 mm, 71% du groupe A est dans cet intervalle, contre 67% pour le groupe B ($p=0.55$).

RESULTATS CLINIQUES :

○ *HANCHE OUBLIEE*

Le score FJS était de 72,5 (SD = 24,9) en moyenne pour le groupe A contre 73,2 (SD = 24) de moyenne pour le groupe B, 20% du groupe A présentaient une hanche oubliée avec un score à 100 contre 15% dans le groupe B. ($p=0.71$)

○ *FONCTION*

A 45 jours post opératoire, le HOOS score était de 78,1 de moyenne pour le groupe A (SD = 11), contre 76,3 pour le groupe B (SD = 12,5). (p=0.61)

A 90 jours post opératoire, il était de 85,1 de moyenne pour le groupe A (SD = 15,7) et de 85,4 pour le groupe B (SD = 11,6). (p=0.67)

A 180 jours post opératoire il était de 88,9 pour le groupe A (SD = 12,9) et de 92,4 pour le groupe B (SD = 11,3) (p=0.41).

REPONSE A L'OBJECTIF PRIMAIRE (ANALYSE STATISTIQUE) :

En réponse à l'objectif primaire, l'ILMI post-opératoire était obtenue plus fréquemment au sein de l'intervalle +/-5mm et +/-3mm dans le groupe avec planification que sans planification, de manière statistiquement significative :

- Dans 78,3% versus 46,9%, p=0,0002 pour l'ILMI post-opératoire à +/- 5mm
- Dans 56,5% versus 35,9%, p=0,02 pour l'ILMI post-opératoire à +/- 3mm

	Planification pré-opératoire		p-value	Total (N=133)
	Non (n=64)	Oui (n=69)		
ILMI post-opératoire entre [-5;+5], n (%)			0.0002†	
Non	34 (53.1%)	15 (21.7%)		49 (36.8%)
Oui	30 (46.9%)	54 (78.3%)		84 (63.2%)
ILMI post-opératoire entre [-3;+3], n (%)			0.02†	
Non	41 (64.1%)	30 (43.5%)		71 (53.4%)
Oui	23 (35.9%)	39 (56.5%)		62 (46.6%)
Delta Offset entre [-3;+3], n (%)			0.55†	
Non	33 (51.6%)	32 (46.4%)		65 (48.9%)
Oui	31 (48.4%)	37 (53.6%)		68 (51.1%)

†Test du Chi-2 ; ‡Test exact de Fisher

TABLEAU 2 : RESULTAT OBJECTIF PRIMAIRE

Des régressions logistiques multivariées ont également été réalisées pour étudier la probabilité d'avoir un ILMI post-opératoire dans l'intervalle +/-5 mm ou +/-3 mm

En analysant la probabilité pour un patient d'avoir une ILMI post-opératoire dans l'intervalle +/- 5mm, cette probabilité était :

- Significativement plus élevée dans le groupe A planifié, selon un odds ratio (OR) = 6,3 (p<0,001)
- On observait également que cette probabilité était :
 - o Inversement corrélée à la valeur absolue de l'ILMI pré-opératoire (OR = 0,75, (p<0,001) pour une augmentation d'une unité de l'ILMI pré-opératoire)
 - o Significativement plus élevée chez les patients en varus par rapport aux patients avec un alignement normal (OR=3,27, p=0,05)
 - o Plus élevée chez les patients avec un fémur de forme B ou C par rapport aux patients avec un fémur de forme A (respectivement OR = 4,4, p=0,01 ; OR = 3,8, p=0,06).

En analysant la probabilité pour un patient d'avoir une ILMI post-opératoire dans l'intervalle +/- 3mm, cette probabilité était :

- Significativement plus élevée dans le groupe A selon un OR = 2,4 (p=0,03)
- On observait également que cette probabilité était :
Inversement corrélée à la valeur absolue de l'ILMI pré-opératoire (OR = 0,83, (p=0,002) pour une augmentation d'une unité de l'ILMI pré-opératoire)

ANALYSE QUANTITATIVE :

On n'observait pas de différence statistiquement significative en comparant l'ILMI post-opératoire qui était en moyenne de +0,3 dans le groupe avec planification par rapport à une moyenne de -0,2 dans le groupe sans planification (p=0,65).

On n'observait pas non plus de différences significatives entre les deux groupes pour :

- Le delta d'offset, la valeur absolue du delta d'offset,
- Les scores HOOS, Harris, % hanche normale, et FJS au dernier recul.

On observait une différence statistiquement significative en comparant :

- L'offset post-opératoire (44,7 versus 42,0, p=0,01)
- La valeur absolue de l'ILMI post-opératoire (3,7 versus 6,0, p=0,002), indiquant une inégalité plus faible (proche de 0) dans le groupe avec planification, A par rapport au groupe B.

TABLEAU 2: ANALYSE STATIQUE BIVARIEE QUANTITATIVE

	Planification pré-opératoire		p-value	Total (N=133)
	Non (n=64)	Oui (n=69)		
ILMI post-opératoire (double lecture)			0.65‡	
n / n manquant	64 / 0	69 / 0		133 / 0
Moyenne ± SD	-0.2 ± 7.5	0.3 ± 5.2		0.0 ± 6.4
Médiane (Q1 ; Q3)	0.0 (-6.0;5.5)	0.0 (-2.0;3.8)		0.0 (-3.0;4.0)
[Min;Max]	[-21.0;19.0]	[-15.0;15.5]		[-21.0;19.0]
Offset post-opératoire (en mm)			0.01†	
n / n manquant	64 / 0	69 / 0		133 / 0
Moyenne ± SD	42.0 ± 5.7	44.7 ± 6.5		43.4 ± 6.3
Médiane (Q1 ; Q3)	42.5 (38.0;46.0)	44.0 (40.0;49.0)		43.0 (39.0;48.0)
[Min;Max]	[31.0;53.0]	[31.0;62.0]		[31.0;62.0]
Delta Offset (Offset postop - préop)			0.91†	
n / n manquant	64 / 0	69 / 0		133 / 0
Moyenne ± SD	1.4 ± 5.5	1.5 ± 5.5		1.4 ± 5.5
Médiane (Q1 ; Q3)	2.0 (-3.0;5.0)	1.0 (-2.0;5.0)		1.0 (-2.0;5.0)
[Min;Max]	[-16.0;14.0]	[-13.0;15.0]		[-16.0;15.0]

	Planification pré-opératoire		p-value	Total (N=133)
	Non (n=64)	Oui (n=69)		
Valeur absolue de ILMI post-opératoire			0.002†	
n / n manquant	64 / 0	69 / 0		133 / 0
Moyenne ± SD	6.0 ± 4.5	3.7 ± 3.7		4.8 ± 4.2
Médiane (Q1 ; Q3)	5.8 (2.9;8.1)	3.0 (1.0;5.0)		4.0 (1.5;7.0)
[Min;Max]	[0.0;21.0]	[0.0;15.5]		[0.0;21.0]
Valeur absolue du Delta Offset			0.66†	
n / n manquant	64 / 0	69 / 0		133 / 0
Moyenne ± SD	4.5 ± 3.3	4.3 ± 3.7		4.4 ± 3.5
Médiane (Q1 ; Q3)	4.0 (2.0;6.0)	3.0 (1.0;6.0)		3.0 (2.0;6.0)

[Min;Max]	[0.0;16.0]	[0.0;15.0]	[0.0;16.0]
†Test t de Student ; ‡Test des rangs de Wilcoxon/Mann-Whitney			
Planification pré-opératoire			
	Non (n=64)	Oui (n=69)	p-value
Total (N=133)			
Tige définitive			
			0.37‡
n / n manquant	3 / 61	64 / 5	67 / 66
Moyenne ± SD	3.3 ± 4.0	4.6 ± 1.6	4.6 ± 1.7
Médiane (Q1 ; Q3)	1.0 (1.0;8.0)	4.0 (3.0;6.0)	4.0 (3.0;6.0)
[Min;Max]	[1.0;8.0]	[1.0;9.0]	[1.0;9.0]
Valeur absolue (longueur tige définitive - planifiée)			
			0.63‡
n / n manquant	2 / 62	60 / 9	62 / 71
Moyenne ± SD	0.0 ± 0.0	0.8 ± 1.0	0.7 ± 1.0
Médiane (Q1 ; Q3)	0.0 (0.0;0.0)	0.0 (0.0;1.0)	0.0 (0.0;1.0)
[Min;Max]	[0.0;0.0]	[0.0;3.0]	[0.0;3.0]
Cupule définitive			
			0.47†
n / n manquant	3 / 61	64 / 5	67 / 66
Moyenne ± SD	51.3 ± 4.2	52.7 ± 3.1	52.6 ± 3.2
Médiane (Q1 ; Q3)	50.0 (48.0;56.0)	52.0 (50.0;54.0)	52.0 (50.0;54.0)
[Min;Max]	[48.0;56.0]	[46.0;60.0]	[46.0;60.0]
Valeur absolue (cupule définitive - planifiée)			
			0.83†
n / n manquant	2 / 62	60 / 9	62 / 71
Moyenne ± SD	2.0 ± 2.8	1.7 ± 2.2	1.7 ± 2.1
Médiane (Q1 ; Q3)	2.0 (0.0;4.0)	2.0 (0.0;2.0)	2.0 (0.0;2.0)
[Min;Max]	[0.0;4.0]	[0.0;12.0]	[0.0;12.0]

†Test t de Student ; ‡Test des rangs de Wilcoxon/Mann-Whitney

	Planification pré-opératoire		
	Non (n=64)	Oui (n=69)	p-value
Total (N=133)			
HOOS 45 jours			
			0.62†
n / n manquant	39 / 25	41 / 28	80 / 53
Moyenne ± SD	76.5 ± 12.3	77.9 ± 11.3	77.2 ± 11.8
Médiane (Q1 ; Q3)	76.6 (69.6;83.6)	80.0 (69.6;87.0)	76.6 (69.6;83.6)
[Min;Max]	[40.5;100.0]	[53.9;100.0]	[40.5;100.0]
HOOS 90 jours			
			0.67†

n / n manquant	35 / 29	39 / 30	74 / 59
Moyenne ± SD	85.9 ± 10.5	84.8 ± 12.0	85.3 ± 11.3
Médiane (Q1 ; Q3)	87.5 (80.0;91.2)	87.3 (76.6;95.4)	87.3 (78.0;95.4)
[Min;Max]	[53.9;100.0]	[58.3;100.0]	[53.9;100.0]
HOOS 180 jours			0.40†
n / n manquant	18 / 46	18 / 51	36 / 97
Moyenne ± SD	92.4 ± 11.3	88.9 ± 12.9	90.6 ± 12.1
Médiane (Q1 ; Q3)	97.7 (87.7;100.0)	91.2 (80.0;100.0)	93.3 (87.3;100.0)
[Min;Max]	[57.9;100.0]	[58.3;100.0]	[57.9;100.0]

†Test t de Student ; ‡Test des rangs de Wilcoxon/Mann-Whitney

	Planification pré-opératoire		p-value	Total (N=133)
	Non (n=64)	Oui (n=69)		
Harris 90 jours			0.45†	
n / n manquant	32 / 32	39 / 30		71 / 62
Moyenne ± SD	87.2 ± 11.5	84.7 ± 15.5		85.8 ± 13.8
Médiane (Q1 ; Q3)	92.9 (79.1;95.5)	91.2 (74.7;96.7)		91.2 (79.1;95.6)
[Min;Max]	[57.1;100.0]	[48.1;100.0]		[48.1;100.0]
% Hanche normale			0.64†	
n / n manquant	37 / 27	37 / 32		74 / 59
Moyenne ± SD	84.9 ± 17.0	86.6 ± 14.6		85.8 ± 15.7
Médiane (Q1 ; Q3)	92.0 (80.0;96.0)	91.0 (79.0;99.0)		91.5 (79.0;97.0)
[Min;Max]	[24.0;100.0]	[50.0;100.0]		[24.0;100.0]
FJS Dernier Recul			0.70†	
n / n manquant	33 / 31	31 / 38		64 / 69
Moyenne ± SD	74.0 ± 24.1	71.6 ± 24.8		72.8 ± 24.3
Médiane (Q1 ; Q3)	77.1 (58.3;95.8)	77.1 (50.0;95.8)		77.1 (52.1;95.8)
[Min;Max]	[14.6;100.0]	[16.7;100.0]		[14.6;100.0]

†Test t de Student ; ‡Test des rangs de Wilcoxon/Mann-Whitney

CORRELATION DE LA TECHNIQUE DE MESURE

○ FIABILITE INTER OBSERVATEUR :

La fiabilité inter observateur est présentée dans les tables 4, 5 et figures 20, 21. Les résultats montraient une absence de biais (nuages de points centrés sur 0) et une bonne reproductibilité des mesures avec des limites de concordances inférieures à +/- 1 mm pour les mesures d'ILMI pré-opérateurs comme post-opérateurs.

TABLEAU 3: FIABILITE INTER-OBSERVATEUR, BLAND & ALTMAN ILMI PRE-OPERATOIRE

	N	ICC	Si moyenne=-10		Si moyenne=0		Si moyenne=10	
			biais	± LoA	biais	± LoA	biais	± LoA
ILMI pré-opérateur (lecteur 2)	133	99.7	0.0	± 0.1	0.1	± 0.5	0.1	± 0.8

LoA = Limits of Agreement

TABLEAU 4: FIABILITE INTER-OBSERVATEUR, BLAND & ALTMAN ILMI POST-OPERATOIRE

	N	ICC	Si moyenne=-10		Si moyenne=0		Si moyenne=10	
			biais	± LoA	biais	± LoA	biais	± LoA
ILMI post-opérateur (lecteur 2)	133	99.8	-0.1	± 0.4	0.0	± 0.4	0.1	± 0.5

LoA = Limits of Agreement

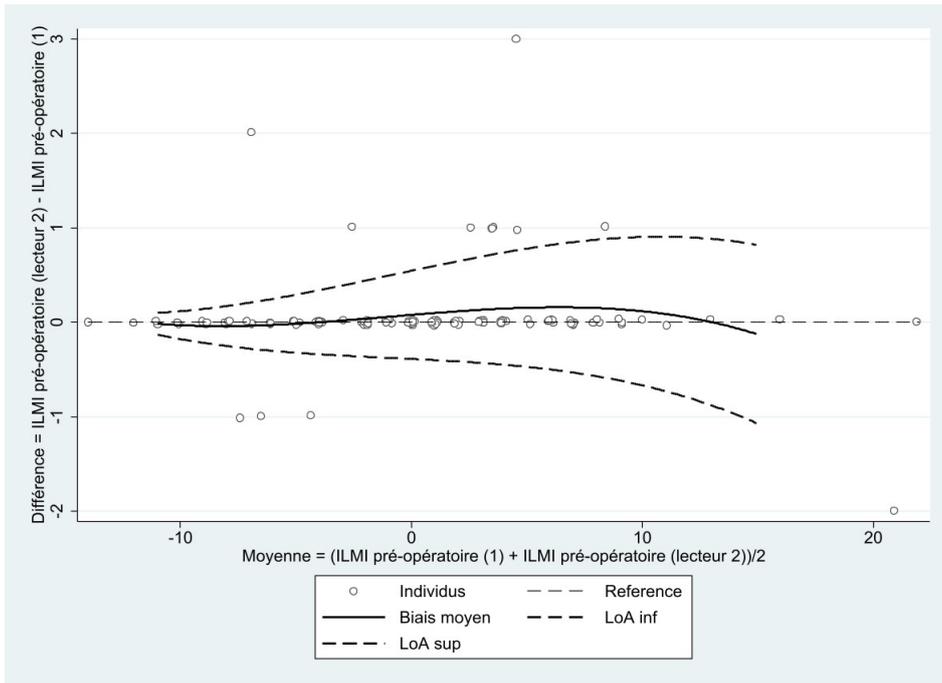


FIGURE 20 : FIGURES DE BLAND & ALTMAN, FIABILITE INTER-OBSERVATEUR ILMI PRE-OPERATOIRE

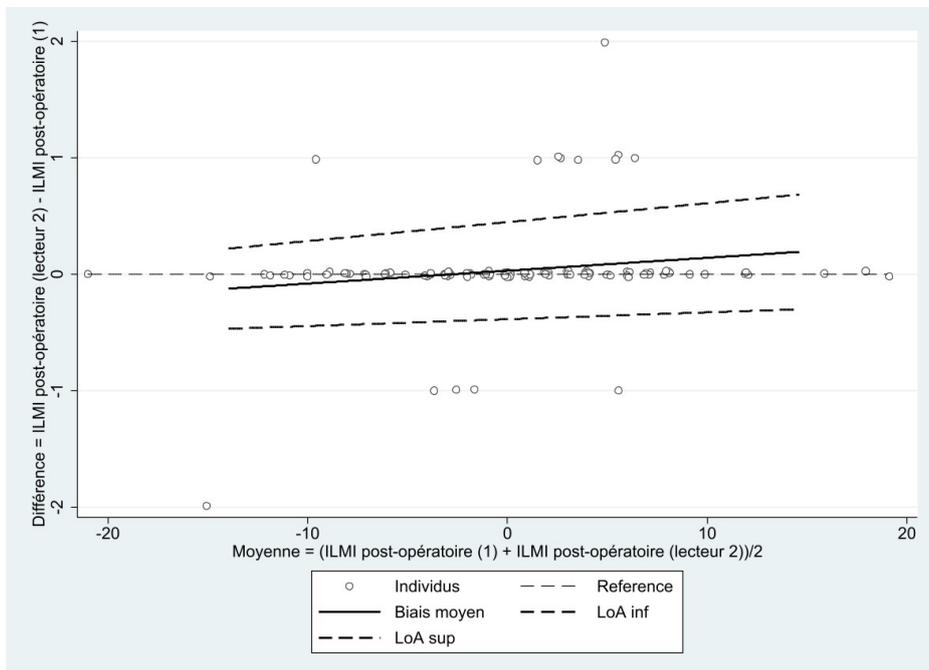


FIGURE 21 : FIGURES DE BLAND & ALTMAN, FIABILITE INTER-OBSERVATEUR ILMI POST-OPERATOIRE

○ FIABILITE INTRA OBSERVATEUR :

La fiabilité intra-individuelle est présentée dans les tableaux 6, 7 et figures 22, 23. On n’observait pas de biais important (la différence moyenne est proche de 0), et les limites de concordances étaient comprises entre +/- 1,1 mm et +/- 1,5 mm pour la mesure de l’ILMI pré-opératoire, et comprises entre +/-0,4 mm et +/- 1,7 mm pour la mesure de l’ILMI post-opératoire (la précision était légèrement moins bonne pour les valeurs plus élevées de l’ILMI post-opératoire, avec un aspect en entonnoir de la figure 23.

TABLEAU 5: FIABILITE INTRA-OBSERVATEUR, BLAND & ALTMAN ILMI PRE-OPERATOIRE

	N	Si la moyenne=-10	Si la moyenne=0		Si la moyenne=10			
			biais	± LoA	biais	± LoA	biais	± LoA
ILMI pré-opératoire (2)	132	97.7	-0.3	± 1.1	-0.0	± 1.3	0.2	± 1.5

LoA = Limits of Agreement

TABLEAU 6: FIABILITE INTRA-OBSERVATEUR, BLAND & ALTMAN ILMI POST-OPERATOIRE

	N	Si la moyenne=-10	Si la moyenne=0		Si la moyenne=10			
			biais	± LoA	biais	± LoA	biais	± LoA
ILMI post-opératoire (2)	132	98.6	-0.0	± 0.4	0.1	± 1.1	0.3	± 1.7

LoA = Limits of Agreement

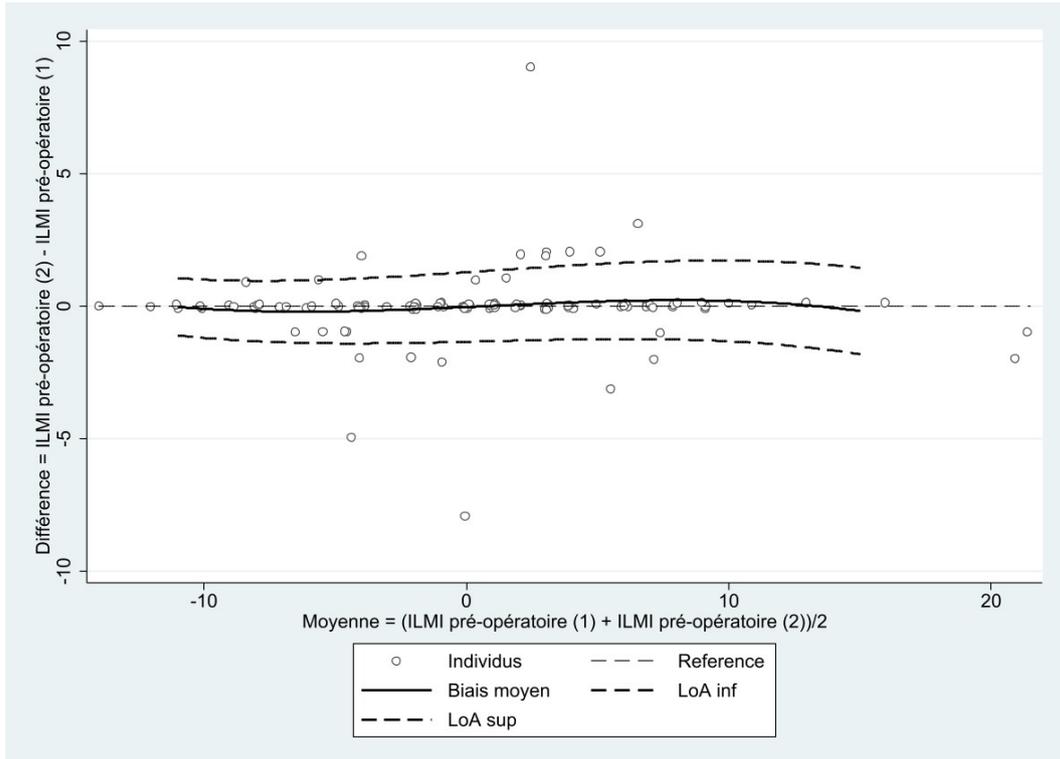


FIGURE 22 : FIGURES DE BLAND & ALTMAN, FIABILITE INTRA-OBSERVATEUR ILMI PRE-OPERATOIRE

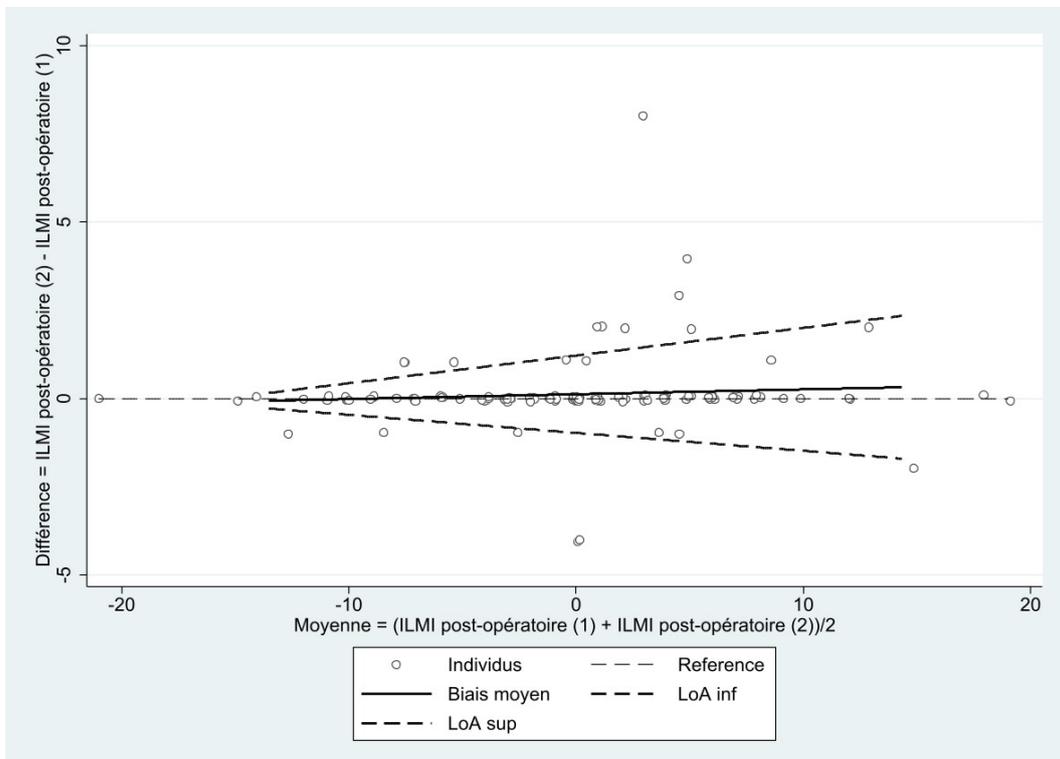


FIGURE 23 : FIGURES DE BLAND & ALTMAN, FIABILITE INTRA-OBSERVATEUR ILMI POST-OPERATOIRE

ASSOCIATIONS ENTRE ILMI POST-OPERATOIRE ET D'AUTRES VARIABLES

Les associations entre la valeur absolue de l'ILMI post-opératoire et les variables suivantes ont été étudiées (tout en prenant en compte l'appartenance au groupe A ou B) :

- Valeur absolue de l'ILMI pré-opératoire
 - IMC
 - Alignement
 - Forme du fémur
- *VALEUR ABSOLUE DE L'ILMI POST-OPERATOIRE EN FONCTION DE LA VALEUR ABSOLUE DE L'ILMI PRE-OPERATOIRE*

La figure 24 représente le nuage de points de la valeur absolue de l'ILMI post-opératoire en fonction de la valeur absolue de l'ILMI en préopératoire, ainsi que les courbes lissées associées des deux groupes de randomisation. On observait que plus l'ILMI pré-opératoire est éloignée de 0, plus l'ILMI post-opératoire est également éloignée de 0.

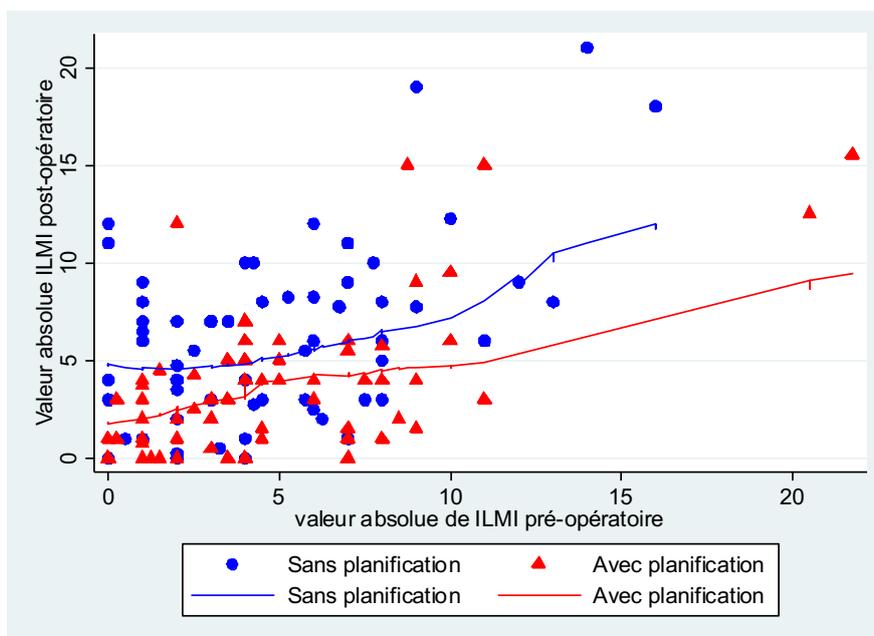


FIGURE 24 : VALEUR ABSOLUE DE L'ILMI POST-OPERATOIRE EN FONCTION DE LA VALEUR ABSOLUE DE L'ILMI PRE-OPERATOIRE ET DU GROUPE DE RANDOMISATION

○ VALEUR ABSOLUE DE L'ILMI POST-OPERATOIRE EN FONCTION DE L'IMC

La figure 25 représente le nuage de points de la valeur absolue de l'ILMI post-opérateur en fonction de l'IMC, ainsi que les courbes lissées associées des deux groupes de randomisation. On n'observait pas d'association entre l'IMC et la valeur absolue de l'ILMI post-opérateur

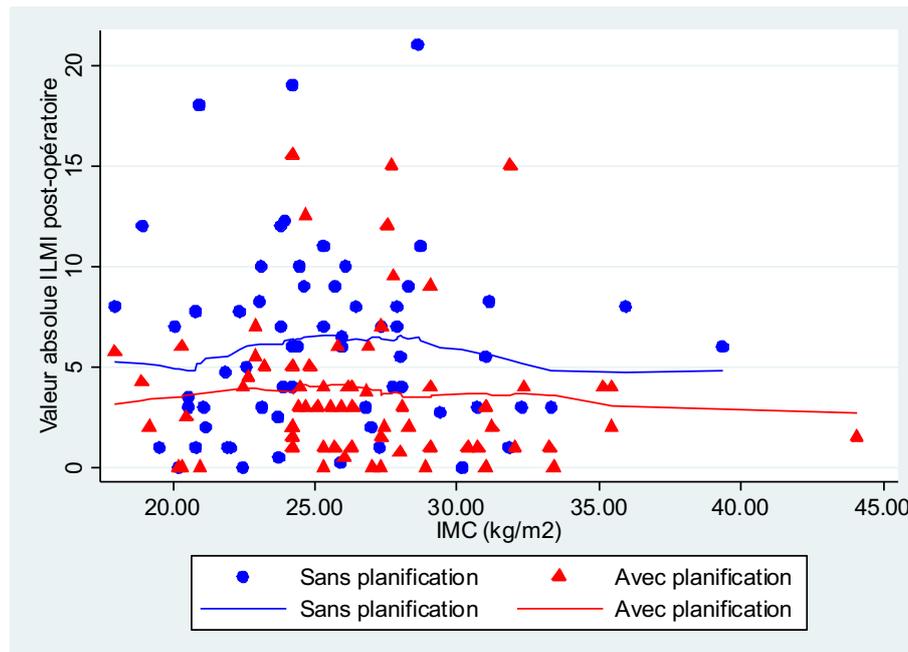


FIGURE 25 : VALEUR ABSOLUE DE L'ILMI POST-OPERATOIRE EN FONCTION DE L'IMC ET DU GROUPE DE RANDOMISATION

○ VALEUR ABSOLUE DE L'ILMI POST-OPERATOIRE EN FONCTION DE L'ALIGNEMENT

La figure 26 représente la distribution de la valeur absolue de l'ILMI post-opérateur en fonction de l'alignement du membre inférieur et des deux groupes de randomisation. On n'observait pas de différences majeures de la valeur absolue de l'ILMI post-opérateur en fonction de l'alignement.

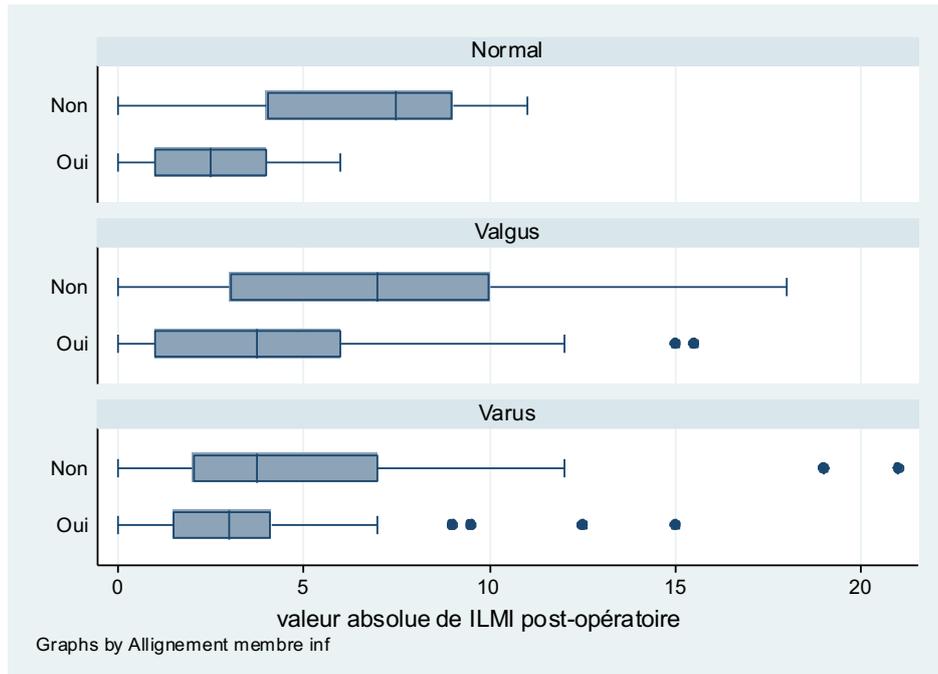


FIGURE 26 : FIGURE EN BOX-PLOT DE LA DISTRIBUTION DE LA VALEUR ABSOLUE DE L'ILMI POST-OPERATOIRE EN FONCTION DE L'ALIGNEMENT DU MEMBRE INFERIEUR ET DU GROUPE DE RANDOMISATION

Dans une analyse de régression de la valeur absolue de l'ILMI post-opératoire en fonction de l'alignement et du groupe de randomisation, on observait que par rapport aux patients avec un alignement normal, la valeur absolue de l'ILMI post-opératoire était en moyenne plus élevée de 1,3 mm chez les patients avec Valgus, et en moyenne moins élevée de 0,23 mm chez les patients avec Varus. Ces différences n'étaient pas statistiquement significatives (respectivement $p=0,24$ et $p=0,81$)

○ *VALEUR ABSOLUE DE L'ILMI POST-OPERATOIRE EN FONCTION DE LA FORME DU FEMUR*

La figure 27 représente la distribution de la valeur absolue de l'ILMI post-opératoire en fonction de la forme du fémur et des deux groupes de randomisation. On n'observe pas de différences majeures de la valeur absolue de l'ILMI post-opératoire en fonction de la forme du fémur.

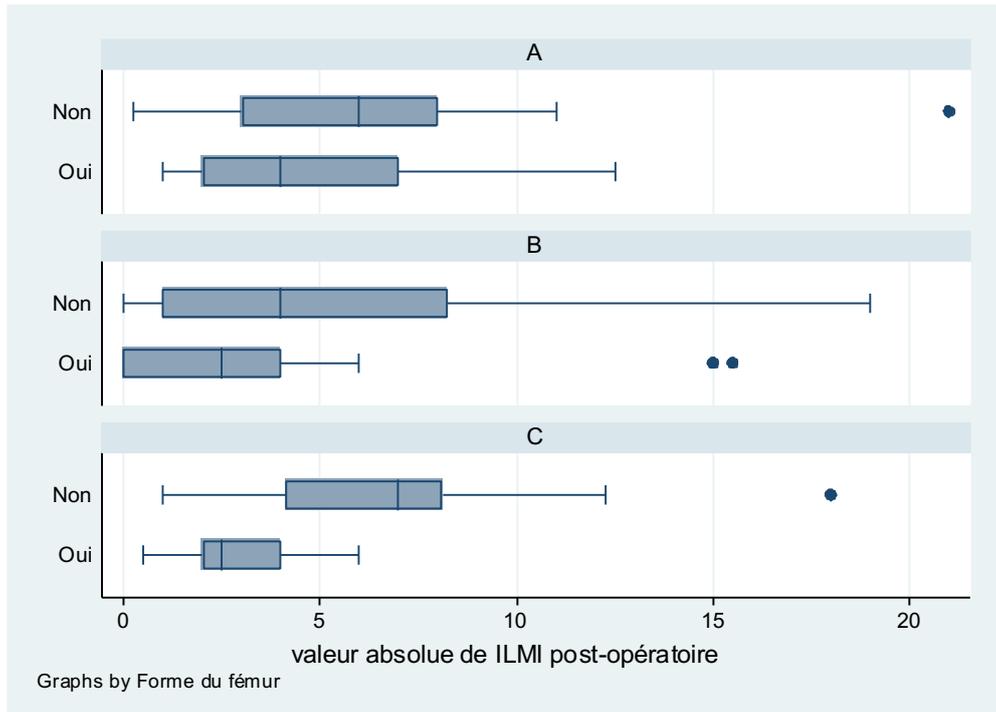


FIGURE 27 : FIGURE EN BOX-PLOT DE LA DISTRIBUTION DE LA VALEUR ABSOLUE DE L'ILMI POST-OPERATOIRE EN FONCTION DE L'ALIGNEMENT DU MEMBRE INFERIEUR ET DU GROUPE DE RANDOMISATION

ANALYSE MULTIVARIEE DE LA VALEUR ABSOLUE DE L'ILMI POST-OPERATOIRE EN FONCTION DU GROUPE DE RANDOMISATION

Dans une analyse de régression multivariée de la valeur absolue de l'ILMI post-opératoire en fonction du groupe de randomisation, et ajustée sur la valeur absolue de l'ILMI pré-opératoire, de l'IMC, de l'alignement du membre inférieur et de la forme du fémur, seule la valeur absolue de l'ILMI pré-opératoire était associée de manière significative à la valeur post-opératoire (en moyenne la valeur absolue de l'ILMI post-opératoire étaient plus élevée de 0,55 mm pour une augmentation d'une unité de la valeur absolue de l'ILMI pré-opératoire, $p < 0,001$).

CORRELATION ENTRE TAILLE DES IMPLANTS PLANIFIEES ET DEFINITIFS

La planification concordée dans 60% des cas, taille pour taille pour les tiges fémorales, ce chiffre s'élevait à 75% des cas dans le cas où l'on considère Taille+/-1. La corrélation entre tige planifiée et tige définitive était très forte, avec un Pearson à 0.778 ($p < 10^{-4}$)

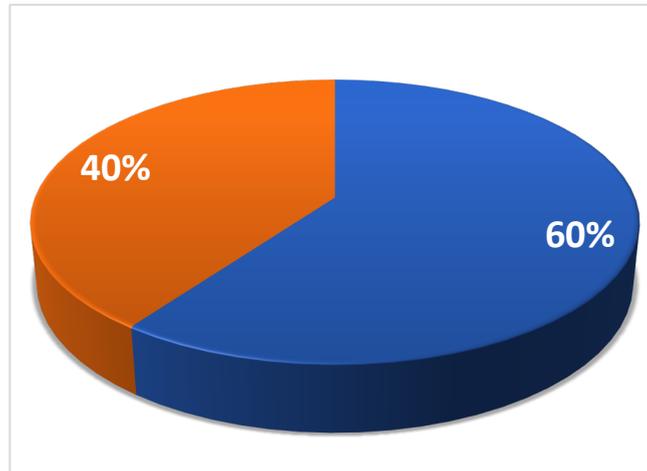


FIGURE 28: CORRELATION TAILLE/TAILLE DE LA PLANNIFICATION DES TIGES FEMORALES

La planification concordée dans 49% des cas, taille pour taille pour les cupules, ce chiffre s'élevait à 79% des cas dans le cas où l'on considère Taille+/-1. De même, la corrélation était très forte avec un Pearson à 0.797 ($p < 10^{-4}$).

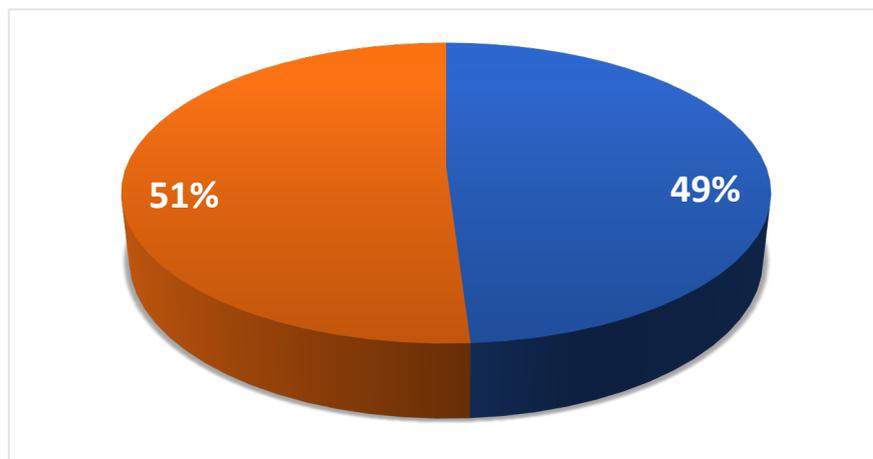


FIGURE 29: CORRELATION TAILLE/TAILLE DE LA PLANNIFICATION DES CUPULES

DISCUSSION :

ANALYSE DES RESULTATS

La planification numérique sur imagerie EOS a montré un excellent résultat dans la restitution des longueurs des membres inférieurs, permettant d'obtenir une isométrie dans 78% des cas et un gain de précision sur un objectif d'ILMI résiduelle situé entre ± 3 mm ; notre hypothèse principale est donc vérifiée.

○ *LA COHORTE*

Notre cohorte de patients est comparable dans les deux groupes sur l'ensemble des caractéristiques recueillis, on note une proportion d'homme plus importante (60%) dans le groupe A, sans pour autant que cela n'ait de conséquences sur l'objectif de l'étude. L'utilisation de la randomisation pour confectonner la répartition des patients dans les deux groupes permet d'éviter des biais de sélection majeur qui aurait pu rendre l'interprétation des résultats délicates et discutables. (55) (56)

○ *RESULTATS RADIOLOGIQUES*

Nos résultats radiologiques mettent en évidence une tendance à la conservation de l'ILMI moyenne du groupe A entre le pré et le post opératoire à savoir 0,51mm et une tendance à un raccourcissement infra millimétrique dans le groupe B.

Néanmoins cela reste une moyenne qui reste peu indicative. Nous notons une tendance à un allongement supérieur ou égal à 1mm dans 46% des cas du groupe A et dans 41% des cas dans le groupe B, avec un allongement supérieur à 10 mm dans 3% et 8% respectivement, ce qui dans les deux cas est inférieur à ce que l'on retrouve dans la littérature. Certains auteurs ont mis en évidence des allongements moyens aux alentours de 10mm en moyenne ce qui reste très largement supérieur à ce que nos résultats mettent en évidence autant dans le groupe A que dans le groupe B. (57)

Néanmoins, plus impactant encore à notre sens, seulement 22% de la cohorte présente un allongement (plus de 5 mm) ou un raccourcissement (moins de 5 mm) dans le groupe A contre plus de la moitié de la cohorte dans le groupe B avec 53%.

En ce qui concerne l'offset fémoral, le delta de correction montrait une restitution de l'offset dans l'intervalle ± 3 mm dans 54% des cas dans le groupe A contre 44% de l'effectif dans le groupe B, ce résultat n'est pas statistiquement significatif, d'autre part l'habitude à l'heure de s'assurer de la bonne restauration de l'offset consiste à comparer à l'iconographie pré opératoire c'est dans ce sens que nous avons choisis, de façon arbitraire néanmoins cet intervalle de ± 3 mm. Néanmoins, lorsque nous comparons à la littérature, nous constatons qu'il n'y pas de chiffre objectif pour définir ce qu'est une bonne restauration de l'offset, Yu-Ping Liu et al. (58) ont dans leur étude récente pris le parti de la comparaison au côté controlatéral sain afin d'établir si la restitution de l'offset était correcte. Cette méthode est également retrouvée dans des articles très récents qui s'intéressent à cette restauration d'offset fémoral. (59) Autre élément à prendre en considération, l'offset fémoral n'est pas suffisant au moment de déterminer la restauration de l'offset, en effet, l'offset global peut être maintenu alors que l'offset fémoral varie, compenser par la variation de l'offset acétabulaire. (60)

○ *OBJECTIF PRIMAIRE*

L'objectif principal de notre étude était de démontrer la supériorité de la planification numérique dans la restauration de la longueur des membres inférieurs en post opératoire d'une PTH. L'intervalle communément admis dans le cadre de la restauration de la longueur des membres inférieurs se situe entre ± 5 mm pour définir un résultat isométrique, l'ILMI résiduelle était dans cet objectif de façon très majoritaire dans le groupe A avec 78,3% des cas contre 46,9% des cas pour le groupe B. Dans cet objectif communément admis, la planification numérique a permis d'apporter une meilleure précision à l'opérateur au moment de la restauration des longueurs. De plus la probabilité d'obtenir une ILMI post opératoire dans l'intervalle ± 5 mm était 6 fois plus importante dans le groupe A. Ce premier résultat présente une importance majeure, en effet Renkawitz et al ont démontré qu'une ILMI supérieure à 5 mm après PTH entraînait une altération de la marche physiologique. (61) A l'inverse certains auteurs restent encore à l'heure actuelle convaincus que la planification n'est pas indispensable, c'est le cas de Hasegawa et al. (62), qui sur une étude rétrospective de 304 PTH, réalisées par voie antérieure et à l'aide de fluoroscopie per opératoire, n'ont présenté aucune ILMI supérieure à 1cm.

Si nous restons sur l'objectif primaire, on démontre une fois de plus ce gain de précision avec un objectif affiné à ± 3 mm, l'objectif primaire de notre étude est donc atteint. Pour rappel, nous

obtenions 56,5% de la cohorte du groupe A dans cet intervalle contre 35,9% pour le groupe contrôle. Si nous comparons à la littérature, El Bitar et al. (63) avaient comparé les résultats obtenus avec différentes techniques, trois en l'occurrence, à savoir la pose d'une PTH robot assistée par voie postérieure (MAKO système), par voie antérieure aidée de la fluoroscopie et par approche postérieure conventionnelle, lorsque la limite était une ILMI ≥ 5 mm, ils obtenaient 10.4%, 6.9%, et 8.5% respectivement de la cohorte, contre 13% dans notre étude avec la planification numérique par Traumacad. Lorsqu'ils affinent l'objectif à ≥ 3 mm d'ILMI post opératoire, ils obtenaient 37.3%, 17.2% et 22% de la cohorte, contre 30% dans notre cohorte avec le groupe A.

Il ne faut néanmoins pas voir ce résultat comme une course à la précision mais nous mettons en évidence ici que la planification numérique est surtout un outil de plus permettant de limiter des ILMI post opératoires entraînant des répercussions cliniques chez nos patients qui peuvent être responsables d'un mauvais résultat et d'une déception en lien avec la chirurgie comme cela a été rapporté dans la littérature. (64)

○ OBJECTIFS SECONDAIRES & ANALYSE STATISTIQUE

OFFSET FEMORAL :

Pour rappel, la correction de l'offset fémoral se retrouvait dans l'intervalle ± 3 mm dans 53% de la cohorte pour le groupe A contre 48% pour le groupe B et respectivement 71 et 67% pour l'intervalle ± 5 mm Ce résultat n'était pas significatif, ce qui pourrait être expliqué par un manque de puissance.

Al-Amiry et al. restauraient l'offset fémoral dans 45% des cas, avec ce même intervalle de ± 5 mm en référence. (65) Cette même différence est noté avec l'étude de Mahmood et al. (66)

Si l'intervalle de ± 5 mm reste admis dans la littérature afin de chiffrer la restauration de l'offset fémoral, on ne retrouve pas dans d'articles permettant de valider cet objectif, il semble néanmoins établi qu'une augmentation de l'offset est plus favorable qu'une diminution, Forde et al. ont mis en évidence qu'une augmentation d'au moins 3mm de l'offset permettait de diminuer le risque d'instabilité, ceci étant expliqué par une modification de la balance musculaire favorable à la stabilité de l'implant. (67) (68) Hu et al. mettent également en avant qu'une augmentation de 2 à 3 mm de l'offset fémoral serait favorable à la balance musculaire.

(69) Il en est de même pour le schéma de marche global, Sariali et al. ont montré qu'une baisse de 15% de l'offset fémoral avait un impact négatif sur le schéma de marche et ce même à un an post opératoire. (26) Ces articles récents mettent tous en avant que nous ne pouvons pas nous contenter d'un intervalle mais que nous devons affiner cet objectif.

CORRELATION ENTRE TAILLE DES IMPLANTS PLANIFIEES ET DEFINITIFS

La planification numérique a montré une forte corrélation autant pour l'implant fémoral que cotyloïdien avec un Pearson respectif de 0,778 et 0,797.

L'objectif de la planification, outre le résultat clinique, est également un objectif d'optimisation des coûts. En effet la gestion du stock d'implants nécessite des ressources de personnels, notamment infirmiers, à l'heure où le personnel manque dans les hôpitaux, trouver des moyens de recentrer ce dernier sur les soins et les salles de blocs opératoires semblent être un enjeu primordial. La planification pourrait être un outil dans cette stratégie, en effet dans l'optique où cette dernière détermine la taille des implants définitifs, cela permettrait de n'avoir en stock que les implants nécessaires. Néanmoins cela implique que la planification soit des plus fiables.

Nos résultats sont similaires à ce que nous retrouvons dans la littérature, Wang et al ont montré dans leur étude de 82 patients qu'ils obtenaient une planification exacte dans 55% des cas. (70)

Si les résultats semblent être encourageant lorsque nous les regardons de façon isolée, la planification numérique avec Traumacad est même meilleure que la planification 3D sur EOS avec son logiciel dédié hipEOS. Dans une étude récente, Brenneis et al. (37) ont comparé la planification numérique TraumaCad sur imagerie EOS avec la planification 3D avec le logiciel dédié hipEOS, on peut noter que le nombre de patient est assez faible avec 51 patients randomisés en deux groupes de 28 et 23 respectivement mais il s'agit d'une étude avec un bon niveau de preuve car prospective, et randomisée. Ils mettent en évidence deux éléments :

- La reproductibilité est bonne quel que soit la méthode de planification (3D intraclass correlation coefficient (ICC): 0.906-0.918 vs. 2D ICC : 0.835-0.843)
- Pour la tige, les résultats sont comparables avec 35,7% pour Traumacad de corrélation exacte contre 34,8% pour hipEOS. Pour la cupule, Traumacad donne de meilleur résultat avec 60,7% d'exactitude contre seulement 43,5 pour hipEOS. Ces résultats ne sont pas statistiquement significatifs, par un probable manque de puissance.

Il est également à noter que nous avons utilisé uniquement des tiges courtes, l'utilisation de ce type de prothèse n'a à priori pas d'impact sur la précision de la planification. Schmidutz et al. avaient réalisé une étude à ce sujet, en comparant 100 prothèses selon une répartition de 50 tiges longues et 50 tiges courtes, ils n'avaient pas mis en évidence de différence de précision de planification. (71)

ANALYSE BI ET MULTIVARIEE

Nous avons constaté dans les résultats que plus l'ILMI pré-opératoire est éloigné de 0, plus l'ILMI post opératoire l'est également, ceci peut amener deux réflexions. La première serait qu'il est difficile de corriger une ILMI pré opératoire importante, et ce malgré la planification, car même si cette dernière permet d'apporter des informations sur le niveau de coupe par exemple, elle ne permet pas d'anticiper les gestes sur les tissus mous. La deuxième réflexion, à l'opposé de la première est qu'il serait de la volonté du chirurgien de ne pas « corriger » cette ILMI pré opératoire. En effet, 90% de la population en présente une, majoritaire asymptomatique et même ignoré du patient (20), or il s'avère que la correction de cette ILMI peut entraîner l'opposé de l'effet escompté car le patient présente une ILMI pré opératoire qui est soit présente de façon constitutionnelle, soit qui s'est installé de façon lente et progressive avec l'usure du cartilage par exemple, ainsi une correction trop abrupte de l'ILMI peut entraîner un mauvais résultat clinique post opératoire. Reina et al. avaient montré en introduisant la notion de delta de correction que les patients avec un delta de correction faible, à savoir $\pm 5\text{mm}$, avait le meilleur résultat clinique. (72)

Nous n'avons pas constaté de lien en IMC et ILM post opératoire, néanmoins il est à noter qu'un de nos critères d'exclusions étaient un IMC $>$ à 35 ce qui limite fortement l'interprétation de ce résultat. Dans la littérature, Al-Amiry et al. qui avaient montré que plus l'IMC était élevé plus la restauration des longueurs de membres inférieurs était difficile à obtenir. (65) Un tel lien semble compréhensible, chez les patients obèses les difficultés d'expositions sont courantes, pouvant entraîner des mauvaises positions des implants.

La restauration d'une ILMI post opératoire dans l'intervalle $\pm 5\text{mm}$ était plus aisée avec les fémurs du groupe B & C de la classification de DORR. Le groupe A correspondant à un fémur avec des corticales épaisses et un canal étroit, le travail des râpes peut rendre le

positionnement de l'implant fémoral plus difficile. Lim et al. avait montré dans une étude de 516 patients qu'un fémur classé DORR A était plus à risque de difficulté de restauration des longueurs. (73) Cette tendance était également retrouvée par Brumat et al. dans une étude 126 patients, ce dernier met en évidence que une forme fémorale DORR A est en relation avec une ILMI supérieure ou égale à 5mm après PTH. Dans notre étude nous n'avons pas mis en évidence d'association entre forme fémorale et ILMI résiduelle, ce qui sous-tend que la planification permet d'anticiper les difficultés en lien avec la forme fémorale.

AUTRES METHODOLOGIES QUE LA PLANIFICATION NUMERIQUE & LEURS RESULTATS

Dans notre étude, TraumaCad nous permet de réaliser de la planification 2D, numérique et sur une iconographie EOS. La planification des prothèses totales de hanche est en pleine expansion, ces méthodes sont plus ou moins invasives.

o LA PLANIFICATION PRE OPERATOIRE 3D AVEC SCANNER

Sari-Ali et al sont des pionniers dans le domaine. Ils utilisent un scanner pré opératoire afin de réaliser une planification 3D sur un logiciel dédié. Leur travail a fait l'objet de plusieurs publications dont une étude de 2009 (74), portant sur 223 patients. Leur évaluation post opératoire se basait sur un nouveau scanner, en ce qui concerne les longueurs de membres, ils obtenaient une différence moyenne de 0,3 mm entre leur planification et le résultat final. Cette technique semble donc être très précise. Nous y voyons surtout un avantage que n'offre pas l'imagerie bi plane avec l'évaluation de la densité osseuse, ce qui permet d'anticiper les difficultés de passages des râpes et donc de fractures per opératoires. Dans une étude de 2017 (75), Sari-Ali étudie de façon très précise le fémur proximal, notamment en zone métaphysaire. Dans son expérience, il relate que le passage des râpes devient difficile au-delà de 150 UH (Unité Hounsfield) et qu'un alésage motorisé s'impose au-delà de 250 UH.

Néanmoins cette technique nous semble être très chronophage à l'usage, se pose la question de généraliser cette méthode à l'ensemble des patients, cependant dans des cas précis, elle peut s'avérer être très précieuse. Nous pensons notamment au cas de déformations complexes de l'architecture de la hanche telles les dysplasies par exemple. A ce titre, Inoue et al mettent en

avant l'utilisation du scanner en pré opératoire dans cette indication. Sur 65 prothèses, la précision de la tige planifiée était de 65% des cas lorsque l'on considère la taille exacte, et 98% à taille +/- 1. Pour la cupule, ces chiffres se situaient à 98 et 100% respectivement. D'autre part, ils ont mis en évidence une très bonne reproductibilité entre la planification et l'orientation définitive de l'antéversion de la tige avec une erreur en moyenne de 4°. (76) Merle et al ont quant à eux mis en lumière l'utilité de ce genre de reconstruction dans d'autres cas spécifiques tels les patients alliant une pathologie pelvi-rachidienne complexe. (77) Certains auteurs mettent également en avant la supériorité de cet examen dans l'analyse des déformations extra articulaires.

Il s'agit donc d'une modalité de planification très satisfaisante et précise, la littérature abondant en ce sens (78) mais elle n'est pas exemptée d'inconvénients ; le scanner est un examen irradiant, même si de nouveaux protocoles permettent de diminuer l'irradiation de ce type d'examen, nous restons à des taux non comparables avec l'imagerie EOS par exemple, outre cet aspect, le scanner ne permet pas de prendre en compte les deux membres inférieurs, le temps de réalisation est d'une vingtaine de minutes, son cout est également plus important qu'un cliché standard, et il se réalise en décharge. Or dans le contexte de l'évaluation pré opératoire, un examen en charge nous paraît plus informatif car il inclut la prise en compte des contraintes biomécaniques de la hanche, le scanner venant en complément si nécessaire dans notre pratique.

○ *LA PLANIFICATION PRE OPERATOIRE 3D AVEC EOS*

TraumaCad nous permet une planification 2D avec EOS, il existe un logiciel, hipEOS permettant une planification 3D à partir de cette même imagerie. A l'heure actuelle, ce logiciel est unique sur le marché de la planification 3D, tous les autres se basant sur une imagerie scanner. Il permet d'incorporer la modélisation des implants dans le modèle 3D réaliser à partir de l'imagerie bi plane. Ainsi en fonction de la position dictée par le chirurgien, le logiciel détermine les valeurs de différents paramètres telles que l'antéversion du col, l'offset fémoral, la longueur des membres inférieurs, le centre de rotation de la hanche. Nous avons déjà développé la comparaison avec TraumaCad en ce qui concerne les restaurations de longueurs des membres inférieurs nous n'y reviendront pas. Mainard a été un des pionniers dans le domaine avec son étude pilote comparant la planification 3D avec hip EOS et la planification

2D conventionnelle. (52) Depuis cette étude pilote, de nombreuses études sont venues en complément conforter l'idée que l'utilisation de la technologie EOS était pertinente dans ce domaine. (79) Mais également que le logiciel de planification hipEOS était un logiciel fiable et précis.

Néanmoins, une revue de la littérature réalisée par Moralidou et al. permet de mettre plusieurs éléments de réflexions dans la balance. (80) La planification 3D plus coûteuse n'a pas encore d'étude à son compte permettant d'aller au-delà d'une comparaison avec la prédiction de la taille des implants, les études manquent au moment de prouver sa supériorité dans le domaine de la restauration de la biomécanique globale de la hanche face à la planification conventionnelle. Il n'y a pas de preuves dans la littérature à l'heure actuelle, que la planification 3D avec EOS ou scanner permet d'optimiser la survie des implants mais également d'apporter un gain positif aux résultats fonctionnels à long terme. Le surcout qu'impose cette nouvelle méthode de planification doit donc être à balancer à ce constat.

○ *LA NAVIGATION*

De façon générale, elle nécessite 4 étapes, la création d'un modèle digital du patient par le biais d'un scanner, une planification pré opératoire sur cette même imagerie, l'acquisition per opératoire des repères osseux, et enfin le positionnement et l'implantation des implants en per opératoire. Il en existe trois grands types (81):

- La navigation robot assistée, qui nécessite l'ensemble de ces 4 étapes, peut être complètement assistée, c'est le cas de ROBODOC par exemple, dans ce cas le chirurgien n'a pas de contrôle sur le robot, hormis un bouton d'urgence pour arrêter sa manœuvre, ou semi assistée, avec l'exemple du système MAKO. (82)
- La navigation non-robot assistée, sans image ne nécessite que l'étape 3 & 4 du processus. Elle ne nécessite pas d'imagerie pré opératoire spécifique, l'acquisition du modèle osseux se faisant en per opératoire directement. Les avantages, un cout d'investissement moins important par rapport au robot notamment, mais également moins d'irradiation pour le patient.

- La navigation non-robot assistée, avec imagerie, nécessite pour sa part une imagerie pré opératoire type scanner ou de la fluoroscopie per opératoire.

L'ensemble de ces modes de navigation ont montré une meilleure précision, notamment sur le positionnement de la cupule, la restauration de l'offset. Snijders et al. ont réalisé une méta analyse en 2017 démontrant cette tendance pour la navigation non-robot assistée. (83) Le même constat est effectué par Lass et al. dans cette étude récente, publiée en 2020, dans laquelle 130 patients ont été randomisés en deux groupes, l'un avec navigation l'autre sans, avec un suivi de 2 ans post opératoire. (84) Néanmoins, si le résultat iconographique est meilleur, il n'y a pas d'impact sur le résultat clinique de ces PTH. Dans certains cas difficiles, l'assistance robotique peut être une réelle aide, Vigdorichik et al. ont publié leurs résultats sur des hanches dysplasiques, avec notamment une correction des longueurs passant d'une moyenne de 17 mm à 4 mm (85)

Se pose alors la question légitime de la nécessité de ces évolutions, ces dernières représentent un investissement conséquent. D'autre part, le temps opératoire est allongé, ce qui pourrait augmenter le risque d'infection post opératoire (86), bien que cela n'est pas été mis en évidence dans la littérature dans ce cas précis. (87)

○ *LES INSTRUMENTATIONS SPECIFIQUES*

Il s'agit d'un autre pan de l'arsenal qui va sûrement se développer dans les années à venir. L'avènement de l'imprimante 3D est palpable dans divers domaines, et l'orthopédie ne fait pas exception. Le genou a été une des premières articulations à en bénéficier, le développement de ce genre de technologie s'est largement démocratisé au-delà des frontières des hôpitaux universitaires notamment.

En ce qui concerne la hanche, leur développement est en plein essor. L'équipe de Spencer-Gardner a au cours d'une étude prospective sur 100 patients, démontré que leur utilisation était un choix solide. En effet, sur le versant cotyloïdien, l'inclinaison et l'antéversion de la cupule était en moyenne à 3,9° et 3,6° respectivement du positionnement planifié. (88) Dans un registre de comparaison, Mishra et al. ont comparé l'utilisation de ces instrumentations spécifiques à la pose d'une cupule de façon conventionnelle, démontrant au cours d'une étude prospective randomisée une différence significative dans le positionnement de l'implant cotyloïdien avec ces instrumentations. (89) Dans ces études portant donc sur une population standard,

comparable à notre cohorte, les auteurs mettent en avant la possibilité d'utiliser ce genre de dispositifs chez des patients standards, implantant son utilisation dans une pratique quotidienne, avec une courbe d'apprentissage minime par rapport à la robot assistance par exemple.

Ce type de dispositif peut également être utilisable dans des cas plus complexes, de dysplasies notamment. Wang et al. ont réalisé une étude prospective randomisée comparative, portant sur 104 patients. Ils ne mettent pas en évidence de différence sur le positionnement dans le cas des Crowe I et II, cependant une différence significative dans le positionnement de l'implant est mise en évidence dans les Crowe III et IV. (90)

○ *REDUCTION DES COÛTS*

Nous l'évoquons au moment de discuter de la corrélation des tailles des implants mais le sujet du coût est pleinement d'actualité et va revenir avec force à l'avenir sans aucun doute. Certains auteurs dont Di Laura et al. ont mis en évidence que la planification et l'utilisation d'instrumentation spécifique permettaient de diminuer les stocks d'implants, ce qui sous-entend donc moins de ressources humaines pour la gestion de ce dernier et donc une économie financière potentielle. (91)

LA METHODE DE MESURE

L'utilisation d'imagerie EOS nous a conduit naturellement à utiliser son logiciel dédié SterEOS afin de réaliser l'ensemble de nos mesures pré & post opératoire. Nos résultats montrent qu'il s'agit d'une méthode de mesure fiable aussi bien en inter observateur qu'en intra observateur, avec une très bonne reproductibilité, la seule inadéquation que nous avons noté se situer dans les valeurs importantes d'ILMI post opératoire en intra observateur sans pourtant que nous trouvions d'explications à cela, l'adéquation sur ce même genre de mesures en pré opératoire étant excellente.

Nos résultats sont donc concordants avec la littérature , il est à noter que dans cette analyse, nous nous sommes démarqués en utilisant une autre méthode statistique, en l'occurrence le Bland & Altman, ce choix nous a permis de nous assurer de la fiabilité de nos mesures dans la totalité des situations auxquelles notre étude nous a soumis, permettant ainsi de valider cette

méthode de mesure d'une façon différente de ce que nous avons vu dans la littérature avec la corrélation intra classe notamment.

L'annexe 1 permet également de se rendre compte qu'il s'agit d'une méthode de mesure qui est plus longue et fastidieuse à mettre en place en termes de temps que la méthode usuelle sur radiographie standard par exemple, outre cet aspect, la disponibilité du logiciel n'est pas répandue, rendant donc l'accès à cette méthode restreint en pratique quotidienne. De plus le cout est certainement un frein à sa généralisation.

Il s'agit néanmoins d'une méthode de mesure intéressante, car elle permet de prendre en compte l'ensemble des caractéristiques du membre inférieur du patient pour comprendre une éventuelle ILMI, notamment l'éventuelle déformation en varus ou valgus par exemple, à ce titre Lazennec et al. ont mis en évidence que la perception d'une ILMI par les patients étaient 4 fois plus fréquentes chez des patients avec une déformation en varus ou valgus irréductibles. (92)

REPERCUSSIONS CLINIQUES

Notre étude n'a pas pour vocation de prouver que l'utilisation de la planification numérique permet d'avoir de meilleurs résultats cliniques post opératoires, car ce n'est pas son objectif primaire.

Nous n'avons pas mis en évidence de différences entre nos deux groupes sur le plan clinique, qu'il s'agisse de hanches oubliées ou bien du score fonctionnel HOOS et ce, même en post opératoire précoce à J45 & J90.

Dans la littérature, les conséquences des ILMI sur le résultat clinique ne font pas l'unanimité chez l'ensemble des auteurs. Citons Whitehouse et al. qui sur une série de 191 patients avec un recul supérieur à 3 ans, dont 21,5% présentaient une ILMI post opératoire supérieure à 10 mm, ne mettaient pas en évidence de différences entre les patients rallongés, isométriques ou raccourcis en termes de fonction, de qualité de vie, ou de satisfaction. (57)

A l'inverse Roder et al. ont mis en évidence que la satisfaction ainsi que la capacité de marche étaient diminuées dans le groupe rallongé, et ce de façon significative en comparant un groupe rallongé ($\geq 10\text{mm}$) de 478 patients à un groupe contrôle de 1424 patients. Les rapports OR

étaient de 1,67 et 1,70 respectivement. De même, la boiterie était deux fois plus fréquente avec une OR à 2,08. (17)

Ainsi, même si certains auteurs ont pris la devise «leg length is not important », (16) nous ne sommes pas dans cette optique pour notre part et nous concourrons à mettre en place les outils les plus adaptés et efficaces dans l'objectif de restaurer l'ensemble des paramètres optimisant le résultat et la satisfaction de nos patients.

CAUSES & TRAITEMENTS DES ILMI POST-OPERATOIRE

La prise en charge de ces ILMI post opératoire est plutôt codifiée et consensuelle. (93) Il faut donc en premier lieu la quantifier, et réaliser une télémétrie des membres inférieurs si cette dernière n'a pas été réalisée au préalable. Elle permettra de poser le diagnostic de façon objective mais également d'écarter une cause extra articulaire. La radiographie du bassin en charge permet de rechercher une obliquité pelvienne. Dans notre cas nous réalisons un EOS corps entier permettant également de prendre en compte une éventuelle déviation rachidienne dans le plan frontal.

Il ne faut bien entendu pas omettre l'examen clinique du patient, les mobilités articulaires seront évaluées, comparées au côté controlatéral. La recherche d'un flessum de hanche ou de genou est également un élément important. On finira par un examen rachidien à la recherche d'une déviation.

A ce stade plusieurs possibilités s'offrent à nous :

- Aucune ILMI n'est retrouvée

Il s'agit alors d'une ILMI fonctionnelle, potentiellement résolutive dans le temps, le patient doit en être informé, et entreprendre de la rééducation dont l'objectif est l'étirement des chaînes musculaires antérolatérales. Au bout de six mois, si cette ILMI fonctionnelle persiste, la prescription de semelle orthopédique de compensation doit être proposée au patient.

- ILMI objective, intra articulaire

L'attitude expectative sera également de mise, un certain nombre rentrant également dans l'ordre de façon spontanée, néanmoins la compensation par semelle en cas de persistance reste une des seules options dans ce contexte.

En effet, une reprise chirurgicale pour ILMI est tout à fait rare, dans la littérature Parvizi et al. ont recueilli 21 cas de reprises pour 6954 PTH. (94) Il s'agissait d'ILMI supérieure à 20 mm et allant jusqu'à 70mm. L'option chirurgicale est tout de même une option, notamment en cas d'ILMI majeure, ce qui sous-tend plus de 20mm, car il y aura un véritable bénéfice fonctionnel dans ce contexte.

LIMITATIONS METHODOLOGIQUES

Notre étude comporte des faiblesses qu'il convient de mettre en évidence.

La première étant que la technique de mesure n'est pas la plus précise à notre disposition, en effet le scanner se montre le plus précis dans ce domaine. Néanmoins en pratique, la réalisation d'un scanner à l'ensemble des patients présente un surcout financier dont le gain de précision ne nous semble pas justifier son emploi au quotidien. De plus, l'irradiation est beaucoup plus conséquente avec ce type d'iconographie. A l'opposé de ce constat, l'imagerie EOS semble être un bon compromis à la fois en termes de précision de mesure, mais également de cout et d'exposition aux irradiations pour les patients.

La deuxième résidant dans le nombre de perdus de vue, en effet nous avons pris le parti de réaliser les EOS à J3 post opératoire. Ce choix permettant de réaliser au cours de l'hospitalisation l'iconographie post opératoire nécessaire à notre étude. Néanmoins, la réalisation de l'EOS nécessite de monter dans une cabine, le maintien en charge en station bipodale sans aides techniques ni humaines or à J3 tous les patients n'étaient pas aptes à cet exercice. De plus il n'était pas pour nous concevable de prolonger le séjour hospitalier uniquement dans le but de réaliser cette imagerie.

CONCLUSION

La planification numérique avec le logiciel Traumacad à partir d'une imagerie EOS nous a permis d'améliorer la restitution des longueurs de membres inférieurs et ce de manière significative et reproductible. Ce résultat nous permet donc de conforter l'utilisation de cette combinaison au quotidien pour nos PTH, de plus l'EOS est un examen très informatif au-delà de la planification.


Professeur Philippe CHIRON
RPPS 10003858098
Chirurgie Orthopédique et Traumatologique
Hôpital Pierre-Paul Riquet
Place du Docteur Baylac - TSA 40031
31059 TOULOUSE Cedex 9

Vu permis d'imprimer
Le Doyen de la Faculté
De Médecine Ranguel

12/10/2021


E. SERRANO

BIBLIOGRAPHIE

1. Flecher X, Ollivier M, Argenson JN. Lower limb length and offset in total hip arthroplasty. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research.* févr 2016;102(1):S9-20.
2. Sayed-Noor AS, Hugo A, Sjöden GO, Wretenberg P. Leg length discrepancy in total hip arthroplasty: comparison of two methods of measurement. *Int Orthop.* oct 2009;33(5):1189-93.
3. Tipton SC, Sutherland JK, Schwarzkopf R. The Assessment of Limb Length Discrepancy Before Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty.* avr 2016;31(4):888-92.
4. 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. *International Orthopaedics (SICOT).* août 2009;33(4):905-9.
5. O'Brien S, Kernohan G, Fitzpatrick C, Hill J, Beverland D. Perception of Imposed Leg Length Inequality in Normal Subjects. *HIP International.* oct 2010;20(4):505-11.
6. Matsuda K, Nakamura S, Matsushita T. A simple method to minimize limb-length discrepancy after hip arthroplasty. *Acta Orthopaedica.* janv 2006;77(3):375-9.
7. 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 Orthopaedica.* août 2014;85(4):389-95.
8. Pasquier G, Ducharne G, Sari Ali E, Giraud F, Mouttet A, Durante E. Total hip arthroplasty offset measurement: Is C T scan the most accurate option? *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research.* juin 2010;96(4):367-75.
9. Djerf K, Wahlström O. Total hip replacement comparison between the McKee-Farrar and Charnley prostheses in a 5-year follow-up study. *Arch Orth Traum Surg.* juin 1986;105(3):158-62.
10. Ranawat CS, Rodriguez JoséA. Functional leg-length inequality following total hip arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty.* juin 1997;12(4):359-64.
11. Woolson ST, Hartford JM, Sawyer A. Results of a method of leg-length equalization for patients undergoing primary total hip replacement. *The Journal of Arthroplasty.* févr 1999;14(2):159-64.
12. Cramer P. Changes from visual to verbal memory organization as a function of age. *Journal of Experimental Child Psychology.* août 1976;22(1):50-7.
13. Benedetti MG, Catani F, Benedetti E, Berti L, Di Gioia A, Giannini S. To what extent does leg length discrepancy impair motor activity in patients after total hip arthroplasty? *International Orthopaedics (SICOT).* déc 2010;34(8):1115-21.
14. Dargel J, Oppermann J, Brüggemann G-P, Eysel P. Dislocation Following Total Hip Replacement. *Deutsches Aerzteblatt Online [Internet].* 22 déc 2014 [cité 12 juill 2021]; Disponible sur: <https://www.aerzteblatt.de/10.3238/arztebl.2014.0884>
15. Sculco PK, Cottino U, Abdel MP, Sierra RJ. Avoiding Hip Instability and Limb Length Discrepancy After Total Hip Arthroplasty. *Orthopedic Clinics of North America.* avr 2016;47(2):327-34.
16. White TO, Dougall TW. LEG LENGTH IS NOT IMPORTANT. *THE JOURNAL OF BONE AND JOINT SURGERY.* 2002;84(3):4.
17. 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.* déc 2012;13(1):95.
18. Ranawat CS, Rao RR, Rodriguez JA, Bhende HS. Correction of limb-length inequality during total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* sept 2001;16(6):715-20.
19. Bourne RB, Rorabeck CH. Soft tissue balancing: The hip. *The Journal of Arthroplasty.*

juin 2002;17(4):17-22.

20. Beard DJ, Palan J, Andrew JG, Nolan J, Murray DW. Incidence and effect of leg length discrepancy following total hip arthroplasty. *Physiotherapy*. juin 2008;94(2):91-6.
21. Confalonieri N, Manzotti A, Cerveri P, De Momi E. Bi-unicompartamental versus total knee arthroplasty: a matched paired study with early clinical results. *Arch Orthop Trauma Surg*. sept 2009;129(9):1157-63.
22. Chamnongkitch S, Asayama I, Kinsey TL, Mahoney OM, Simpson KJ. Difference in Hip Prosthesis Femoral Offset Affects Hip Abductor Strength and Gait Characteristics During Obstacle Crossing. *Orthopedic Clinics of North America*. nov 2012;43(5):e48-58.
23. Davey JR, O'Connor DO, Burke DW, Harris WH. Femoral Component Offset Its Effect on Strain in Bone - Cement. :4.
24. McGrory BJ, Morrey BF, Cahalan TD, Cabanela ME. under the control of the surgeon at the time of hip replacement surgery; the more lateral position of the femur with greater offset was said to increase the range of motion and. *THE JOURNAL OF BONE AND JOINT SURGERY*. :5.
25. Sakalkale DP, Sharkey PF, Eng K, Hozack WJ, Rothman RH. Effect of Femoral Component Offset on Polyethylene Wear in Total Hip Arthroplasty: Clinical Orthopaedics and Related Research. juill 2001;388:125-34.
26. Sariali E, Klouche S, Mouttet A, Pascal-Moussellard H. The effect of femoral offset modification on gait after total hip arthroplasty. *Acta Orthopaedica*. avr 2014;85(2):123-7.
27. Cassidy KA, Noticewala MS, Macaulay W, Lee JH, Geller JA. Effect of Femoral Offset on Pain and Function After Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*. déc 2012;27(10):1863-9.
28. Eggli S, Pisan M, Muller ME. The value of preoperative planning for total hip arthroplasty. *THE JOURNAL OF BONE AND JOINT SURGERY*. 1998;80(3):9.
29. Wedemeyer C, Quitmann H, Xu J, Heep H, von Knoch M, Saxler G. Digital templating in total hip arthroplasty with the Mayo stem. *Arch Orthop Trauma Surg*. oct 2008;128(10):1023-9.
30. Knight L, Atwater RD. Preoperative Planning for Total Hip Arthroplasty Quantitating Its utility and Precision. :7.
31. Shaikh AH. Preoperative Planning of Total Hip Arthroplasty. In: Bagaria V, éditeur. *Total Hip Replacement - An Overview* [Internet]. InTech; 2018 [cité 27 mai 2021]. Disponible sur: <http://www.intechopen.com/books/total-hip-replacement-an-overview/preoperative-planning-of-total-hip-arthroplasty>
32. Iorio R, Siegel J, Specht LM, Tilzey JF, Hartman A, Healy WL. A Comparison of Acetate vs Digital Templating for Preoperative Planning of Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*. févr 2009;24(2):175-9.
33. Hafez MA, Ragheb G, Hamed A, Ali A, Karim S. Digital templating for THA: a simple computer-assisted application for complex hip arthritis cases. *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik* [Internet]. 1 janv 2016 [cité 27 mai 2021];61(5). Disponible sur: <https://www.degruyter.com/document/doi/10.1515/bmt-2015-0009/html>
34. Husmann O, Rubin PJ, Leyvraz P-F, de Roguin B, Argenson J-N. Three-dimensional morphology of the proximal femur. *The Journal of Arthroplasty*. juin 1997;12(4):444-50.
35. Sariali E, Mouttet A, Pasquier G, Durante E. Three-Dimensional Hip Anatomy in Osteoarthritis. *The Journal of Arthroplasty*. sept 2009;24(6):990-7.
36. Osmani FA, Thakkar S, Ramme A, Elbuluk A, Wojack P, Vigdorichik JM. Variance in predicted cup size by 2-dimensional vs 3-dimensional computerized tomography-based templating in primary total hip arthroplasty. *Arthroplasty Today*. déc 2017;3(4):289-93.
37. Brenneis M, Braun S, van Drongelen S, Fey B, Tarhan T, Stief F, et al. Accuracy of Preoperative Templating in Total Hip Arthroplasty With Special Focus on Stem Morphology:

- A Randomized Comparison Between Common Digital and Three-Dimensional Planning Using Biplanar Radiographs. *The Journal of Arthroplasty*. mars 2021;36(3):1149-55.
38. 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. *European Journal of Radiology*. févr 2014;83(2):371-7.
 39. 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. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. déc 2013;95(23):e183.
 40. Huang J, Tian F, Zhang Z, Shi W, Lin J, Chen L, et al. Reliability and concurrent validity of angle measurements in lower limb: EOS 3D goniometer versus 2D manual goniometer. *Journal of Orthopaedic Translation*. sept 2020;24:96-102.
 41. Westberry DE, Carpenter AM. 3D Modeling of Lower Extremities With Biplanar Radiographs: Reliability of Measures on Subsequent Examinations. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. nov 2019;39(10):521-6.
 42. Meermans G, Malik A, Witt J, Haddad F. Preoperative Radiographic Assessment of Limb-length Discrepancy in Total Hip Arthroplasty. *Clinical Orthopaedics & Related Research*. juin 2011;469(6):1677-82.
 43. Lazenec JY, Brusson A, Dominique F, Rousseau M-A, Pour AE. Offset and anteversion reconstruction after cemented and uncemented total hip arthroplasty: an evaluation with the low-dose EOS system comparing two- and three-dimensional imaging. *International Orthopaedics (SICOT)*. juill 2015;39(7):1259-67.
 44. Morvan A, Moreau S, Combourieu B, Pansard E, Marmorat JL, Carlier R, et al. Standing radiological analysis with a low-dose biplanar imaging system (EOS system) of the position of the components in total hip arthroplasty using an anterior approach: a cohort study of 102 patients. *The Bone & Joint Journal*. mars 2016;98-B(3):326-33.
 45. Mayr HO, Schmidt J-P, Haasters F, Bernstein A, Schmal H, Prall WC. Anteversion Angle Measurement in Suspected Torsional Malalignment of the Femur in 3-Dimensional EOS vs Computed Tomography—A Validation Study. *The Journal of Arthroplasty*. janv 2021;36(1):379-86.
 46. Esposito CI, Miller TT, Lipman JD, Carroll KM, Padgett DE, Mayman DJ, et al. Biplanar Low-Dose Radiography Is Accurate for Measuring Combined Anteversion After Total Hip Arthroplasty. *HSS Jnl*. févr 2020;16(1):23-9.
 47. Steinberg EL, Shasha N, Menahem A, Dekel S. Preoperative planning of total hip replacement using the TraumaCad™ system. *Arch Orthop Trauma Surg*. déc 2010;130(12):1429-32.
 48. Chiron P, Demoulin L, Wytrykowski K, Cavaignac E, Reina N, Murgier J. Évaluation de l'agrandissement et de l'irradiation lors de la réalisation d'un cliché de bassin : système EOS versus radiographie conventionnelle. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique*. déc 2017;103(8):840-5.
 49. Boese CK, Wilhelm S, Haneder S, Lechler P, Eysel P, Bredow J. Influence of calibration on digital templating of hip arthroplasty. *International Orthopaedics (SICOT)*. août 2019;43(8):1799-805.
 50. Guggenberger R, Pfirrmann CWA, Koch PP, Buck FM. Assessment of Lower Limb Length and Alignment by Biplanar Linear Radiography: Comparison With Supine CT and Upright Full-Length Radiography. *American Journal of Roentgenology*. févr 2014;202(2):W161-7.
 51. Guenoun B, Zadegan F, Aim F, Hannouche D, Nizard R. Reliability of a new method for lower-extremity measurements based on stereoradiographic three-dimensional reconstruction. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. sept 2012;98(5):506-13.
 52. Mainard D, Barbier O, Knafo Y, Belleville R, Mainard-Simard L, Gross J-B. Accuracy

and reproducibility of preoperative three-dimensional planning for total hip arthroplasty using biplanar low-dose radiographs : A pilot study. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research.* juin 2017;103(4):531-6.

53. Clavé A, Maurer DG, Nagra NS, Fazilleau F, Lefèvre C, Stindel E. Reproducibility of length measurements of the lower limb by using EOS™. *Musculoskelet Surg.* août 2018;102(2):165-71.

54. Wilkerson J, Fernando ND. Classifications in Brief: The Dorr Classification of Femoral Bone. *Clin Orthop Relat Res.* août 2020;478(8):1939-44.

55. Suresh K. An overview of randomization techniques: An unbiased assessment of outcome in clinical research. *J Hum Reprod Sci.* 2011;4(1):8.

56. Randelli P, Arrigoni P, Lubowitz JH, Cabitza P, Denti M. Randomization Procedures in Orthopaedic Trials. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery.* juill 2008;24(7):834-8.

57. Whitehouse MR, Stefanovich-Lawbuary NS, Brunton LR, Blom AW. The Impact of Leg Length Discrepancy on Patient Satisfaction and Functional Outcome Following Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty.* sept 2013;28(8):1408-14.

58. Liu Y. Restoration of femoral offset, rotation centers, limbs length equality of Chinese total hip arthroplasty patients. *Pak J Med Sci [Internet].* 31 déc 1969 [cité 2 août 2021];30(1). Disponible sur: <http://pjms.com.pk/index.php/pjms/article/view/3635>

59. Kim SS, Kim HJ, Shim CH. Relationships between Femoral Offset Change and Clinical Score following Bipolar Hip Arthroplasty in Femoral Neck Fractures. *Hip Pelvis.* 2021;33(2):78.

60. Esbjörnsson A-C, Kiernan S, Mattsson L, Flivik G. Geometrical restoration during total hip arthroplasty is related to change in gait pattern - a study based on computed tomography and three-dimensional gait analysis. *BMC Musculoskelet Disord.* déc 2021;22(1):369.

61. Renkawitz T, Weber T, Dullien S, Woerner M, Dendorfer S, Grifka J, et al. Leg length and offset differences above 5 mm after total hip arthroplasty are associated with altered gait kinematics. *Gait & Posture.* sept 2016;49:196-201.

62. Hasegawa I, Wright AR, Andrews SN, Bs EU, Nakasone CK. Hip Offset and Leg Length Equalization in Direct Anterior Approach Total Hip Arthroplasty without Preoperative Templating. *SOCIAL WELFARE.* 2019;78(11):5.

63. Bitar YFE, Stone JC, Jackson TJ, Lindner D, Stake CE, Domb BG. Leg-Length Discrepancy After Total Hip Arthroplasty: Comparison of Robot-Assisted Posterior, Fluoroscopy-Guided Anterior, and Conventional Posterior Approaches. :5.

64. Sykes A, Hill J, Orr J, Humphreys P, Rooney A, Morrow E, et al. Patients' Perception of Leg Length Discrepancy Post Total Hip Arthroplasty. *HIP International.* sept 2015;25(5):452-6.

65. Al-Amiry B, Pantelakis G, Mahmood S, Kadum B, Brismar TB, Sayed-Noor AS. Does body mass index affect restoration of femoral offset, leg length and cup positioning after total hip arthroplasty? A prospective cohort study. *BMC Musculoskelet Disord.* déc 2019;20(1):422.

66. Mahmood SS, Mukka SS, Crnalic S, Wretenberg P, Sayed-Noor AS. Association between changes in global femoral offset after total hip arthroplasty and function, quality of life, and abductor muscle strength: A prospective cohort study of 222 patients. *Acta Orthopaedica.* 2 janv 2016;87(1):36-41.

67. Forde B, Engeln K, Bedair H, Bene N, Talmo C, Nandi S. Restoring femoral offset is the most important technical factor in preventing total hip arthroplasty dislocation. *Journal of Orthopaedics.* mars 2018;15(1):131-3.

68. Burzyński S, Sabik A, Witkowski W, Łuczkiwicz P. Influence of the femoral offset on the muscles passive resistance in total hip arthroplasty. Farouk O, éditeur. *PLoS ONE.* 4 mai 2021;16(5):e0250397.

69. Hu X, Zheng N, Chen Y, Dai K, Dimitriou D, Li H, et al. Optimizing the Femoral Offset for Restoring Physiological Hip Muscle Function in Patients With Total Hip Arthroplasty. *Front Bioeng Biotechnol.* 30 mars 2021;9:645019.
70. Wang Q, Xiao J, Zhu L, Zhao X, Liu Z, Wang J, et al. Acetate templating on calibrated standing digital radiograph improves accuracy of preoperative templating for total hip arthroplasty. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research.* mai 2017;103(3):341-7.
71. Schmidutz F, Steinbrück A, Wanke-Jellinek L, Pietschmann M, Jansson V, Fottner A. The accuracy of digital templating: a comparison of short-stem total hip arthroplasty and conventional total hip arthroplasty. *International Orthopaedics (SICOT).* sept 2012;36(9):1767-72.
72. Reina N, Hourtal J, Salib CG, Gracia G, Cavaignac E, Chiron P. The Delta of Correction: a novel, more reliable variable than limb-length discrepancy at predicting outcome after total hip arthroplasty. *HIP International.* sept 2020;30(5):536-43.
73. Lim YW, Huddleston JI, Goodman SB, Maloney WJ, Amanatullah DF. Proximal Femoral Shape Changes the Risk of a Leg Length Discrepancy After Primary Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty.* déc 2018;33(12):3699-703.
74. 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. *THE JOURNAL OF BONE AND JOINT SURGERY.* 2009;91(3):8.
75. Sariali E, Knaffo Y. Three-dimensional analysis of the proximal anterior femoral flare and torsion. Anatomic bases for metaphyseally fixed short stems design. *International Orthopaedics (SICOT).* oct 2017;41(10):2017-23.
76. Inoue D, Kabata T, Maeda T, Kajino Y, Fujita K, Hasegawa K, et al. Value of computed tomography-based three-dimensional surgical preoperative planning software in total hip arthroplasty with developmental dysplasia of the hip. *Journal of Orthopaedic Science.* 2015;20(2):340-6.
77. Merle C, Innmann MM, Westhauser F, Sadoghi P, Renkawitz T. Welchen Nutzen hat die Rekonstruktion der patientenindividuellen Anatomie beim endoprothetischen Hüftgelenkersatz? *Orthopäde.* avr 2021;50(4):287-95.
78. Schiffner E, Latz D, Jungbluth P, Grassmann JP, Tanner S, Karbowski A, et al. Is computerised 3D templating more accurate than 2D templating to predict size of components in primary total hip arthroplasty? *HIP International.* mai 2019;29(3):270-5.
79. Buller LT, McLawhorn AS, Maratt JD, Carroll KM, Mayman DJ. EOS Imaging is Accurate and Reproducible for Preoperative Total Hip Arthroplasty Templating. *The Journal of Arthroplasty.* mars 2021;36(3):1143-8.
80. Moralidou M, Di Laura A, Henckel J, Hothi H, Hart AJ. Three-dimensional pre-operative planning of primary hip arthroplasty: a systematic literature review. *EFORT Open Reviews.* déc 2020;5(12):845-55.
81. Wasterlain AS, Buza JA, Thakkar SC, Schwarzkopf R, Vigdorichik J. Navigation and Robotics in Total Hip Arthroplasty. *JBJS Rev [Internet].* 14 mars 2017 [cité 3 août 2021];5(3). Disponible sur: <https://journals.lww.com/01874474-201703000-00002>
82. Hepinstall MS. Robotic Total Hip Arthroplasty. *Orthopedic Clinics of North America.* oct 2014;45(4):443-56.
83. Snijders T, van Gaalen SM, de Gast A. Precision and accuracy of imageless navigation versus freehand implantation of total hip arthroplasty: A systematic review and meta-analysis. *Int J Med Robotics Comput Assist Surg.* déc 2017;13(4):e1843.
84. Lass R, Olischar B, Kubista B, Waldhoer T, Giurea A, Windhager R. Total Hip Arthroplasty Using Imageless Computer-Assisted Navigation—2-Year Follow-Up of a Prospective Randomized Study. *JCM.* 27 mai 2020;9(6):1620.
85. Vigdorichik JM, Sharma AK, Aggarwal VK, Carroll KM, Jerabek SA. The Use of

- Robotic-Assisted Total Hip Arthroplasty in Developmental Dysplasia of the Hip. *Arthroplasty Today*. déc 2020;6(4):770-6.
86. Wang Q, Goswami K, Shohat N, Aalirezaie A, Manrique J, Parvizi J. Longer Operative Time Results in a Higher Rate of Subsequent Periprosthetic Joint Infection in Patients Undergoing Primary Joint Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*. mai 2019;34(5):947-53.
87. Inoue D, Kabata T, Kajino Y, Ohmori T, Ueno T, Taga T, et al. Postsurgical infection from using a computed tomography-based hip navigation system during total hip arthroplasty. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. août 2020;30(6):1097-101.
88. Spencer-Gardner L, Pierrepont J, Topham M, Baré J, McMahon S, Shimmin AJ. Patient-specific instrumentation improves the accuracy of acetabular component placement in total hip arthroplasty. *The Bone & Joint Journal*. oct 2016;98-B(10):1342-6.
89. Mishra A, Verma T, Rajkumar, Agarwal G, Sharma A, Maini L. 3D Printed Patient-Specific Acetabular Jig for Cup Placement in Total Hip Arthroplasty. *JOIO*. avr 2020;54(2):174-80.
90. Wang C, Li Y, Hu Y, Liu H, Wang L, Xie J, et al. Patient-specific total hip arthroplasty is superior to conventional methods for Crowe III and IV adult developmental hip dysplasia: a randomized controlled trial. *Ann Transl Med*. févr 2021;9(3):212-212.
91. Di Laura A, Henckel J, Hothi H, Hart A. Can 3D surgical planning and patient specific instrumentation reduce hip implant inventory? A prospective study. *3D Print Med*. déc 2020;6(1):25.
92. 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? *The Journal of Arthroplasty*. oct 2016;31(10):2308-13.
93. Frueh WW, Hozack WJ. Management of Limb Length Discrepancy after Total Hip Arthroplasty. *Seminars in Arthroplasty*. juin 2005;16(2):127-31.
94. Parvizi J, Sharkey PF, Bissett GA, Rothman RH, Hozack WJ. Surgical Treatment of Limb-Length Discrepancy Following Total Hip Arthroplasty. *VO LU M E*. :8.

La planification numérique (Traumacad) avec imagerie EOS biplane des PTH : un gain de précision dans la restitution des longueurs des membres inférieurs ?

Selon une étude randomisée, prospective, mono centrique de 134 patients

RESUME EN FRANÇAIS :

L'inégalité de longueur des membres inférieurs est un problème fréquent et récurrent suite à l'implantation d'une prothèse totale de hanche. Elle peut conduire à des complications cliniques mais également à un litige avec le patient. L'objectif de notre étude était d'évaluer l'efficacité de la planification numérique dans la restauration des longueurs des membres inférieurs. Notre objectif principal était de prouver la supériorité de la planification numérique sur imagerie EOS dans l'obtention d'une ILMI résiduelle dans un intervalle de ± 3 mm.

Dans une étude prospective, randomisée, mono centrique, nous avons inclus 134 patients. Nous avons un groupe A de 69 patients bénéficiant de la planification numérique et un groupe B, contrôle, de 61 patients. Chaque patient avait une imagerie EOS corps entier pré opératoire et post opératoire à J3. Pour chaque patient nous avons mesuré l'ILMI, et l'offset fémoral pré et post opératoire.

L'ILMI post opératoire était dans l'intervalle ± 5 mm dans 78,3% pour le groupe A versus 46,9% pour le groupe B ($p=0,0002$), dans 56,5% versus 35,9% ($p=0,02$) pour l'intervalle ± 3 mm. La probabilité d'obtenir ce résultat est significativement plus élevée dans le groupe A pour l'ILMI post opératoire selon un OR = 6,3 ($p<0,001$) pour l'intervalle ± 5 mm et OR = 2,4 ($p=0,03$) pour l'intervalle ± 3 mm. La restitution de l'offset dans l'intervalle ± 3 mm était de 54% versus 48% respectivement. ($p=0,55$)

La planification numérique avec imagerie EOS est un outil fiable et reproductible, une évaluation clinique sur le long terme semble être la prochaine étape de l'évaluation de cet outil.

TITRE EN ANGLAIS: Digital templating (Traumacad) with EOS imaging of THA: a better accuracy for the correction of limb-length inequality?

DISCIPLINE ADMINISTRATIVE : Médecine spécialisée clinique

MOTS-CLÉS : prothèses totales de hanche ; EOS ; Traumacad ; inégalité de longueurs des membres inférieurs

INTITULÉ ET ADRESSE DE L'UFR OU DU LABORATOIRE :

Université Toulouse III-Paul Sabatier
Faculté de médecine Toulouse-Purpan,
37 Allées Jules Guesde 31000 Toulouse

Directeur de thèse : Nicolas REINA