



**HAL**  
open science

# Prise en compte des caractéristiques fonctionnelles spécifiques d'un patient pour la pose de prothèse totale de hanche

Aziliz Guezou-Philippe

► **To cite this version:**

Aziliz Guezou-Philippe. Prise en compte des caractéristiques fonctionnelles spécifiques d'un patient pour la pose de prothèse totale de hanche. Médecine humaine et pathologie. Université de Bretagne occidentale - Brest, 2022. Français. NNT : 2022BRES0026 . tel-03920286

**HAL Id: tel-03920286**

**<https://theses.hal.science/tel-03920286>**

Submitted on 3 Jan 2023

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

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

# THÈSE DE DOCTORAT DE

L'UNIVERSITÉ DE BRETAGNE OCCIDENTALE

ÉCOLE DOCTORALE N° 605

*Biologie, Santé*

Spécialité : *Analyse et Traitement de l'Information et des Images Médicales*

Par

**Aziliz GUEZOU-PHILIPPE**

**Prise en compte des caractéristiques fonctionnelles spécifiques  
d'un patient pour la pose de prothèse totale de hanche**

Thèse présentée et soutenue à Brest, le 09/05/2022

Unité de recherche : INSERM UMR 1101 - Laboratoire de Traitement de l'Information Médicale

## Rapporteurs avant soutenance :

Carolyn ANGLIN                    Professeur, Université de Calgary, Canada  
Klaus RADERMACHER          Professeur, Institut Helmholtz d'Ingénierie Biomédicale, RWTH Aachen, Allemagne

## Composition du Jury :

Président :	Eric STINDEL	PU-PH, LaTIM, CHU de Brest
Examineurs :	Carolyn ANGLIN	Professeur, Université de Calgary, Canada
	Klaus RADERMACHER	Professeur, Institut Helmholtz, RWTH Aachen, Allemagne
	Jérôme TONETTI	PU-PH, TIMC-IMAG, CHU Grenoble
	Alexandre MOREAU-GAUDRY	PU-PH, TIMC-IMAG, CHU Grenoble
	Christian ROUX	Chercheur émérite, LaTIM, IMT
Dir. de thèse :	Christian LEFEVRE	Chercheur émérite, LaTIM, CHU de Brest
Co-dir. de thèse :	Guillaume DARDENNE	Ingénieur de recherche, LaTIM, CHU de Brest



# REMERCIEMENTS

---

Je remercie tout d'abord la région Bretagne et le fond de dotation Innoveo du CHRU de Brest pour avoir financé cette thèse.

A Guillaume Dardenne, merci de m'avoir accompagnée, guidée et encouragée pendant cette thèse, d'avoir passé du temps à relire chaque article, à préparer chaque présentation. Merci pour ta confiance qui m'a aidée à être plus sûre de moi, plus sereine dans mon travail et a été une vraie source de motivation.

A Christian Lefèvre, merci d'avoir apporté ta touche clinique à l'ingénieur que je suis, d'avoir lu, relu et re relu mon manuscrit. Les discussions avec toi sont toujours hyper intéressantes et d'autant plus agréables quand elles se passent en voilier.

To Carolyn Anglin and Klaus Radermacher, thank you for accepting to review my work, for your very interesting comments and for your effort to read this manuscript in french. I was honoured to have you as reviewers in my jury.

A Eric Stindel, merci d'avoir aidé à aiguiller mes recherches, les réunions avec toi sont toujours très constructives et terriblement efficaces. Merci d'avoir accepté de participer et présider mon jury.

A Christian Roux, merci d'avoir accepté de juger mon travail, c'était un honneur de vous avoir dans mon jury.

A Jérôme Tonetti et Alexandre Moreau-Gaudry, merci pour vos conseils avisés au cours des CSI, pour vos commentaires et votre participation à mon jury.

A Valérie Burdin, merci pour tes discussions toujours enrichissantes, tant professionnelles que personnelles.

A Wistan, je te suis au combien reconnaissante de tout le travail que tu as fait et de ton aide précieuse lors de la fin de ma thèse alors que tu avais déjà la tienne à faire avancer.

Da Hoel ha Morgane, trugarez deoc'h evit hor c'henlabour ha bout degaset un nebeut medisinerezh e brezhoneg tro-dro din.

Pour tous les coups de mains et les astuces debuggantes entre deux discussions pour refaire le monde, merci Ludivine, Ilias, Salaheddine, Ehouarn, Charles, Arnaud, Jean-Rassaire, Oulimata, Basile, Mathieu, Merhan.

---

To Deborah, Vincent, Souha, Sarah, Hassan, Alex, Asma, Rihab, Ikram, Aziza, Sundar, Suxer, Mateo, Baptiste, Thibaut, I was very happy to have you as lab pal, I hope we'll stay in touch!

A Laurent Gaubert, merci de m'avoir fait confiance et permis de m'essayer à l'enseignement.

A Clément, Guillaume, Yiheng, Joël, merci pour votre soutien et vos blagues qui m'ont toujours donné le sourire. J'ai une dernière question pour vous : si le ski alpin, qui a le beurre?

Aux grenobrestois Lucas, Nathalie, Quyen, Alexandre et Louka, merci pour votre soutien moral... et gastronomique!

Je n'oublierai pas la compagnie de joyeux lurons du gipsa, Marc, Marion, Fabrice, Emmanuelle, Raphael, Marielle, Jeanne, Louis, Miguel, Pedro, Pierre, Victor qui m'ont donné goût à la recherche et à la coinche...!

Aux bims, Audrey, Samsam, Elo, Manon, Vincent, Lucas, Toto, Loan, Marianne, Nathalie, Lisa, Paul, Rosa, Sara, Théophile et les autres, les sorties lyonno-parisiennes pour vous retrouver me font toujours le plus grand bien!

A Killian, Rosy, Momo et Momo, je rêve de repartir en camping avec vous.

Trugarez vras da m' mignoned Diwan, Orea, Aela, Enora, Ploplo, Camille, Rodé, Maëlle, Elouan, Théo, Matilin hag ar re arall (re hir 'vehe ar listenn!). Memes m'a n'eo ket lies, e vezan laouen d'ho kwelet bewech. Ur gwir souten emaoe'h.

Mil drugarez divent da ma familh, ma zad, ma mamm, ma c'hoar ha ma zintin, a zo bet a-vikoazh genin, da roiñ kalon ha begon din. A-drugarez d'ho sikour on daet a-benn a ma studioù hir meurbet. Ur familh dreist ordinal emaoe'h!

Da ma c'haredig en deus skoazellet kement ha gouzañvet ac'hanon e-pad ar pevar blez doktorelezh-mañ. Hepdout n'em behe ket gellet monet ken pell, hepdout ne vehe ket bet posupl din derc'hel. Trugarez dit bout genin.

# TABLE DES MATIÈRES

---

<b>Table des matières</b>	<b>5</b>
<b>Liste des abréviations</b>	<b>9</b>
<b>Liste des figures</b>	<b>10</b>
<b>Liste des tables</b>	<b>13</b>
<b>Introduction</b>	<b>15</b>
1 Contexte . . . . .	15
2 Objectifs . . . . .	16
3 Structure de la thèse . . . . .	18
<b>I L'Arthroplastie Totale de Hanche</b>	<b>19</b>
I.1 Plans Anatomiques . . . . .	19
I.2 Articulation de la Hanche . . . . .	20
I.2.1 Amplitude des mouvements . . . . .	20
I.2.2 Anatomie squelettique . . . . .	22
I.2.3 Anatomie musculaire . . . . .	25
I.2.4 Anatomie fonctionnelle . . . . .	27
I.2.5 Pathologies . . . . .	28
I.3 Prothèse Totale de Hanche . . . . .	31
I.3.1 Composants d'une prothèse totale de hanche . . . . .	32
I.3.2 Procédure chirurgicale . . . . .	33
I.3.2.a Choix de la prothèse . . . . .	33
I.3.2.b Voies d'abord . . . . .	37
I.3.2.c Etapes de la procédure . . . . .	39
I.3.3 Complications postopératoires et révision . . . . .	40
I.4 Mise en Place des PTH . . . . .	41
I.4.1 Positionnement et orientation des implants . . . . .	41
I.4.2 Systèmes d'aide à la mise en place des PTH . . . . .	43

## TABLE DES MATIÈRES

---

I.4.2.a	Guides mécaniques . . . . .	43
I.4.2.b	Systèmes de navigation . . . . .	44
I.4.2.c	Guides patient-spécifique . . . . .	47
I.4.2.d	Robots . . . . .	48
I.5	Conclusion . . . . .	50
<b>II</b>	<b>Mesure de la Dynamique Pelvienne</b>	<b>53</b>
II.1	Introduction . . . . .	53
II.1.1	Problématique . . . . .	53
II.1.2	État de l'art . . . . .	55
II.1.3	Système proposé . . . . .	59
II.2	Matériels et Méthodes . . . . .	61
II.2.1	Evaluation de la précision . . . . .	61
II.2.2	Evaluation de la fiabilité . . . . .	61
II.2.3	Méthodes statistiques . . . . .	62
II.3	Résultats . . . . .	63
II.3.1	Précision . . . . .	63
II.3.2	Fiabilité . . . . .	63
II.4	Discussion . . . . .	65
II.5	Conclusion . . . . .	67
<b>III</b>	<b>Zone de Sécurité Fonctionnelle pour l'Orienta- tion de la Cupule</b>	<b>69</b>
III.1	Introduction . . . . .	69
III.1.1	Définitions . . . . .	69
III.1.2	Problématique . . . . .	70
III.1.3	Etat de l'art . . . . .	73
III.1.4	Solution proposée . . . . .	77
III.2	Matériels et Méthodes . . . . .	79
III.2.1	Définition de la zone . . . . .	79
III.2.2	Cohorte . . . . .	81
III.2.3	Validation de la zone . . . . .	81
III.2.4	Impact des paramètres d'entrée . . . . .	83
III.2.5	Influence de la dynamique pelvienne . . . . .	84
III.3	Résultats . . . . .	85
III.3.1	Validation de la zone . . . . .	85

III.3.2 Impact des paramètres d'entrée . . . . .	86
III.3.3 Influence du comportement pelvien . . . . .	90
III.3.4 Développement logiciel . . . . .	92
III.4 Discussion . . . . .	92
III.4.1 Validation de la zone . . . . .	94
III.4.2 Impact des paramètres d'entrée . . . . .	96
III.4.3 Influence de la dynamique pelvienne . . . . .	99
III.4.4 Limitations & Perspectives . . . . .	101
III.5 Conclusion . . . . .	102
<b>IV Détermination du Plan Pelvien Antérieur en Peropératoire</b>	<b>105</b>
IV.1 Introduction . . . . .	105
IV.2 Matériels et Méthodes . . . . .	108
IV.2.1 Création et validation d'un modèle statistique de forme du bassin . . . . .	108
IV.2.2 Identification de repères anatomiques ipsilatéraux pour la détermination du plan pelvien antérieur . . . . .	110
IV.2.3 Recalage du modèle statistique de forme . . . . .	111
IV.2.4 Protocole d'évaluation . . . . .	112
IV.2.4.a Expérimentation <i>in silico</i> . . . . .	112
IV.2.4.b Expérimentation <i>in vivo</i> . . . . .	112
IV.3 Résultats . . . . .	114
IV.3.1 Modèle statistique de forme du bassin . . . . .	114
IV.3.2 Repères anatomiques ipsilatéraux corrélés au plan pelvien antérieur . . . . .	115
IV.3.3 Recalage . . . . .	118
IV.3.3.a Expérimentation <i>in silico</i> . . . . .	118
IV.3.3.b Expérimentation <i>in vivo</i> . . . . .	118
IV.4 Discussion . . . . .	119
IV.5 Conclusion . . . . .	122
<b>Conclusion et Perspectives</b>	<b>123</b>
<b>Annexes</b>	<b>129</b>
A Calcul de la zone de sécurité fonctionnelle . . . . .	129
B Comportements pelviens des 30 patients . . . . .	135
<b>Contributions</b>	<b>137</b>

**Bibliographie**

**139**

# LISTE DES ABRÉVIATIONS

---

<b>ACP</b>	Analyse en Composantes Principales
<b>AdM</b>	Amplitude de Mouvement
<b>ATH</b>	Arthroplastie Totale de Hanche
<b>CCD</b>	angle cervico-diaphysaire (Centre-Col-Diaphyse)
<b>CPD</b>	algorithme : Coherent Point Drift
<b>EIAS</b>	Épine Iliaque Antéro-Supérieure
<b>EIPS</b>	Épine Iliaque Postéro-Supérieure
<b>HTE</b>	angle d'obliquité de l'acétabulum (Horizontale - Toit - bord Externe)
<b>IC</b>	Intervalle de Confiance
<b>ICC</b>	Intraclass Correlation Coefficient = Coefficient de Corrélation Intra-classe
<b>IMC</b>	Indice de Masse Corporelle
<b>IMCP</b>	algorithme : Iterative Median Closest Point
<b>IoU</b>	Intersection over Union = coefficient de Jaccard
<b>IRM</b>	Imagerie par Résonance Magnétique
<b>LTA</b>	Ligament Transverse Acétabulaire
<b>MMG</b>	Modèle Mixte Gaussien
<b>MSF</b>	Modèle Statistique de Forme
<b>PMMA</b>	ciment PolyMéthylMéthAcrylate
<b>PPA</b>	Plan Pelvien Antérieur
<b>PSI</b>	Patient Specific Instrument = Instrument Spécifique au Patient
<b>PSM</b>	Plan Sagittal Médian
<b>PTH</b>	Prothèse Totale de Hanche
<b>UHMWPE</b>	Ultra High Molecular Weight PolyEthylene
<b>VCE</b>	angle de couverture externe de l'acétabulum (Verticale - Centre - bord Externe)

# LISTE DES FIGURES

---

1	Articulation de la hanche et PTH . . . . .	15
2	Hyper antéversion de la cupule pouvant générer une luxation . . . . .	16
3	Plan pelvien antérieur . . . . .	17
I.1	Amplitude de mouvement de la hanche dans les trois plans anatomiques . . .	19
I.2	Flexion de la hanche . . . . .	20
I.3	Extension de la hanche . . . . .	21
I.4	Rotation de la hanche . . . . .	21
I.5	Adduction de la hanche . . . . .	21
I.6	Bassin et os coxal . . . . .	22
I.7	Articulation de la hanche : acétabulum . . . . .	23
I.8	Articulation de la hanche : fémur (partie proximale) . . . . .	23
I.9	Articulation de la hanche : coxométrie . . . . .	24
I.10	Maintiens de la hanche . . . . .	25
I.11	Muscles agonistes et antagonistes . . . . .	25
I.12	Muscles abducteurs et adducteurs . . . . .	26
I.13	Muscles fléchisseurs et extenseurs . . . . .	27
I.14	Muscles rotateurs . . . . .	27
I.15	Balance de Pauwels . . . . .	28
I.16	Recouvrement de la tête fémorale par l'acétabulum . . . . .	28
I.17	Répartition des pressions articulaires dans la hanche saine et dysplasique . . .	29
I.18	Densité du tissu osseux chez le jeune adulte et la personne âgée . . . . .	30
I.19	Evolution des prothèses de hanche . . . . .	32
I.20	Prothèse totale de hanche . . . . .	32
I.21	Exemple de calques utilisés lors du planning préopératoire . . . . .	36
I.22	Principales voies d'abord . . . . .	37
I.23	Etapes pour la pose d'une PTH . . . . .	40
I.24	Conflit prothétique et luxation . . . . .	41
I.25	Plan pelvien antérieur et orientation de l'acétabulum . . . . .	42
I.26	Exemple de guides mécaniques . . . . .	43

I.27	Exemple de guides fluoroscopiques . . . . .	44
I.28	Exemple de système de navigation . . . . .	45
I.29	Systèmes de navigation avec localisation infrarouge . . . . .	46
I.30	Systèmes de navigation sans station de localisation . . . . .	47
I.31	Systèmes de guidage patient spécifique . . . . .	48
II.1	Plan pelvien antérieur . . . . .	53
II.2	Dynamique pelvienne . . . . .	54
II.3	Système EOS Imaging <sup>®</sup> . . . . .	56
II.4	Paramètres anatomiques mesurés sur radiographies EOS . . . . .	56
II.5	Paramètres EOS ayant une faible fiabilité . . . . .	57
II.6	Dispositif d'échographie naviguée pour la mesure de la dynamique pelvienne . . . . .	59
II.7	Acquisition du PPA par le dispositif d'échographie naviguée . . . . .	60
II.8	Banc mécanique pour l'évaluation de la précision du dispositif . . . . .	61
II.9	Erreurs de précision du dispositif d'échographie naviguée . . . . .	63
III.1	Définition des angles d'antéversion et d'inclinaison selon Murray . . . . .	70
III.2	Zone de sécurité de Lewinnek . . . . .	70
III.3	Orientation sagittale de la cupule en position debout et assise . . . . .	72
III.4	Techniques de positionnement de la cupule . . . . .	73
III.5	Bascule du bassin lors de l'assise . . . . .	76
III.6	Concept de la zone de sécurité fonctionnelle . . . . .	79
III.7	Paramètres prothétiques décrivant la géométrie de la PTH . . . . .	80
III.8	Validation de la zone de sécurité fonctionnelle . . . . .	85
III.9	ACP sur les paramètres et caractéristiques de la zone de sécurité fonctionnelle . . . . .	86
III.10	Impact de l'inclinaison pelvienne sur la zone de sécurité fonctionnelle . . . . .	87
III.11	Impact de l'orientation du col fémoral sur la zone de sécurité fonctionnelle . . . . .	88
III.12	Impact de la géométrie de la prothèse sur la zone de sécurité fonctionnelle . . . . .	89
III.13	Impact de l'AdM de quelques mouvements sur la zone de sécurité fonctionnelle . . . . .	89
III.14	Inclinaisons pelviennes et leurs différences pour les 30 patients . . . . .	90
III.15	Zones de sécurité fonctionnelle des 30 patients . . . . .	91
III.16	Logiciel : sélection du dossier patient et des paramètres prothétiques . . . . .	93
III.17	Logiciel : calcul de la zone de sécurité fonctionnelle d'après l'AdM . . . . .	93
III.18	Logiciel : calcul de l'AdM d'après l'orientation de cupule . . . . .	93
III.19	Mesures de l'orientation du bassin : inclinaison et version pelvienne . . . . .	95

IV.1	Patient prêt pour une ATH en décubitus latéral . . . . .	106
IV.2	Système d'acquisition des repères anatomiques par échographie naviguée . . .	113
IV.3	Qualité de la mise en correspondance des données par l'algorithme CPD . . . .	114
IV.4	Évaluation du MSF : compacité . . . . .	114
IV.5	Évaluation du MSF : généralité . . . . .	115
IV.6	Évaluation du MSF : spécificité . . . . .	115
IV.7	Impact des modes de variation du MSF sur l'inclinaison du PPA . . . . .	116
IV.8	Déformations du bassin pour les modes impactant l'inclinaison du PPA . . . .	116
IV.9	Sélection des repères anatomiques pour la détermination du PPA . . . . .	117
IV.10	Erreurs de recalage et d'estimation du PPA sur données simulées . . . . .	118
IV.11	Erreurs de recalage et d'estimation du PPA sur données réelles . . . . .	119
V.1	Effet de ventralisation . . . . .	127
A.1	Orientation de la cupule acétabulaire et du col fémoral . . . . .	129
A.2	Plan et sens des mouvements . . . . .	130
A.3	Recherche des inclinaisons critiques . . . . .	132
A.4	Exemple de zone de sécurité fonctionnelle . . . . .	133
A.5	Comparaison zone de sécurité fonctionnelle et zone de Lewinnek . . . . .	134

# LISTE DES TABLES

---

I.1	Comparaison des matériaux utilisés pour les PTH . . . . .	35
I.2	Catégories des systèmes d'aide à l'ATH . . . . .	51
II.1	Paramètres EOS ayant une faible fiabilité . . . . .	58
II.2	Description des sujets inclus dans l'étude de fiabilité . . . . .	62
II.3	Précision du dispositif d'échographie naviguée . . . . .	64
II.4	Fiabilité inter observateurs du dispositif d'échographie naviguée . . . . .	64
II.5	Fiabilité intra observateurs du dispositif d'échographie naviguée . . . . .	64
III.1	Zones de sécurité retrouvées dans la littérature . . . . .	78
III.2	Paramètres de la zone de sécurité fonctionnelle . . . . .	80
III.3	Paramètres utilisés pour la validation de la zone de sécurité fonctionnelle . . . . .	82
III.4	Paramètres utilisés pour l'évaluation de l'impact des paramètres sur la zone de sécurité fonctionnelle . . . . .	83
III.5	Paramètres par défaut utilisés pour visualiser l'impact des paramètres . . . . .	84
III.6	Validation de la zone de sécurité fonctionnelle . . . . .	85
A.1	Paramètres utilisés pour l'exemple de zone de sécurité fonctionnelle . . . . .	133
A.2	Comportements pelviens mesurés sur 30 patients . . . . .	135



# INTRODUCTION

## 1 Contexte

Depuis le début du  $xx^e$  siècle, la prothèse de hanche a connu de nombreux développements qui ont amené l'arthroplastie totale de hanche (ATH) à être aujourd'hui une des chirurgies les plus réalisées mondialement, avec chaque année environ 150 000 ATH en France et de l'ordre d'un million dans le monde [1, 2]. La première grande avancée eut lieu en 1960 lorsque Sir John Charnley, chirurgien orthopédique anglais, proposa de remplacer les deux composants de la hanche, tête fémorale et acétabulum, par deux implants, donnant à la prothèse totale de hanche (PTH) sa forme actuelle (figure 1)[3].



FIGURE 1 – Articulation de la hanche et PTH dans l'articulation [4]

Cependant, les matériaux utilisés à l'époque se révélèrent sensibles à l'usure, générant de nombreux débris pouvant déclencher une réaction inflammatoire à l'origine de descellements aseptiques. S'en est suivi le développement de nouveaux matériaux mieux adaptés car plus résistants à l'usure et/ou biologiquement neutre, comme le polyéthylène UHMWPE (Ultra High Molecular Weight PolyEthylene), les céramiques techniques (zircone, alumine) ou des alliages de titane ou chrome-cobalt, permettant ainsi de réduire le nombre de complications dues à l'usure [5]. Le descellement aseptique et la luxation restent de nos jours les deux premières causes de complication et de révision des PTH [6, 7]. Le taux de luxation avoisine les 1 à 2%, variant selon la technique opératoire utilisée, mais chez certains patients à risque (obésité ou atrophie musculaire), ce taux peut atteindre 5% [1]. La luxation survient généralement par effet came, suite à un conflit prothétique entre les implants acétabulaire

et fémoral (figure 2). Une telle complication, nécessite une seconde intervention chirurgicale, pour remplacer la PTH en place. Ces chirurgies de reprise sont 1.5 fois plus coûteuses qu'une ATH de première intention et représentent donc une réelle problématique de santé publique [8].

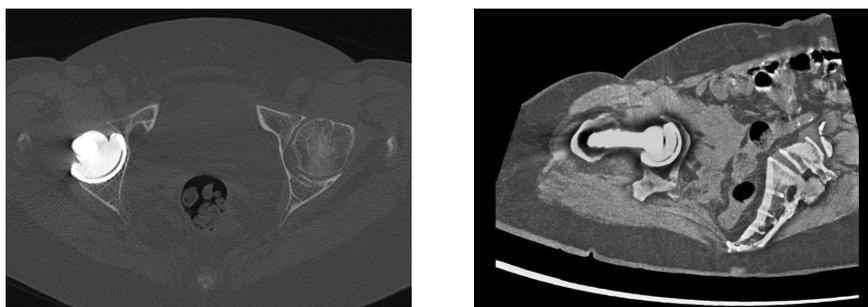


FIGURE 2 – Hyper antéversion de l'implant acétabulaire pouvant générer une luxation secondaire à un conflit prothétique. Coupes axiale (à gauche) et sagittale (à droite) de scanner d'un même patient.

De plus, l'ATH étant efficace pour restaurer la mobilité de la hanche et réduire la douleur, les PTH sont implantées chez des patients de plus en plus jeunes [1]. Le rajeunissement des patients concomitant à l'allongement de l'espérance de vie, le nombre de PTH posées ne cesse de croître et une augmentation de 40% à plus de 100% du nombre d'ATH en France est attendue d'ici 2050 [2]. Aussi, la durée de vie d'une prothèse étant estimée entre 20 et 30 ans, plus le patient sera jeune avec un niveau d'activité physique élevé (entraînant alors une plus forte usure de la PTH), plus il aura de risques de nécessiter une chirurgie de reprise par la suite. C'est pourquoi, de nombreuses recherches sont actuellement menées pour augmenter la durée de vie des prothèses et les adapter aux activités quotidiennes du patient, afin de limiter le besoin d'une ATH de seconde intention [9].

## 2 Objectifs

La technique conventionnelle pour implanter la PTH consiste à orienter l'implant acétabulaire (ou cupule) dans une zone de sécurité définie par rapport à un référentiel : le plan pelvien antérieur (PPA) (figure 3). Cette zone de sécurité a été établie en 1978 par Lewinnek *et al.* [10], en étudiant les taux de luxation d'une cohorte de 122 patients, selon que l'orientation de la cupule était en dehors ou en dedans de la zone. Ainsi, orienter la cupule dans la zone de sécurité de Lewinnek permettait de réduire le taux global de luxation de 6.2% à 1.5%, mais pas d'assurer l'absence de luxation pour un patient donné. De plus, lors de tout mouvement,

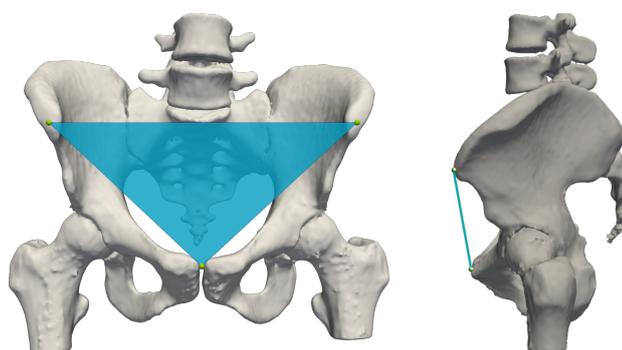


FIGURE 3 – Plan pelvien antérieur

le bassin bascule en avant ou en arrière de manière spécifique à chaque patient, modifiant ainsi l'orientation du PPA. Cette dynamique pelvienne permet en réalité de limiter les efforts musculaires en adaptant le complexe lombo-pelvien à la position adoptée. Or, la zone de sécurité de Lewinnek se basant sur des radiographies en position statique ne prend pas en compte la dynamique pelvienne; celle-ci diffère pourtant significativement d'un patient à l'autre et impacte la stabilité de l'implant. Un premier objectif de la thèse sera donc d'établir une solution complète non irradiante permettant (1) la mesure de ces variations pelviennes en différentes positions journalières et (2) la définition d'une zone de sécurité fonctionnelle spécifique au patient, afin de prévenir d'éventuels conflits prothétiques.

Lors d'une ATH, l'acquisition du PPA représente une étape clé, car elle permet de définir le plan de référence pour l'orientation de la cupule. Or cette acquisition peut se révéler compliquée notamment lorsque le patient est opéré en décubitus latéral et qu'un repère osseux du PPA se retrouve contre la table d'opération et recouvert par le tablier abdominal du patient. De nombreux guides de chirurgie ont été développés pour assister les chirurgiens lors de l'opération et de la détermination du PPA. Ces systèmes très variés, vont du simple repère mécanique [11] au bras robotisé [12] en passant par la navigation [13]. Bien que leur gain de précision soit en général établi, la plupart de ces systèmes restent difficiles à intégrer en routine clinique car ils peuvent nécessiter à la fois une imagerie irradiante du patient, un long traitement de données en phase préopératoire ou encore un temps de chirurgie additionnel qui augmente les risques d'infection. Aussi, un deuxième objectif de la thèse sera de développer une méthode d'acquisition simple du PPA pour un patient installé en décubitus latéral, de manière à assister le chirurgien dans l'orientation optimale de la cupule en tenant compte de la zone de sécurité fonctionnelle calculée.

### 3 Structure de la thèse

Les travaux présentés dans ce manuscrit sont organisés de la manière suivante :

**Chapitre 1** Présentation de l'articulation de la hanche, ses pathologies et ses traitements, suivie d'un état de l'art sur les techniques de chirurgie assistée par ordinateur.

**Chapitre 2** Présentation de la dynamique pelvienne et des systèmes actuels permettant de l'estimer, ainsi que de notre dispositif de mesure du comportement pelvien non irradiant basé sur une modalité échographique.

**Chapitre 3** Présentation de la zone de sécurité fonctionnelle pour l'orientation de la cupule qui prend en compte notamment le comportement pelvien du patient dans plusieurs positions journalières. L'influence de plusieurs paramètres prothétiques et biomécaniques sur la zone de sécurité proposée est également étudiée.

**Chapitre 4** Présentation d'une nouvelle méthode pour déterminer le PPA lors de l'opération avec le patient placé en décubitus latéral. Dans un premier temps, un modèle statistique de forme (MSF) du bassin est construit. Ensuite, une recherche de repères osseux est menée pour les utiliser comme alternative au repère non accessible du PPA. Enfin, une méthode de recalage de MSF est proposée, pour estimer le PPA à partir de ces repères osseux facilement accessibles.

Pour finir, nous concluons sur les travaux présentés et aborderons leurs perspectives.

# L'ARTHROPLASTIE TOTALE DE HANCHE

---

L'articulation de la hanche est une articulation majeure du corps humain : elle relie le tronc aux membres inférieurs et assure l'orientation de ce dernier. Supportant le tronc, les hanches font l'objet de fortes pressions, pouvant aller jusqu'à l'usure du cartilage en cas de mauvaise répartition des pressions, ce qui en fait une articulation sensible à l'arthrose. La pose d'une PTH est devenue un traitement fréquent pour remplacer l'articulation défectueuse. Ce chapitre expose quelques notions d'anatomie ainsi que la procédure de pose d'une PTH. Enfin, il présente un état de l'art des systèmes d'aide à l'ATH.

## I.1 Plans Anatomiques

L'orientation du corps se décrit en trois plans anatomiques. Le plan sagittal divise le corps en deux hémicorps gauche et droit, le plan frontal (ou coronal) divise le corps en avant et arrière et le plan axial (ou transverse) divise le corps en haut et bas (figure I.1).

On dit d'une partie d'un membre qu'elle est proximale si elle se situe à sa racine, et distale si elle se trouve à son extrémité. Une partie du corps est dite antérieure ou ventrale,

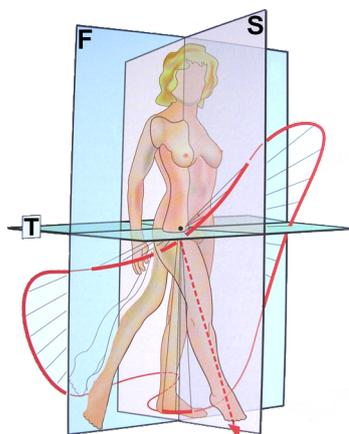


FIGURE I.1 – Amplitude de mouvement de la hanche dans les trois plans anatomiques : (F) frontal, (S) sagittal, (T) transverse. [14]

lorsqu'elle est située à l'avant du plan frontal, et postérieure ou dorsale, lorsqu'elle est située à l'arrière. On parle d'un élément médial s'il se situe au plus près du plan sagittal médian, et latéral s'il s'en trouve éloigné. Deux éléments sont dits homolatéraux ou ipsilatéraux s'ils sont situés d'un même côté du plan sagittal, et controlatéraux s'ils sont de côtés opposés.

## I.2 Articulation de la Hanche

### I.2.1 Amplitude des mouvements

L'articulation de la hanche est une liaison de type rotule qui permet donc une rotation dans chaque plan anatomique. L'amplitude totale des mouvements de la hanche décrit une sorte de cône dont le sommet est le centre de la tête fémorale (figure I.1). Chaque mouvement peut être effectué de manière active, c'est à dire par action des muscles, ou de manière passive, par un examinateur ou contre un appui. L'amplitude d'un mouvement passif demeure toujours plus importante que celle d'un mouvement actif.

**Dans le plan sagittal.** En flexion active, l'amplitude est de  $90^\circ$  lorsque le genou est étendu (figure I.2). Cet angle peut augmenter jusqu'à  $120^\circ$  si le genou est fléchi. En flexion passive, l'amplitude dépasse  $120^\circ$  lorsque le genou est étendu, voire  $140^\circ$  si le genou est fléchi.

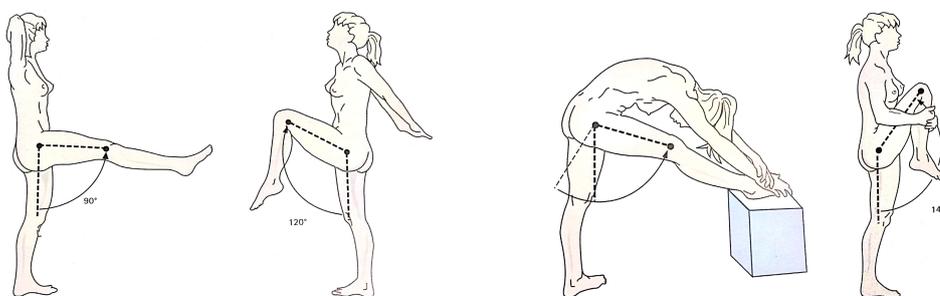


FIGURE I.2 – Flexion de la hanche active (gauche) et passive (droite). [14]

L'extension active est assez faible, avec une amplitude de  $20^\circ$  en genou étendu et  $10^\circ$  en genou fléchi (figure I.3). L'extension passive est de  $20^\circ$  en fente avant et peut atteindre  $30^\circ$  genou fléchi lorsque le pied est maintenu vers le haut et en arrière. Les amplitudes de flexion-extension de la hanche restent en réalité liées aux degrés de flexion-extension du genou, les muscles ischio-jambiers agissant simultanément sur les deux articulations, ce qui explique les différences d'amplitude constatées de la hanche en fonction du degré de flexion-extension du genou.

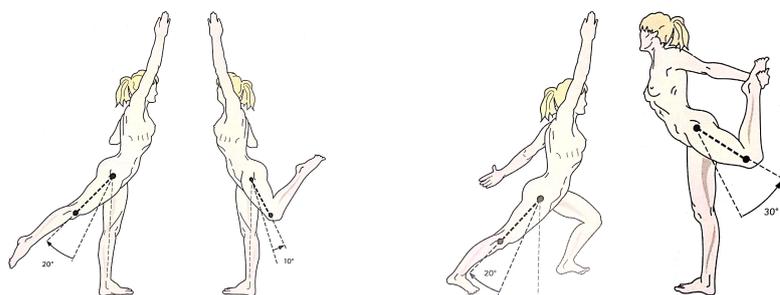


FIGURE I.3 – Extension de la hanche active (gauche) et passive (droite). [14]

**Dans le plan axial.** La rotation est dite externe lorsque la pointe du pied s'éloigne du plan sagittal, et interne lorsqu'elle s'en approche. En position de référence – sujet allongé sur le ventre, genou fléchi à  $90^\circ$  – la jambe verticale matérialise le neutre (figure I.4). Si la rotation externe reste limitée à  $30^\circ \sim 40^\circ$ , l'amplitude en rotation interne atteint  $60^\circ$  (en mouvement actif).

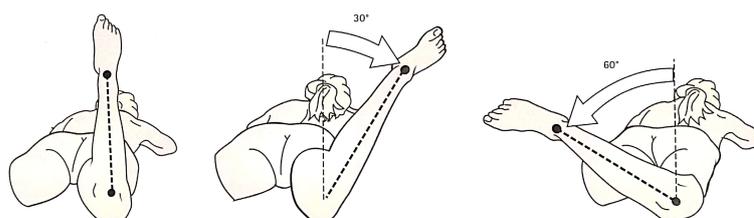


FIGURE I.4 – Rotation de la hanche. Axe mécanique, rotation externe, rotation interne. [14]

**Dans le plan frontal.** L'abduction éloigne le membre de l'axe du corps et l'adduction l'en rapproche. En théorie une abduction peut être effectuée sur une seule hanche, mais en pratique, elle s'accompagne automatiquement d'une abduction égale dans l'autre hanche. En abduction maximale, l'angle entre les deux membres atteint  $90^\circ$ , ce qui correspond à une amplitude maximale d'abduction de  $45^\circ$  en mouvement actif (figure I.5).

Une adduction ne peut se faire qu'à partir d'une position d'abduction ou en combinaison

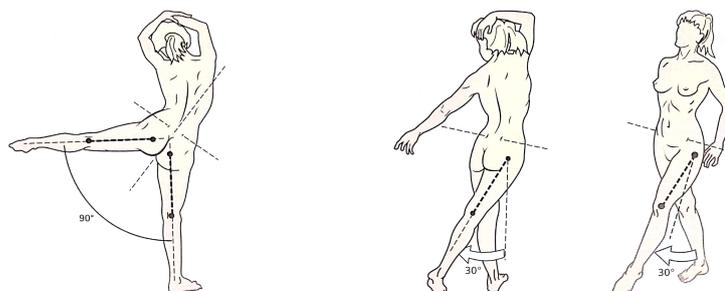


FIGURE I.5 – Abduction (gauche) et adduction (droite) de la hanche. [14]

avec une flexion ou une extension de la hanche. Qu'elle fasse passer la jambe devant ou derrière l'autre, l'adduction ne dépasse guère 30° en mouvement actif (figure I.5).

## I.2.2 Anatomie squelettique

La ceinture pelvienne assure la jonction entre les membres inférieurs et la colonne vertébrale. Le bassin (ou pelvis) est constitué des deux os coxaux latéraux, du sacrum et du coccyx, l'ensemble formant la ceinture pelvienne ou anneau pelvien (figure I.6). Les deux os coxaux sont reliés postérieurement par l'intermédiaire du sacrum et antérieurement directement par la symphyse pubienne. Cette dernière est une articulation cartilagineuse très peu mobile autorisant un mouvement d'environ 2mm et d'un degré minime de rotation amortissant les mouvements de la marche. Cette amplitude est augmentée au moment de l'accouchement chez la femme.

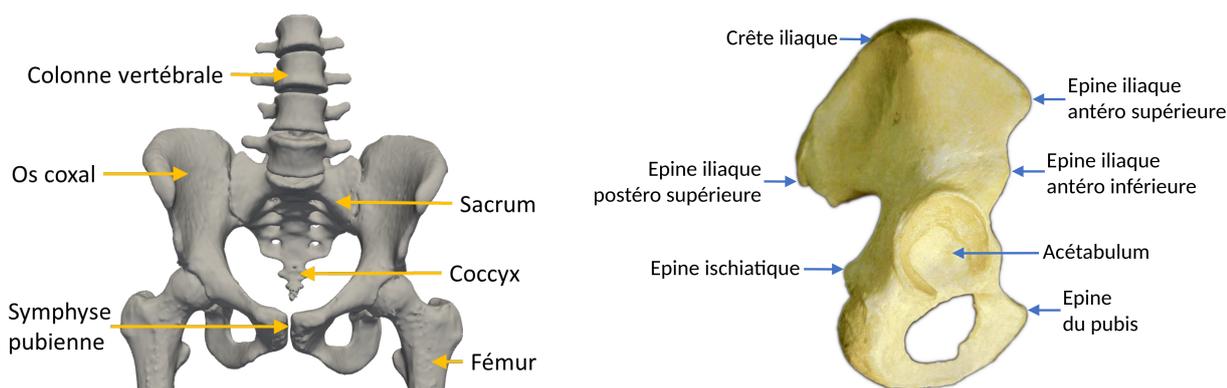


FIGURE I.6 – Bassin (vue antérieure) et os coxal (vue latérale).

La hanche, ou articulation coxo-fémorale, est une énarthrose (articulation de type sphérique), à la fois très emboîtée mais aussi très mobile, mettant en contact le bassin avec le fémur, la tête fémorale « s'emboîtant » dans l'acétabulum (figure I.7).

L'acétabulum (anciennement cotyle) est une cavité rétentive orientée en avant, en bas et en dehors. C'est une profonde excavation proche d'une demi-sphère (cotyle en grec signifie écuelle), circonscrite par un rebord saillant, le limbus ou sourcil acétabulaire. L'acétabulum présente en fait deux parties :

1. La surface semi-lunaire. Encroûtée de cartilage, elle constitue la partie périphérique de la cavité et revêt la forme d'un croissant concave en bas dont les extrémités appelées cornes délimitent l'incisure (= séparation) acétabulaire. Les cornes antérieure

et postérieure sont reliées par le ligament transverse de l'acétabulum, véritable frein limitant l'écartement des cornes lors de la phase d'appui à la marche.

2. La fosse acétabulaire ou arrière-fond de la cavité. Elle est centrale, non articulaire, rugueuse (osseuse et dépourvue de cartilage) et comblée d'un paquet adipeux. Elle donne insertion aux fibres du ligament de la tête fémorale.

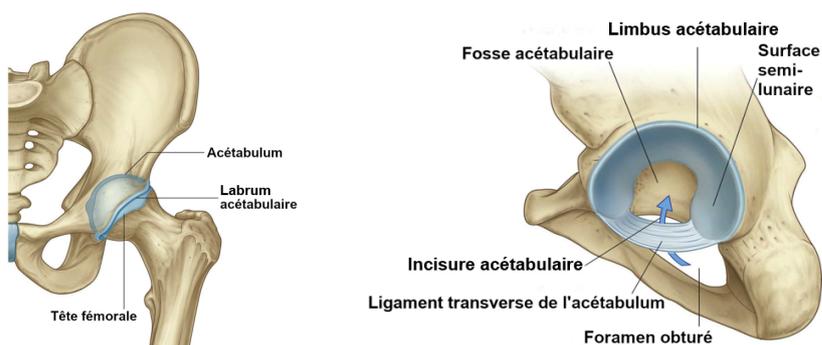


FIGURE I.7 – Articulation de la hanche : acétabulum. [15]

La tête fémorale correspond aux deux tiers d'une sphère de rayon entre 20mm et 25mm (figure I.8). La tête est encroutée de cartilage, plus épais dans sa partie supérieure, excepté au niveau de la fovea capitis. Cette dépression dénudée située légèrement au-dessous et en arrière du centre de la tête donne l'insertion du ligament de la tête fémorale. La tête est supportée par le col fémoral, dont l'axe est oblique en haut en dedans et en avant.

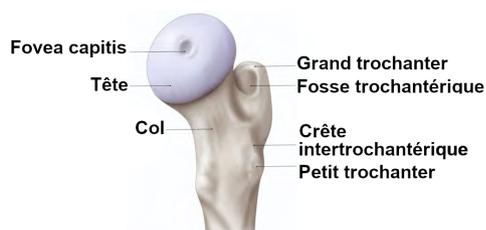


FIGURE I.8 – Articulation de la hanche : fémur (partie proximale). [16]

**Coxométrie** Un certain nombre de critères radiologiques permettent de définir la normalité ou non d'une hanche (figure I.9). Ainsi sur une radiographie de hanche de face, l'angle de couverture externe de la tête (VCE ou angle de Wiberg) est défini comme l'angle compris entre une ligne verticale V passant par le centre C de la tête et une ligne partant du centre C au bord externe E du toit de l'acétabulum (toit = terme radiologique correspondant à la tangence des rayons à la partie supérieure de l'acétabulum, ainsi qu'à la zone de portance

mécanique). D'une valeur normale autour de  $30^\circ$  chez l'adulte, l'angle VCE peut être diminué en cas de dysplasie acétabulaire (voir plus loin). L'angle d'obliquité de l'acétabulum HTE est compris entre une horizontale H partant du bord interne du toit T et une oblique partant de ce point T vers le bord externe E du toit. Passant de  $25^\circ$  chez le nouveau-né à  $10^\circ$  chez l'adulte, l'angle d'obliquité est souvent augmenté en cas de dysplasie (voir plus loin).

Le col fémoral forme lui un angle cervico diaphysaire (CCD) d'environ  $125^\circ$  avec l'axe diaphysaire et un angle de déclinaison (ou d'antéversion) d'environ  $15^\circ$  avec le plan frontal (figure I.9). La coxa-vara correspond à la fermeture de l'angle CCD, et à l'inverse, la coxa-valga à son ouverture.

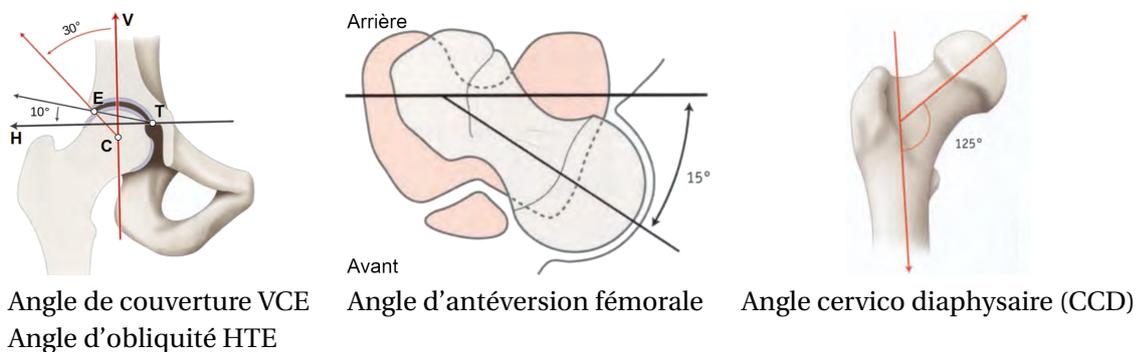


FIGURE I.9 – Articulatio de la hanche : coxométrie. [16]

**Maintien de l'articulation** L'articulation coxo-fémorale consistant en une sphère emboîtée dans une cavité plus petite qu'une demi-sphère, la tête fémorale ne peut donc pas être mécaniquement retenue par l'acétabulum. Il existe ainsi plusieurs structures permettant de maintenir les composants de l'articulation en place (figure I.10) :

- Le labrum, anneau fibro-cartilagineux qui s'insère sur le limbus (pourtour cartilagineux), prolonge la surface de l'acétabulum tout en approfondissant la cavité et favorisant ainsi un couple d'emboîtement.
- La capsule articulaire, constituée d'une membrane fibreuse externe épaisse, très résistante, s'insérant sur le pourtour de la base du col fémoral pour son extrémité externe, et sur le limbus et le ligament transverse de l'acétabulum pour l'extrémité interne. La capsule est doublée à sa face profonde d'une membrane synoviale interne fine, souple produisant et réabsorbant le liquide synovial, lubrifiant articulaire, l'ensemble assurant l'étanchéité de la cavité articulaire.
- Les ligaments extra-capsulaires (véritables freins passifs) ilio-fémoral, pubo-fémoral et ischio-fémoral, renforcent respectivement les faces antérieure, antéro-inférieure et postérieure de la capsule articulaire.

- Le ligament intra-capsulaire de la tête fémorale, très résistant et souple, contribue surtout chez l'enfant à la vascularisation de la tête fémorale. Il n'a en réalité aucun rôle mécanique.
- Enfin la pression négative intra-articulaire contribue à renforcer la coaptation de la tête dans son logement.

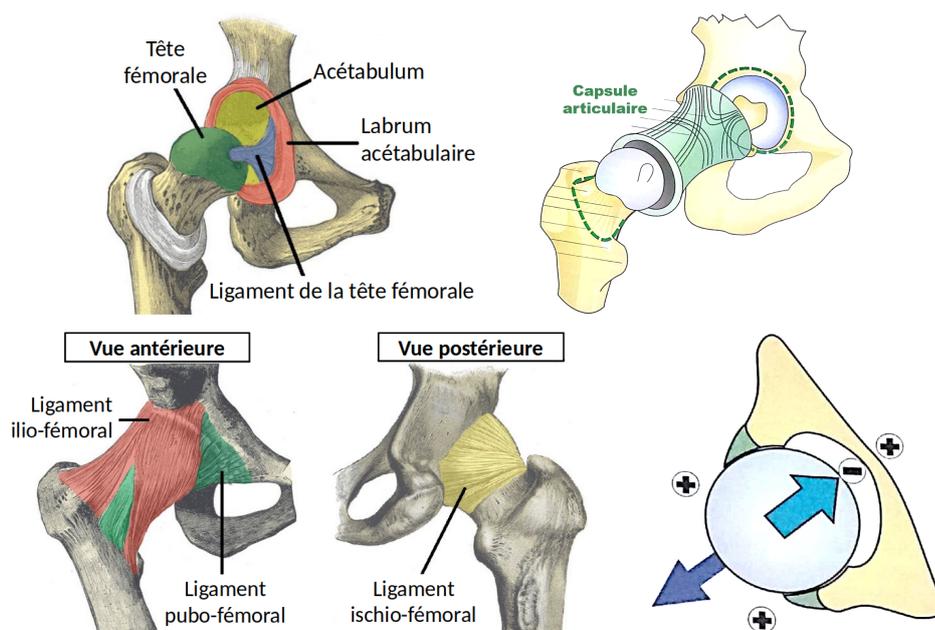


FIGURE I.10 – Maintiens de la hanche : labrum, capsule articulaire, ligaments et dépression [14, 17]

### I.2.3 Anatomie musculaire

Les muscles jouent un rôle essentiel dans la stabilité et la mobilité de la hanche. Nombreux, ils peuvent jouer différents rôles en fonction de la position du membre inférieur. Pour chaque mouvement, un muscle agoniste et un muscle antagoniste agissent de façon synergique d'un côté et de l'autre du centre de l'articulation (= centre de la sphère fémorale) pour contrôler et moduler le mouvement, mobiliser, et stabiliser l'articulation (figure I.11).

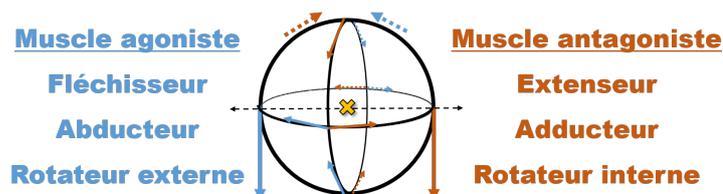


FIGURE I.11 – Muscles agonistes et antagonistes s'activant dans les trois plans anatomiques autour du centre hanche.

Les principaux muscles s'activant dans le plan frontal sont (figure I.12) :

- pour l'abduction (en dehors du centre de la tête) : (i) les petit et moyen fessiers, ils jouent également un rôle majeur dans l'équilibrage du bassin lors de la marche; et (ii) le tenseur du fascia lata.
- pour l'adduction (en dedans du centre de la tête et 1.5 fois moins puissants que les abducteurs) : (i) les grand, moyen et petit adducteurs et (ii) le pectiné.

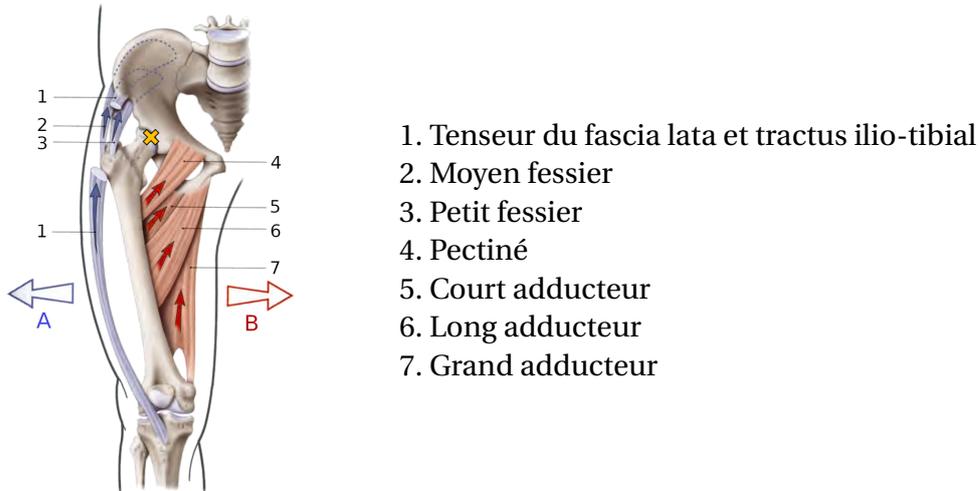


FIGURE I.12 – Muscles abducteurs (A) et adducteurs (B) [16]

Les principaux muscles s'activant dans le plan sagittal (figure I.13) sont :

- pour la flexion (en avant du centre de la tête) : (i) le tenseur du fascia lata, en station debout, il renforce la cohérence de la hanche et du genou, et contribue ainsi au maintien de la station érigée; et (ii) l'ilio-psoas, fléchisseur le plus puissant en station debout, sa tension favorise la cohérence des surfaces articulaires de la hanche. En station assise, sa contraction contrôle les mouvements du tronc.
- pour l'extension (en arrière du centre de la tête) : le grand fessier (ou grand glutéal), stabilisateur en position debout, il prévient l'antéversion du bassin en synergie avec les muscles abdominaux. C'est un des plus volumineux et des plus puissants muscles du corps.

Les principaux muscles s'activant dans le plan axial (figure I.14) sont :

- pour la rotation externe (en arrière du centre de la tête et 3 fois plus puissants que les rotateurs internes) : (i) le piriforme, (ii) le carré fémoral et (iii) les obturateurs interne et externe.
- pour la rotation interne (en avant du centre de la tête) : (i) les moyen et petit fessiers et (ii) le tenseur du fascia lata.

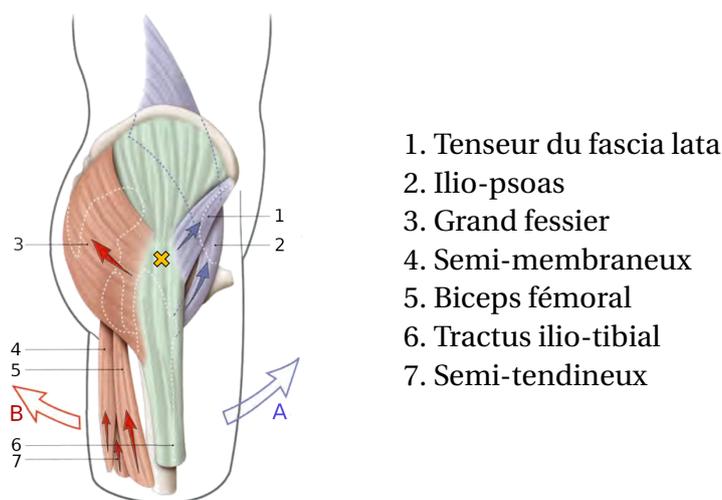


FIGURE I.13 – Muscles fléchisseurs (A) et extenseurs (B) [16]

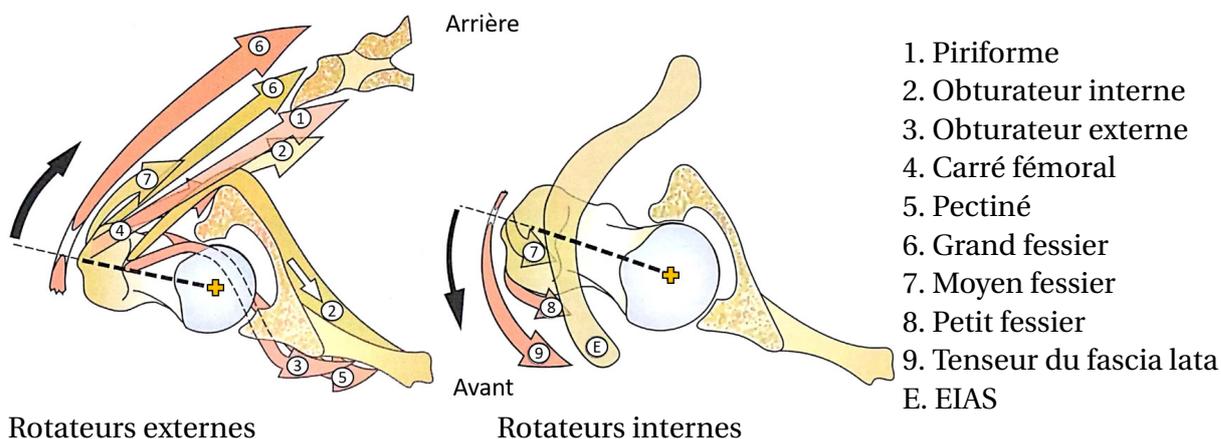
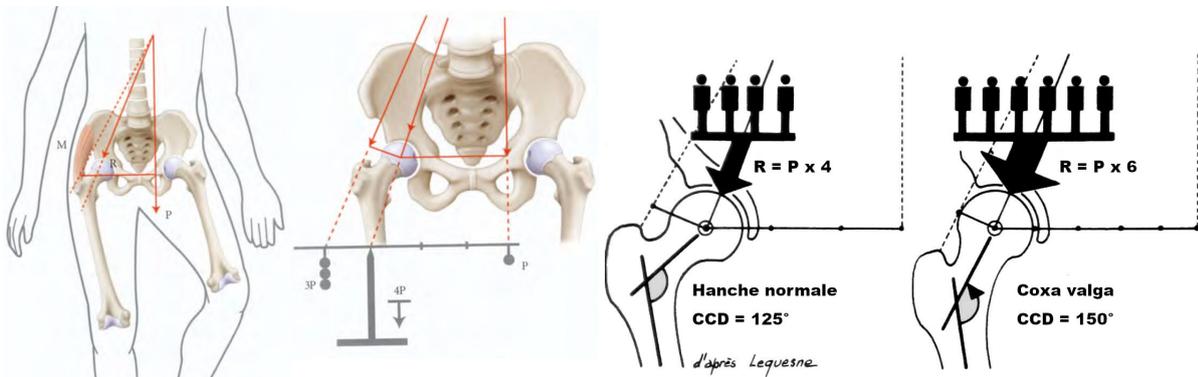


FIGURE I.14 – Muscles rotateurs de la hanche – coupes transversales [14]

### I.2.4 Anatomie fonctionnelle

La ceinture pelvienne est un élément de transmission des pressions du poids du corps et des contre-pressions venues du sol. Le poids du corps est transmis aux fémurs par l'intermédiaire des articulations coxo-fémorales qui sont soumises à des pressions importantes et quotidiennes. En appui monopodal, la hanche subit ainsi des contraintes au moins 4 fois égales au poids de la partie du corps située au-dessus de l'articulation lors de la marche, 6 fois à la course à pied et 9 fois à la réception d'un saut (figure I.15). Les surcharges pondérales ou la verticalisation du col fémoral (correspondant à la diminution du bras de levier latéral de Pauwels) augmentent considérablement les contraintes articulaires, et par conséquent, favorisent sa rapide détérioration.



P : poids du corps, M : force en contrebalance, R : résultante des forces de pression

FIGURE I.15 – Pression sur la hanche en appui monopodal d'après Pauwels [16]

Bien que bipède aujourd'hui, l'origine quadrupède de l'homme fait que la hanche conserve des caractéristiques de la marche quadrupède, avec notamment la coïncidence des surfaces articulaires lorsque la hanche est en flexion, abduction et rotation externe. Si la tête fémorale est complètement logée dans l'acétabulum en station quadrupède, lors du passage à la bipédie, l'articulation coxo-fémorale s'est peu modifiée laissant lors de la station érigée une tête fémorale très peu recouverte en avant par l'acétabulum (figure I.16). Ce faible recouvrement explique l'origine de dégradations arthrosiques, notamment dans le cas de troubles d'orientations des surfaces articulaires comme la dysplasie.

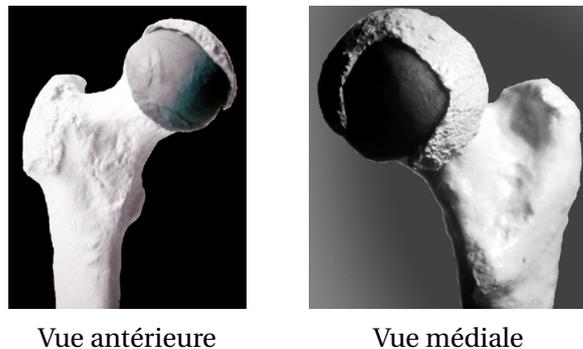


FIGURE I.16 – Recouvrement de la tête fémorale par l'acétabulum.

### I.2.5 Pathologies

**La dysplasie** est liée à des troubles architecturaux congénitaux de la hanche. Le plus souvent d'origine acétabulaire, la dysplasie peut être mixte, associant des anomalies acétabulaires et fémorales (types coxa valga ou coxa vara). Il s'agit donc la plupart du temps d'un

défaut de développement de l'acétabulum aboutissant à un faible recouvrement de la tête fémorale. Dans une hanche dysplasique, l'angle VCE de couverture externe est inférieur à  $25^\circ$  et l'angle HTE d'obliquité acétabulaire est supérieur à  $10^\circ$  [18]. Un recouvrement réduit entraîne une concentration des pressions articulaires et donc une augmentation des contraintes articulaires par unité de surface (figure I.17) pouvant générer ainsi une usure prématurée du cartilage et aboutir à une coxarthrose. Par ailleurs, lorsque les tissus mous ne parviennent plus à contenir la tête dans l'acétabulum (situation congénitale en rapport avec une maladie dégénérative musculaire ou situation acquise d'amyotrophie ou fonte musculaire de non utilisation), peut survenir une subluxation de la tête fémorale. Le traitement chirurgical est alors choisi en fonction de la dysmorphie prédominante : chirurgie conservatrice par butée ostéoplastique (= greffe osseuse) en cas d'insuffisance acétabulaire, plus ou moins ostéotomie de varisation (= fermeture de l'angle cervico-diaphysaire) en cas de coxa valga, ostéotomie de réorientation spatiale de l'acétabulum ou chirurgie prothétique par pose d'une prothèse totale de hanche (PTH).

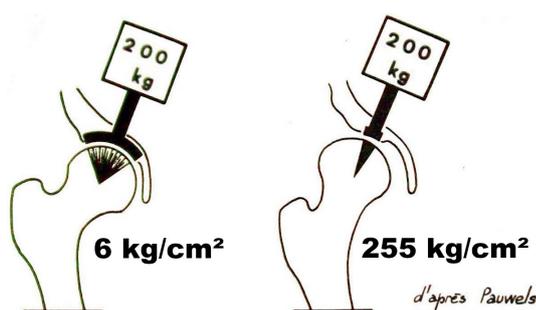


FIGURE I.17 – Répartition des pressions articulaires dans la hanche saine (gauche) et dysplasique (droite)

**La coxarthrose** est un rhumatisme chronique dégénératif caractérisé par l'usure progressive du cartilage (qui normalement amortit et fluidifie le mouvement des articulations), perdant ainsi ses propriétés mécaniques. L'usure se traduit cliniquement par des douleurs et une raideur qui résultent d'une perte de mobilité et de capacité fonctionnelle.

La coxarthrose est dite primitive lorsque qu'elle n'a pas de cause identifiée (40% des cas) et secondaire (60% des cas) lorsqu'on retrouve un facteur déclenchant : traumatisme (fracture, luxation), maladies entraînant une déformation de la tête fémorale (ostéonécrose, épiphysiolyse, ostéochondrite), malformation congénitale subluxante ou protrusion de la tête fémorale (= pénétration intrapelvienne).

La coxarthrose est l'une des dix maladies les plus invalidantes dans les pays développés [19]. Selon les estimations, 10% des hommes et 18% des femmes de plus de 60 ans souffri-

raient d'arthrose symptomatique, sous une forme modérée ou sévère, dans le monde [19]. L'âge reste le principal déterminant de l'apparition et de l'évolution de l'arthrose. Les autres facteurs de risque sont l'obésité, le manque d'activité physique, le tabac, la consommation excessive d'alcool et les blessures [19].

La hanche arthrosique est souvent traitée par remplacement de l'articulation par une PTH, mais si le patient est jeune et possède un stock osseux élevé, une chirurgie conservatrice, c'est-à-dire non prothétique, conservant le capital osseux, de type ostéotomie fémorale et/ou acétabulaire de réorientation demeure souhaitable. Le resurfaçage peut également être envisagé chez l'adulte jeune [20]. Cette technique consiste à prothèser à minima les surfaces articulaires tout en conservant une bonne partie du stock osseux de la tête et du col fémoral. Proposés dans les années 90, les implants de resurfaçage présentaient donc l'avantage théorique de conserver du capital osseux, préservant l'avenir en rendant ainsi théoriquement plus facile une éventuelle reprise chirurgicale par prothèse totale. Cependant, le resurfaçage a abouti à des complications, telles que la fracture du col du fémur ou l'ostéonécrose de la tête fémorale, plus fréquentes que pour la pose d'une PTH.

**La coxite ou arthrite de hanche.** Par opposition à l'arthrose, dégénérative par définition, l'arthrite est une atteinte inflammatoire, plus ou moins aiguë, à l'origine de crises douloureuses, entrant dans le cadre de maladies de système comme la polyarthrite rhumatoïde. Chaque crise engendre une dégradation du cartilage articulaire jusqu'à détruire progressivement l'articulation.

**La fracture du col du fémur.** L'ostéoporose apparaît comme une détérioration du tissu osseux liée à l'âge et favorisée par une absence d'activité physique, situation entraînant une fragilité de l'os, par raréfaction de la trame osseuse. Le col fémoral devient particulièrement menacé quand s'ajoute à l'angle cervico-diaphysaire déjà naturellement défavorable, une diminution de la densité osseuse (figure I.18). Une chute peut alors plus facilement fracturer le fémur au niveau du col et inversement, une fracture du col fémoral due à des pressions trop importantes entraîne souvent la chute du patient.

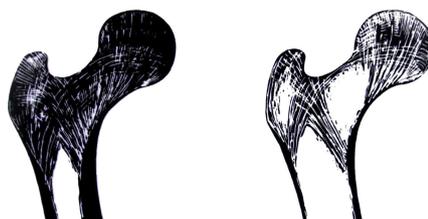


FIGURE I.18 – Densité du tissu osseux chez le jeune adulte (gauche) et la personne âgée (droite)

Seules les fractures partielles, peu déplacées peuvent faire l'objet d'un traitement conservateur tel que l'ostéosynthèse. Ce montage à l'aide d'implants métalliques (clous, plaques, vis,...) doit être privilégié chez le sujet jeune dans la mesure où il s'agit d'un geste moins lourd que l'arthroplastie. Chez les sujets âgés ou fragiles, les fractures associées à un risque de nécrose de la tête fémorale et aux complications de décubitus doivent à priori bénéficier d'une arthroplastie [21].

**L'ostéonécrose de la tête fémorale.** L'ostéonécrose correspond à la mort des ostéocytes (ou cellules osseuses) de la tête du fémur suite à une perte de vascularisation. Elle peut être la conséquence d'une fracture à grand déplacement du col du fémur ou d'une luxation, mais elle peut également survenir sans traumatisme. Cette maladie touche alors souvent des patients jeunes (35 à 50 ans) et atteint fréquemment les deux hanches. Elle peut être favorisée par l'excès de certaines graisses (triglycérides), la prise de médicaments (corticoïdes), l'abus d'alcool et certaines maladies héréditaires (drépanocytose) [22]. Mais il n'est pas rare qu'aucune cause n'ait été identifiée. Dans certaines nécroses, des gestes pour revitaliser la tête fémorale sont parfois tentés comme un forage-décompression, associé à un apport de moelle autologue prélevée au niveau de la crête iliaque, en vue de favoriser la revascularisation de la zone par l'apport de cellules ostéogéniques.

**Prévalence.** Lorsque le traitement par les médicaments ne soulage plus et que la pathologie a atteint un stade trop avancé pour envisager une intervention conservatrice, la mise en place d'une prothèse totale de hanche devient nécessaire. La coxarthrose en est alors l'indication la plus fréquente (75.5% des ATH). Viennent ensuite les fractures (8.2% des ATH), puis l'ostéonécrose de la tête fémorale (4.3%) et la dysplasie (4.2%) [7].

### I.3 Prothèse Totale de Hanche

En 1890 ont été présentées les premières prothèses de hanche qui étaient alors en ivoire, fixées par un ciment de plâtre et de pierre ponce (figure I.19). De nombreux essais ont été effectués au début du XX<sup>ème</sup> siècle avec des prothèses en ivoire, buis, caoutchouc, cuivre, or, argent ou verre mais ils ne furent guère concluants [23]. Dans les années 1940-1950, apparurent les prémices des prothèses de hanche d'aujourd'hui, avec notamment la prothèse fémorale de Moore et les prothèses totales non cimentée de Wiles et McKee, avec des essais d'abord en acier inoxydable, puis en alliage chrome-cobalt. En 1960, Charnley introduisit l'utilisation d'un ciment métacrylate de méthyle pour la fixation des deux pièces de la pro-

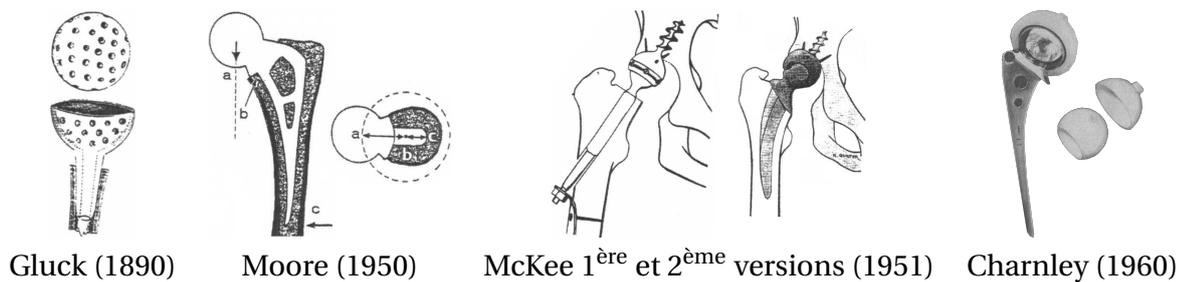


FIGURE I.19 – Evolution des prothèses de hanche [23, 24]

thèse ainsi que l'usage d'une cupule en polyéthylène à haute densité associée à une prothèse fémorale de Moore. Charnley donnera par la même occasion, sa forme moderne à la PTH avec son concept de prothèse à faible friction. Plus tard, dans les années 70-80 l'utilisation de céramiques, notamment l'alumine et la zircone, fit son apparition pour fabriquer les têtes fémorales et les cupules.

### I.3.1 Composants d'une prothèse totale de hanche

La PTH remplaçant l'articulation de la hanche est donc constituée de deux parties :

- Un composant acétabulaire qui s'insère dans l'acétabulum,
- Un composant fémoral qui s'insère dans le fémur.

Le composant acétabulaire comprend une cupule fixée dans l'acétabulum, et à l'intérieur de celle-ci un insert (le plus souvent en polyéthylène ou en céramique) qui sera en contact avec la tête prothétique (figure I.20). Le composant fémoral est constitué d'une tige intramédullaire qui assure la fixation dans le fémur, d'un col qui reproduit l'orientation du col fémoral et d'une tête (bille en acier ou en céramique) assurant la liaison avec le composant acétabulaire, l'ensemble reproduisant ainsi la physiologie de l'articulation coxo-fémorale.

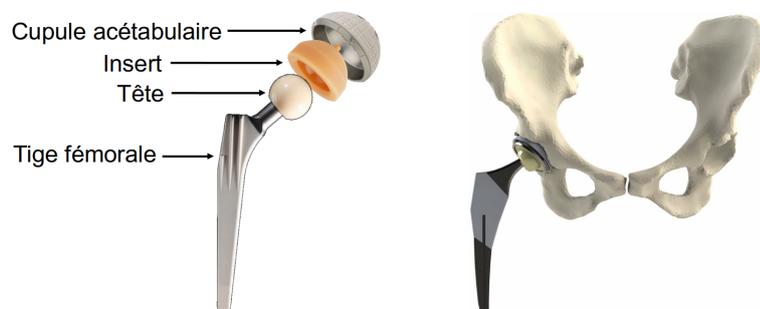


FIGURE I.20 – Prothèse totale de hanche

Depuis les années 80, de nombreux développements ont eu lieu afin d'adapter au mieux

les PTH aux patients avec entre autres l'utilisation de cols modulaires et de cupules à double mobilité.

## I.3.2 Procédure chirurgicale

### I.3.2.a Choix de la prothèse

Le choix de la prothèse et de ses caractéristiques reste déterminant pour une adaptation optimale au patient et à ses besoins ainsi que pour garantir le succès à terme de l'opération.

#### Méthode de fixation.

1. Cimentée Les prothèses cimentées sont fixées à l'os grâce à du polyméthylméthacrylate (PMMA). Le terme de ciment est légèrement abusif car le PMMA n'a pas de propriétés adhésives proprement dites mais joue uniquement un rôle de joint, de répartiteur de pression dans les interstices entre l'os et la prothèse, permettant ainsi la distribution et la transmission homogène de la charge physiologique. Le PMMA peut être imprégné d'antibiotiques, principalement la gentamicine, bien que son usage plus prophylactique que thérapeutique ne soit pas véritablement prouvé [25]. A terme, cela aboutit à minimiser la formation d'une couche de tissu fibreux à l'interface os-ciment qui pourrait conduire à un descellement.
2. Non cimentée La mise en place des prothèses non cimentées se base sur la fixation biologique de l'os sur le revêtement de la prothèse. La fixation est initialisée en insérant une prothèse légèrement plus large que la zone d'accueil préparée, créant ainsi une contrainte circulaire en compression appelée "*press-fit*". La stabilité initiale de l'implant est déterminante pour la repousse et l'adhésion de l'os néoformé à la prothèse. En effet, l'amplitude des micro mouvements détermine la nature des tissus en formation entre la prothèse et l'os : plus ils seront faibles ( $< 20\mu m$ ) plus les tissus seront osseux, plus ils seront forts ( $> 150\mu m$ ) plus les tissus seront fibreux [26]. L'adhésion de l'os peut s'effectuer en surface ou dans la surface de contact de la prothèse. La croissance osseuse en surface s'effectue soit sur un revêtement d'hydroxyapatite soit sur un traitement microporeux de surface, qui confère une texture granulaire à la surface à laquelle l'os peut s'accrocher. Dans tous les cas la croissance osseuse dans la surface s'effectue sur une surface frittée et poreuse permettant à l'os de croître dans les micropores de la surface. L'usage des prothèses non cimentées apparaît particulièrement adapté aux patients jeunes en préservant le capital osseux.

3. Hybride Les prothèses hybrides consistent à utiliser un implant non cimenté et l'autre cimenté. Le plus souvent le choix s'oriente vers une tige fémorale cimentée et une cupule acétabulaire non cimentée. Cette technique est notamment utilisée chez les patients jeunes, pour limiter la perte de stock osseux tout en assurant une fixation solide. Une large étude menée en Norvège a pu montrer que la méthode hybride permet un meilleur taux de survie chez les patients jeunes, comparée aux prothèses cimentées [27].

Le choix de la méthode de fixation reste très chirurgien dépendant. De nombreuses études ont pu montrer les différents avantages des méthodes cimentée et non cimentée, en comparant les résultats à court, moyen et long terme, les taux de complication et de révision, les niveaux de douleur et les coûts en fonction des cohortes de patients et des types de prothèses utilisées [28-30]. Bien que certaines présentent la fixation cimentée comme la méthode de référence, il n'y a cependant toujours pas de consensus sur l'approche à adopter [31-33].

**Matériaux.** Le choix de matériau pour une PTH doit répondre à plusieurs besoins : biocompatibilité, résistance à la charge statique et dynamique ainsi que la résistance à l'usure mécanique et chimique. Les matériaux les plus communément utilisés sont des alliages métalliques (acier inoxydable, alliages de titane, de chrome-cobalt entre autres), des céramiques (alumine, zircone) et du polyéthylène (UHMWPE pour ultra high molecular weight polyethylene). En général, les cupules, les tiges et cols fémoraux sont en métal, les têtes fémorales en métal ou en céramique alors que les inserts acétabulaires peuvent être en métal, céramique ou polyéthylène. Pour assurer la mobilité de l'articulation prothétique et minimiser la friction entre l'insert acétabulaire et la tête fémorale, différents couples de matériaux (tête – insert) sont régulièrement utilisés (résumés au tableau I.1).

1. Métal – Métal (M-M) Tombé en désuétude dans les années 70 suite à de nombreux problèmes d'usure, les prothèses en couple de frottement M-M ont connu un regain d'intérêt avec le développement de nouvelles formes de prothèse, de traitements de surface et de techniques de pose mieux adaptés. Bien que les implants M-M aient désormais une bonne résistance à l'usure, ils demeurent toutefois toujours peu utilisés notamment à cause de la libération d'ions métalliques potentiellement toxiques, surtout chez la femme, pouvant engendrer des effets indésirables à long terme.
2. Métal – Polyéthylène (M-PE) Le polyéthylène UHMWPE a été introduit par Charnley dans les années 60 et a fait ses preuves notamment pour sa résistance à l'usure et aux chocs (rôle d'amortisseur). Bien que le couple M-PE ait obtenu un taux de succès

de 90% sur 15 ans, plusieurs études ont montré que les débris de PE libérés peuvent générer une ostéolyse (= diminution du stock osseux) aboutissant à un descellement de la prothèse [34].

3. Céramique – Céramique (C-C) En réponse au besoin d'un couple de friction générant peu de débris, le couple C-C a été proposé en France par Boutin dans les années 70. Avec une très forte dureté, une excellente résistance à l'usure et une nature inerte, le couple C-C a rapidement été adopté en Europe [27]. Cependant le matériau reste cher et la pose d'un insert en céramique nécessite un geste expert dû à la fragilité paradoxale de la céramique qui résiste mal à un pic de contrainte ou au choc, à l'impact.

Plus récemment, des couples céramique – métal (C-M) ont montré des taux d'usure plus faible que pour les couples M-M, ainsi qu'une production plus faible de débris. Ce nouveau couple permet de réduire la diffusion d'ions métalliques et d'éviter la fracture de l'insert en céramique [35]. De nombreuses recherches ont également été menées pour réaliser des PTH en matières composites ayant le moins de friction et la meilleure résistance possibles [34].

De nos jours, les matériaux les plus utilisés restent les couples C-C, C-PE, M-PE et représentent 97% des PTH posées en France [7]. Enfin, le choix des matériaux dépend de nombreux facteurs tels que l'âge et l'activité du patient, l'expérience du chirurgien, le coût de la PTH ou encore les complications peropératoires [5].

Matériaux	Avantages	Inconvénients
Métal & Polyéthylène	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Utilité prouvée, très documentée</li> <li>• Durée de vie prévisible</li> <li>• Faible coût</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Débris de polyéthylène pouvant générer un descellement aseptique</li> </ul>
Céramique & Céramique	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Faible friction</li> <li>• Peu de débris d'usure</li> <li>• Matériau inerte</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Coûteux</li> <li>• Nécessite une insertion par un chirurgien expert</li> <li>• Peut générer des bruits lors des mouvements (squeaking)</li> </ul>
Métal & Métal	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Durée de vie possiblement plus longue que le polyéthylène grâce à la faible usure</li> <li>• Tête fémorale plus large, entraînant un taux de luxation plus faible</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Métallose</li> <li>• Potentiel effet carcinogène des ions métalliques</li> </ul>

TABLE I.1 – Comparaison des matériaux utilisés pour les PTH [27]



mente la surface de contact tête/insert, mais aussi la vitesse linéaire (pour une même valeur angulaire) de la tête dans l'insert. Cela peut augmenter les forces de pression sur l'insert acétabulaire et aboutir à l'usure de ce dernier, notamment lorsque l'insert est en polyéthylène [41, 42]. D'un autre côté, plus la cupule est grande, plus la prothèse risque d'entrer en contact avec les muscles adjacents avec notamment un risque accru d'irritation de l'ilio-psoas et de douleurs lors de mouvements de flexion active de la hanche [40].

### I.3.2.b Voies d'abord

Pour accéder à la hanche, il existe plusieurs voies d'abord (figure I.22). Chacune ayant ses propres avantages et inconvénients, les voies d'abord postérieure et latérale directe demeurent les plus utilisées dans le monde (par 45% et 42% des chirurgiens), suivies de la voie antérieure (10%) qui devient de plus en plus populaire [43]. En France, la voie d'abord postéro-latérale reste la plus pratiquée (51%). Bien que plus faible en proportion, les approches antérieure et antéro-latérale sont de plus en plus utilisées depuis 2015 (23% et 16% respectivement) [7].

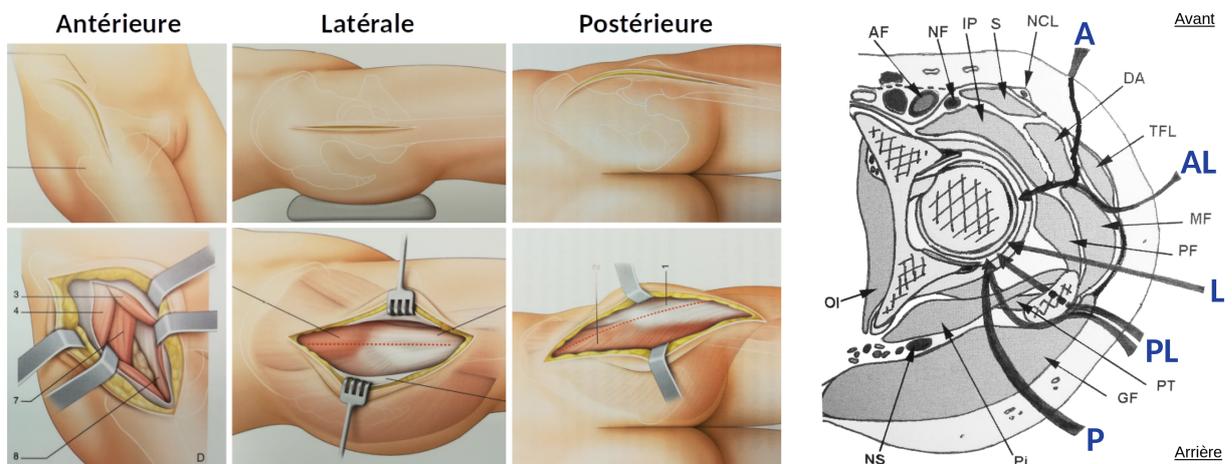


FIGURE I.22 – Accès à l'articulation coxo-fémorale selon les voies d'abord principales et coupe horizontale d'une hanche droite. [44]

**Voie postérieure.** Aussi appelée voie de "Moore". Elle offre une bonne exposition à la fois de l'acétabulum et du fémur proximal et garde un faible taux de complications per et post-opératoires [45]. Le patient est opéré en décubitus latéral et l'incision est effectuée le long du grand trochanter puis s'infléchit vers l'épine iliaque postérieure supérieure, à travers le fascia lata. L'ouverture de l'articulation se fait en luxant la hanche par en arrière suivant un mouvement de rotation interne, flexion et adduction et une légère traction.

**Voie latérale directe.** Aussi appelée voie de "Hardinge" ou transglutéale. Elle donne une bonne exposition à la fois de l'acétabulum et du fémur proximal et minimiserait les risques de luxation. Le patient est opéré en décubitus latéral (possibilité en décubitus dorsal également) et l'incision est effectuée au niveau du grand trochanter, alignée avec le fémur. L'accès à la hanche est obtenu après incision du fascia lata, et désinsertion partielle du moyen et du petit fessier, dans l'axe des fibres musculaires pour séparer les bords antérieur et postérieur dans l'objectif d'une dissection atraumatique. L'ouverture de l'articulation se fait en luxant la hanche suivant un mouvement de traction, rotation externe et d'adduction. En fin d'intervention les petit et moyen fessiers nécessitent une réparation par suture trans osseuse sur le grand trochanter. On lui reproche parfois le risque d'instabilité par déficience du moyen fessier, stabilisateur principal du bassin lors de la marche.

**Voie antérieure.** Dérivée de la voie de Hueter, la voie antérieure peut être mini-invasive. Elle présente surtout l'avantage d'épargner les muscles périarticulaires antérieurs ce qui facilite ainsi un rétablissement de la marche postopératoire rapide. Le patient est opéré en décubitus dorsal et l'incision s'effectue entre les muscles sartorius et tenseur du fascia lata. L'ouverture de l'articulation se fait en luxant la hanche par en avant suivant un mouvement de traction et de rotation externe. Cette voie est contre indiquée en cas d'obésité du patient ou de dysplasie sévère.

Chaque voie d'abord conditionne la période postopératoire. Si les voies postérieures fragilisent les structures postérieures (capsule, muscles), les vois antérieures vont fragiliser les structures antérieures. Quel qu'ait été le soin apporté à la réparation capsulaire, les trois premiers mois restent une période de cicatrisation, aboutissant à un tissu fibreux de moindre résistance que le tissu capsulaire initial. Cette réalité explique la notion de « mouvement à risque » ou de « mouvement luxant ». Aussi, le patient récemment opéré ainsi que le kinésithérapeute, doivent éviter le mouvement combinant flexion-adduction et rotation interne au risque de provoquer une luxation postérieure dans le cas d'une voie postérieure. De la même façon, en cas de voie antérieure, tout mouvement d'extension-rotation externe est à proscrire pour éviter une luxation antérieure.

Actuellement, il n'existe pas de consensus pour savoir quelle technique permet de minimiser au mieux les risques de complications. Historiquement ceux-ci apparaissaient plus élevés suite à des ATH par voie postérieure en comparaison avec les voies antérieures et latérales, mais de nombreuses études ont ensuite montré que lorsque que la capsule articulaire était reconstruite, les risques de luxation restaient similaires entre ces 3 voies d'abord [43].

D'après plusieurs études [43, 46, 47], l'approche postérieure aurait un plus faible taux de lésions des nerfs et de descellements aseptiques; la voie latérale directe préserverait les tissus mous postérieurs et préviendrait ainsi la luxation, mais entraînerait une insuffisance musculaire des abducteurs; la voie antérieure directe permettrait une incision minimum et un rétablissement fonctionnel rapide bien que la préservation des muscles par cette voie soit toujours en débat. Quelle que soit la voie d'abord, une attention particulière doit être portée aux nerfs adjacents pour les protéger et éviter toute lésion lors de la procédure : le nerf sciatique en voie postérieure, le nerf glutéal (fessier) supérieur en voie latérale directe, le nerf cutané latéral de la cuisse en voie antérieure, le nerf fémoral (crural) pour les 3 approches. L'unique consensus retrouvé entre les différentes études publiées est qu'aucun argument évident ne permet de favoriser une approche par rapport à une autre, et que la voie d'abord doit être choisie en fonction de l'expérience et de la maîtrise du chirurgien [46, 47].

### I.3.2.c Etapes de la procédure

En amont de la chirurgie, le planning préopératoire est établi, pour déterminer notamment la géométrie et l'orientation de la prothèse, la voie d'abord, les zones osseuses à retirer et à préserver.

Le principe de l'ATH est d'enlever et de remplacer toutes les parties fragilisées et/ou abîmées de l'articulation (figure I.23). Cette chirurgie commence par une incision cutanée (et musculaire selon la voie d'abord) permettant l'exposition de la tête du fémur et de l'acétabulum en luxant l'articulation ①. Une coupe est effectuée à la base du col fémoral pour extraire la tête fémorale et faciliter l'accès à l'acétabulum ②. La surface de l'acétabulum est alors nettoyée par fraisage sphérique ce qui permet de retirer le cartilage abîmé et de remodeler la cavité pour l'adapter à la prothèse ③. La cupule est ensuite positionnée dans l'acétabulum ④. Elle peut être fixée soit par cimentage dans le cas de prothèse cimentée, soit impactée directement, parfois à l'aide de vis complémentaires dans l'acétabulum dans le cas d'une prothèse non cimentée, mais la cupule reste en principe maintenue par l'effet *press-fit* sans vis. Le fémur est ensuite préparé pour accueillir la tige fémorale en fraisant le canal médullaire à l'aide de râpes successives de tailles croissantes ⑤. La tige prothétique est alors implantée dans le fémur ⑥, après injection préalable de ciment dans le cas d'une prothèse cimentée. Enfin, la tête prothétique est ajoutée sur le col prothétique et le composant fémoral est emboîté dans le composant acétabulaire ⑦. La longueur et la latéralisation du membre sont vérifiées et des tests sont effectués en peropératoire pour contrôler la stabilité et l'absence de conflit prothétique ⑧.

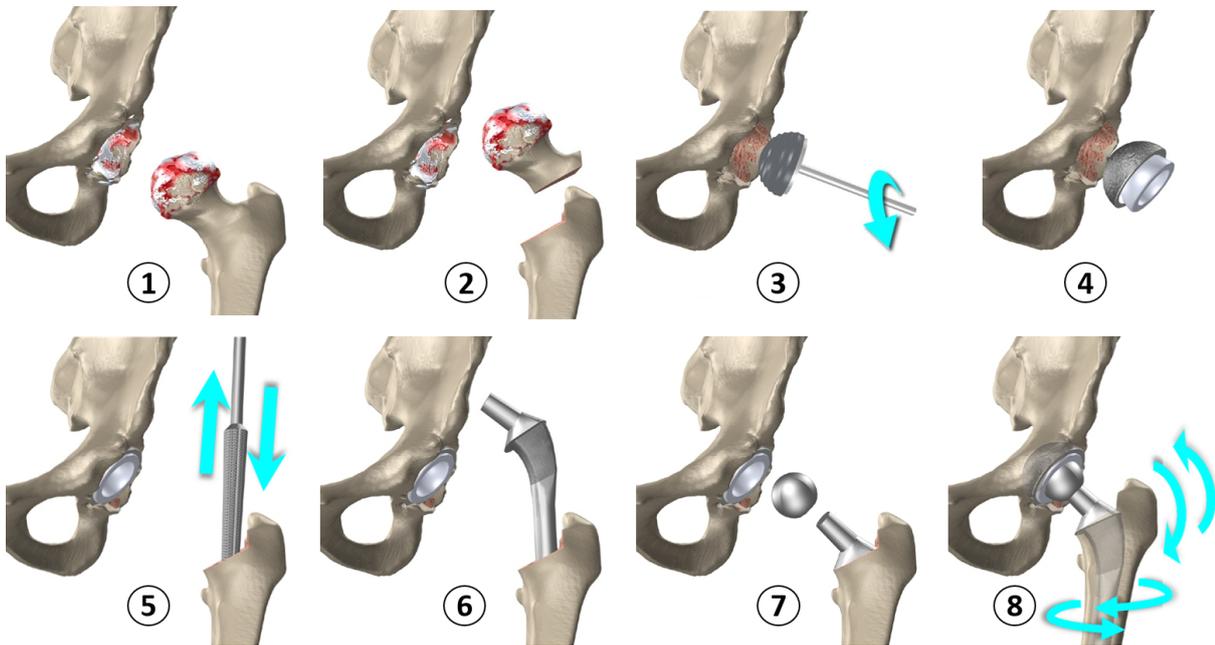


FIGURE I.23 – Etapes pour la pose d'une PTH [48]

### I.3.3 Complications postopératoires et révision

Bien que pratiquée et améliorée depuis plusieurs dizaines d'années, l'ATH n'échappe pas aux possibles complications postopératoires. Ces complications peuvent être classées en deux catégories principales : infectieuses (comprenant les réactions inflammatoires, les infections nosocomiales, les descellements septiques), et mécaniques regroupant les luxations, l'usure prothétique, les descellements aseptiques et les conflits prothétiques pouvant aboutir à la fracture de la prothèse (figure I.24). Rappelons que, lorsqu'une grande cupule est implantée alors que la couverture acétabulaire est faible, comme c'est souvent le cas des dysplasies, peut survenir un conflit musculaire avec le psoas aboutissant à une irritation du muscle et une forte douleur lors de la flexion active de la hanche.

Suivant les études, après une ATH primaire, les taux d'incidence des infections et des luxations varient de 0.2% à 1.2% et entre 0% et 5%, en fonction des voies d'abord utilisées et de l'expérience des chirurgiens [47]. Les complications, tous types confondus, apparaissent chez environ 3-4% des patients dans les 3 mois postopératoires [49]. Ces complications nécessitent une ré-intervention pour réparer, repositionner ou remplacer la prothèse, un remplacement de l'implant acétabulaire et/ou l'implant fémoral étant effectué dans la majorité des cas. Les révisions d'ATH prennent souvent plus de temps, nécessitent un séjour hospitalier plus long et ont généralement un taux d'infection plus élevé et un moins bon résultat



FIGURE I.24 – Exemple de complications : (gauche) conflit prothétique fragilisant la prothèse, (droite) luxation secondaire à une cupule trop verticale.

clinique que les ATH primaires. Les chirurgies de reprise de PTH sont donc plus onéreuses, avec un coût estimé 76% plus élevé que pour les chirurgies primaires [50]. Bien que la proportion d'ATH de révision (par rapport au nombre total d'ATH) soit en légère baisse depuis 2014, passant d'environ 12% à 5%, le nombre de chirurgies de reprise reste non négligeable [6, 7]. En outre, pour les complications à court terme (moins de trois mois postopératoires) comme à long terme (plus de 3 mois postopératoires), les complications mécaniques représentent plus de la moitié des causes de révision [6, 7]. Or contrairement aux complications infectieuses qui sont souvent dépendantes du patient et peuvent survenir plus aléatoirement, les complications mécaniques peuvent être limitées en ajustant au mieux la prothèse aux besoins du patient, en prêtant une attention particulière au positionnement et à l'orientation des implants.

## I.4 Mise en Place des PTH

### I.4.1 Positionnement et orientation des implants

La bonne orientation de la cupule est essentielle pour la stabilité de la prothèse car elle détermine la mobilité de l'articulation prothétique. Pour limiter les risques de conflit prothétique et de luxation de la PTH, Lewinnek *et al.* [10] proposèrent en 1978 d'orienter la cupule par rapport au plan pelvien antérieur (PPA), plan défini par les deux épines iliaques antéro-supérieures (EIAS) et la symphyse pubienne (figure I.25). En étudiant les radiographies de 122 patients, ils conclurent que le risque de luxation diminuait lorsque la cupule était orientée à  $40 \pm 10^\circ$  d'inclinaison et  $15 \pm 10^\circ$  d'antéversion par rapport au PPA. Cette indication d'orientation est qualifiée de zone de sécurité et est aujourd'hui largement acceptée et appliquée par les chirurgiens.

La prothèse étant constituée de deux composants (fémoral et acétabulaire), la stabilité et la mobilité de l'articulation prothésée dépendent également des orientations relatives entre la tige et la cupule. Pour faciliter cette orientation relative, a été introduit dans les années 2000 la technique dite "*femur-first*" qui consiste à implanter d'abord la tige fémorale et ensuite la cupule acétabulaire. Cette technique permet ainsi d'adapter l'antéversion de la cupule en fonction de l'antéversion de la tige pour diminuer les risques de luxation [51-53].

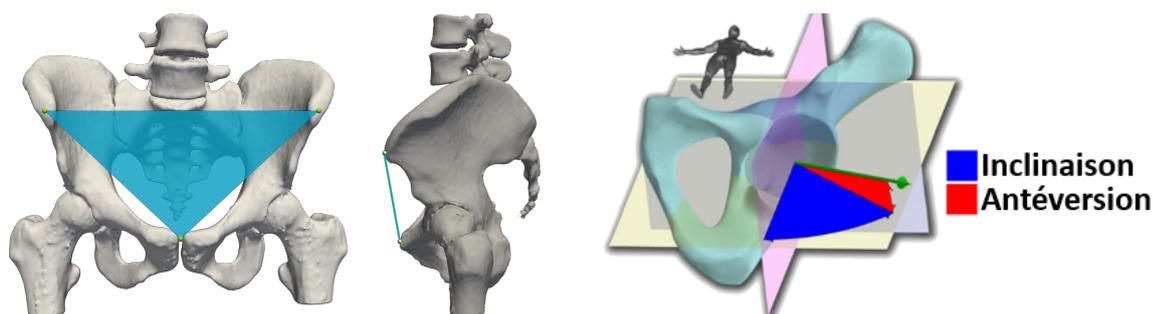


FIGURE I.25 – Plan pelvien antérieur et orientation de l'acétabulum [54]

L'orientation de la cupule dans la zone de sécurité n'est pas toujours évidente et nécessite un apprentissage pour aboutir à un positionnement fiable et précis de la prothèse [55]. De plus, l'antéversion de la cupule est plus difficile à maîtriser que l'inclinaison, et est estimée à l'œil avec une précision d'environ 9° contre 5° pour l'inclinaison [56]. Un tel degré d'imprécision peut rapidement sortir la cupule de la zone de sécurité.

Pour aider au positionnement de la cupule, de nombreux auteurs suggèrent d'orienter la cupule par rapport à un repère anatomique : le ligament transverse acétabulaire (LTA) [57-59]. Le LTA unit les cornes de la surface semi-lunaire, fermant ainsi l'incisure acétabulaire (figure I.7). Orienter la cupule de manière parallèle au LTA permet d'assurer une antéversion à priori adaptée au patient et de diminuer les risques de luxation [60]. Toutefois, le LTA ne permet pas de guider l'orientation de la cupule en terme d'inclinaison, par ailleurs il n'est pas toujours facilement identifiable et devient même inutilisable dans les hanches dysplasiques [61-63]. D'autres auteurs ont également proposé d'utiliser des points du pourtour acétabulaire comme repères pour l'orientation de la cupule [64-66], mais comme pour le LTA ces repères ne sont pas toujours facilement identifiables et deviennent même inutilisables en cas de hanche dysplasique.

Depuis les années 80, de nombreux systèmes d'aide à la mise en place de PTH ont été développés, du simple guide mécanique aux systèmes robotisés en passant par la chirurgie assistée par ordinateur, toujours dans l'objectif d'améliorer la précision et la fiabilité de la

pose de la prothèse et d'accélérer l'apprentissage des jeunes chirurgiens. Ces systèmes sont détaillés dans le paragraphe suivant et résumés au tableau I.2.

## I.4.2 Systèmes d'aide à la mise en place des PTH

### I.4.2.a Guides mécaniques

Les systèmes d'orientation de cupule les plus simples, consiste en des guides mécaniques à fixer sur les instruments chirurgicaux le plus souvent (figure I.26). Le Pinnacle Hip de DePuy Synthes (Warsaw, IN, USA) consiste en un repère en forme de T qui donne une indication de la verticale et de l'horizontale lorsque l'instrument sur lequel il est fixé est incliné à environ  $45^\circ$ . Une mesure plus précise de l'inclinaison peut être effectuée à l'aide d'un inclinomètre, tel que l'AccuAngle de Innomed (Savannah, GA, USA) qui se fixe par aimantation aux différents instruments utilisés lors du fraisage de l'acétabulum, du positionnement et de l'impaction de la cupule. D'autres guides mécaniques ont également été proposés, notamment des structures à trois pieds à poser ou à visser sur le bassin, sur lesquelles est fixé un indicateur d'angle [11, 67]. Cependant ces systèmes ne sont pas encore commercialisés car en phase de validation, excepté le dispositif HipXpert de Surgical Planning Associates Inc. (Boston, MA, USA) qui permet de reproduire l'orientation de cupule prévue au planning préopératoire à l'aide de rapporteurs.

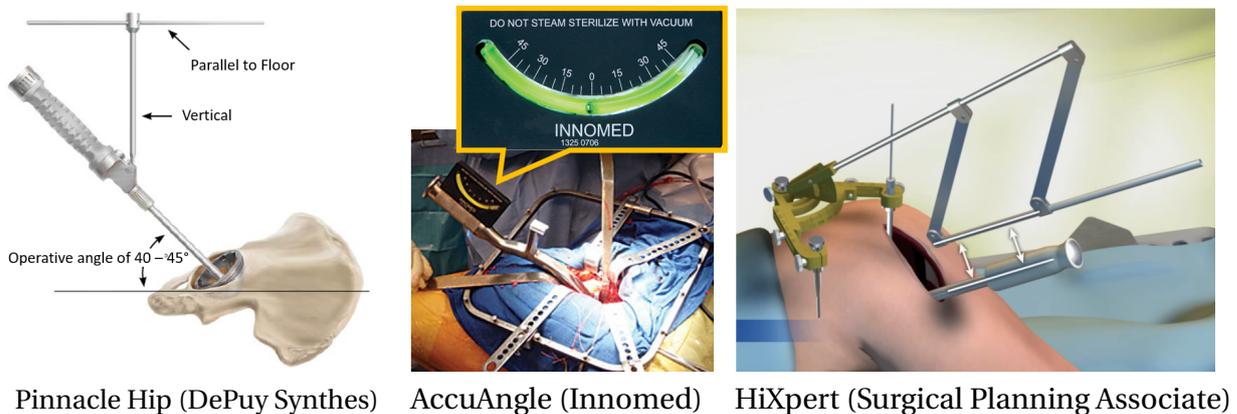


FIGURE I.26 – Exemple de guides mécaniques.

Ces guides mécaniques présentent l'avantage d'être peu encombrants, peu coûteux, adaptables à toute technique d'ATH et à tout modèle d'implant. Cependant leur simplicité limite leur précision : le plan de référence étant le plan horizontal, le patient doit être parfaitement positionné pour qu'il soit bien parallèle au sol. De plus, pour la plupart de ces systèmes, leur

conception ne permet que l'estimation de l'inclinaison et ne guide pas l'antéversion de la cupule.

#### I.4.2.b Systèmes de navigation

Les années 1990 connurent les débuts de la chirurgie assistée par ordinateur avec notamment le développement de la navigation. Le principe de la chirurgie naviguée est de pouvoir connaître en temps réel, la position et l'orientation des instruments chirurgicaux par rapport au patient [68]. Pour cela, différentes techniques sont disponibles.

**Navigation fluoroscopique.** Pour visualiser l'orientation de la prothèse et les repères osseux du patient lors de l'implantation, le chirurgien peut utiliser une technique d'imagerie en temps réel : la fluoroscopie. Cette technique consiste à effectuer en continu des images aux rayons X, grâce à un arceau mobile, et à les afficher comme une vidéo. Durant la chirurgie, ces radiographies bidimensionnelles (2D) dynamiques permettent la visualisation de l'orientation des implants et leur comparaison en temps réel avec le planning préopératoire, grâce à des systèmes tel que Radlink GPS (Radlink, Inc., El Segundo, CA, USA) (figure I.27). On peut reprocher à la méthode une irradiation non négligeable.



FIGURE I.27 – Exemple de guides fluoroscopiques.

**Navigation avec et sans imagerie.** Plutôt que de visualiser les instruments et les implants sur des images 2D, la navigation peut être réalisée en repérant les instruments dans l'espace. Pour cela, la plupart des systèmes sont constitués d'une station équipée de caméras stéréoscopiques infrarouges, permettant la localisation de marqueurs réfléchissant l'infrarouge. Ces marqueurs fixés sur les instruments chirurgicaux sont repérés par rapport aux corps rigides fixés sur le patient (figure I.28). Une acquisition de points osseux du patient est réalisée

pour y ajuster un modèle tridimensionnel (3D) de bassin. Le système de navigation calcule alors la position et l'orientation des instruments par rapport aux structures anatomiques repérées par les corps rigides, permettant ainsi de visualiser sur un écran les différents objets localisés. Le système calcule alors en temps réel la longueur et la latéralisation de la hanche, ainsi que l'orientation de la cupule par rapport au bassin, permettant ainsi au chirurgien d'effectuer les ajustements nécessaires.

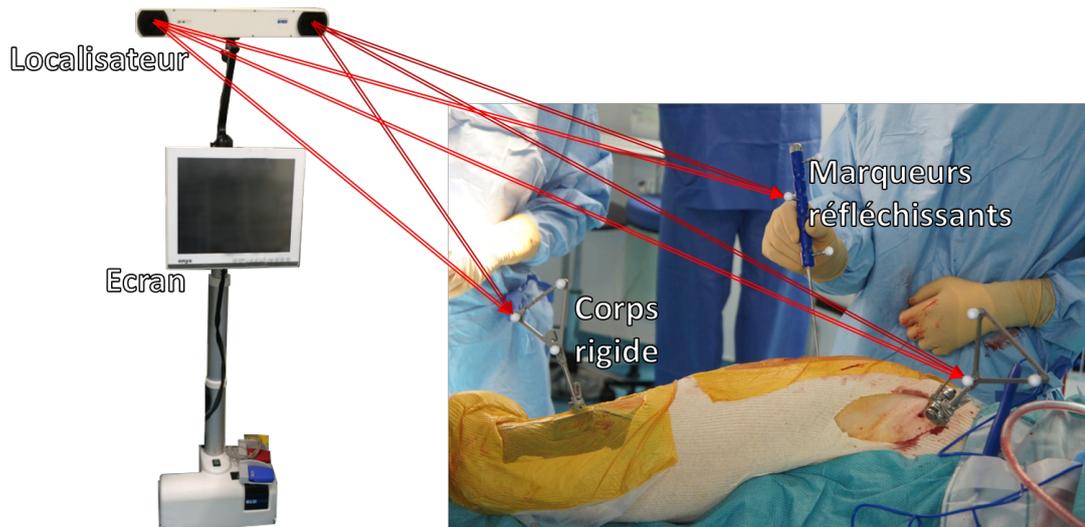


FIGURE I.28 – Exemple de système de navigation (BLU-IGS, Orthokey, Firenze, Italie)

Les systèmes de navigation peuvent être distingués selon leur utilisation ou non, d'une imagerie préalable à la chirurgie. Dans le cas des systèmes sans imagerie, le référentiel du bassin est déterminé en fonction de points osseux repérés en peropératoire pour permettre d'estimer l'orientation des implants. L'objectif de la navigation avec imagerie est de pouvoir estimer précisément l'orientation des implants par rapport à l'anatomie du patient. Pour cela, un modèle 3D du bassin du patient est obtenu à partir de la segmentation d'images acquises par résonance magnétique (IRM) ou le plus souvent par tomographie assistée par ordinateur (scanner). Ce modèle sert dans un premier temps à établir un planning opératoire plus précis qu'avec les classiques radiographies 2D latérales et antéropostérieures [69]. Puis en peropératoire, le modèle 3D du patient est recalé aux repères osseux acquis. La navigation avec imagerie permet ainsi d'intégrer les déformations osseuses spécifiques à chaque patient et d'aboutir à une précision plus fine de la chirurgie comparée à la navigation sans imagerie. Mais elle a un coût, requiert un temps préopératoire supplémentaire pour la modélisation du patient, et expose bien souvent le patient à des radiations. L'apport de la navigation sans imagerie, quant à la précision d'orientation de la cupule, a pu être clairement mis en évi-

dence avec une précision d'environ 5°, comparée à une précision autour de 10° lorsqu'aucun système d'aide n'est utilisé. Cependant son apport en terme d'amélioration des résultats cliniques, comparé à la navigation avec imagerie, n'est pas encore établi [70].

De nombreux systèmes ayant démontré leur précision et leur fiabilité, sont aujourd'hui commercialisés, tels que les systèmes OrthoPilot (Aesculap AG, Tuttlingen, Allemagne), NAV3 (Stryker Navigation, Kalamazoo, MI, USA) ou HIP 6 (Brainlab AG, Munich, Allemagne racheté en 2019 par Smith & Nephew Inc, Memphis, Tennessee, USA) (figure I.29). Ces systèmes de navigation s'intègrent généralement bien dans les procédures chirurgicales mais rallongent la chirurgie de 10 à 20 minutes la plupart du temps [70, 71]. Le temps chirurgical supplémentaire peut dans l'absolu augmenter les risques d'infection et la perte sanguine du patient. Cependant l'impact d'une durée supplémentaire aussi courte qu'une dizaine de minutes reste discutable, notamment vis-à-vis du gain de précision apporté par la navigation [71].

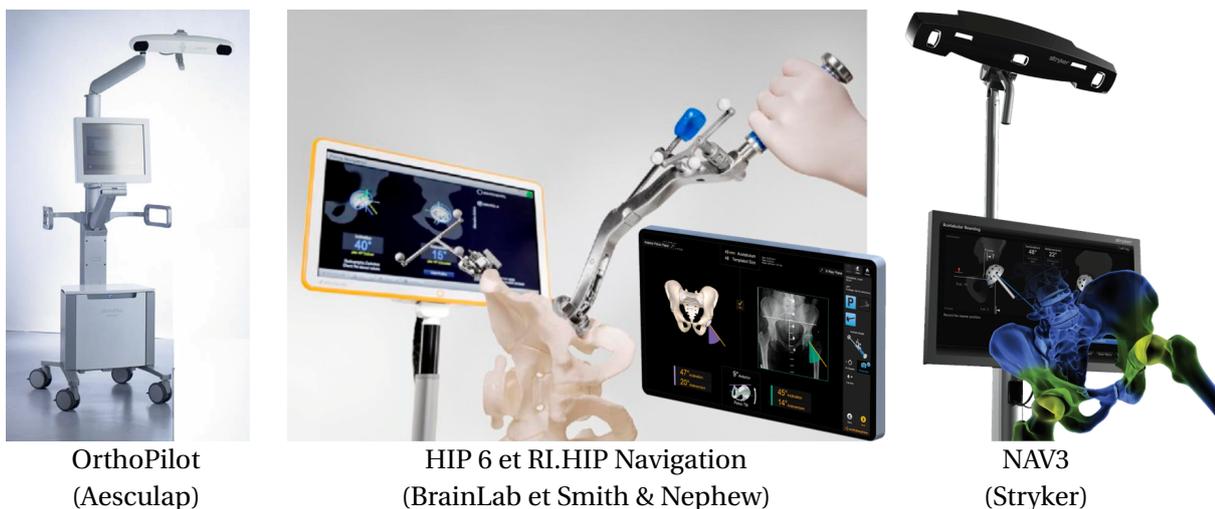


FIGURE I.29 – Systèmes de navigation avec localisation infrarouge.

La précision des systèmes de localisation infra-rouge actuels est généralement sous les 2mm, et peut varier légèrement en fonction des matériels utilisés [13]. Bien que fiable et précise, l'utilisation d'une station de localisation infra-rouge peut s'avérer peu pratique à cause d'une organisation particulière du bloc opératoire : la station se trouve en dehors du champ stérile mais doit cependant garder le champ opératoire dans sa ligne de vue pour visualiser le suivi des instruments.

**Navigation miniaturisée.** Pour s'affranchir d'une station de navigation encombrante, différentes sociétés ont proposé des solutions alternatives (figure I.30). Intellijoint Surgical Inc

(Kitchener, Canada) propose d'intégrer la caméra dans le champ opératoire en la fixant directement sur la crête iliaque du patient. Ce système possède l'avantage d'être solidaire du patient et reste donc insensible à ses éventuels mouvements (provoqués par l'équipe chirurgicale) qui pourraient fausser l'estimation de l'orientation des implants. Selon une étude, ce dispositif permettrait d'orienter la cupule avec une précision inférieure à  $1^\circ$  et d'ajuster la longueur et la latéralisation de la hanche avec une précision inférieure à 1mm [72].

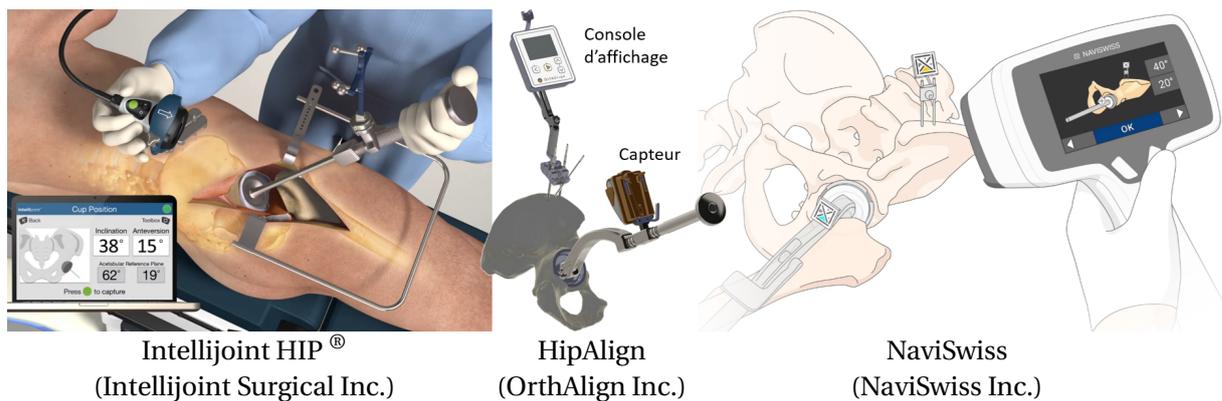


FIGURE I.30 – Systèmes de navigation sans station de localisation.

Pour s'affranchir des systèmes de localisation infrarouge, OrthAlign Inc (Aliso Viejo, CA, USA) a développé un système de capteurs inertiels repérant l'orientation des instruments par rapport au bassin. L'utilisation d'un tel système permet d'orienter la cupule dans la zone de sécurité de Lewinnek dans 93% des cas, contre 67% pour une chirurgie non naviguée [73]. Pour également éviter la localisation infrarouge et se libérer de la contrainte d'emplacement du localisateur, NaviSwiss AG (Brugg, Suisse) propose d'utiliser une caméra mobile qui repère des marqueurs 2D. La caméra est manipulée par un assistant pour visualiser les marqueurs et l'orientation des instruments chirurgicaux. La précision du système est évaluée à environ  $4^\circ$  en inclinaison et  $5^\circ$  en antéversion, et permettrait d'orienter la cupule dans la zone de Lewinnek dans 95% des cas [74].

#### I.4.2.c Guides patient-spécifique

L'ATH peut également être guidée par l'utilisation d'instruments spécifiques au patient (PSI, pour patient specific instruments). Dans ce cas, une imagerie IRM ou scanner (la plus utilisée) est effectuée en phase préopératoire pour obtenir une image 3D et calculer un modèle 3D du patient. A partir de l'orientation estimée des implants sur ce modèle 3D, des guides chirurgicaux sur mesure peuvent être créés. Ces guides ont une forme propre au pa-

tient permettant au chirurgien de les placer sans équivoque lors de l'opération et de positionner précisément les instruments selon les indications du planning préopératoire.

Des systèmes tels que MyHip de Medacta International SA (Castel San Pietro, Suisse) offrent la possibilité de guider la pose des implants grâce à des PSI imprimés en 3D (figure I.31). Le système Optimized Positioning System™ (OPS) proposé par Corin Group PLC (Cirencester, UK, anciennement Optimized Ortho) associe aux PSI un système de guidage laser qui permet grâce à un rayon projeté au plafond, de reproduire l'orientation de cupule prévue au planning préopératoire. D'après une étude, la combinaison PSI / laser permet de placer la cupule avec une précision entre 3° en antéversion et 4° en inclinaison [75].

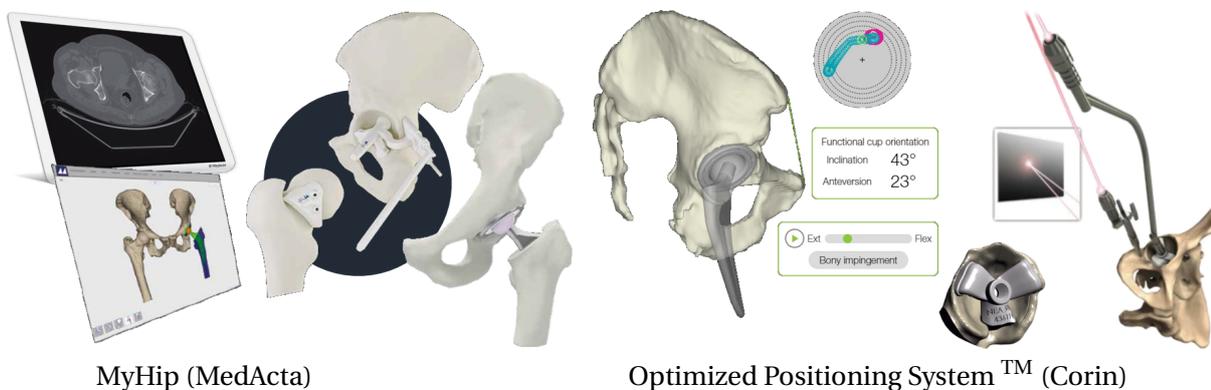


FIGURE I.31 – Systèmes de guidage patient spécifique

L'utilisation de PSI permet d'étudier en amont la mobilité de la prothèse compte tenu de l'anatomie du patient et de prendre en compte, par exemple pour la solution proposée par Corin, des paramètres fonctionnels spécifiques au patient grâce à l'acquisition de radiographies additionnelles dans plusieurs positions journalières, l'objectif étant toujours d'améliorer la stabilité postopératoire des implants. Cependant, les PSI partagent les mêmes inconvénients que la navigation avec imagerie, en termes de coût, d'irradiation et de temps préopératoire additionnel nécessaire à la modélisation [70]. De plus, la personnalisation des instruments réduit leur compatibilité et contraint le chirurgien à poser des implants provenant uniquement du même fournisseur que les PSI.

#### I.4.2.d Robots

Toujours dans l'objectif de réduire l'erreur humaine et d'améliorer la précision de pose des implants, le développement des technologies chirurgicales a donné lieu à l'apparition des robots chirurgicaux. Ces robots sont des instruments informatisés, développés pour réa-

liser une tâche particulière de la procédure chirurgicale à partir d'informations anatomiques données [70].

Le premier système d'assistance robotique à l'ATH fut le ROBODOC Surgical System (THINK Surgical; Fremont, California, United States) apparu en 1992 [12]. Robodoc est un bras robotique à 5 degrés de liberté effectuant le fraisage et la préparation du canal médullaire de manière autonome. Pour cela le chirurgien fournit au robot une imagerie scanner afin d'extraire un modèle 3D du patient et d'établir un planning préopératoire spécifique au patient. Bien que les premières études sur l'utilisation du ROBODOC aient démontré sa précision ainsi que la réduction des orientations aberrantes et des contraintes sur l'implant fémoral, son apport en terme de résultat clinique reste cependant controversé [76]. En 2004, des patients ayant subi des complications suite à des ATH assistées par le ROBODOC, ont exercé un recours collectif contre l'entreprise Integrated Surgical Systems, développeur du ROBODOC, qui a fait faillite par la suite [70]. Les développements du ROBODOC ont ensuite été repris par THINK Surgical, et ont abouti à un robot autonome de dernière génération, TSolution One, spécialisé dans l'arthroplastie totale du genou [70]. Un autre système d'assistance robotique similaire, le CASPAR (Universal Robot Systems; Rastatt, Germany, OrthoMaquet® / URS Ortho) permettait de fraiser le canal médullaire et de guider l'orientation de la tige. Les résultats mitigés du CASPAR, avec notamment des taux de complication et de révision élevés, ont eu raison du robot et Universal Robot Systems a cessé ses activités [76]. De nos jours, le principal système d'assistance robotique est le MAKO (Stryker Corporation; Kalamazoo, MI, USA) utilisé depuis 2010 pour l'ATH [76, 77]. Comme pour le ROBODOC, le MAKO est un bras robotique, auquel sont fixés les outils chirurgicaux, guidé par un modèle 3D du patient établi à partir d'un scanner. La différence majeure entre ces deux systèmes, est que le MAKO n'est pas autonome mais guide le geste chirurgical à l'aide d'un retour haptique [12]. Le chirurgien dirige le bras robotique lors du fraisage des surfaces osseuses et du placement des implants fémoraux et acétabulaires, le bras robotique exerçant une résistance lorsque le chirurgien dévie par rapport au planning préopératoire. Le MAKO est donc un robot non pas autonome mais collaboratif [12]. Plus récemment, le robot ROSA (Zimmer-Biomet) propose d'assister l'ATH tout en s'affranchissant du scanner préopératoire. Le ROSA fonctionne soit à partir d'un modèle 3D du patient extrait de radiographies antéropostérieure et latérale, soit à partir de l'acquisition peropératoire de points anatomiques [78]. Récemment utilisé dans l'arthroplastie totale de genou en 2019, le ROSA est toujours en cours de développement pour l'ATH.

L'assistance robotique pour l'ATH a su faire ses preuves en termes de fiabilité et de pré-

cision du positionnement et de l'orientation des implants, de contrôle de la longueur du membre et de préservation du stock osseux. Elle favorise ainsi un rétablissement fonctionnel rapide du patient. Cependant son utilisation demeure controversée et présente plusieurs limitations : son coût élevé d'investissement et de consommables, la nécessité d'un scanner préopératoire ainsi que l'augmentation du temps opératoire (évaluée entre +10 et +120 minutes) [12, 76]. En outre, la courbe d'apprentissage en chirurgie à assistance robotique est plus longue qu'en chirurgie conventionnelle, avec en début de pratique de moins bons résultats qu'en chirurgie conventionnelle mais de meilleurs résultats une fois l'assistance robotique maîtrisée. Peu d'études existent concernant les résultats à long terme de la chirurgie robotique, et les quelques-unes disponibles ne permettent pas d'établir un avantage significatif en termes de survie, de résultats fonctionnels et de qualité de vie dans les 10 années suivant l'opération [77].

## **I.5 Conclusion**

L'articulation coxo-fémorale est une des plus grosses articulations de l'organisme, elle soutient le tronc, transmet le poids du corps au membre inférieur tout en permettant la mobilité de ce dernier. Le cartilage de la hanche qui contribue à sa mobilité, demeure sensible aux déformations anatomiques, à la surcharge pondérale et aux effets de l'âge. Sa dégradation peut entraîner une coxarthrose, pathologie répandue qui affecte plus de 10% des personnes de plus de 60 ans. L'ATH est un traitement de choix pour cette pathologie car elle consiste à remplacer les parties ostéo-cartilagineuses fragilisées par une PTH et permet un rétablissement rapide en éliminant les douleurs arthrosiques. Pratiquée depuis plus d'un siècle, cette chirurgie a subi de nombreuses évolutions et connaît aujourd'hui un taux de réussite élevé. Cependant, bien que le taux de complications diminue avec le développement de techniques de plus en plus précises, la constante augmentation du nombre d'ATH réalisées sur des patients de plus en plus jeunes, induit un accroissement du nombre de chirurgies nécessitant une révision. Or ces chirurgies de reprise restant très coûteuses et aboutissant à des résultats fonctionnels moins bons que pour les chirurgies de première intention, il devient impératif de les éviter en limitant les risques de complications. Le risque de complication infectieuse ayant toujours une part non contrôlable, le travail du chirurgien va notamment consister à affiner sa chirurgie pour mieux l'adapter au patient et limiter toute complication mécanique. En effet, la géométrie de la prothèse, son positionnement et son orientation sont des facteurs clés dans la réussite de la chirurgie car ils définissent les

Type de guidage	Caractéristiques	Avantages & Inconvénients
Mécanique	Indicateur (en forme de T ou inclinomètre) à fixer sur les instruments	⊕ Simple, abordable, adaptable à tout implant ⊖ Peu précis
Navigation Fluoroscopique	Arceau mobile prenant des images aux rayons X de manière dynamique	⊕ Visualisation os ⊖ Irradiant, coûteux, 2D
Navigation avec imagerie	Imagerie préopératoire pour obtenir le modèle 3D du patient. Localisation optique repérant les corps rigides et les instruments. Repérage de points osseux pour y recalibrer le modèle 3D du patient	⊕ Précis ⊖ Coûteux, irradiant, station encombrante
Navigation sans imagerie	Localisation optique repérant les corps rigides et les instruments. Repérage de points osseux pour y recalibrer un modèle 3D générique.	⊕ Précis ⊖ Station encombrante, sensible au repérage osseux
Navigation miniaturisée	Remplacement de la station de localisation par un système miniaturisé de localisation (petite caméra portable ou capteurs inertiels)	⊕ Précis, peu encombrant ⊖ Sensible au repérage osseux
PSI	Modélisation biomécanique du patient à partir d'un scanner. Préparation de guides chirurgicaux spécifiques au patient	⊕ Précis, adapté à l'anatomie du patient ⊖ Irradiant, travail préopératoire, implants spécifiques au système
Robotique	Un bras robotique effectue ou assiste le geste chirurgical pour des tâches particulières d'après le planning préopératoire effectué à partir d'un scanner	⊕ Précis ⊖ Très coûteux, implants spécifiques au système, irradiant, temps chirurgical allongé

TABLE I.2 – Catégories des systèmes d'aide à l'ATH.

limites de la mobilité et de la stabilité ainsi que les risques d'usure de la prothèse. Depuis trois décennies, de nombreux dispositifs d'aide à la pose des implants ont été développés avec notamment la chirurgie assistée par ordinateur permettant de personnaliser la chirurgie et d'en améliorer la précision grâce à des systèmes de navigation ou de bras robotisés. Ces systèmes ont également permis de mettre en avant la nécessité de personnaliser la chirurgie pour pouvoir prendre en compte l'anatomie du patient, préserver le stock osseux et ainsi accélérer le rétablissement postopératoire. Leur utilisation peut cependant être limitée de par leur coût, l'allongement de la durée de chirurgie, l'irradiation du patient, leur gabarit imposant une organisation particulière du bloc opératoire ou encore par la nécessité d'un apprentissage pour les maîtriser et obtenir à terme de meilleurs résultats qu'en chirurgie conventionnelle. De plus la dépendance aux systèmes automatisés reste discutable et soulève les questions de « qui opère? » et « qui est responsable? » [76]. Les problèmes rencontrés avec les systèmes ROBODOC et CASPAR illustrent ces préoccupations et mettent en lumière les limitations de ces dispositifs, qui restent des challenges pour l'ATH d'aujourd'hui [12]. La chirurgie assistée par ordinateur reste toutefois prometteuse, que ce soit la navigation ou les systèmes d'assistance robotique. Elle est à l'évidence amenée à être utilisée en routine clinique et trace l'avenir d'une ATH plus précise et spécifique au patient.

# MESURE DE LA DYNAMIQUE PELVIENNE

---

Dans ce chapitre nous introduisons la notion de dynamique pelvienne, son importance vis à vis de l'orientation de la cupule acétabulaire, et proposons un dispositif d'échographie naviguée pour la mesure simple et précise de cette dynamique pelvienne. Ce chapitre reprend les travaux effectués par Pluchon [79] et Dardenne [80, 81].

## II.1 Introduction

### II.1.1 Problématique

Un des facteurs déterminants pour la stabilité d'une PTH est l'orientation de la cupule, car elle régit l'AdM possible de l'articulation tout en limitant les risques de luxation. Bien que largement acceptée par la communauté orthopédique, la zone de sécurité de Lewinnek, définie par rapport au PPA (figure II.1), est de nos jours remise en question [82, 83].

Lors de toute activité, notamment lors des changements de posture entre les positions debout, assise et allongée, l'orientation du bassin varie pour permettre une meilleure amplitude de mouvement de la hanche et limiter les efforts musculaires. Cette dynamique pelvienne se caractérise par des variations de l'inclinaison pelvienne : angle entre le PPA et la

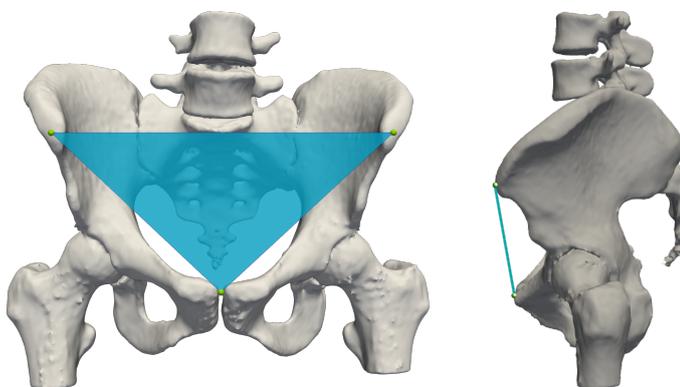


FIGURE II.1 – Plan pelvien antérieur

verticale (en position debout et assise), ou l'horizontale (en position allongée) (figure II.2). Cette inclinaison pelvienne est dite positive lorsque les EIAS se trouvent antérieures à la symphyse pubienne par rapport au plan de référence, et négative lorsque les EIAS sont situées en arrière de la symphyse pubienne.

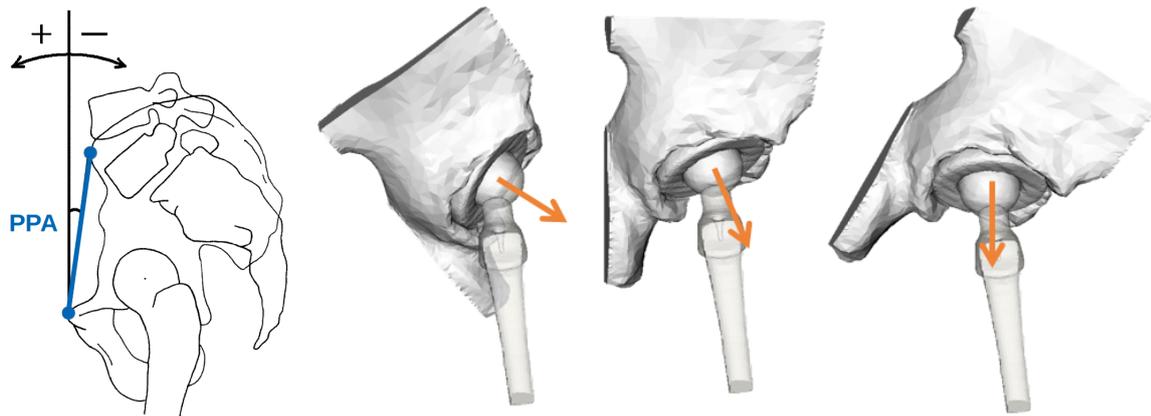


FIGURE II.2 – Dynamique pelvienne : variation de l'inclinaison pelvienne (angle entre la verticale et le plan pelvien antérieur) lors des changements de position impactant l'orientation de la cupule

Or, toute variation de l'orientation du bassin dans le plan sagittal implique un effet sur l'antéversion et l'inclinaison du composant acétabulaire. En effet, une variation de  $1^\circ$  de l'inclinaison pelvienne modifie l'antéversion acétabulaire de  $0,7^\circ$  [84]. Lorsque le bassin bascule en arrière, c'est-à-dire les EIAS sont postérieures par rapport à la symphyse pubienne, l'antéversion du composant acétabulaire augmente. Si cette bascule protège de la luxation en flexion de hanche elle peut cependant mener à une instabilité antérieure en extension. A l'opposé une bascule antérieure du bassin (EIAS antérieures par rapport à la symphyse pubienne) réduit l'antéversion du composant acétabulaire, protégeant de la luxation en extension mais tout en augmentant le risque en flexion [85]. Certaines pathologies dégénératives du rachis peuvent causer une rétroversion du bassin avec une perte de lordose et, couplées à une faible mobilité pelvienne, en arrivent à restreindre la bascule postérieure survenant lors de l'assise [86].

Ainsi la zone de sécurité de Lewinnek basée sur des radiographies en position allongée, apparaît insuffisante car elle n'intègre pas le comportement dynamique du bassin, spécifique au patient. De plus, certains auteurs ont montré qu'au final l'orientation de la cupule dans la zone de sécurité de Lewinnek ne garantissait pas l'absence de luxation [87]. Il apparaît donc nécessaire, lors de la planification du geste chirurgical, de prendre en compte les variations de l'orientation du PPA lorsque le patient change de posture.

## II.1.2 État de l'art

Plusieurs auteurs ont pu mettre en avant le caractère dynamique du bassin et l'importance de prendre en compte cette dynamique pelvienne dans la pose d'une PTH.

Marques *et al.* [88] ont montré que chez le jeune adulte, comme pour l'adulte en attente d'une PTH, l'inclinaison pelvienne varie significativement entre les positions debout et allongé. En mesurant l'inclinaison pelvienne de 90 patients sur des radiographies latérales en position debout et en flexion assise (flexion survenant en position assise lors du lever), ainsi que sur des images scanner en position allongée, Pierrepont *et al.* [89] ont montré que l'orientation du bassin changeait significativement d'une position à une autre, et que ce changement restait spécifique à chaque patient. Également à partir de radiographies latérales (debout et assis) et antéropostérieures (allongé), Snijders *et al.* [86] ont étudié la stabilité de la PTH en fonction de l'orientation de la cupule et du bassin dans les trois positions. Ils ont ainsi pu mettre en évidence que les variations de pente sacrée et d'inclinaison pelvienne lors de l'assise étaient significativement différentes entre les groupes de patients luxés et stables, montrant ainsi une différence de dynamique pelvienne entre les deux groupes. L'étude de la dynamique pelvienne pourrait donc permettre de mieux adapter le positionnement de la cupule aux mouvements du patient et de limiter ainsi les risques d'instabilité de la prothèse.

Plusieurs solutions ont été proposées dans la littérature pour mesurer l'inclinaison pelvienne. La plupart d'entre elles restent basées sur des images radiographiques (en position assise, debout, allongée, flexion assise) ou scanner (en position allongée seulement) mais ces techniques d'imagerie irradiantes pour le patient peuvent être longues et coûteuses à mettre en place [87, 90, 91]. De plus, la mesure de paramètres pelviens est souvent moins précise en 2D qu'en 3D [69, 92] car pouvant être facilement biaisée par l'amplification, la déviation ou la position du faisceau central de rayons X par rapport à la cupule ou par la difficulté à identifier l'orientation du bassin [82].

Pour limiter le taux de radiation et permettre des mesures tridimensionnelles, EOS Imaging<sup>®</sup> (Paris, France) a développé un système de radiographie basse dose qui permet, à partir de deux radiographies 2D orthogonales et synchrones, une reconstruction tridimensionnelle du squelette [93]. Les paramètres pelviens, telle l'inclinaison pelvienne, peuvent ainsi être mesurés en 3D, que ce soit en position debout, allongée ou assise (figure II.3).

Néanmoins, son utilisation en routine clinique reste limitée, et les mesures des paramètres pelviens peuvent être parfois compliquées pour un utilisateur non expert. Nous avons



FIGURE II.3 – Système EOS Imaging<sup>®</sup> : 2 radiographies sont effectuées en simultanément dans les plans frontal et sagittal pour permettre une reconstruction 3D

Acétabulum Cupule		Offset	Angle CCD	Torsion	Longueur	Diamètre tête	Longueur col
Inclinaison	<b>Fémur</b>						
Antéversion							
	<b>Pelvis</b>						

FIGURE II.4 – Paramètres anatomiques mesurés sur radiographies EOS

mené une étude de fiabilité de mesure des paramètres pelviens sur radiographies EOS, impliquant deux observateurs aux niveaux d'expérience différents (un interne en orthopédie et un ingénieur). Ces deux observateurs ont effectué trois fois les mesures de pelvimétrie disponibles par le logiciel SterEOS (EOS Imaging, Paris, France), sur les radiographies EOS pré et postopératoires de 10 patients ayant subi une ATH (5 hommes et 5 femmes) d'âge moyen  $68 \pm 5$  ans, sélectionnés aléatoirement dans la base de données du CHRU de Brest. Les paramètres mesurés sont présentés en figure II.4.

Une analyse statistique a été menée sous R pour estimer la fiabilité de mesure de chaque paramètre en inter comme en intra observateur, en calculant le coefficient intra classe (ICC), sa p-value résultant d'un test F (pour tester si l'ICC est bien différent de 0, une p-value  $< 0.05$  indiquant une différence significative de zéro) et son intervalle de confiance (IC) à 95%. Un

ICC > 0.8 avec un IC étroit correspond à une très bonne fiabilité de mesure, un ICC entre 0.6 et 0.8 avec un IC moyen à une fiabilité correcte, et un ICC < 0.6 avec un large IC à une mauvaise fiabilité

Certains paramètres fémoraux (diamètre de la tête, longueur du fémur, longueur du col, offset) et pelviens (pente sacrée, incidence pelvienne, obliquité pelvienne, version pelvienne) ont montré une mesure fiable avec des ICC supérieurs à 0.8 et significativement différents de zéro (p-value < 0.01) et des IC étroits. A l'inverse, des paramètres tels que l'inclinaison du PPA, l'antéversion et l'inclinaison de l'acétabulum et de la cupule, ont montré une fiabilité faible à correcte, avec des ICC inférieurs à 0.8 et de large IC (détaillés en figure II.5 et au tableau II.1).

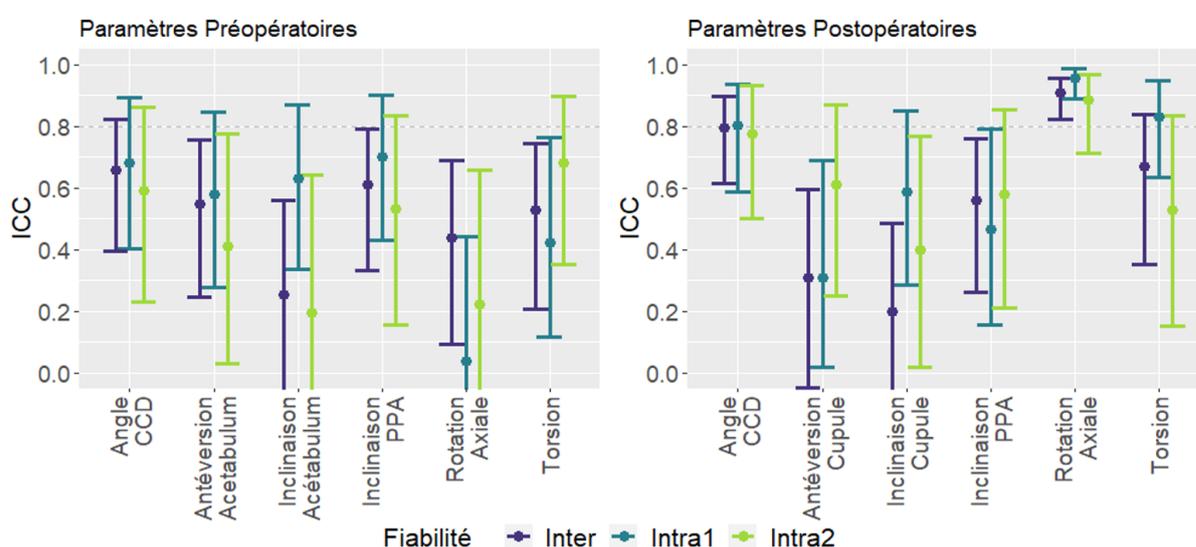


FIGURE II.5 – ICC [IC] des paramètres pré et postopératoires ayant une faible fiabilité en intra et inter observateurs

La fiabilité de mesure de paramètres pelviens sur radiographies EOS semble dépendre des paramètres mesurés : si les paramètres impliquant l'identification du PPA et de l'acétabulum présentent une faible fiabilité de mesure, la majorité des autres paramètres possèdent une mesure fiable. Deux facteurs principaux ont été identifiés comme étant à l'origine de cette faible fiabilité de mesure. Le premier serait que les radiographies incluses dans l'étude ont été sélectionnées aléatoirement. Or le protocole de radiographie EOS<sup>1</sup> n'étant pas toujours précisément respecté, les images étaient de qualité variable, rendant parfois peu vi-

1. Notamment le léger décalage des deux membres inférieurs pour faciliter l'identification des têtes fémorales gauches et droites, et la préparation du patient avant l'examen pour limiter la présence de gaz pouvant perturber l'interprétation des images.

Paramètres	INTRA		INTER
	Ingénieur	Chirurgien	
Incli. acétabulum	0.63 [ 0.34 - 0.87 ] **	0.20 [-0.15 - 0.64 ] °	0.25 [-0.12 - 0.56 ] °
Antév. acétabulum	0.58 [ 0.28 - 0.85 ] **	0.41 [ 0.03 - 0.78 ] *	0.55 [ 0.25 - 0.75 ] **
Angle CCD	0.68 [ 0.40 - 0.89 ] **	0.59 [ 0.23 - 0.86 ] **	0.66 [ 0.40 - 0.82 ] **
Torsion	0.42 [ 0.12 - 0.76 ] *	0.68 [ 0.35 - 0.90 ] **	0.53 [ 0.21 - 0.75 ] *
Rotation Axiale	0.04 [-0.16 - 0.44 ] °	0.22 [-0.13 - 0.66 ] °	0.44 [ 0.09 - 0.69 ] *
Inclinaison PPA	0.70 [ 0.43 - 0.90 ] **	0.53 [ 0.16 - 0.84 ] *	0.61 [ 0.33 - 0.79 ] **

Paramètres	INTRA		INTER
	Ingénieur	Chirurgien	
Incli. cupule	0.59 [ 0.29 - 0.85 ] **	0.40 [ 0.02 - 0.77 ] *	0.20 [-0.09 - 0.49 ] °
Antév. cupule	0.31 [ 0.02 - 0.69 ] *	0.61 [ 0.25 - 0.87 ] **	0.31 [-0.05 - 0.60 ] *
Angle CCD	0.80 [ 0.59 - 0.94 ] **	0.78 [ 0.50 - 0.93 ] **	0.80 [ 0.62 - 0.90 ] **
Torsion	0.83 [ 0.63 - 0.95 ] **	0.53 [ 0.15 - 0.83 ] *	0.67 [ 0.35 - 0.84 ] **
Rotation axiale	0.96 [ 0.89 - 0.99 ] **	0.89 [ 0.72 - 0.97 ] **	0.91 [ 0.82 - 0.96 ] **
Inclinaison PPA	0.47 [ 0.16 - 0.79 ] **	0.58 [ 0.21 - 0.86 ] *	0.56 [ 0.26 - 0.76 ] **

Test ICC ≠ 0 : ° p-value > 0.05 \* p-value < 0.05 \*\* p-value < 0.001

TABLE II.1 – ICC [IC] des paramètres pré et postopératoires ayant une faible fiabilité en intra et inter observateurs

sibles certaines structures anatomiques à identifier. Cependant cette sélection aléatoire de données permet de représenter la réalité clinique et illustre une difficulté potentielle à exploiter pleinement les radiographies EOS dans notre contexte. Le deuxième facteur serait l'expérience des observateurs en lecture d'images radiographiques et manipulation du logiciel SterEOS, et donc leur capacité à repérer précisément les points anatomiques demandés.

Nos résultats concordent partiellement avec ceux disponibles dans la littérature. Demzik *et al.* [94] ont obtenu une bonne reproductibilité intra et inter-observateurs pour tous les paramètres mesurés (ICCs supérieurs à 0,75). Cependant, ils notent que les disparités en terme de qualité et de netteté des images peuvent rendre l'identification des paramètres pelviens difficile et qu'elles sont en grande partie à l'origine de la variabilité de mesure. Thelen *et al.* [95] ont obtenu une très bonne reproductibilité (ICCs supérieurs à 0,85). Leur étude incluait au départ les radiographies de 165 volontaires, dont 55 ont été exclues pour des anomalies de la jonction lombosacrée ou d'un protège-gonade mal placé et 8 pour leur qualité d'image ne permettant pas de déterminer les repères anatomiques acétabulaires ou le côté de la hanche. De plus, les mesures de paramètres pelviens ont été effectuées sur les radiographies de volontaires plutôt jeunes, sans pathologie de la hanche ni prothèse en place. Les

images étudiées étaient donc de bonne qualité rendant l'identification des repères anatomiques plus facile. Barbier *et al.* [96] ont obtenu une très bonne fiabilité en intra et en inter observateur ( $ICC > 0.90$ ) en s'assurant que les radiographies étaient bien prises en position debout avec un pied devant l'autre. Kim *et al.* [97] ont obtenu de bonnes fiabilités ( $ICC > 0.79$ ) mais ont cependant remarqué que l'erreur de mesure pouvait dépendre en fait de l'expérience de l'observateur pour identifier correctement les repères anatomiques. Le système d'imagerie EOS permet donc probablement de réaliser une mesure fiable des paramètres pelviens dans le cas où les images sont de bonne qualité et si l'opérateur est bien formé pour réaliser les mesures. Il reste cependant encore à ce jour d'une diffusion limitée notamment en raison de son coût, contraignant ainsi son utilisation pour l'ATH [95, 98].

Une alternative aux systèmes irradiants est de déterminer la position du bassin par palpation cutanée de repères osseux à l'aide de pointeurs localisés par un système de navigation [99]. L'inconvénient de cette méthode est la variabilité de précision de la palpation en fonction de l'expérience du chirurgien. Elle peut aussi donner de mauvais résultats chez les patients obèses de par l'épaisseur des tissus mous recouvrant les repères, et reste une procédure coûteuse nécessitant une station de navigation.

### II.1.3 Système proposé

Dans l'objectif de pouvoir estimer la dynamique pelvienne d'un patient de manière simple, non irradiante et peu coûteuse, nous proposons d'utiliser un dispositif d'échographie naviguée (figure II.6). Ce dispositif est constitué d'une sonde échographique (L12-5L60N, TELEMED<sup>®</sup>, Milan, Italie), à laquelle a été fixé un marqueur ARUCO [100, 101]. L'utilisation d'un tel marqueur permet d'éviter le recours à un matériel spécifique comme les corps rigides réflecteurs d'infrarouge nécessitant un localisateur dédié. Ce marqueur est localisé dans l'espace grâce à la caméra RGB d'une tablette (Surface Pro 3, Microsoft Corporation, Redmond, WA). Une

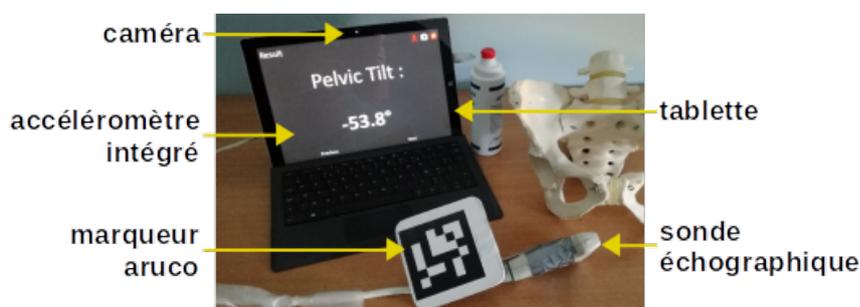


FIGURE II.6 – Dispositif d'échographie naviguée pour la mesure de la dynamique pelvienne

étape de calibrage est effectuée au préalable afin de calculer la matrice de transformation qui permet d'obtenir la position dans l'espace de tout point situé sur l'image échographique. Cette calibration a été effectuée suivant la méthode proposée par Lasso *et al.* [102].

L'acquisition de l'inclinaison pelvienne s'effectue avec la tablette placée à côté du patient, de manière à rendre visible le marqueur ARUCO par la caméra RGB. Pour chaque repère anatomique osseux définissant le PPA, la région anatomique concernée est scannée à l'aide de la sonde échographique. Un logiciel a été développé et installé sur la tablette pour acquérir la position des EIAS et de la symphyse pubienne. Pour chaque point anatomique recherché, une image échographique ainsi que sa position dans l'espace sont enregistrées. Le point anatomique peut ensuite être précisément placé sur l'image échographique (figure II.7). Ainsi, le logiciel calcule la position dans l'espace des EIAS et de la symphyse pubienne et renvoie la valeur de l'angle formé par le PPA et l'axe vertical (ce dernier étant obtenu par l'accéléromètre de la tablette). L'inclinaison pelvienne est ainsi déterminée en trois positions journalières : assis, debout et couché. Cette mesure du comportement pelvien (*i.e.* les inclinaisons pelviennes dans les trois positions) permet alors d'obtenir une indication sur la dynamique pelvienne.

L'objectif de l'étude présentée ici est de montrer la précision et la fiabilité du dispositif.

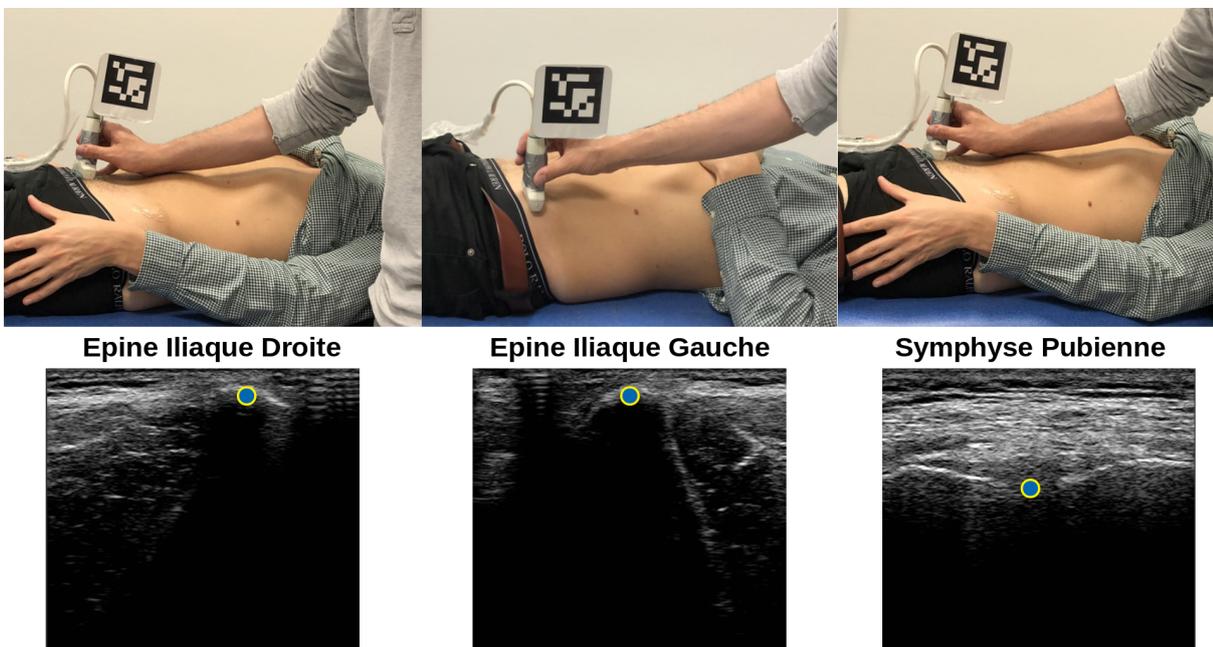


FIGURE II.7 – Acquisition des points anatomiques du PPA par le dispositif d'échographie naviguée

## II.2 Matériels et Méthodes

### II.2.1 Evaluation de la précision

La précision d'un système reflète sa capacité à obtenir des mesures les plus proches de la valeur exacte. Pour l'évaluer, nous avons effectué plusieurs mesures sur un banc mécanique (figure II.8), constitué d'un plan inclinable contenant des repères représentant les EIAS et la symphyse pubienne et auquel est fixé un inclinomètre indiquant l'inclinaison exacte du plan (avec une précision de  $0.05^\circ$ ).

Nous avons mesuré l'orientation du plan pour des inclinaisons allant de  $25^\circ$  à  $80^\circ$  par pas de  $5^\circ$  et à trois profondeurs différentes (5mm, 15mm et 25mm) pour simuler l'épaisseur de tissu sous-cutané pouvant influencer la mesure. Chaque mesure effectuée 20 fois par un même opérateur, aboutissant à un total de 720 mesures, a été comparée à la valeur indiquée par l'inclinomètre. Toutes les mesures ont été réalisées avec le banc mécanique immergé dans un bac d'eau.

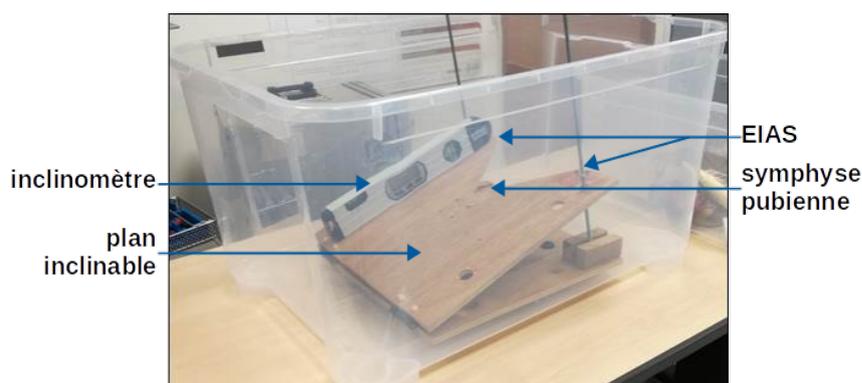


FIGURE II.8 – Banc mécanique pour l'évaluation de la précision du dispositif

### II.2.2 Evaluation de la fiabilité

La fiabilité d'un système est sa capacité à reproduire des mesures identiques pour des conditions d'évaluation équivalentes. Pour estimer la fiabilité il faut donc prendre en compte les différents facteurs pouvant influencer la mesure, dans notre cas la position du patient, son indice de masse corporelle (IMC) et l'expérience de l'opérateur. Nous avons effectué la mesure de l'inclinaison pelvienne de 3 sujets sains à IMC différents (faible  $<20$ , moyen entre 24 et 26, élevé  $>30 \text{ kg/m}^2$ ), en trois positions de la vie courante (assis, debout et allongé) par trois opérateurs ayant des niveaux d'expérience différents (néophyte, intermédiaire, expert).

L'opérateur est considéré expert s'il a déjà utilisé le dispositif sur 10 patients dans les trois positions, intermédiaire s'il a de l'expérience en imagerie échographique ostéoarticulaire mais n'ayant jamais utilisé le dispositif, et néophyte s'il n'a pas d'expérience en imagerie échographique ostéoarticulaire ni utilisé le dispositif. Les caractéristiques des 3 volontaires sains sont décrites au tableau II.2.

Chaque mesure a été réalisée 10 fois pour chaque sujet, chaque position et chaque opérateur, aboutissant à un total de 270 mesures. Le protocole de mesure était le suivant : (1) acquisition de l'EIAS droite, (2) acquisition de l'EIAS gauche, (3) acquisition de la symphyse pubienne, (4) détermination des points anatomiques sur les images échographiques, et (5) calcul de l'inclinaison pelvienne. Entre chaque mesure l'opérateur reprenait une position neutre et le patient devait changer de position. Ces mesures étaient effectuées dans une salle de consultation, les mesures en position allongée faites sur table d'examen; en position assise sur une chaise en veillant à ce que le dos du sujet soit calé contre le dossier; en position debout contre un mur, talons et occiput au contact de celui-ci.

Sujet	Taille (m)	Poids (kg)	IMC (kg/m <sup>2</sup> )	Age (an)	Historique médical
1	1.73	57	19.0	25	∅
2	1.69	72	25.2	29	∅
3	1.87	107	30.6	32	Obésité

TABLE II.2 – Description des sujets inclus dans l'étude de fiabilité

### II.2.3 Méthodes statistiques

L'ensemble des analyses statistiques a été réalisé à l'aide du logiciel STATA v14.2<sup>®</sup> (Stata-Corp LLC, Texas, USA). Les erreurs de précision ont été comparées à la valeur de référence 0° avec un test de conformité de la moyenne à 0° afin d'identifier les erreurs réelles et les fluctuations d'échantillonnage. Les erreurs de précision suivant la profondeur de mesure (5mm, 15mm, 25mm) ont été comparées entre elles par une ANOVA et un test post hoc de Tukey au risque alpha de 5%. La fiabilité a été évaluée par les coefficients de corrélation intra-classe (ICC) et leur intervalle de confiance (IC) pour la reproductibilité intra et inter observateurs, en suivant le critère de Cohen [103] : ICC < 0.40, faible fiabilité; 0.40 ≤ ICC < 0.60, fiabilité moyenne; 0.60 ≤ ICC < 0.75, bonne fiabilité; et 0.75 ≤ ICC ≤ 1.0, excellente fiabilité.

## II.3 Résultats

### II.3.1 Précision

La précision moyenne était de  $1.1 \pm 0.7^\circ$  (entre  $0^\circ$  et  $4.0^\circ$ ). La distribution des erreurs pour les 720 mesures est présentée en figure II.9. Les précisions pour chaque profondeur et chaque inclinaison sont détaillées au tableau II.3. Il n'y a pas de différences significatives entre les erreurs obtenues selon les différentes profondeurs (p-value de 0.91, 0.22 et 0.43 pour 5vs15, 5vs25 et 15vs25 respectivement).

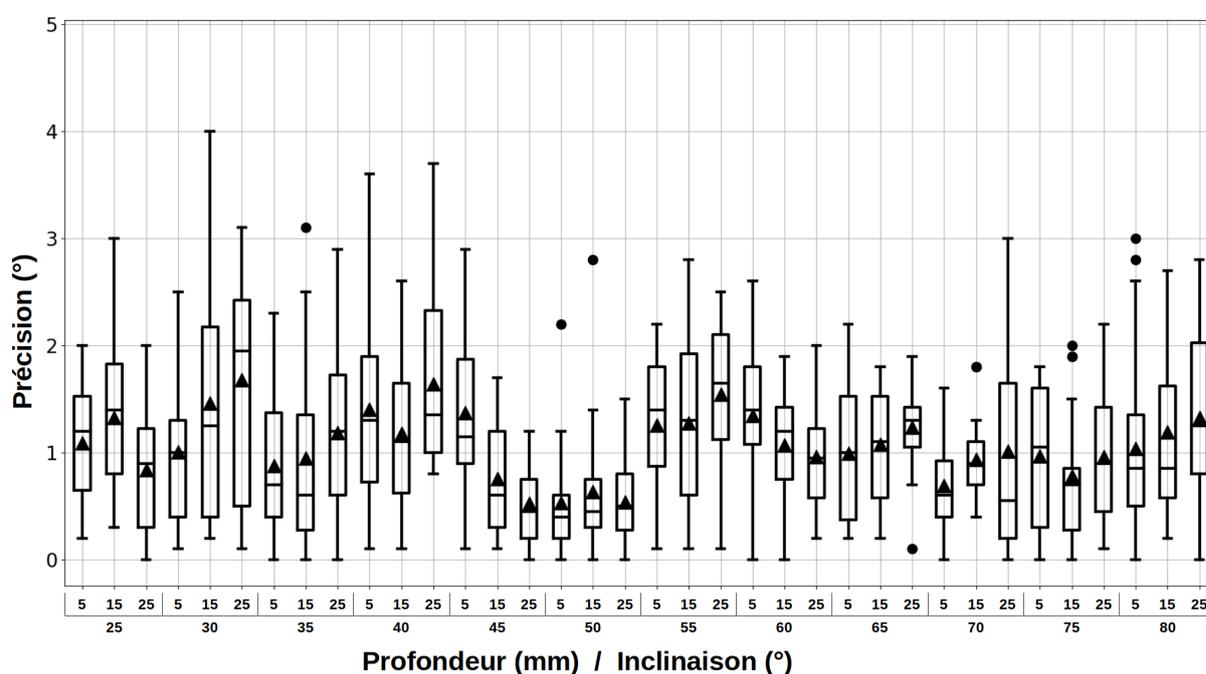


FIGURE II.9 – Distribution des erreurs de précision du dispositif d'échographie naviguée sur banc mécanique, pour les trois profondeurs de mesure (5, 15, 25mm) et chaque inclinaison du plan

### II.3.2 Fiabilité

La reproductibilité inter observateurs, quels que soient la position et l'IMC du sujet, était excellente (ICC = 0.997). Les ICC inter observateurs en fonction de la position et de l'IMC des sujets étaient bons ou excellents et sont détaillés au tableau II.4.

Pour l'ensemble des positions et des IMC des sujets, la reproductibilité intra observateur était excellente quelle que soit l'expérience de l'opérateur (ICC >0.75 pour les trois opérateurs). Les ICC intra observateurs en fonction de la position et de l'IMC des sujets étaient excellents et sont détaillés au tableau II.5.

Inclinaison (°)	Erreur (°)	Profondeur (mm)	Erreur (°)	p <sup>a</sup>
25	1.1 ± 0.7 [ 0.0 - 3.0 ]	5	1.0 ± 0.7 [ 0.0 - 3.6 ]	***
30	1.4 ± 1.0 [ 0.1 - 4.0 ]	15	1.1 ± 0.8 [ 0.0 - 4.0 ]	***
35	1.0 ± 0.8 [ 0.0 - 3.1 ]	25	1.1 ± 0.8 [ 0.0 - 3.7 ]	***
40	1.4 ± 0.9 [ 0.1 - 3.7 ]	Toutes	1.1 ± 0.7 [ 0.0 - 4.0 ]	
45	0.9 ± 0.7 [ 0.0 - 2.9 ]			
50	0.6 ± 0.5 [ 0.0 - 2.8 ]			
55	1.4 ± 0.7 [ 0.1 - 2.8 ]			
60	1.1 ± 0.6 [ 0.0 - 2.6 ]			
65	1.1 ± 0.5 [ 0.1 - 2.2 ]			
70	0.9 ± 0.6 [ 0.0 - 3.0 ]			
75	0.9 ± 0.6 [ 0.0 - 2.2 ]			
80	1.2 ± 0.8 [ 0.0 - 3.0 ]			
Toutes	1.1 ± 0.7 [ 0.0 - 4.0 ]			

<sup>a</sup> p-value du test de la moyenne à 0° :  
 \* : p < 0.05  
 \*\* : p < 0.001  
 \*\*\* : p < 0.0001

TABLE II.3 – Précision du dispositif en fonction de l'inclinaison du plan et de la profondeur de mesure, exprimée en moyenne ± écart-type [ min - max ]

IMC	Faible	Moyen	Elevé
ICC [IC]	0.998 [.995 - .999]	0.998 [.996 - .999]	0.996 [.992 - .998]
Position	Allongé	Assis	Debout
ICC [IC]	0.983 [.970 - .991]	0.925 [.787 - .972]	0.690 [.515 - .833]

TABLE II.4 – Fiabilité inter observateurs : coefficient de corrélation intraclasse (ICC) et son intervalle de confiance (IC) en fonction de l'IMC et de la position du patient

Expérience	IMC		
	Faible	Moyen	Élevé
Néophyte	0.999 [.998 - .999]	0.999 [.998 - .999]	0.996 [.983 - .999]
Intermédiaire	0.999 [.998 - .999]	0.999 [.998 - .999]	0.998 [.994 - .999]
Expert	0.999 [.998 - .999]	0.999 [.998 - .999]	0.992 [.958 - .998]
Expérience	Position		
	Allongé	Assis	Debout
Néophyte	0.977 [.935 - .992]	0.986 [.945 - .997]	0.787 [.471 - .923]
Intermédiaire	0.981 [.946 - .994]	0.955 [.983 - .989]	0.942 [.810 - .981]
Expert	0.984 [.953 - .995]	0.868 [.573 - .957]	0.874 [.661 - .956]

TABLE II.5 – Fiabilité intra observateurs : coefficient de corrélation intraclasse (ICC) et intervalle de confiance (IC) en fonction du niveau d'expérience de l'observateur, de l'IMC et de la position du patient

## II.4 Discussion

L'ATH est une chirurgie fréquente et de plus en plus pratiquée, avec une augmentation du nombre de poses de PTH de 30% entre 2007 et 2017, atteignant un ratio de 182 ATH pour 100 000 habitants dans les pays de l'OCDE [19]. Cependant, la stabilité postopératoire de l'articulation prothétique reste un enjeu majeur pour les ATH qui nécessitent une pose des implants personnalisée pour chaque patient afin de réduire les risques de complications et de potentielles révisions.

L'orientation de cupule recommandée par Lewinnek [10] définie de manière statique, ne permet pas l'adaptation de la PTH aux mouvements du patient. En effet, sensiblement liée à l'orientation du bassin, l'orientation de la cupule joue un rôle significatif dans la stabilité de la prothèse. De ce fait, un patient présentant un bassin en hyperextension (bascule du bassin en avant) en position assise ou debout devrait nécessiter plus d'antéversion acétabulaire pour compenser la rétroversion induite par l'hyperextension du bassin. Il apparaît donc nécessaire de pouvoir mesurer le comportement pelvien pour ensuite adapter l'orientation de la cupule à la dynamique pelvienne spécifique au patient.

C'est pourquoi nous proposons un dispositif d'échographie naviguée qui permet la mesure simple et rapide de l'inclinaison pelvienne en différentes positions de la vie quotidienne. La précision du dispositif a d'abord été évaluée sur un banc mécanique en plusieurs inclinaisons et en simulant plusieurs niveaux d'épaisseur de tissus mous. L'erreur moyenne obtenue était de  $1.1^\circ$ , avec une erreur inférieure à  $3.1^\circ$  pour 90% des mesures. L'absence de différence significative de précision entre les différentes inclinaisons et les différentes épaisseurs de tissus montre que ces facteurs n'influencent pas la mesure et démontre la robustesse du dispositif. Cependant il serait intéressant de tester notre dispositif avec des épaisseurs de tissus plus conséquentes, car 2.5cm demeure une estimation faible de l'épaisseur de tissu sous-cutané chez un sujet obèse [104].

La fiabilité intra et inter observateurs a également été évaluée. Trois opérateurs néophyte, intermédiaire et expert ont chacun mesuré dix fois l'inclinaison pelvienne de trois sujets sains à IMC faible, moyen et élevé, dans les positions assis, debout et couché. La reproductibilité en intra comme en inter observateurs était excellente quel qu'ait été l'IMC du patient et bonne ou excellente en fonction de la position du patient. La fiabilité était légèrement plus faible en position debout que dans les autres positions. Cela est certainement dû au fait que le sujet n'étant pas calé contre la table d'examen (comme en position allongée) ou contre une chaise (comme en position assise), le sujet est plus susceptible de bouger et peut diffi-

cilement rester tout à fait immobile durant la mesure. Cependant la position comme l'IMC du sujet ne semblent pas affecter significativement la mesure de l'inclinaison pelvienne par le dispositif.

Les résultats obtenus montrent également que le dispositif peut être facilement pris en main et utilisé par un opérateur quel que soit son niveau d'expertise. Les trois opérateurs ayant obtenu des résultats très similaires, le dispositif ne semble pas non plus nécessiter un apprentissage particulier. Par ailleurs, la durée nécessaire pour acquérir les inclinaisons pelviennes en positions debout, assise et allongée d'un sujet avec le dispositif d'échographie naviguée était d'environ cinq minutes. Il devient donc tout à fait possible d'intégrer la mesure du comportement pelvien en routine clinique, notamment lors d'un examen préopératoire. L'utilisation du dispositif peut cependant atteindre ses limites pour des patients obèses en position assise. En effet, les mesures en position assise sur le patient à IMC fort n'ont pas pu être réalisées car gênées par le tablier abdominal recouvrant le pubis et par le repérage difficile du marqueur ARUCO par la caméra, le marqueur étant masqué par la cuisse du patient. Une légère modification du système, avec notamment l'éloignement du marqueur de l'extrémité de la sonde, permettrait de réaliser plus facilement la mesure du PPA en position assise sur les patients à fort IMC.

Un dispositif de mesure de l'inclinaison pelvienne très similaire au nôtre a été proposé et évalué par Kochman et Marques [105, 106]. La différence majeure entre nos systèmes réside dans la méthode de localisation utilisée : des réflecteurs d'infrarouge avec un corps rigide de référence repérés par un smartphone, contre un marqueur ARUCO sans référence repéré par une tablette dans notre cas. L'usage d'un smartphone comme caméra de localisation permet en apparence une plus grande mobilité et liberté d'organisation lors de l'utilisation du système mais nécessite en réalité la participation de deux opérateurs, un premier qui effectue les mesures échographiques et un deuxième maintenant le téléphone pour repérer les marqueurs réflecteurs d'infrarouge. Si leur précision, également évaluée sur banc mécanique, apparaît légèrement meilleure que la nôtre, la précision de notre dispositif reste néanmoins tout à fait acceptable en clinique. Cette différence de précision peut être due aux différences de protocole et de banc mécanique utilisés : repères immergés dans un bac d'eau dans notre cas et recouverts de silicone dans l'étude de Marques *et al.* La fiabilité de leur dispositif en intra comme en inter observateurs est satisfaisante bien que légèrement inférieure à la nôtre. En effet ils ont obtenu des reproductibilités bonnes à excellentes en position allongé, et moyennes à excellentes en position debout. N'ayant pas testé leur dispositif en position assise, ni évalué l'influence de l'IMC du patient ou de l'épaisseur de tissus mous

recouvrant les points anatomiques, il manque quelques éléments pour pouvoir comparer correctement nos systèmes.

Enfin, le dispositif présenté pourrait être déterminant pour la pose de PTH, car il permet au chirurgien d'évaluer le comportement pelvien de ses patients en plusieurs positions. Ce paramètre semble essentiel pour personnaliser au mieux la chirurgie, en optimisant le positionnement de la PTH par rapport aux mouvements du patient. Il serait également intéressant de pouvoir mesurer l'inclinaison pelvienne du patient dans des positions critiques susceptibles de provoquer une luxation. En effet, la luxation postérieure reste souvent associée à des activités communes telles que se lever d'une chaise, se pencher ou lacer ses chaussures, toutes correspondant à une hyper flexion de la hanche, notamment suite à une opération par voie postérieure (*cf* section I.3.2.b). Toutefois, une évaluation clinique plus approfondie demeure nécessaire pour évaluer le dispositif sur des patients qui subiront une ATH.

## **II.5 Conclusion**

En conclusion, ce chapitre présente un dispositif d'échographie naviguée qui fournit une mesure précise et fiable de l'inclinaison pelvienne en différentes positions. Il présente l'avantage d'être non irradiant, peu coûteux, insensible à l'IMC du patient et ne nécessite pas d'apprentissage particulier. Grâce à ce système, la mesure du comportement pelvien d'un patient peut s'effectuer en quelques minutes et permet une réflexion sur le futur positionnement de la prothèse pour l'adapter au mieux aux mouvements du patient.



# ZONE DE SÉCURITÉ FONCTIONNELLE POUR L'ORIENTATION DE LA CUPULE

---

L'orientation du bassin variant lors des activités de la vie quotidienne, il apparaît nécessaire d'adapter le positionnement de la PTH en fonction de la dynamique pelvienne. Nous proposons ici une zone de sécurité dite fonctionnelle prenant notamment en compte les mesures d'inclinaison pelvienne effectuées en différentes positions journalières.

Ce chapitre s'appuie sur les travaux réalisés par Marchadour *et al.* [107].

## III.1 Introduction

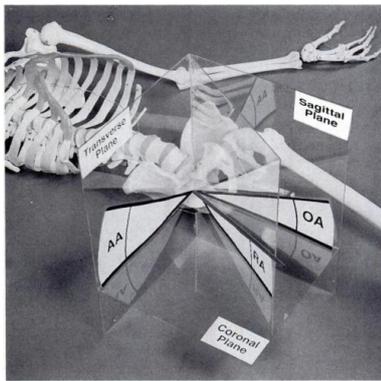
### III.1.1 Définitions

L'orientation des implants fémoral et acétabulaire lors d'une ATH demeure un facteur essentiel pour la stabilité de la prothèse. En effet le positionnement relatif de la cupule et de la tige prothétique par rapport au bassin délimite l'Amplitude de Mouvement (AdM) possible de l'articulation.

L'orientation de la cupule s'exprime en termes d'antéversion et d'inclinaison – caractérisant la divergence de l'axe de la cupule (= axe normal au plan d'ouverture de la cupule) des plans frontal et sagittal respectivement – mais la définition de ces angles peut varier selon les auteurs. En 1993, Murray [108] établit une classification des différentes définitions d'orientations utilisées en trois types : radiographique, anatomique et opératoire (figure III.1).

En définition radiographique l'antéversion (RA) correspond à l'angle entre l'axe de la cupule et le plan frontal (ou coronal) ; et l'inclinaison (RI) à l'angle entre l'axe de la cupule et l'axe longitudinal, projeté sur le plan frontal.

En définition opératoire, l'antéversion (OA) correspond à l'angle entre l'axe de la cupule et l'axe longitudinal du patient, projeté dans le plan sagittal ; et l'inclinaison (OI) à l'angle entre l'axe de la cupule et le plan sagittal. OI est aussi appelé angle d'abduction.



Antéversion	
RA	Radiographique
AA	Anatomique
OA	Opératoire

Inclinaison	
RI	Radiographique
AI	Anatomique
OI	Opératoire

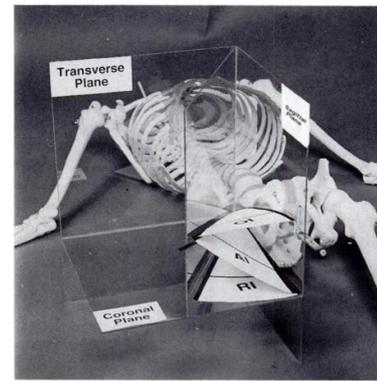


FIGURE III.1 – Définition des angles d'antéversion et d'inclinaison selon Murray [108]

En définition anatomique, l'antéversion (AA) est l'angle entre l'axe transverse et l'axe de la cupule projeté dans le plan transverse; et l'inclinaison (AI) est l'angle entre l'axe de la cupule et l'axe longitudinal.

L'orientation du col de la tige est quant à elle décrite par son antétorsion (ou antéversion) et son inclinaison (ou angle CCD) (figure I.8).

### III.1.2 Problématique

Pour obtenir un positionnement de PTH adapté à la morphologie du patient, Lewinnek *et al.* [10] proposèrent d'orienter la cupule par rapport au PPA dans une zone de sécurité définie par  $40 \pm 10^\circ$  d'inclinaison et  $15 \pm 10^\circ$  d'antéversion (figure III.2). Cette zone a été obtenue en comparant les taux de luxation à l'intérieur et à l'extérieur de ladite zone, 1.5% et 6.1%

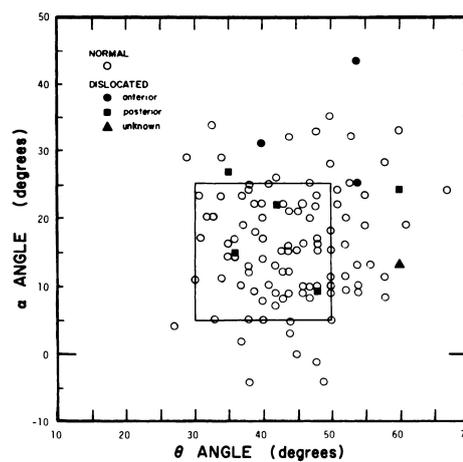


FIGURE III.2 – Zone de sécurité de Lewinnek où les angles  $\theta$  et  $\alpha$  correspondent respectivement à l'inclinaison et à l'antéversion radiographiques de la cupule [10].

respectivement. Basée sur des radiographies en position allongée, l'étude a montré qu'une forte antéversion de la cupule ( $>25^\circ$ ) augmentait le risque de luxation antérieure, mais que dans le sens inverse, une faible antéversion ( $<15^\circ$ ) n'était pas un facteur de risque pour une luxation postérieure. Ainsi, la zone de sécurité de Lewinnek permettait de limiter les risques de luxation antérieure mais pas postérieure.

Le concept de zone de sécurité introduit par Lewinnek *et al.* a été largement adopté et l'indication d'orientation 40/15 reste aujourd'hui la plus utilisée [82]. Cependant, elle est de nos jours régulièrement remise en question [83, 109, 110]. En effet, de nombreuses études ont montré que des luxations survenaient même lorsque la cupule était orientée selon les recommandations de Lewinnek [82, 110-113]. De plus, bien que le taux de complications de l'ATH ait été partiellement réduit grâce aux nombreux développements techniques en termes de conception d'implants ou de technique opératoire, l'amélioration de la précision chirurgicale permise par la chirurgie assistée par ordinateur ou robotique n'a pas véritablement changé la donne et laisse à penser que cet objectif d'orientation des implants n'est pas le bon [114].

La principale raison évoquée dans la littérature quant à l'échec de la zone de Lewinnek à prévenir les luxations, est qu'elle a été définie pour une position statique, ne prenant pas en compte la mobilité du patient [80, 91, 109, 115, 116]. En effet, la zone de sécurité proposée par Lewinnek fut établie pour diminuer le risque de luxation en position allongée alors que la majorité des luxations surviennent en position debout ou assise [117]. De plus, durant les changements de posture, le bassin bascule dans le plan sagittal selon la dynamique pelvienne du patient (*cf* chapitre précédent), entraînant avec lui l'acétabulum. Dans une récente étude, Snijders *et al.* [118] ont montré que la dynamique pelvienne était plus faible chez les patients luxés que ceux avec une prothèse stable, suggérant ainsi que l'implant devait être orienté en fonction de l'amplitude de la dynamique pelvienne.

Le bassin étant fonctionnellement relié au fémur et au rachis, la dynamique pelvienne est sous l'influence du comportement rachidien, et l'interaction hanche-bassin-rachis joue un rôle clé dans la stabilité posturale et la mobilité en positions debout et assise [116]. En effet, dès 2004 Lazennec *et al.* [119] ont montré que le rachis influençait la bascule du bassin en position debout, assise et allongée, et ont introduit la notion nouvelle d'équilibre lombo-pelvien. Ce dernier caractérise l'interaction entre la bascule du bassin et celle du rachis, et peut se décrire par la relation géométrique  $SA = ST + AT$ , où  $SA$  est l'angle sacro-acétabulaire,  $ST$  est la pente sacrée et  $AT$  l'anté-inclinaison acétabulaire (figure III.3). Ainsi lorsque le sacrum se verticalise lors de l'assise, la pente sacrée diminue, entraînant une aug-

mentation de l'anté-inclinaison acétabulaire. A l'inverse, lorsque le sacrum s'horizontalise lors du lever, la pente sacrée augmente ce qui engendre une diminution de l'anté-inclinaison acétabulaire. La cupule acétabulaire ne demeure donc pas statique lors des changements de posture et son orientation, fixée lors de l'implantation, varie en réalité [116]. Cette orientation variable de la cupule est qualifiée de fonctionnelle, par opposition à une orientation coronale fixe visible sur des radiographies antéro-postérieures [116].

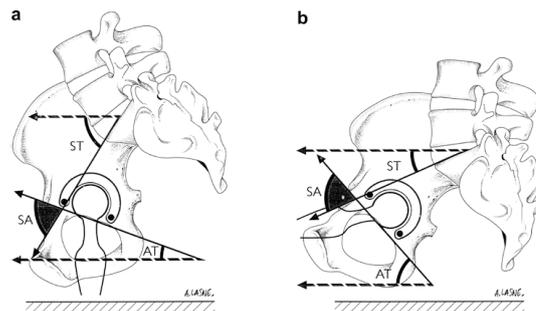


FIGURE III.3 – Orientation sagittale de la cupule en position (a) debout et (b) assise [119].  
ST : pente sacrée, SA : angle sacro-acétabulaire; AT : anté-inclinaison acétabulaire.

L'orientation de la cupule variant avec la jonction lombo-sacrée, Lazennec *et al.* [119] ont proposé d'ajuster cette orientation en fonction de la mobilité de la hanche et du rachis lors de l'implantation de la prothèse. D'autres auteurs ont également étudié cet équilibre lombo-pelvien et ont mis en évidence que les possibles raideurs ou hypermobilités lombaires devaient être prises en compte dans le positionnement des implants puisqu'elles impactaient l'orientation de la cupule [111, 120-122]. En effet, tout mouvement pelvien implique la coordination des mouvements de la hanche et du rachis; ainsi une baisse de la mobilité rachidienne s'accompagne d'une augmentation relative de la mobilité de hanche pour permettre l'adaptation aux changements de posture [123]. Dans le cas d'une faible mobilité spino-pelvienne, l'orientation fonctionnelle de la cupule se voit diminuer, entraînant alors un risque accru de conflit prothétique ou osseux [116]. La zone de sécurité de Lewinnek ne prenant pas en compte le complexe rachis-hanche, tout déséquilibre lombo-pelvien met à risque la stabilité de la prothèse à terme.

Outre les changements de posture, l'orientation statique de Lewinnek semble également inadaptée aux mouvements de la marche [124]. Les mouvements de la hanche se composent de mouvements du bassin et du fémur, la stabilité de la prothèse et la mobilité de l'articulation dépendent aussi bien de l'orientation du composant acétabulaire que du composant fémoral. Ces deux orientations doivent donc être considérées simultanément [116].

Par conséquent, il apparaît nécessaire d'adopter une approche spécifique au patient qui prenne en compte son comportement pelvien ainsi que l'orientation relative des implants, afin d'orienter correctement ces derniers et ainsi d'améliorer les résultats cliniques de la chirurgie en assurant la stabilité à terme de la PTH [125].

### III.1.3 Etat de l'art

Développant la notion de zone de sécurité proposée par Lewinnek, de nombreux auteurs ont proposé différentes méthodes d'orientation pour limiter les risques de complications mécaniques (tableau III.1). Au vu de la quantité et de la variété d'orientations suggérées par les différentes études, Maillot *et al.* [114] proposèrent de classer les méthodes d'orientation de la cupule suivant leur type (figure III.4) :

- Mécanique : orientation systématique par rapport au PPA.
- Combinée : orientation ajustée à l'antéversion fémorale.
- Anatomique : orientation suivant le ligament transverse acétabulaire (LTA).
- Fonctionnelle : orientation ajustée à l'inclinaison pelvienne.
- Cinématique : orientation ajustée à la cinématique du complexe lombo-pelvien.

Une dernière catégorie pourrait y être ajoutée :

- Personnalisée : orientation estimée à partir de paramètres spécifiques au patient et de l'AdM voulue.

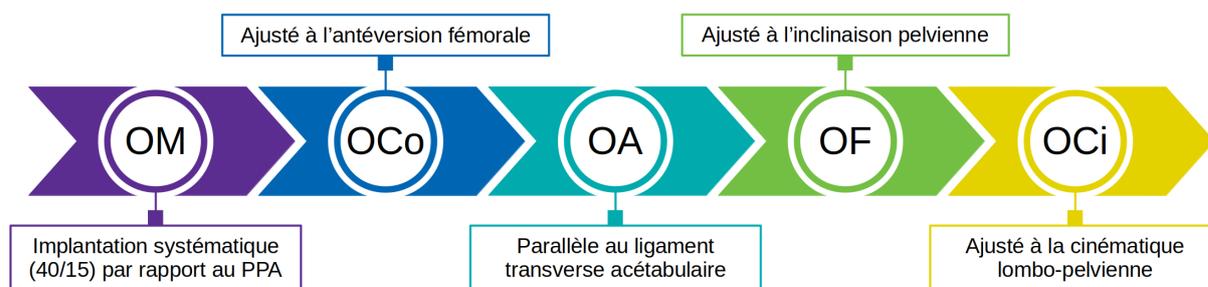


FIGURE III.4 – Techniques de positionnement de la cupule d'après Maillot *et al.*[114]. Orientation : mécanique (OM), combinée (OCo), anatomique (OA), fonctionnelle (OF), cinématique (OCi)

**Orientation Mécanique.** Suite à la proposition de zone de sécurité par Lewinnek en 1978, d'autres études similaires furent menées pour comparer les orientations de cupules entre groupes de patients stables et luxés [126-129]. Ces indications d'orientation obtenues restent finalement très semblables entre elles, plus ou moins restrictives, et varient d'environ 5° de la zone de Lewinnek. Ces zones conservent l'avantage de la simplicité, ne nécessitant pas

de protocole particulier, mais malheureusement sans prendre en compte le comportement pelvien du patient. Elles présentent donc des limitations identiques à la zone de sécurité de Lewinnek, avec un risque accru de luxation dans les cas de raideur ou d'hypermobilité du complexe lombo-pelvien.

Plus récemment, d'autres études ont à leur tour donné des indications d'orientation de cupule pour tenter de limiter le risque de luxation [82, 130-135]. Bien que ces zones de sécurité apparaissent très semblables entre elles, il n'existe pas en réalité de consensus sur l'orientation de cupule à adopter qui permettrait d'assurer à 100% la stabilité de la prothèse pour tous les patients. En effet, le résultat à terme de l'ATH étant multifactoriel, ne considérer que l'orientation de la cupule ne permet pas de garantir l'absence de luxation.

**Orientation Combinée.** La notion d'antéversion combinée est apparue avec l'apparition des tiges prothétiques non cimentées et l'idée de recréer l'antéversion native du col fémoral [114]. Le développement de la technique "*femur first*" a permis d'orienter la cupule par rapport à la tige implantée et de considérer ainsi l'orientation relative des deux composants de la prothèse. L'antéversion combinée correspond simplement à la somme de l'antéversion de la cupule et de l'antéversion de la tige. Comme pour l'orientation mécanique, de nombreux auteurs ont étudié l'évolution du taux de luxation en fonction de la valeur d'antéversion combinée et suggèrent d'orienter les implants dans un intervalle donné [52, 136-138]. D'autres encore se sont basés sur une modélisation de la PTH et de son AdM pour établir une relation entre orientation de cupule et antéversion combinée, indiquant ainsi des intervalles plus précis [139, 140]. L'intérêt de ces intervalles de sécurité se confirme par la corrélation existant entre antéversions combinées extrêmes et risques de luxation : une faible valeur d'antéversion combinée augmente les risques de luxations postérieures, et inversement, une valeur élevée augmente les risques de luxations antérieures [133, 141].

Comme pour l'orientation mécanique, les indications d'antéversion combinée pour limiter les risques de luxation demeurent relativement proches, ne variant que d'une dizaine de degrés les unes des autres. Bien qu'il n'existe pas encore de consensus sur l'orientation à donner, ces études ont tout de même mis en évidence l'influence du composant fémoral sur la stabilité de la PTH.

**Orientation Anatomique.** L'objectif de cette technique est de reproduire l'orientation native de l'acétabulum et notamment son antéversion, en alignant la cupule parallèlement au LTA (figure I.7). Plusieurs études ont montré que ce type d'orientation permettait d'obtenir une orientation dans la zone de sécurité de Lewinnek en terme d'antéversion mais pas en

terme d'inclinaison [57-59]. L'orientation anatomique s'éloigne donc du concept de zone de sécurité identique pour tous et adapte le positionnement de la cupule à l'anatomie du patient. Cependant, la difficulté à identifier le LTA en présence d'ostéophytes sur le pourtour acétabulaire et son incompatibilité avec les hanches dysplasiques rendent l'utilisation de cette technique assez limitée [62].

**Orientation Fonctionnelle.** La zone de Lewinnek se base donc sur une orientation horizontale du bassin en position allongée (ou verticale en position debout) correspondant à une inclinaison pelvienne nulle, alors que le PPA n'est pas horizontal (ou vertical) chez la majorité des patients [142]. D'après une étude sur plus de 400 patients, seuls 6% des patients auraient une inclinaison pelvienne nulle, 53% auraient une inclinaison pelvienne entre 1° et 5°, 25% entre 6° et 9° et 16% de 10° ou plus [143]. Depuis les années 2000, de nombreuses études ont montré que l'inclinaison du PPA impactait de manière non négligeable l'orientation et la stabilité de la PTH [91, 144, 145]. En effet, selon les estimations, chaque degré d'inclinaison pelvienne engendrerait une variation de l'orientation de cupule de 0.7° à 0.8° en antéversion et d'environ 0.3° en inclinaison [84, 146]. Ainsi, pour plus de 40% des patients, l'inclinaison du PPA modifierait l'antéversion de cupule de plus de 4°. Ajoutée aux erreurs de précision lors de l'implantation, de l'ordre de 4° en chirurgie naviguée et de 8° en chirurgie manuelle, l'orientation de la cupule pourrait être mésestimée de plus de 10° et se retrouverait aux limites des zones de sécurité proposées en orientation mécanique ou combinée. Le but de l'orientation fonctionnelle est donc d'éviter ces orientations extrêmes en ajustant l'inclinaison et l'antéversion de la cupule à l'inclinaison pelvienne.

**Orientation Cinématique** L'objectif de l'orientation cinématique est de prendre en compte le complexe lombo-pelvien afin d'orienter les implants en fonction de la mobilité du rachis et du bassin entre les positions debout et assise. La littérature actuelle démontre que les déséquilibres lombo-pelviens affectent l'orientation fonctionnelle de l'acétabulum et que les pathologies de la hanche et de la colonne vertébrale augmentent les risques d'instabilité de la PTH [111, 120]. En effet, lors de l'assise par exemple, le bassin et le sacrum basculent postérieurement, entraînant une réduction de la lordose lombaire ainsi qu'une augmentation de l'antéversion acétabulaire, pour accompagner la flexion de hanche (figure III.5). Celle-ci varie en moyenne de 55° à 70° et s'accompagne d'une bascule spino-pelvienne de 20° [110]. Cette coordination des mouvements du complexe lombo-pelvien contribue à maintenir l'équilibre sagittal. Ainsi, une raideur lombaire devra être compensée par plus de flexion de hanche lors de l'assise et inversement, une raideur coxale requerra plus de flexion lom-

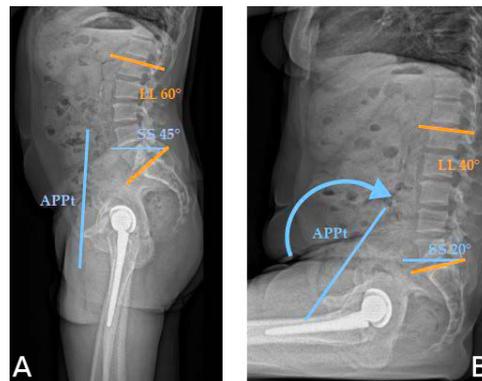


FIGURE III.5 – Au passage de la position debout (A) à assise (B), le bassin bascule postérieurement (APPt) et s'accompagne d'une réduction de la pente sacrée (SS) et de la lordose lombaire (LL) [111]

baire [147]. C'est pourquoi, de nombreux auteurs proposent de catégoriser les patients par mobilité spino-pelvienne et d'ajuster l'orientation des implants en fonction de ces catégories pour compenser les éventuelles raideurs et ainsi limiter les risques de luxation et de conflit [119, 121, 123, 125, 148, 149]. L'orientation proposée par Lewinnek conviendrait alors aux patients dits "normaux" (ayant une bascule du bassin moyenne lors de l'assise). Les patients avec une raideur spinopelvienne (faible bascule du bassin lors de l'assise) nécessiteraient une plus grande antéversion pour augmenter l'ouverture de l'acétabulum une fois assis. A contrario, les patients hypermobiles (forte bascule du bassin lors de l'assise) nécessiteraient de plus faibles antéversion et inclinaison pour éviter la verticalité de la cupule en étant assis. Cependant, les catégories et les recommandations retrouvées dans la littérature varient, avec des divergences significatives, reflétant ainsi une recherche toujours en cours sur ces aspects [111].

**Orientation Personnalisée.** Dans l'optique de toujours mieux adapter le positionnement des implants à l'anatomie et aux mouvements du patient, plusieurs auteurs ont cherché à établir des zones de sécurité spécifiques au patient, adaptées notamment à l'AdM souhaitée et à la géométrie de la prothèse implantée. Le développement de ces orientations personnalisées a été facilité par les avancées technologiques en imagerie 3D et en modélisation. En 2016, Pierrepont *et al.* [115] proposèrent de réaliser une modélisation biomécanique du patient, à partir de scanners et de radiographies debout, assis tronc fléchi et debout un pied sur une marche. Le système présenté (OPS, Corin Group PLC, Cirencester, UK) consiste à modéliser l'anatomie du patient et à simuler la cinématique du membre inférieur en fonction de son équilibre lombo-pelvien, de la géométrie et du positionnement de la prothèse. Plusieurs orientations d'implants peuvent finalement être proposées pour optimiser l'AdM de l'arti-

culation et limiter les risques de complications mécaniques. Elkins *et al.* [150] ont réalisé une étude par éléments finis pour déterminer les orientations de cupule maximisant la stabilité et minimisant l'usure en fonction de l'AdM souhaitée et de la géométrie de la prothèse. Plus récemment, Alastruey-López *et al.* [151] ont mené une étude similaire, couplant la méthode des éléments finis et un réseau de neurones, pour prédire la survenue d'un conflit prothétique ou d'une luxation. Ces méthodes se veulent les plus exhaustives possibles quant à la prise en compte de paramètres influençant potentiellement le résultat à terme de l'implantation de PTH. Cependant, elles nécessitent une irradiation additionnelle du patient, un temps de calcul et un travail de modélisation conséquents pour établir le planning préopératoire; elles n'apparaissent donc pas toujours facilement intégrables en routine clinique.

Une approche plus simple a été proposée en 2002 par Yoshimine et Ginbayashi [152] pour décrire géométriquement l'AdM de l'articulation prothétique en fonction de l'orientation des implants. La relation mathématique établie fut réutilisée par la suite par Yoshimine [140] et Widmer [139, 153] pour déterminer les orientations de cupule et de tige fémorale permettant une AdM donnée en fonction de la géométrie de la prothèse. L'orientation de la cupule devant être ajustée à l'inclinaison du bassin [154], Hsu *et al.* [155] proposèrent une méthode similaire pour définir une zone de sécurité pour l'orientation de la cupule en fonction de l'AdM de la hanche, de la géométrie de la prothèse et de l'inclinaison pelvienne. Enfin, le comportement pelvien modifiant significativement l'orientation de la cupule [156], deux études ont très récemment proposé d'inclure l'inclinaison pelvienne en deux positions dans le calcul de la zone de sécurité, toujours en fonction de l'AdM et de la géométrie de la prothèse, en positions debout et allongée pour l'une [157], et debout et assise pour l'autre [158]. Bien que restant théoriques, ces méthodes analytiques proposent de déterminer une zone de sécurité personnalisée pour l'orientation de la cupule, en fonction de la mobilité du patient et de la prothèse implantée. Par ailleurs elles ont l'avantage de ne pas nécessiter de modélisation complexe et donc de temps de calcul additionnel.

#### III.1.4 Solution proposée

Nous proposons de déterminer une zone de sécurité pour l'orientation de la cupule d'après une méthode analytique, prenant simultanément en compte l'inclinaison pelvienne en position debout, assise et couchée, l'AdM de l'articulation dans ces trois positions, la géométrie de la prothèse ainsi que l'orientation relative des implants. L'objectif de cette zone de sécurité fonctionnelle est de garantir au mieux l'absence de conflit prothétique lors des mouvements du patient quelle que soit sa posture. Nous allons dans un premier temps définir cette

Etude			Inclinaison	Antéversion	Type
Lewinnek	1978	[10]	$40^\circ \pm 10^\circ$	$15^\circ \pm 10^\circ$	Mécanique
Dorr	1983	[126]	$35^\circ \pm 15^\circ$	$15^\circ \pm 15^\circ$	Mécanique
McCollum	1990	[127]	$40^\circ \pm 10^\circ$	$30^\circ \pm 10^\circ$	Mécanique
Barrack	2001	[128]	$45^\circ \pm 10^\circ$	$20^\circ \pm 10^\circ$	Mécanique
Jolles	2002	[136]	$40^\circ \leq AC + AT \leq 60^\circ$		Combinée
Widmer	2004	[139]	$AC + 0.7 * AT = 37^\circ$		Combinée
			$[40^\circ - 45^\circ]$	$[20^\circ - 28^\circ]$	
Biedermann	2005	[129]	$45^\circ \pm 10^\circ$	$15^\circ \pm 10^\circ$	Mécanique
Lembeck	2005	[84]	$\emptyset$	$15^\circ - 0.7IP$	Fonctionnelle
Archbold	2006	[57]	LTA	LTA	Anatomique
Yoshimine	2006	[140]	$AC + IC + 0.77 * AT = 84.3^\circ$		Combinée
Babisch	2008	[146]	$40^\circ - 0.3IP$	$15^\circ - 0.8IP$	Fonctionnelle
Dardenne	2009	[80]	$f_1(AC, IC, IP)$	$f_2(AC, IC, IP)$	Fonctionnelle
Dorr	2009	[137]	$25^\circ \leq AC + AT \leq 50^\circ$		Combinée
Hisatome	2011	[138]	$45^\circ$	$AC + 0.7AT = 42^\circ$	Combinée
Meftah	2013	[159]	$f(IP, LTA)$		Fonctionnelle
Esposito	2014	[38]	pas de zone de sécurité		Mécanique
Grammatopoulous	2014	[130]	$40^\circ \pm 15^\circ$	$15^\circ \pm 15^\circ$	Mécanique
Kanawade	2014	[131]	$\leq 50^\circ$	$\leq 25^\circ$	Mécanique
Meermans	2014	[58]	$\emptyset$	LTA	Anatomique
Nakashima	2014	[52]	$40^\circ \leq AC + AT \leq 60^\circ$		Combinée
Elkins	2015	[150]	simulation EF & $f(AdM, prothèse)$		Personnalisée
Danoff	2016	[132]	$[30^\circ - 50^\circ]$	$[10^\circ - 25^\circ]$	Mécanique
Fujishiro	2016	[133]	$\emptyset$	$20^\circ \pm 10^\circ$	Mécanique
Garcia-Rey	2016	[134]	$[35^\circ - 50^\circ]$	$[15^\circ - 25^\circ]$	Mécanique
Pierrepont	2016	[115]	modélisation & simulation AdM		Personnalisée
Reina	2017	[135]	$[40^\circ - 50^\circ]$	$[15^\circ - 30^\circ]$	Mécanique
Salal	2017	[59]	$\emptyset$	LTA	Anatomique
Stefl	2017	[148]	fonction de la mobilité spino-pelvienne		Cinématique
Murphy	2018	[82]	$43^\circ \pm 12^\circ$	$31^\circ \pm 8^\circ$	Mécanique
GrantSutter	2019	[160]	$f(AC, IC, IP)$	$\emptyset$	Fonctionnelle
Habor	2019	[161]	$f(AdM, IP, prothèse)$		Personnalisée
Luthringer	2019	[149]	fonction de la mobilité spino-pelvienne		Cinématique
McKnight	2019	[123]	de $35^\circ$ à $50^\circ$	de $15^\circ$ à $25^\circ$	Cinématique
			fonction de la mobilité spino-pelvienne		
Alastruey-Lopez	2020	[151]	simulation EF & $f(AdM)$		Personnalisée
Marchadour	2020	[107]	$f(AdM, AT, DP, prothèse)$		Personnalisée
Widmer	2020	[153]	$f(AdM, AT, prothèse)$		Personnalisée
Habor	2021	[157]	$f(AdM, AT, IP, CC, prothèse)$		Personnalisée
Tang	2021	[158]	$f(AdM, AT, DP, prothèse)$		Personnalisée

$AC$ = Antéversion de la Cupule,  $IC$ = Inclinaison de la Cupule,  $DC$ = Diamètre de la Cupule,  
 $AT$ = Antéversion de la Tige fémorale,  $IP$ = Inclinaison Pelvienne,  $DP$ = Dynamique Pelvienne,  
 $AdM$ = Amplitude de Mouvement,  $EF$ = Eléments Finis,  $CC$ = Contrainte de Charge.

TABLE III.1 – Zones de sécurité retrouvées dans la littérature (adapté d'après [38, 82, 136, 150, 162])

zone de sécurité fonctionnelle ainsi que ses paramètres, la valider, puis évaluer l'impact des paramètres d'entrée sur sa taille et son orientation moyenne. Enfin nous analyserons l'influence de la dynamique pelvienne sur cette même zone.

## III.2 Matériels et Méthodes

### III.2.1 Définition de la zone

**Concept.** En 2019, Hsu *et al.* ont les premiers proposé une méthode analytique pour calculer une zone de sécurité à partir d'une AdM souhaitée et selon l'inclinaison pelvienne spécifique au patient ainsi que divers paramètres prothétiques (l'orientation du col fémoral, les diamètres de la cupule, de la tête et du col fémoral) [155]. Une telle zone de sécurité assurerait en théorie l'absence de conflit prothétique lors de mouvements compris dans l'AdM souhaitée. Bien que leur approche soit rapide et simple d'utilisation, elle ne considère qu'une seule position statique (la position debout). Nous proposons donc une évolution de leur méthode en combinant plusieurs zones de sécurité statique définies chacune pour l'inclinaison pelvienne de différentes positions : assise, debout et allongée (figure III.6). La zone de sécurité fonctionnelle ainsi obtenue permettrait de garantir l'absence de conflit prothétique dans les trois positions étudiées et selon l'AdM souhaitée.

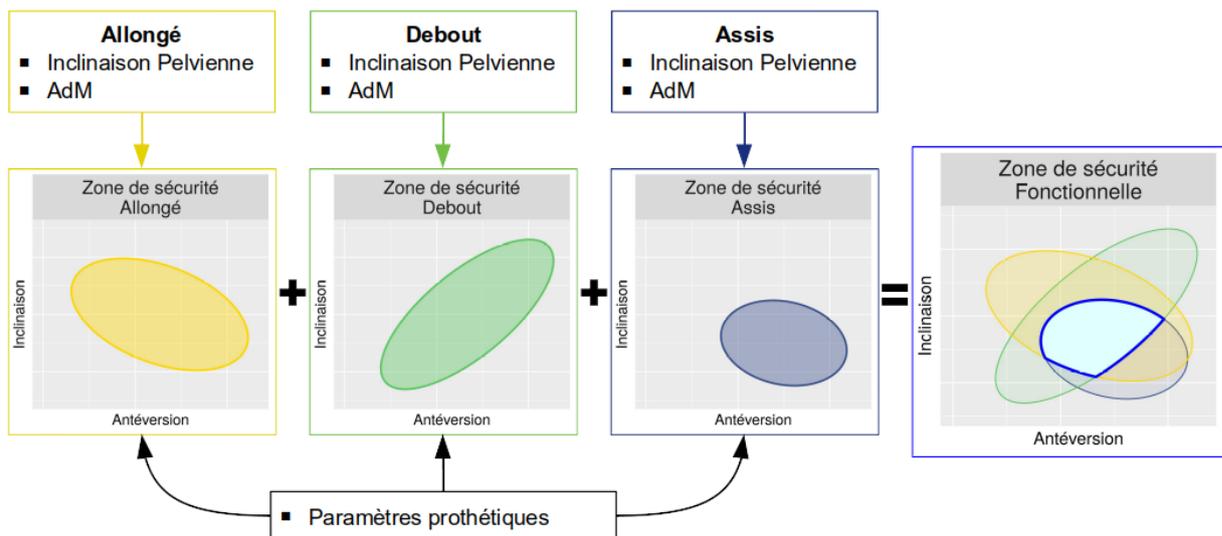


FIGURE III.6 – Concept de la zone de sécurité fonctionnelle : zone commune aux trois zones de sécurité statique définies pour les positions allongée, debout et assise.

Paramètres prothétiques		AdM souhaitée	
$\omega_{cup}$	Angle d'ouverture de la cupule	$\beta_{abd}$	Angle d'abduction A, D, C
$r_{tete}$	Rayon de la tête fémorale	$\beta_{add}$	Angle d'adduction A, D, C
$r_{col}$	Rayon du col fémoral	$\beta_{flex}$	Angle de flexion A, D, C
$AT_{col}$	Antétorsion du col fémoral	$\beta_{ext}$	Angle d'extension D
$IC_{col}$	Inclinaison du col fémoral	$\beta_{rotIn}$	Angle de rotation interne A, D, C
		$\beta_{rotEx}$	Angle de rotation externe A, D, C
Paramètres pelviens			
$\alpha$	Inclinaison pelvienne A, D, C		

Position : (A) assis, (D) debout, (C) couché

TABLE III.2 – Paramètres utilisés pour le calcul de la zone de sécurité fonctionnelle.

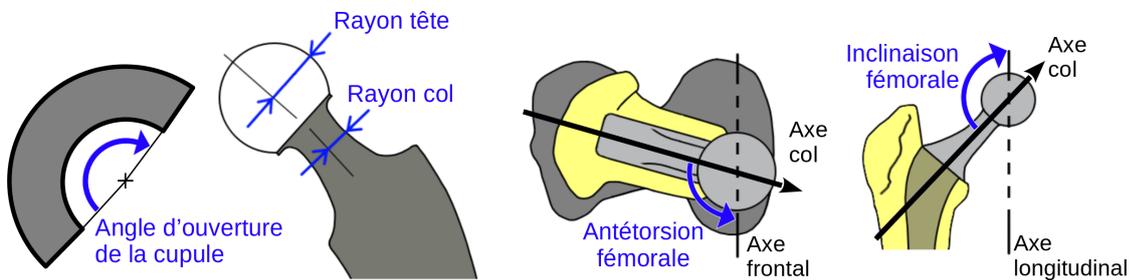


FIGURE III.7 – Paramètres prothétiques décrivant la géométrie de la PTH.

**Description des paramètres.** Les paramètres utilisés pour le calcul de la zone de sécurité fonctionnelle peuvent être regroupés en plusieurs catégories : paramètres prothétiques, paramètres pelviens et AdM souhaitée, détaillés au tableau III.2. Toutes les valeurs angulaires sont exprimées en degrés et les longueurs en mm.

Les paramètres prothétiques sont présentés en figure III.7. On considère l'implant acétabulaire comme étant une calotte sphérique, avec un angle d'ouverture  $\omega_{cup}$ . La cupule correspond alors à une demi-sphère lorsque  $\omega_{cup} = 180^\circ$ . L'implant fémoral est simplifié à une tête sphérique de rayon  $r_{tete}$  posée sur un col cylindrique de rayon  $r_{col}$ .

L'orientation du col est décrite par l'antétorsion fémorale  $AT_{col}$  (angle entre l'axe du col fémoral et l'axe frontal du patient) et l'inclinaison fémorale  $IC_{col}$  (angle entre l'axe du col fémoral et l'axe longitudinal) (figure III.7). L'orientation de la cupule est décrite par son antéversion  $AV_{cup}$  et son inclinaison  $IC_{cup}$  en définition anatomique (figure III.1).

Le comportement pelvien est intégré au calcul de la zone de sécurité avec les mesures d'inclinaison pelvienne  $\alpha$  dans les trois positions assise, debout et couchée.

L'AdM de la hanche est décrite suivant les six mouvements élémentaires : abduction & adduction, flexion & extension et rotation interne & externe, partant de la position neutre du fémur, c'est-à-dire lorsque l'axe du fémur (centre hanche - centre des condyles) est ali-

gné avec l'axe vertical. Chacun de ces mouvements décrit une rotation d'angle  $\beta_{mvt}$  du col fémoral autour du centre de la tête fémorale dans un des plans anatomiques. Chaque mouvement est considéré dans les trois positions assise, debout et couchée, excepté l'extension qui ne s'effectue qu'en position debout. Par convention, les rotations internes en positions debout et allongée sont réalisées avec une flexion à  $90^\circ$ .

Le détail du calcul de la zone de sécurité fonctionnelle est présenté en annexe A.

### III.2.2 Cohorte

Les données d'inclinaisons pelviennes utilisées pour valider et étudier la zone de sécurité fonctionnelle sont issues d'une étude clinique prospective, multicentrique et non randomisée, approuvée par le Comité de Protection des Personnes et enregistrée sous l'identifiant NCT03555812 sur [clinicaltrials.gov](https://clinicaltrials.gov). Le but de cette étude était de mesurer les inclinaisons pelviennes en positions assise, debout et allongée, chez des patients souffrant de coxarthrose et devant subir une ATH. Après avoir signé un formulaire de consentement éclairé, chaque participant effectuait une consultation la veille de l'intervention. Durant cette consultation, l'examen médical était d'abord réalisé, puis les trois inclinaisons pelviennes assise, debout et allongée étaient mesurées à l'aide du dispositif d'échographie naviguée présenté au chapitre précédent. Le patient était en décubitus dorsal sur la table d'examen pour la mesure allongée, assis sur une chaise pour la mesure assise et les talons et l'occiput contre un mur pour la mesure debout. Les patients inclus étaient majeurs, subissant une ATH pour cause d'arthrose ou d'ostéonécrose de la hanche, et devaient avoir donné leur consentement éclairé par écrit. Les patients subissant une ATH de 2<sup>nde</sup> intention ou ne pouvant donner leur consentement étaient exclus. Au total, 30 patients subissant une ATH entre mai 2018 et septembre 2019 ont été inclus. L'âge moyen était de  $66 \pm 14$  ans (de 18 à 85 ans), l'IMC moyen était de  $25.5 \pm 3.1 \text{ kg/m}^2$  (de 19.5 à  $32.3 \text{ kg/m}^2$ ) et le sexe ratio de 17 femmes pour 13 hommes. Sept patients (23%) avaient déjà subi une ATH du côté opposé et aucun patient n'avait subi de chirurgie ou de fracture lombaire auparavant. Les comportements pelviens évalués en positions assise, debout et couchée de ces 30 patients sont détaillés en annexe B.

### III.2.3 Validation de la zone

La validation du calcul de la zone de sécurité fonctionnelle a été réalisée par modélisation du mouvement de l'articulation prothétique et détection de collision sous SolidWorks (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France) pour 10 patients choisis aléatoirement parmi

la cohorte. Les inclinaisons pelviennes de ces 10 patients ainsi que les autres paramètres utilisés pour la validation sont détaillés au tableau III.3. Pour reproduire virtuellement les mouvements des 10 patients, un modèle 3D de bassin représentant une forme médiane a été utilisé, ainsi qu’un modèle 3D de PTH disponible en ligne et basé sur une prothèse à couple céramique-céramique de Stryker [163]. Pour chaque patient, une AdM particulière a été définie arbitrairement dans les intervalles donnés au tableau III.3, puis son inclinaison pelvienne en position debout, assise et allongé a été reproduite sur le modèle 3D de bassin. Ensuite, une détection de collision a été réalisée en modélisant chacun des seize mouvements au maximum d’amplitude demandée et ce pour les orientations de cupule variant de  $-89^\circ$  à  $90^\circ$  en antéversion et en inclinaison, afin d’identifier les orientations de cupule générant un conflit prothétique.

Paramètres prothétiques		AdM souhaitée (en °)			
Angle d’ouverture (°)	180	Mouvement	Allongé	Debout	Assis
Rayon de la tête (mm)	14	Flexion	[ 110 – 140 ]	[ 110 – 130 ]	[ 65 – 80 ]
Rayon du col (mm)	5.75	Extension	Ø	[ 10 – 30 ]	Ø
Antétorsion du col (°)	117	Abduction	[ 25 – 35 ]	[ 20 – 35 ]	[ 25 – 50 ]
Inclinaison du col (°)	125	Adduction	[ 30 – 60 ]	[ 25 – 50 ]	[ 15 – 65 ]
		Rotation Interne	[ 30 – 40 ]	[ 30 – 40 ]	[ 25 – 80 ]
		Rotation Externe	[ 35 – 40 ]	[ 10 – 40 ]	[ 70 – 80 ]

Paramètres pelviens (inclinaisons pelviennes en °)										
Position \ Patient	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J
Allongé	6.1	5.0	11.3	-4.3	-9.3	7.3	-4.4	-0.5	3.6	8.6
Debout	-25.8	-2.1	9.4	11.7	-12.1	3.8	-9.5	-7.5	-7.4	6.5
Assis	-43.8	-31.1	-23.9	-49.2	-49.4	-34.2	-44.6	-45.7	-51.6	-49.4

TABLE III.3 – Paramètres d’entrée de l’algorithme (prothétiques, pelviens et AdM) utilisés pour la validation de la zone de sécurité fonctionnelle. Pour chaque patient, une AdM était arbitrairement choisie dans les intervalles d’amplitude données. (L’extension n’est considérée qu’en position debout).

Enfin, les zones de sécurité fonctionnelle estimées par détection de collision des modèles 3D ont été comparées aux zones de sécurité fonctionnelle calculées par la méthode proposée, pour validation de ces dernières, en termes (i) d’erreur d’orientation moyenne, (ii) d’erreur aux bordures et (iii) de coefficient de Jaccard (ou IoU pour Intersection over Union). L’IoU correspond au rapport entre l’aire de l’intersection et l’aire de l’union de deux zones A et B, et s’écrit :

$$IoU(A, B) = \frac{|A \cap B|}{|A \cup B|}$$

Plus l’IoU est proche de 1, plus les deux zones comparées sont similaires.

Les résultats sont exprimés en moyenne  $\pm$  écart-type [min; max].

### III.2.4 Impact des paramètres d'entrée

Une étude statistique a été menée sous R (version 3.6.3), pour évaluer l'impact des paramètres d'entrée de l'algorithme, à savoir les paramètres prothétiques, pelviens et d'AdM souhaitée, sur la zone de sécurité fonctionnelle. La zone de sécurité fonctionnelle a été ainsi déterminée pour plusieurs valeurs des paramètres d'entrée, détaillées au tableau III.4 (1 640 625 combinaisons de paramètres testées). Trois AdM ont été testées, une plutôt faible, une moyenne, une plutôt forte.

Paramètres prothétiques									
Rayon de la tête (mm)	12	13	14	15	16	17	18		
Rayon du col (mm)	4	5	6	7	8				
Angle d'ouverture (°)	170	175	180	185	190				
Antétorsion du col (°)	105	110	115	120	125				
Inclinaison du col (°)	115	120	125	130	135				
Paramètres pelviens (en °)									
Inclinaisons Pelvienne Allongé	-10	-5	0	5	10				
Inclinaisons Pelvienne Debout	-15	-10	-5	0	5				
Inclinaisons Pelvienne Assis	-55	-50	-45	-40	-35				
AdM souhaitée (en °)									
Mouvement	Allongé			Debout			Assis		
	S	M	L	S	M	L	S	M	L
Flexion	110	120	130	110	120	130	70	80	90
Extension		Ø		10	20	30		Ø	
Abduction	30	40	50	20	30	40	60	70	80
Adduction	20	30	40	10	20	30	20	30	40
Rotation interne	30	40	50	20	30	40	20	30	40
Rotation externe	20	30	40	10	20	30	10	20	30

TABLE III.4 – Paramètres d'entrée de l'algorithme (prothétiques, pelviens et AdM) utilisés pour l'évaluation de l'impact de ces paramètres sur la zone de sécurité fonctionnelle.

Le barycentre de la zone, correspondant à l'inclinaison et l'antéversion moyenne, ainsi que l'aire de la surface, qui caractérise le nombre d'orientations possibles, ont tous deux été calculés pour chaque zone de sécurité fonctionnelle générée. Une analyse en composantes principales (ACP) a ensuite été réalisée à l'aide du package FactoMineR [164] pour étudier la relation entre les paramètres d'entrée et les caractéristiques de la zone de sécurité fonction-

nelle (inclinaison moyenne, antéversion moyenne, taille de la zone). L'ACP permet de décrire la variabilité des données étudiées selon de nouvelles variables – les composantes principales – et d'estimer la corrélation entre les variables étudiées grâce à leurs coordonnées sur les composantes principales. Ces coordonnées correspondent au coefficient de corrélation  $r$  d'une corrélation linéaire de Pearson. Ainsi deux variables corrélées à une même composante principale seront corrélées entre elles. On estime qu'un coefficient  $0 \leq r < 0.2$  indique une corrélation positive négligeable,  $0.2 \leq r < 0.4$  une corrélation positive faible,  $0.4 \leq r < 0.6$  une corrélation positive moyenne,  $0.6 \leq r < 0.8$  une corrélation positive forte et  $0.8 \leq r \leq 1$  une corrélation très forte [165, 166]. La même échelle est considérée pour les coefficients  $r < 0$  indiquant des corrélations négatives.

Une étude qualitative a également été menée pour visualiser l'impact des paramètres d'entrée prothétiques, pelviens et d'AdM, et ce, indépendamment les uns des autres. Une zone de sécurité a donc été calculée pour 5 valeurs de chaque paramètre, les autres paramètres demeurant fixes (tableau III.5). L'évolution de la zone de sécurité selon le paramètre étudié a été analysée en termes d'orientation moyenne et de taille de la zone.

Paramètres prothétiques		AdM souhaitée (en °)			
		Mouvement	Allongé	Debout	Assis
Rayon de la tête (mm)	14	Flexion	120	120	80
Rayon du col (mm)	5.75	Extension	Ø	20	Ø
Angle d'ouverture (°)	180	Abduction	40	30	70
Antétorsion du col (°)	115	Adduction	30	20	30
Inclinaison du col (°)	125	Rotation int.	40	30	30
		Rotation ext.	30	20	20
		Paramètres pelviens (en °) *			
		Inclinaison pelvienne	1.7	-6.0	-44.5

TABLE III.5 – Paramètres d'entrée par défaut de l'algorithme (prothétiques, pelviens et d'AdM) utilisés pour visualiser l'impact de chacun d'entre eux.

\* Inclinaisons pelviennes moyennes calculées sur 30 patients (annexe B).

### III.2.5 Influence de la dynamique pelvienne

Une zone de sécurité fonctionnelle a été déterminée pour chacun des 30 patients de la cohorte, les paramètres prothétiques et les AdM souhaitées étant fixés (tableau III.5). Les zones fonctionnelles obtenues ont été analysées en termes de taille, d'inclinaison et d'antéversion moyenne.

## III.3 Résultats

### III.3.1 Validation de la zone

Les zones de sécurité fonctionnelle obtenues par la méthode proposée et par détection de collision, sont visibles en figure III.8. Leur comparaison, en termes de centre de zone, de distance aux bordures et coefficient de Jaccard, est détaillée au tableau III.6.

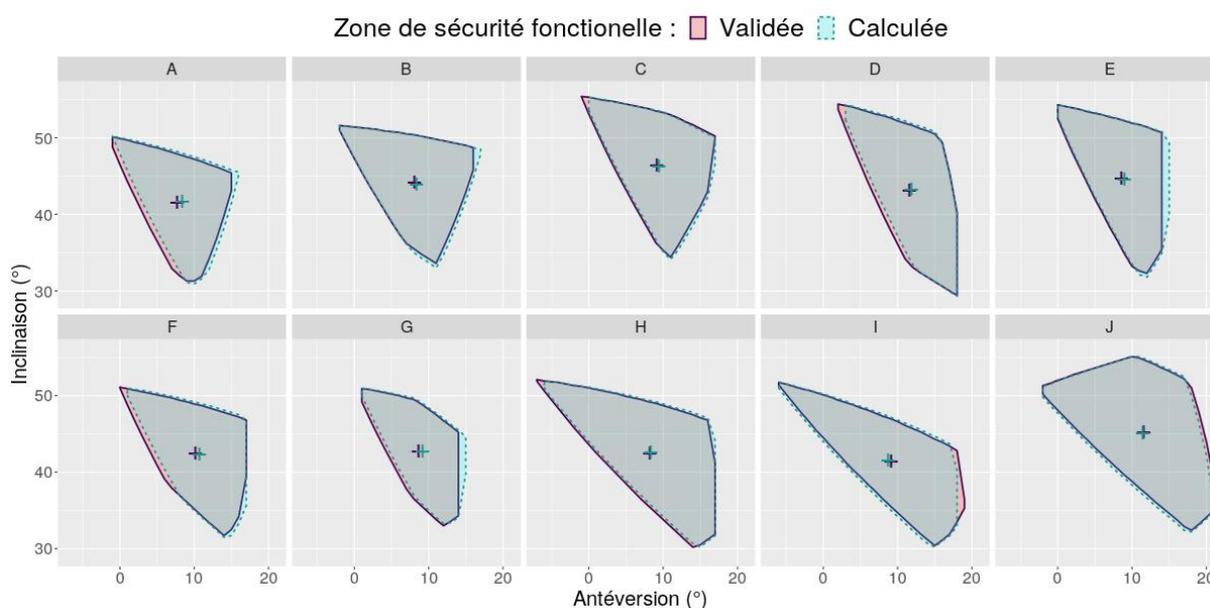


FIGURE III.8 – Zones de sécurité fonctionnelle calculée selon la méthode proposée et validée par détection de collision sous SolidWorks pour 10 patients (de A à J).

Patient	Erreur de centrage		Erreur aux bordures (°)	Coefficient de Jaccard
	Antéversion (°)	Inclinaison (°)		
A	-0.6	-0.1	$0.7 \pm 0.5$	0.86
B	-0.3	0.2	$0.2 \pm 0.4$	0.95
C	-0.3	0.2	$0.4 \pm 0.6$	0.94
D	-0.3	-0.1	$0.4 \pm 0.5$	0.93
E	-0.5	0.1	$0.4 \pm 0.8$	0.91
F	-0.4	0.2	$0.5 \pm 0.5$	0.91
G	-0.5	0.0	$0.6 \pm 1.0$	0.88
H	-0.2	-0.1	$0.3 \pm 0.4$	0.94
I	0.4	-0.1	$0.4 \pm 0.4$	0.91
J	0.2	0.1	$0.4 \pm 0.4$	0.94
Tous	$-0.2 \pm 0.3$	$0.0 \pm 0.1$	$0.4 \pm 0.5$	$0.92 \pm 0.03$

TABLE III.6 – Comparaison des zones de sécurité fonctionnelle calculées selon la méthode proposée et estimées par détection de collision.

L'erreur d'orientation moyenne, entre les zones de sécurité fonctionnelle estimées par la méthode proposée et par détection de collision, était de  $-0.2 \pm 0.3^\circ$   $[-0.6^\circ; 0.4^\circ]$  en antéversion et  $0.0 \pm 0.1^\circ$   $[-0.1^\circ; 0.2^\circ]$  en inclinaison. L'erreur aux bordures était quant à elle de  $0.4 \pm 0.5^\circ$   $[0.2^\circ; 0.7^\circ]$ . En moyenne, le coefficient de Jaccard était de  $0.92 \pm 0.03$   $[0.86; 0.95]$  pour les 10 patients.

### III.3.2 Impact des paramètres d'entrée

Les résultats de l'ACP sont présentés en figure III.9, détaillant les coefficients de corrélations  $r$  des paramètres d'entrée de l'algorithme (paramètres prothétiques, pelviens et d'AdM souhaitée) ainsi que des caractéristiques de la zone de sécurité fonctionnelle (orientation moyenne et aire de la zone), aux composantes de l'ACP. Tous les coefficients de corrélation  $r$  obtenus sont significativement différents de zéro ( $p$ -value $<0.001$ ). Les deux premières composantes de l'ACP expliquent notamment les variations d'orientation moyenne et la troisième composante les variations de taille de la zone de sécurité fonctionnelle.

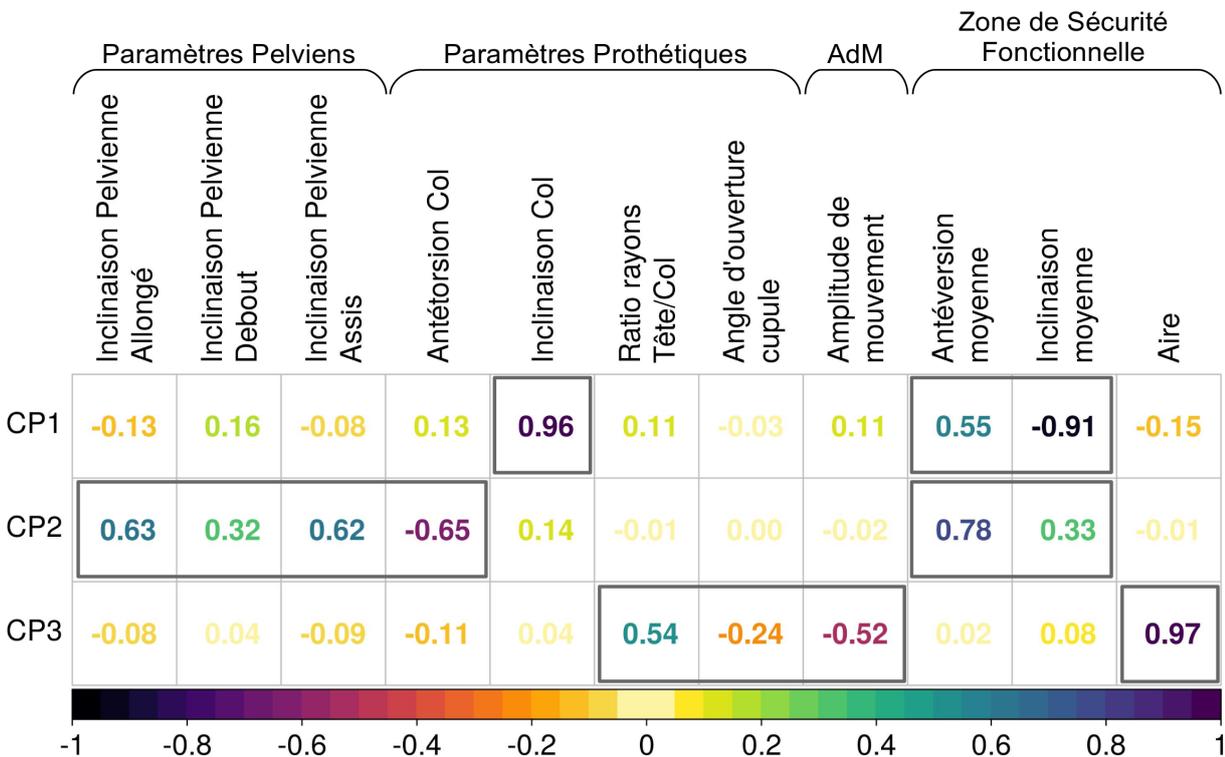


FIGURE III.9 – Coefficients de corrélation  $r$  des paramètres d'entrée de l'algorithme et des caractéristiques de la zone de sécurité fonctionnelle, aux composantes principales (CP) de l'ACP. Les coefficients encadrés indiquent les corrélations non négligeables par composante principale.

La première composante de l'ACP est corrélée positivement et très fortement à l'inclinaison du col fémoral ( $r = 0.96$ ), mais moyennement à l'antéversion moyenne de la zone de sécurité fonctionnelle ( $r = 0.55$ ). Elle est également très fortement corrélée négativement à l'inclinaison moyenne ( $r = -0.91$ ). La seconde composante de l'ACP est faiblement à fortement corrélée positivement à l'inclinaison pelvienne ( $r = 0.6$ ,  $r = 0.32$ ,  $r = 0.62$  en position allongée, debout et assise), fortement à l'antéversion moyenne ( $r = 0.78$ ) et faiblement à l'inclinaison moyenne ( $r = 0.33$ ). Elle est également fortement corrélée négativement à l'antétorsion du col fémoral ( $r = -0.65$ ). La troisième composante est quant à elle très fortement corrélée positivement à la taille de la zone de sécurité fonctionnelle ( $r = 0.97$ ) et moyennement aux dimensions relatives de la tête et du col fémoral ( $r = 0.54$ ). Elle est également faiblement à moyennement corrélée négativement à l'angle d'ouverture de la cupule ( $r = -0.24$ ) et à l'AdM souhaitée ( $r = -0.52$ ).

**Inclinaison pelvienne.** La seconde composante de l'ACP indique que les inclinaisons pelviennes en position assise, debout et allongée sont fortement liées à l'antéversion moyenne de la zone de sécurité fonctionnelle, et plus faiblement liées à l'inclinaison moyenne de la zone de sécurité fonctionnelle. L'impact de l'orientation du col fémoral est illustrée en figure III.10, où plusieurs zones de sécurité fonctionnelle ont été calculées en faisant varier l'inclinaison pelvienne en position allongée, debout et assise, autour d'une dynamique pelvienne moyenne, tous les autres paramètres prothétiques et d'AdM souhaitée étant fixés (tableau III.5).

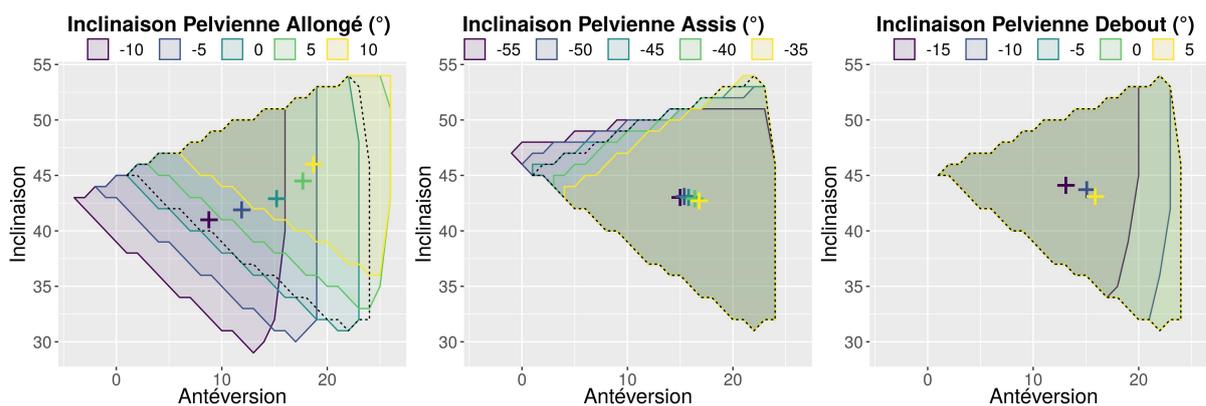


FIGURE III.10 – Impact de l'inclinaison pelvienne, en position allongée, debout et assise, sur la zone de sécurité fonctionnelle. Les croix indiquent les barycentres des zones. La zone en pointillés est celle obtenue pour les paramètres par défaut (tableau III.5).

**Paramètres prothétiques : orientation de l'implant fémoral.** Les deux premières composantes de l'ACP indiquent des corrélations entre l'orientation du col fémoral et l'orientation moyenne de la zone de sécurité fonctionnelle. L'impact de l'orientation du col fémoral est illustrée en figure III.11, où plusieurs zones de sécurité fonctionnelle ont été calculées en faisant varier les valeurs d'antétorsion et d'inclinaison du col fémoral, tous les autres paramètres prothétiques, pelviens et d'AdM étant fixés (tableau III.5).

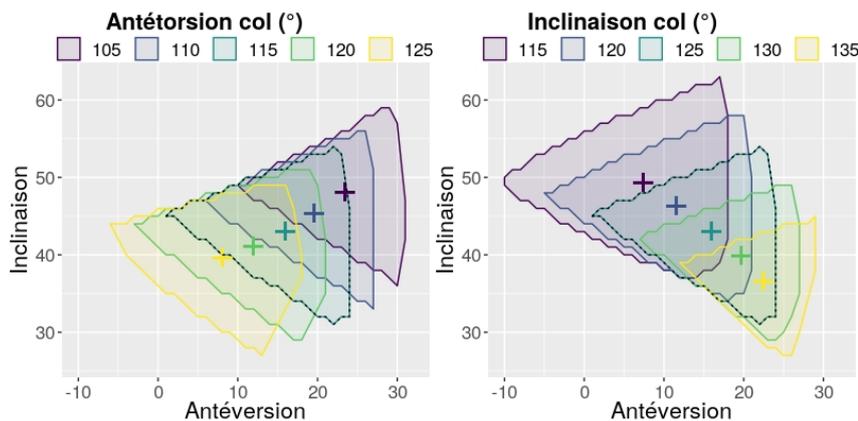


FIGURE III.11 – Impact de l'orientation du col fémoral sur la zone de sécurité fonctionnelle. Les croix indiquent les barycentres des zones. La zone en pointillés est celle obtenue pour les paramètres par défaut (tableau III.5).

**Paramètres prothétiques : géométrie de la prothèse.** La troisième composante de l'ACP indique une corrélation modérée entre la géométrie de la prothèse et la taille de la zone de sécurité fonctionnelle. L'impact de la géométrie de la prothèse est illustrée en figure III.12, où plusieurs zones de sécurité fonctionnelle ont été calculées en faisant varier les dimensions de la prothèse, tous les autres paramètres tant prothétiques, pelviens que d'AdM souhaitée étant fixés (tableau III.5).

**Amplitude de mouvements.** La troisième composante de l'ACP indique une corrélation négative modérée entre l'AdM souhaitée et la taille de la zone de sécurité fonctionnelle. L'impact de l'AdM est illustrée en figure III.13, où plusieurs zones de sécurité fonctionnelle ont été calculées en faisant varier les AdM de quelques mouvements, tous les autres paramètres tant prothétiques, pelviens que d'AdM souhaitée étant fixés (tableau III.5).

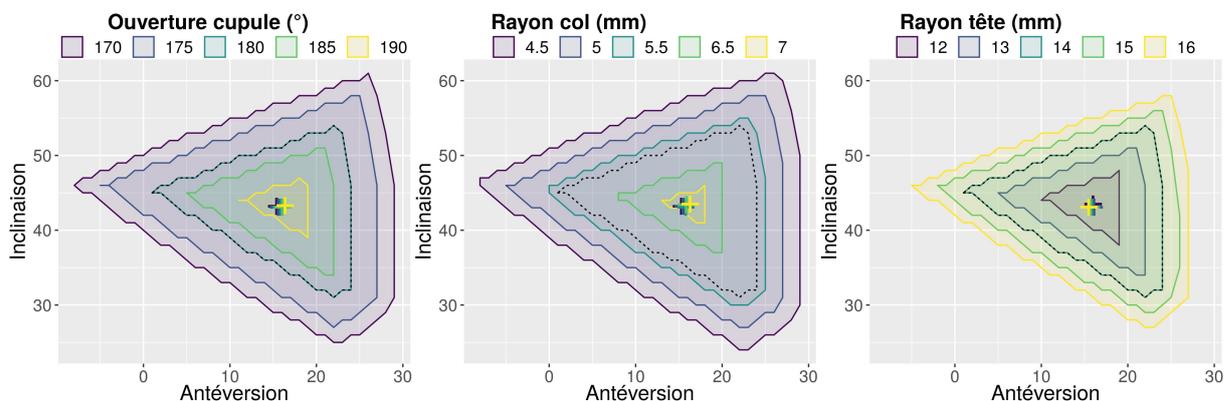


FIGURE III.12 – Impact de la géométrie de la prothèse sur la zone de sécurité fonctionnelle. Les croix indiquent les barycentres des zones. La zone en pointillés est celle obtenue pour les paramètres par défaut (tableau III.5).

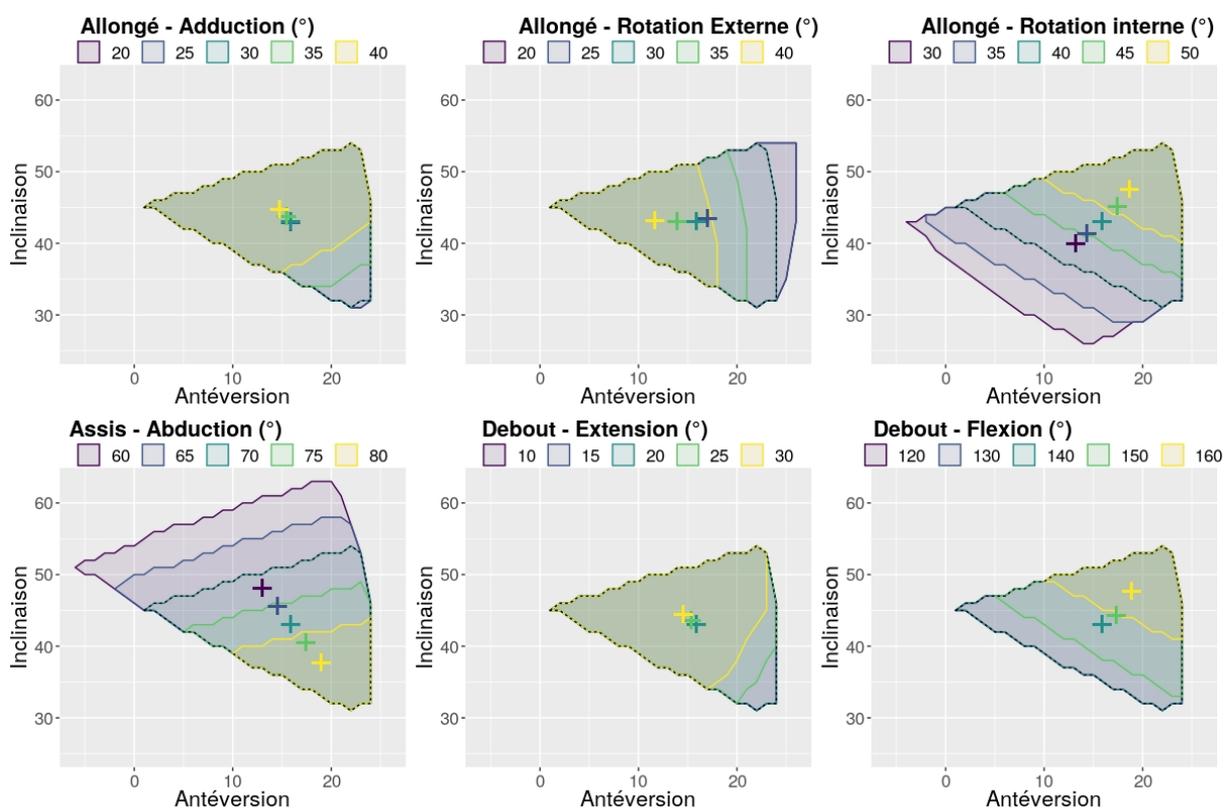


FIGURE III.13 – Impact de l'AdM de quelques mouvements sur la zone de sécurité fonctionnelle. Les croix indiquent les barycentres des zones. La zone en pointillés est celle obtenue pour les paramètres par défaut (tableau III.5).

### III.3.3 Influence du comportement pelvien

Les inclinaisons pelviennes des 30 patients en positions assise, debout et couchée, ainsi que leurs différences entre positions sont illustrées en figure III.14. L'inclinaison pelvienne moyenne était de  $-6.0 \pm 10.3^\circ$  (de  $-30.6^\circ$  à  $11.7^\circ$ ) en position debout,  $-44.5 \pm 6.1^\circ$  (de  $-53.8^\circ$  à  $-23.9^\circ$ ) en position assise,  $1.7 \pm 5.1^\circ$  (de  $-9.3^\circ$  à  $11.3^\circ$ ) en position allongée. La différence moyenne d'inclinaison pelvienne était de  $46.1 \pm 5.4^\circ$  (de  $35.2^\circ$  à  $58.0^\circ$ ) entre les positions allongée et assise,  $7.7 \pm 11.2^\circ$  (de  $-16.0^\circ$  à  $36.4^\circ$ ) entre les position allongée et debout,  $38.5 \pm 11.2^\circ$  (de  $10.4^\circ$  à  $60.9^\circ$ ) entre les positions debout et assise.

Les zones de sécurité fonctionnelle calculées pour les 30 patients, les paramètres prothétiques et d'AdM étant fixés (tableau III.5), sont présentées en figure III.15.

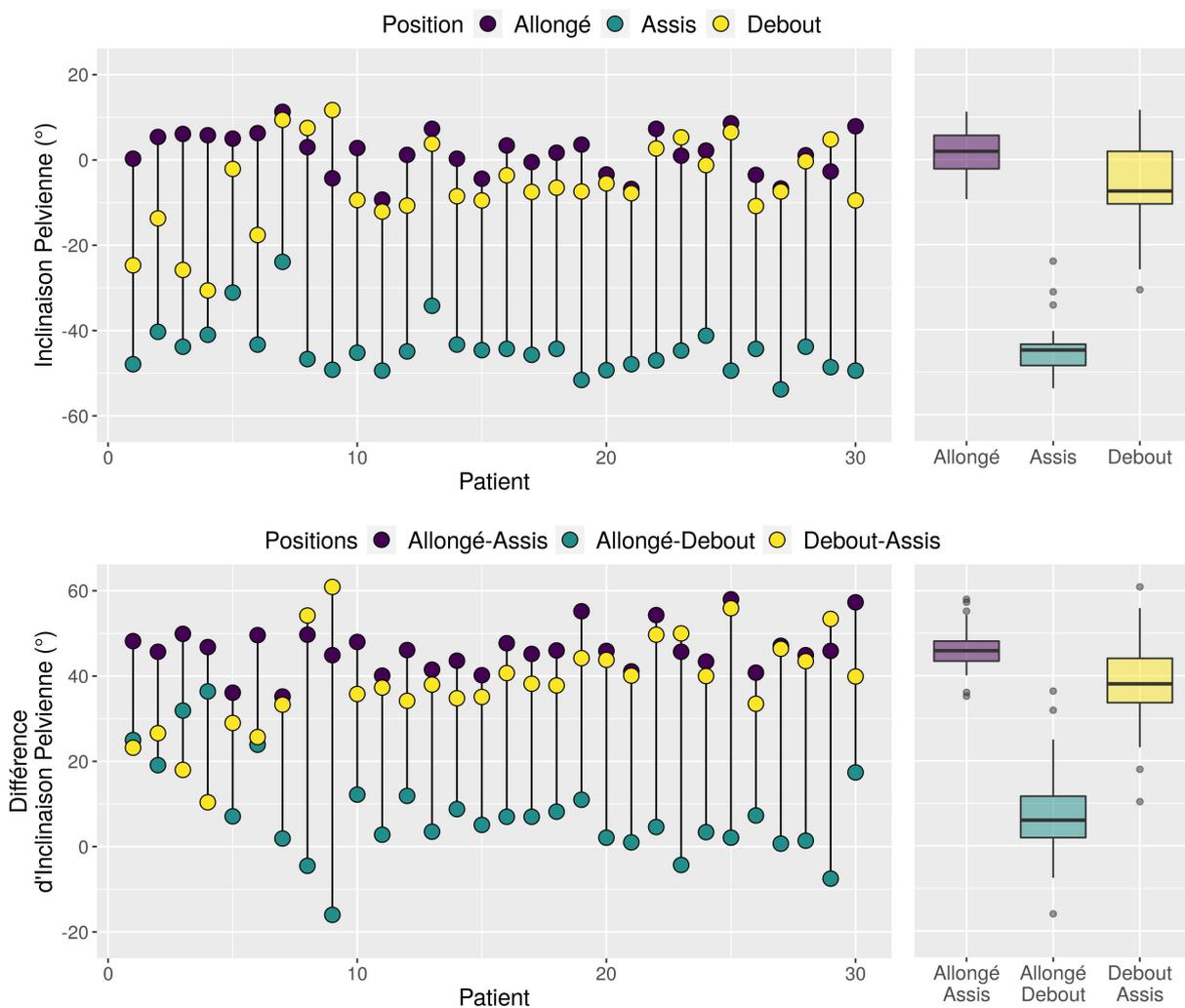


FIGURE III.14 – Inclinaisons pelviennes selon la position (haut) et différences d'inclinaison pelvienne entre les positions (bas) pour les 30 patients.

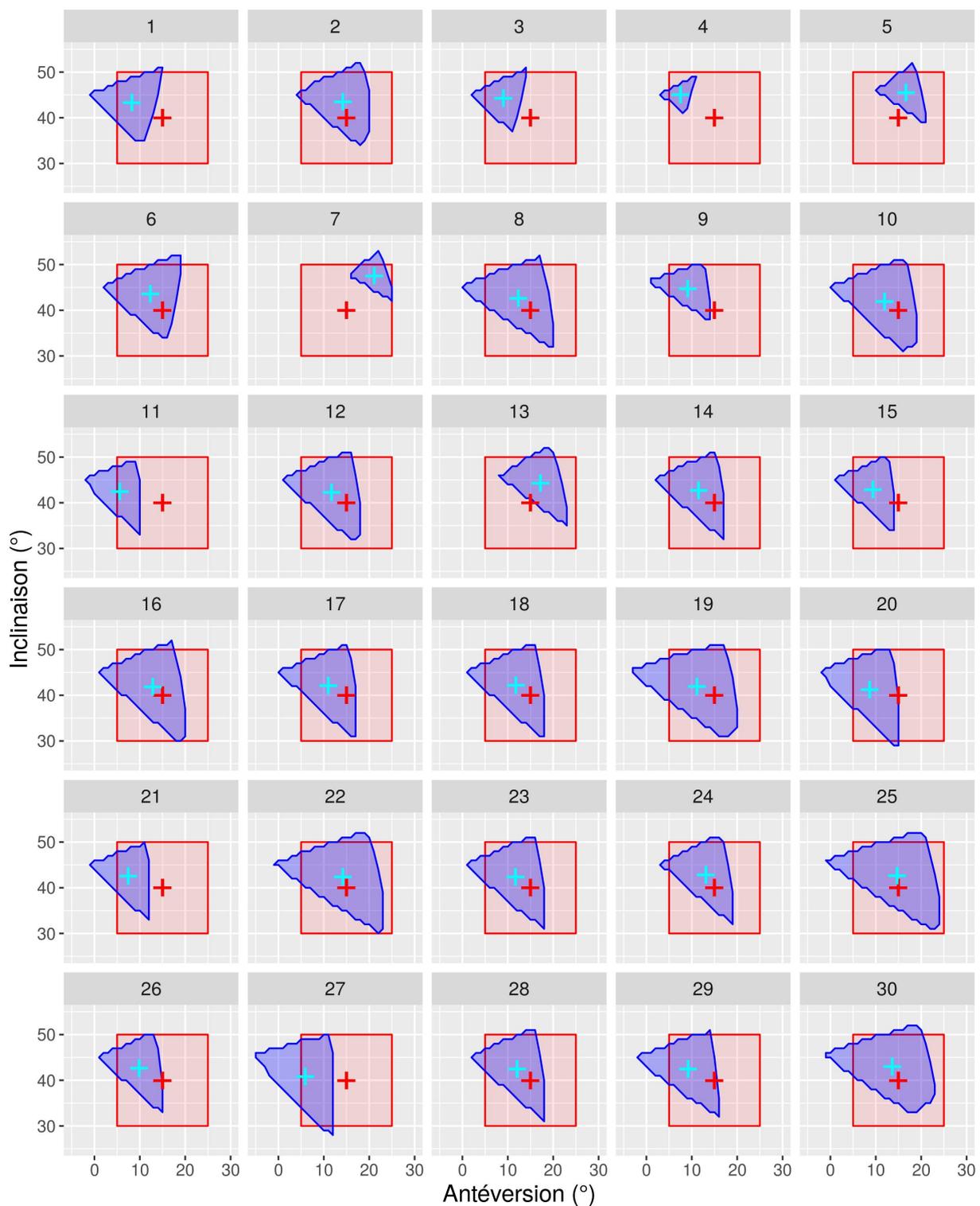


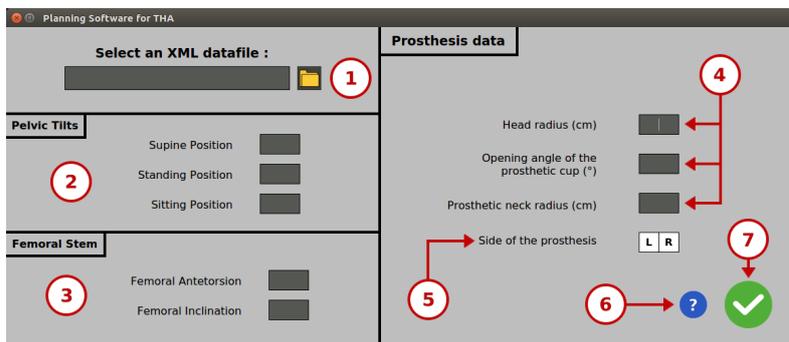
FIGURE III.15 – Zones de sécurité fonctionnelle des 30 patients (en bleu), comparées à la zone de Lewinnek (en rouge). Les croix correspondent aux barycentres des zones.

### III.3.4 Développement logiciel

Un logiciel a été développé pour calculer rapidement la zone de sécurité fonctionnelle spécifique à un patient en fonction de l'AdM souhaitée et de la PTH utilisée (figures III.16 et III.17). Le temps de calcul pour une zone de sécurité est de 0.1 seconde. Le logiciel propose également de calculer l'AdM maximum possible pour une orientation de cupule particulière, les paramètres prothétiques demeurant inchangés (figure III.18).

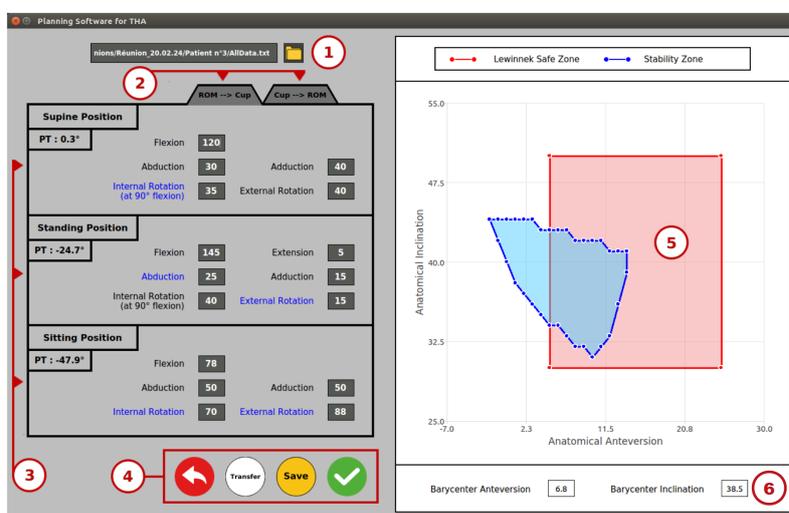
## III.4 Discussion

Le positionnement des implants demeure un facteur essentiel de la stabilité et de la réussite de l'ATH, car il délimite l'AdM de l'articulation et détermine ainsi les risques de conflit prothétique et de luxation. Depuis la proposition d'une zone de sécurité pour l'orientation de la cupule par Lewinnek en 1978, de nombreux auteurs ont cherché à la faire évoluer. En effet, la zone de Lewinnek étant définie de manière statique, elle est de nos jours régulièrement remise en cause car elle ne s'adapte pas en réalité aux mouvements du patient. Les premières alternatives à la zone de Lewinnek restaient très similaires, avec une indication d'orientation identique et systématique pour tous les patients. Puis, la chirurgie se voulant toujours plus précise et personnalisée, de nombreux auteurs ont par la suite proposé des indications d'orientations suivant des repères anatomiques (avec notamment le LTA) ou s'adaptant à l'orientation du bassin (mesurée par l'inclinaison pelvienne). Enfin, l'objectif de l'ATH étant de rétablir la mobilité du patient, de plus en plus d'études proposent d'intégrer les mouvements du patient dans les indications d'orientation des implants. Selon les méthodes, ces indications se basent sur l'AdM de l'articulation prothétique et/ou la mobilité de l'équilibre lombo-pelvien. Bien qu'elles se veulent les plus exhaustives possibles, ces méthodes n'intègrent pas en fait le comportement pelvien impactant pourtant la mobilité du patient dans sa vie quotidienne, peuvent nécessiter des imageries invasives additionnelles (radiographies ou scanner) et ne sont pas toujours facilement intégrables en clinique en raison du traitement nécessaire des données préopératoires. C'est pourquoi nous proposons une nouvelle zone de sécurité dite fonctionnelle, qui permet une AdM souhaitée en fonction de la géométrie de la prothèse implantée et de l'inclinaison pelvienne du patient en trois positions, celle-ci pouvant être évaluée de manière non invasive par le dispositif d'échographie naviguée présenté au chapitre précédent. Cette zone fonctionnelle indiquant l'ensemble des orientations de cupule assurant l'absence de conflit prothétique, peut être facilement intégrée en routine clinique car très rapide à calculer (0.1 seconde).



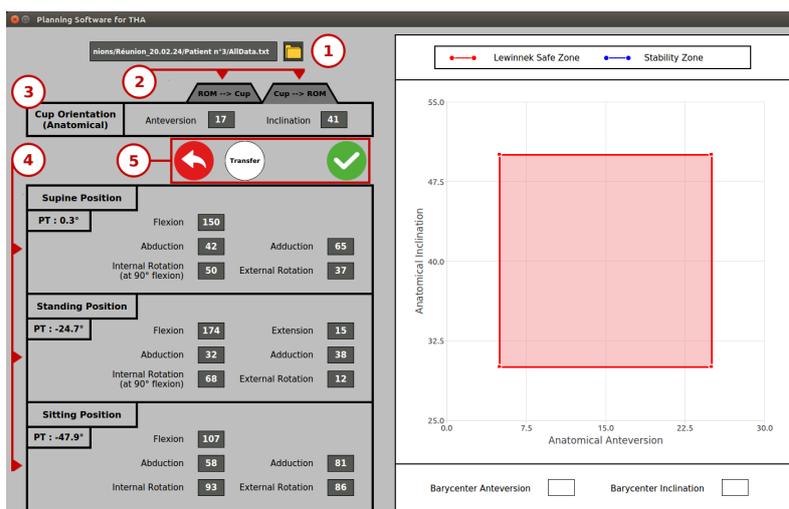
- ① Sélection données patient
- ② Inclinaisons pelviennes
- ③ Orientation du col prothétique
- ④ Géométrie de la prothèse
- ⑤ Côté de la prothèse
- ⑥ Description des paramètres
- ⑦ Validation des données

FIGURE III.16 – Logiciel : sélection du dossier patient et des paramètres prothétiques.



- ① Sélection données patient (renvoi à la 1<sup>ère</sup> fenêtre)
- ② Choix du sens de calcul
- ③ AdM par position (bleu) mouvements délimitant la zone de sécurité
- ④ Retour, Transfert, Sauvegarde, Calcul de la zone
- ⑤ Zones de sécurité : (bleu) fonctionnelle (rouge) de Lewinnek
- ⑥ Orientation moyenne

FIGURE III.17 – Logiciel : calcul de la zone de sécurité fonctionnelle d'après l'AdM.



- ① Sélection données patient (renvoi à la 1<sup>ère</sup> fenêtre)
- ② Choix du sens de calcul
- ③ Orientation de cupule à tester
- ④ AdM par position permise par l'orientation de cupule
- ⑤ Retour, Transfert, Calcul des amplitudes

FIGURE III.18 – Logiciel : calcul de l'AdM d'après l'orientation de cupule.

La contribution principale de la méthode proposée réside dans la combinaison des zones de sécurité statique, définies pour les positions debout, assise et allongée. Initialement introduite en 2020 par Marchadour *et al.* [107], quelques auteurs ont très récemment proposé une réflexion identique en calculant une zone de sécurité fonctionnelle adaptée aux positions debout et allongée [157] ou debout et assis [158].

Néanmoins, la méthode décrite par Harbor *et al.* [157] nécessite un scanner du patient. En effet, la zone de sécurité fonctionnelle qu’ils proposent consiste à combiner trois zones de sécurité : une zone anatomique définie d’après la morphologie du patient et notamment le recouvrement de la cupule par l’acétabulum, une zone dynamique définie selon l’AdM souhaitée et les limites de conflits prothétiques et osseux, ainsi qu’une zone de charge définie selon la répartition des poids et le risque d’usure de la prothèse. La zone de sécurité ainsi obtenue apparaît bien spécifique au patient, à ses mouvements et à son équilibre, englobe plusieurs risques de complications (usure, conflit prothétique et osseux), mais nécessite malgré tout une modélisation musculo-squelettique du patient issue d’un scanner additionnel suivi d’une modélisation pouvant être complexe.

La méthode proposée par Tang *et al.* [158] apparaît beaucoup plus proche de la nôtre, avec une zone de sécurité définie à partir des AdM souhaitées et des limites de conflit prothétique en position debout et assis. Nos méthodes diffèrent cependant sur la manière d’intégrer le comportement pelvien au calcul de la zone de sécurité. En effet, nous proposons de prendre en compte l’inclinaison pelvienne (définie comme l’angle entre le PPA et la verticale) alors que Tang *et al.* utilisent la version pelvienne, définie comme l’angle dans le plan sagittal, entre l’axe vertical et la droite joignant le centre des têtes fémorales et le centre du plateau supérieur du corps vertébral S1 (figure III.19). Cet angle, mesuré en position assis et debout, renseigne comme l’inclinaison pelvienne, sur la bascule pelvienne du patient selon sa position, mais nécessite une radiographie du patient (radiographie EOS bi-plan basse dose [158]) alors que la mesure de l’inclinaison pelvienne peut être réalisée pour nous de manière non invasive par échographie naviguée.

### III.4.1 Validation de la zone

La comparaison de la zone de sécurité fonctionnelle calculée par notre logiciel avec une zone fonctionnelle estimée sur modèles 3D a permis de valider notre méthode. L’erreur obtenue en termes de barycentre, *i.e.* inclinaison et antéversion moyenne, et de différence aux bordures reste inférieure à 1°. De même, les coefficients de Jaccard obtenus étaient très bons pour tous les patients (IoU>0.86). L’ensemble de ces indicateurs démontrent l’excellente si-

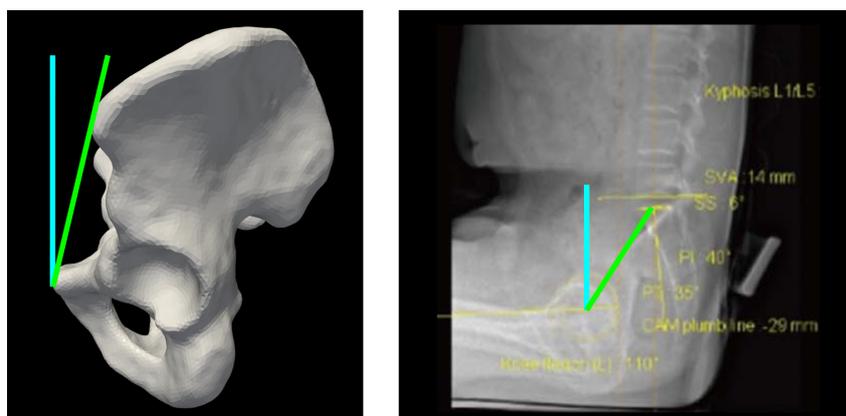


FIGURE III.19 – Mesures de l'orientation du bassin. (gauche) Inclinaison pelvienne : angle entre le PPA et la verticale. (droite) Version pelvienne : angle entre l'axe vertical et la droite joignant le centre des têtes fémorales et le centre du plateau supérieur de la vertèbre S1 [158].

milarité entre la zone estimée par la méthode proposée et la zone réelle estimée par détection de collision. De légères différences sont toutefois visibles entre ces deux zones. Ces dernières peuvent être dues à l'approximation en courbe parabolique des bordures de la zone de sécurité fonctionnelle par la méthode de Müller (*cf.* annexe A), car l'approximation aux valeurs d'antéversion minimum et maximum est rendue difficile par la forte pente (variations de plusieurs degrés d'inclinaison pour à peine un degré d'antéversion). L'estimation des orientations critiques de manière exhaustive permettrait d'éliminer cette source d'erreur mais nécessiterait un temps de calcul un peu plus long de quelques secondes (à mettre en regard avec le degré de précision voulu). L'erreur moyenne aux bordures de la zone demeurant très faible ( $0.4^\circ$ ), choisir une orientation de cupule légèrement éloignée des bords de la zone de sécurité fonctionnelle permettrait d'assurer une orientation de cupule à priori libre de tout conflit prothétique.

Comparée à la zone de Lewinnek qui reste aujourd'hui le gold standard, la zone de sécurité fonctionnelle revêt une forme polygonale irrégulière et variable selon les paramètres d'entrée. Selon les patients, les implants utilisés et l'AdM attendue, son centre se retrouve plus ou moins éloigné du 40/15 de Lewinnek et sa taille apparaît plus ou moins grande. Dans l'ensemble, la zone de sécurité fonctionnelle respecte l'indication de Lewinnek, mais permet une estimation plus précise de l'orientation moyenne à adopter et notamment de la marge d'erreur autorisée lors de l'implantation. Il est à noter que bien que nous exprimions la zone de sécurité en orientation anatomique, la comparaison directe avec l'orientation radiographique de Lewinnek garde cependant tout son sens. Dans leur étude, Lewinnek *et al.* me-

suraient l'orientation de la cupule en horizontalisant le bassin du patient de façon à obtenir une inclinaison pelvienne nulle. Or lorsque l'inclinaison pelvienne vaut zéro, les orientations en définition radiographique et anatomique coïncident. On remarque que pour la majorité des patients testés, la zone de sécurité fonctionnelle s'étire vers des orientations à forte inclinaison et faible antéversion. Cela rejoint en fait partiellement les travaux de Lewinnek qui montrèrent qu'une faible antéversion ( $< 15^\circ$ ) n'est pas forcément synonyme de risque de luxation.

### III.4.2 Impact des paramètres d'entrée

L'ensemble des paramètres pris en compte dans le calcul de la zone de sécurité fonctionnelle garde un impact non négligeable sur celle-ci. En effet, l'étude statistique par ACP révèle que le comportement pelvien du patient, ainsi que l'orientation du col fémoral, influencent fortement l'orientation moyenne de la zone de sécurité fonctionnelle. De même, la géométrie de la prothèse et l'AdM souhaitée, influencent particulièrement la taille de la zone de sécurité fonctionnelle. Ces paramètres interagissant entre eux, il devient donc essentiel de les prendre en compte, car leurs variations modifient profondément la forme de la zone de sécurité fonctionnelle et donc les orientations critiques de cupule pour lesquelles surviendrait un conflit prothétique.

**Inclinaison pelvienne.** D'après la figure III.10, on remarque que les antéversions de cupule comprises dans la zone de sécurité fonctionnelle augmentent avec l'inclinaison pelvienne. De même, les valeurs d'inclinaisons de cupule augmentent avec l'inclinaison pelvienne, mais plus faiblement que l'antéversion, ce qui correspond à l'estimation faite par la deuxième composante de l'ACP ( $r = 0.33$  en inclinaison et  $r = 0.78$  en antéversion).

En analysant conjointement les figures III.14 et III.15, on constate que plus le bassin est rétroversé en position assise et allongée, plus l'antéversion moyenne de la zone de sécurité diminue (patients 11, 21 et 27 par exemple). A l'inverse, plus le bassin est antéversé en position assise, plus l'antéversion moyenne augmente (patients 5, 7 et 13 par exemple). Ces observations concordent avec différentes études menées sur l'impact de l'inclinaison pelvienne sur l'orientation de la cupule [84, 91, 144-146], études qui estiment que pour chaque degré d'inclinaison pelvienne, survient une variation en antéversion d'environ  $0.75^\circ$  et  $0.3^\circ$  en inclinaison. De tels facteurs peuvent être observés en faisant varier l'inclinaison pelvienne en position allongée, tout autre paramètre restant par ailleurs inchangé (figure III.10). Pour  $20^\circ$  de variation d'inclinaison pelvienne allongée, l'antéversion moyenne augmente de

10° et l'inclinaison moyenne de 5°, ce qui correspond à une variation de 0.5° d'antéversion et 0.25° d'inclinaison par degré d'inclinaison pelvienne. Cependant cette augmentation n'est pas linéaire (la variation d'antéversion faiblit lorsque l'inclinaison pelvienne augmente et la variation d'inclinaison augmente avec l'inclinaison pelvienne) et est observée pour une seule position pour un ensemble de paramètres fixés. En outre, la variation d'orientation moyenne selon l'inclinaison pelvienne semble dépendre de la position considérée : elle apparaît nettement plus prononcée en position allongée qu'en position debout ou assise. De plus, les inclinaisons pelviennes assise, debout et couchée sont toutes corrélées à l'orientation moyenne de la zone de sécurité fonctionnelle mais à différents degrés ( $r$  variant de -0.65 à 0.78 sur la deuxième composante de l'ACP). L'inclinaison pelvienne est donc bien un facteur influençant l'orientation moyenne de la zone de sécurité fonctionnelle mais son impact semble dépendre de la position et notamment de l'interaction des trois inclinaisons pelviennes dans les trois positions (*i.e.* du comportement pelvien).

**Orientation fémorale.** L'AdM de la hanche prothétique étant déterminée par la position relative des deux implants, l'orientation du col fémoral est considérée comme un facteur significatif de l'orientation moyenne de la zone de sécurité fonctionnelle. En effet, on observe sur la figure III.11 que l'orientation moyenne de la zone de sécurité varie nettement avec l'orientation du col fémoral. Lorsque l'antétorsion du col augmente, l'antéversion et l'inclinaison moyennes de la zone de sécurité fonctionnelle diminuent (corrélations négatives décrites par le deuxième axe de l'ACP). Cette compensation en antéversion permet de conserver une antéversion combinée relativement stable autour de 40° comme préconisé par plusieurs auteurs [52, 136, 137]. De même, lorsque l'inclinaison du col fémoral augmente, l'antéversion moyenne augmente et l'inclinaison moyenne diminue (corrélations positive et négative décrites par le premier axe de l'ACP), conservant ainsi une inclinaison relative entre cupule et col fémoral, plutôt stable. Notons que l'inclinaison du col fémoral influence également légèrement la taille de la zone de sécurité fonctionnelle, mais cet effet apparaît moindre par rapport à la variation d'orientation moyenne ( $r = -0.15$  pour la taille de la zone, contre  $r = 0.55$  et  $r = -0.91$  pour l'antéversion et l'inclinaison moyenne).

L'intérêt d'implanter le composant fémoral avant la cupule acétabulaire (technique dite "*femur first*") est de pouvoir ajuster l'orientation de la cupule en fonction de l'implantation de la tige fémorale, par exemple en recalculant la zone de sécurité fonctionnelle selon l'orientation du col. Positionner l'implant acétabulaire avant la tige fémorale est également possible, mais nécessite d'orienter cette dernière avec grande précision pour ne pas générer une trop forte modification de la zone de sécurité fonctionnelle et garantir une orientation

de cupule limitant les risques de conflit prothétique.

**Géométrie de la prothèse.** D'après la figure III.12, on constate que la géométrie de la prothèse influence très clairement la taille de la zone de sécurité fonctionnelle.

Les rayons du col et de la tête fémorale ayant des effets inverses, leur ratio a été considéré dans l'ACP pour éliminer la redondance d'information. Ce ratio apparaissant corrélé positivement au troisième axe de l'ACP ( $r = 0.54$ ), on observe en effet qu'une augmentation du rayon de la tête ou une diminution du rayon du col, entraînent une augmentation de la zone de sécurité fonctionnelle. Depuis les années 80, des têtes fémorales au diamètre de plus en plus grand ont été implantées pour augmenter l'AdM de l'articulation prothétique et limiter ainsi les risques de conflit prothétique [38]. En effet, plus le rayon de la tête fémorale est grand, plus l'écart entre la position neutre du col fémoral et sa position à la limite du conflit prothétique augmente [41]. Ainsi, de nombreuses études ont montré que l'utilisation de larges têtes fémorales permettaient de diminuer les risques de luxation (risque estimé à 2.5% pour des diamètres de 28 mm contre 1.5% pour 36mm), aboutissant à la philosophie «*le plus grand sera le mieux*» et recommandant d'utiliser un ratio supérieur à 2 entre les diamètres de la tête fémorale et du col fémoral [38-41, 167, 168]. L'inconvénient majeur des têtes fémorales à grand diamètre reste aujourd'hui le risque de conflit avec le muscle iliopsoas pouvant générer une douleur à l'aîne [40, 168].

L'angle d'ouverture de la cupule influence également la taille de la zone de sécurité fonctionnelle, étant corrélé négativement au troisième axe de l'ACP ( $r = -0.24$ ), son augmentation réduit la taille de la zone de sécurité fonctionnelle. En outre, une cupule à petit angle d'ouverture ( $\omega_{cup} < 180^\circ$ ) augmentera l'AdM mais perdra en rétentivité et donc en stabilité. Inversement, une cupule à grand angle d'ouverture ( $\omega_{cup} \geq 180^\circ$ ) diminuera l'AdM mais favorisera la rétentivité et donc la stabilité.

Aussi, le choix des dimensions de la PTH consiste en un compromis entre mobilité et stabilité, et risques de conflits prothétique et musculaire.

**Amplitude de mouvement.** Comme la géométrie de la prothèse, l'AdM influence la taille de la zone de sécurité fonctionnelle (figure III.13). Logiquement, pour un mouvement donné dans un position donnée, on observe que plus l'AdM souhaitée est grande, plus la zone de sécurité fonctionnelle est restreinte, et inversement plus l'AdM souhaitée est faible, plus la zone de sécurité fonctionnelle est étendue (corrélation négative  $r = -0.52$  de l'AdM à la troisième composante de l'ACP). Dans l'exemple présenté en figure III.13, en position allongée, une forte amplitude en rotation externe contraint de diminuer l'antéversion de la cupule

(proche de  $10^\circ$ ) et à l'inverse, une forte amplitude en rotation interne contraint d'augmenter l'antéversion de la cupule (proche de  $20^\circ$ ). L'adduction et l'abduction montrent quant à elles des effets symétriques sur l'inclinaison de la cupule : une forte amplitude d'adduction nécessiterait une plus forte inclinaison (autour de  $45^\circ$ ) alors qu'une forte amplitude d'abduction nécessiterait une plus faible inclinaison (autour de  $35^\circ$ ). De la même façon, les amplitudes de flexion et extension influencent l'intervalle d'antéversion de la zone de sécurité fonctionnelle : ainsi une forte extension réduirait l'antéversion maximum possible (de  $25^\circ$  à moins de  $20^\circ$ ) alors qu'une forte flexion augmenterait l'antéversion minimum (de  $5^\circ$  à  $15^\circ$ ) ainsi que l'inclinaison minimum (de  $35^\circ$  à  $45^\circ$ ).

Dans la majorité des cas, seuls quelques mouvements (sur les seize considérés) délimitent la zone de sécurité fonctionnelle. Ces mouvements limitants peuvent aussi bien être des mouvements de flexion, d'extension, d'abduction, d'adduction, de rotation interne ou externe, et concerner les positions debout, assise et/ou allongée. Les mouvements limitants peuvent être différents d'une zone de sécurité fonctionnelle à une autre car ils varient selon l'AdM souhaitée et le comportement pelvien du patient. Il apparaît donc nécessaire de prendre en compte la mobilité du patient en plusieurs postures, car les orientations de cupule à l'origine du conflit prothétique varient selon le mouvement effectué et la position adoptée.

Enfin, la détermination de l'AdM la mieux adaptée à un patient reste une question en suspens car aucun consensus n'apparaît clairement dans la littérature [155]. Il convient cependant de l'adapter à l'âge et aux activités quotidiennes du patient ainsi qu'à sa dynamique pelvienne. Ainsi, diminuer l'AdM souhaitée des patients pour qui la zone de sécurité fonctionnelle serait très restreinte de par une dynamique pelvienne trop raide, permettrait d'agrandir la zone de sécurité et donc de donner une "marge d'erreur" au chirurgien lors de l'implantation, tout en garantissant une orientation de cupule libre de tout conflit prothétique, quelle que soit la précision de pose. A l'inverse, augmenter l'AdM souhaitée permettra une plus grande mobilité du patient et donc un meilleur confort, mais réduira la zone de sécurité fonctionnelle et imposera donc une orientation des implants plus précise.

### III.4.3 Influence de la dynamique pelvienne

Une zone de sécurité fonctionnelle a pu être déterminée pour tous les patients. En analysant les figures III.14 et III.15, on remarque que les zones de sécurité fonctionnelle obtenues sont les plus petites pour les patients 4 et 7. Le patient 4 possède le bassin le plus rétroversé en position debout (inclinaison pelvienne debout à  $-30.6^\circ$  contre  $-6^\circ$  en moyenne)

et la plus faible différence d'inclinaison pelvienne entre les positions assise et debout ( $10.4^\circ$  contre  $38.5^\circ$  en moyenne). Le patient 7 quant à lui présente le bassin le moins rétroversé en position assise (inclinaison pelvienne assise à  $-23.9^\circ$  contre  $-44.5^\circ$  en moyenne), se trouve parmi les patients ayant le bassin le plus antéversé en position allongée et debout (inclinaisons pelviennes allongée et debout à  $11.3^\circ$  et  $9.4^\circ$  contre  $1.7^\circ$  et  $-6.0^\circ$  en moyenne) et possède la différence d'inclinaison pelvienne allongé-assis la plus faible ( $35.2^\circ$  contre  $46.1^\circ$  en moyenne). A l'inverse, les patients pour lesquels les zones de sécurité fonctionnelle apparaissent les plus étendues (comme les patients 19, 22, 25 et 30) sont ceux présentant les plus fortes variations d'inclinaison pelvienne entre les positions allongée et assise ( $> 50^\circ$  contre  $46.1^\circ$  en moyenne). Ainsi, on constate qu'une raideur de la dynamique pelvienne engendre une réduction de la zone de sécurité fonctionnelle. A contrario, la taille de la zone de sécurité fonctionnelle augmente avec la variation d'inclinaison pelvienne entre les positions allongée et assise. En outre, la bascule du bassin lors de l'assise permet l'ouverture antérieure de l'acétabulum pour faciliter la flexion de la hanche. Aussi, une dynamique pelvienne raide (faibles variations d'inclinaison pelvienne lors des changements de position assis-debout et assis-allongé) réduit cette ouverture, augmentant ainsi le risque de conflit [85, 118].

Les zones de sécurité fonctionnelle paraissent finalement relativement centrées autour du 40/15 de Lewinnek, avec une orientation moyenne légèrement moins antéversée et plus inclinée en général. Seuls les patients 5, 7 et 13 gardent une orientation moyenne plus antéversée (autour de  $20^\circ$ ); leur bassin apparaît en fait peu rétroversé en position assise (inclinaison pelvienne assise à  $-31.1^\circ$  et  $-34.2^\circ$  contre  $-44.5^\circ$  en moyenne). Associées à des inclinaisons moyennes autour de  $45^\circ$ , ces fortes antéversions compensent la faible bascule pelvienne d'une hanche raide par l'ouverture de l'acétabulum [148]. A contrario, les patients 11, 21, 27 obtiennent les orientations moyennes les moins antéversées ( $< 18^\circ$ ) et possèdent les bassins les plus rétroversés en position allongée (inclinaisons pelviennes à  $-9.3^\circ$ ,  $-6.8^\circ$  et  $-6.7^\circ$ , contre  $1.7^\circ$  en moyenne) ainsi qu'en position assise ( $-49.4^\circ$ ,  $-47.9^\circ$  et  $-53.8^\circ$ , contre  $-44.5^\circ$  en moyenne). En somme, il apparaît que plus le bassin sera rétroversé en position assise (inclinaison pelvienne  $< -45^\circ$ ), plus l'antéversion moyenne de la zone de sécurité fonctionnelle sera faible, et inversement, moins le bassin sera rétroversé en position assise (inclinaison pelvienne  $> -35^\circ$ ), plus l'antéversion moyenne de la zone de sécurité fonctionnelle sera forte.

Cette adaptation de la zone de sécurité fonctionnelle au comportement pelvien du patient, démontre que la marge d'erreur disponible lors de l'implantation de la cupule est réduite pour les patients souffrant de raideur lombo-pelvienne [123] et conforte le besoin

d'adopter une orientation fonctionnelle spécifique pour chaque patient [169].

#### III.4.4 Limitations & Perspectives

Une première limitation de la zone de sécurité fonctionnelle proposée est qu'elle protège du risque de conflit prothétique mais elle ne permet pas d'éviter un potentiel conflit osseux ni musculaire. En effet, prendre en compte l'anatomie osseuse et musculaire du patient nécessiterait une imagerie scanner du patient pour obtenir son modèle musculo-squelettique, ce qui a été proposé par d'autres auteurs [115, 157]. Cependant, l'objectif de notre approche est de fournir une indication d'orientation de cupule de manière non irradiante. Récemment Vigdorshik *et al.* [170] ont montré que le conflit osseux survenait avant le conflit prothétique le plus souvent lors de flexion à forte amplitude. Aussi il convient d'adapter l'AdM en flexion pour limiter les risques de conflit osseux tout en assurant l'absence de conflit prothétique.

D'autres paramètres influençant la stabilité de la PTH pourraient également être pris en compte dans le calcul de la zone de sécurité fonctionnelle, telles que la surface osseuse disponible pour l'implantation de la cupule ou la répartition des charges et contraintes sur la prothèse [115, 150, 151, 157]. Cependant cela nécessiterait là encore l'acquisition d'un scanner additionnel et une modélisation biomécanique. Une étude telle que celle proposée par Habor *et al.* [157] pourrait permettre de quantifier la part des orientations de cupule généralement à l'origine d'un risque d'usure plus élevé, et d'obtenir des critères précis pour nuancer la zone de sécurité fonctionnelle proposée, comme de limiter l'inclinaison de cupule à environ 50° pour limiter les risques d'usure et de surcharge aux bords de la cupule [153, 158].

L'équilibre lombo-pelvien joue un rôle essentiel dans le comportement et la stabilité de la PTH et se détermine traditionnellement sur des radiographies latérales, debout ou assis, par la mesure de la pente sacrée et de l'incidence pelvienne. Or la zone de sécurité proposée ne prend pas en compte ces paramètres mais plutôt l'inclinaison pelvienne, qui elle peut être acquise de manière non invasive en trois positions, debout, assis et couché. La capacité de l'inclinaison pelvienne à refléter l'équilibre lombo-pelvien aussi précisément que les mesures radiographiques est une supposition qui mériterait une étude plus approfondie.

La dynamique pelvienne prise en compte dans le calcul de la zone de sécurité fonctionnelle est estimée à travers le comportement pelvien, exprimé par les inclinaisons du bassin en trois positions statiques. Or lors de tout mouvement, l'orientation du bassin varie de manière continue, ce qui peut potentiellement générer une configuration pelvienne non prise en compte par la zone de sécurité fonctionnelle et donc occasionner un conflit prothétique. La combinaison des différentes zones de sécurité statique laisse supposer une intégration

de toutes ces orientations de bassins intermédiaires. L'introduction de positions supplémentaires reconnues comme critiques, impliquant une forte flexion comme en position accroupi ou en montée d'escalier [171, 172], permettrait de mieux adapter la zone de sécurité aux mouvements du patient. Plus simplement, augmenter les amplitudes de flexion lors du calcul de la zone de sécurité fonctionnelle, pourrait permettre de réduire le risque de conflit prothétique dans ces positions critiques.

L'estimation de l'orientation de la tige prothétique nécessaire au calcul de la zone de sécurité fonctionnelle, peut s'avérer difficile notamment lors d'une chirurgie manuelle. Cependant il nous apparaît tout à fait possible d'acquérir la position et l'orientation de la tige lors d'une chirurgie naviguée. Le logiciel développé permet un calcul rapide et une visualisation simple de la zone de sécurité fonctionnelle. Intégré à un système de navigation en peropératoire, le logiciel permettrait de mettre à jour en temps réel la zone de sécurité fonctionnelle selon l'orientation de la tige prothétique implantée en premier lieu et de vérifier ainsi le bon positionnement de la cupule. De plus, associé en préopératoire à la mesure du comportement pelvien par le dispositif d'échographie naviguée, le logiciel donne dès l'établissement du planning, une idée des orientations d'implants possibles et de la marge de manœuvre disponible pour implanter la prothèse tout en protégeant du risque de conflit prothétique.

Enfin la zone de sécurité fonctionnelle proposée reste théorique. Une étude clinique complémentaire serait nécessaire pour confirmer qu'aucun conflit prothétique ne survienne réellement lorsque la prothèse est orientée selon la zone de sécurité fonctionnelle proposée.

### **III.5 Conclusion**

La zone de sécurité fonctionnelle proposée, démontre qu'une orientation de cupule spécifique au patient et favorisant l'absence de conflit prothétique, peut être en pratique facilement déterminée sans imagerie irradiante du patient ni traitement de données préopératoires. Elle requiert cependant l'acquisition de l'inclinaison pelvienne en positions assise, debout et couchée, acquisitions pouvant être réalisées en quelques minutes à l'aide du dispositif d'échographie naviguée présenté précédemment. Cette zone dépend des paramètres prothétiques et pelviens, ainsi que de l'AdM attendue dans les trois positions étudiées.

Rapide à calculer, la zone de sécurité fonctionnelle peut être facilement intégrée en routine clinique, notamment lors de la mesure du comportement pelvien en examen préopératoire et peut aider à préciser le planning chirurgical en testant différents paramètres pro-

thétiques et d'AdM souhaitée. Associée à un système de navigation, la zone proposée et plus particulièrement son orientation moyenne, indiquent l'orientation de cupule à adopter pour maximiser la marge d'erreur, en termes d'inclinaison et d'antéversion, lors de l'implantation. Elle permet ainsi de minimiser les risques de mauvais positionnement de l'implant et de conflit prothétique, à l'origine d'un effet came provoquant la luxation de la prothèse. Une telle intégration permettrait la validation de la zone de sécurité fonctionnelle proposée et de son bénéfice clinique à travers une étude prospective.



# DÉTERMINATION DU PLAN PELVIEN ANTÉRIEUR EN PEROPÉRATOIRE

---

Une fois le planning préopératoire établi et l'objectif d'orientation des implants déterminé, il convient de mettre en place ce planning le plus précisément possible durant la chirurgie. De nombreux systèmes d'aide à la pose de la PTH existent d'ores et déjà, mais l'acquisition du PPA par ces systèmes reste toujours très difficile lorsque le patient est positionné en décubitus latéral et nécessite un temps additionnel non négligeable. Nous proposons dans ce chapitre une méthode permettant la détermination du PPA en décubitus latéral, reposant sur l'acquisition de repères anatomiques par échographie naviguée et une modélisation du bassin.

## IV.1 Introduction

La bonne orientation de la cupule lors d'une ATH participe à la stabilité des implants et permet ainsi de limiter les risques de complications, tels les conflits prothétiques ou les luxations. De nombreuses modalités d'orientation de cupule ont été proposées dans la littérature, et parmi elles le gold standard de Lewinnek [10] ou la zone de sécurité fonctionnelle présentée au chapitre précédent. Quelle que soit la zone de sécurité visée, le PPA demeure aujourd'hui le plan de référence pour orienter la cupule.

Selon la voie d'abord utilisée, l'acquisition du PPA lors d'une ATH peut s'avérer compliquée par la difficulté d'atteindre certains repères anatomiques. Bien que des approches chirurgicales récentes telle la voie d'abord antérieure, facilitent la détermination du PPA avec un patient couché en décubitus dorsal, les approches postérieures et latérales restent les plus utilisées (45% et 42% respectivement) car elles assurent de meilleurs résultats post-opératoires [43]. Cependant, les chirurgies utilisant l'une ou l'autre de ces approches, s'effectuent avec le patient en décubitus latéral rendant l'accès au PPA très restreint : l'épine iliaque controlatérale se retrouvant contre la table opératoire et souvent recouverte du ta-



FIGURE IV.1 – Patient prêt pour une ATH en décubitus latéral.

blier abdominal du patient (figure IV.1). Pour contourner ces difficultés, d'autres repères ont été introduits dans la littérature pour guider l'orientation de la cupule : le ligament transverse acétabulaire (LTA) [58], le pourtour acétabulaire [66] ou d'autres méthodes morphométriques comme celles proposées par Davis ou Haimerl [173, 174] ou plus récemment par Vigdorichik *et al.* [175]. Ces alternatives aux PPA restent cependant controversées et peu utilisées en pratique clinique notamment à cause de leur faible précision quant à l'orientation de la cupule et la difficulté d'identifier en peropératoire les repères anatomiques demandés [63, 176]. Par conséquent, bien que la définition de la zone de sécurité évoluera probablement dans les temps à venir, le PPA demeurera sûrement le plan de référence pour l'orientation de la cupule.

Ces dernières décennies, de nombreux systèmes de navigation ont été mis au point et ont démontré leur efficacité pour assister les chirurgiens dans l'acquisition du PPA et l'orientation de l'implant acétabulaire [56, 177]. Qu'elles soient basées sur une imagerie préopératoire du patient, scanner [178] ou radiographique [115], ou sur l'acquisition peropératoire de repères anatomiques à l'aide d'un palpeur [179], ces différentes solutions nécessitent un premier placement du patient en décubitus dorsal pour effectuer l'acquisition des points anatomiques puis un repositionnement du patient en décubitus latéral pour pratiquer la chirurgie [179, 180] ce qui impacte significativement le temps de la procédure chirurgicale. De plus, bien qu'acquérir des repères anatomiques par palpation ait l'avantage d'être non invasif, cette méthode demeure cependant très sujette aux erreurs de mesure chez les patients à fort indice de masse corporelle (IMC). En effet, Davis *et al.* [173] ont estimé qu'une mesure percutanée du PPA entraîne une erreur de  $0.33^\circ$  en antéversion et  $0.19^\circ$  en inclinaison par variation d'un  $kg/m^2$  de l'IMC. Plus récemment, Paprosky et Muir [72] ont proposé une mé-

thode permettant de déterminer le plan frontal du patient placé directement en décubitus latéral, à l'aide d'une caméra miniaturisée fixée au bassin et associée aux instruments chirurgicaux (IntelliJoint<sup>®</sup>, Ontario, Canada). Un outil spécifique est alors aligné au plan frontal du patient pour approximer ce dernier [175]. Cependant, l'estimation visuelle, donc subjective, du PPA pour ajuster le plan frontal à l'inclinaison pelvienne rend cette méthode sensible aux erreurs de précision intra et inter observateurs. D'autant qu'une erreur d'estimation du PPA de 1° entraîne une erreur de l'estimation de la cupule d'environ 0.7° en antéversion et 0.3° en inclinaison [84].

Quelques études plus expérimentales ont fait émerger l'utilisation de la navigation couplée à la modalité échographique pour l'acquisition du PPA. L'imagerie échographique offre l'avantage d'être peu coûteuse, non irradiante, portable et en temps réel, ainsi que de pouvoir acquérir des repères anatomiques quelle que soit l'épaisseur des tissus [181, 182]. Barrat *et al.* ont les premiers proposé d'ajuster un modèle déformable ou modèle statistique de forme (MSF) du bassin à des nuages de points issus de l'échographie du bassin d'un patient, et ce avec une précision de 4mm [183]. De même, Foroughi *et al.* ont montré que l'acquisition par échographie naviguée des crêtes iliaques gauche et droite permettait de retrouver la forme du bassin à 3mm près, aboutissant à une précision d'estimation du PPA d'environ 1° [184]. Schumann *et al.* proposèrent quant à eux d'acquérir par échographie naviguée les épines iliaques antéro et postéro supérieures (EIAS et EIPS) d'un seul côté et d'utiliser le plan sagittal médian du patient pour obtenir par symétrie les EIAS et EIPS controlatérales [185, 186]. Bien que leur objectif initial était d'éviter l'acquisition des repères anatomiques controlatéraux en peropératoire, leur méthode nécessite cependant d'acquérir dans un premier temps les deux EIAS à l'aide d'un pointeur pour obtenir une précision suffisante. L'ensemble de ces méthodes utilisant l'échographie naviguée, nécessite l'acquisition en peropératoire des deux côtés du bassin et donc requiert une étape supplémentaire pour la chirurgie où le patient doit être préalablement installé en décubitus dorsal.

C'est pourquoi, nous proposons une nouvelle méthode non irradiante pour déterminer le PPA pendant la chirurgie une fois le patient positionné en décubitus latéral. Les principales contributions de ce travail consistent en : (1) la création d'un nouveau MSF du bassin, (2) la définition de nouveaux repères anatomiques corrélés morphologiquement au PPA et (3) l'estimation en peropératoire du PPA d'un patient en décubitus latéral à partir du recalage du MSF du bassin aux nouveaux repères anatomiques acquis par échographie naviguée. Différentes expérimentations *in silico* et *in vivo* ont été menées pour analyser et évaluer l'approche dans son ensemble.

## IV.2 Matériels et Méthodes

### IV.2.1 Création et validation d'un modèle statistique de forme du bassin

Un modèle statistique de forme (MSF) consiste en un modèle 3D représentant une famille de formes à partir d'une forme moyenne et de modes de variation capables de déformer cette forme moyenne. Chaque mode de variation  $M_i$  permet de représenter un pourcentage de la variabilité de la forme existant au sein d'une population. 40 images scanners de bassins masculins, obtenues de bases de données anonymisées disponibles en ligne [187, 188], ont été utilisées pour construire le MSF. L'âge moyen des patients était de  $54.2 \pm 19.5$  ans et l'IMC moyen de  $25.4 \pm 4.3 \text{ kg/m}^2$ . Tous les bassins ont été segmentés manuellement et les modèles 3D obtenus ont été retravaillés (remaillage et lissage) avec les logiciels Amira (Amira, FEI, Hillsboro, v5.4) et MeshLab [189]. Le MSF a ensuite été construit selon trois étapes :

**Forme de référence non biaisée.** La première étape consiste à créer une forme de référence non biaisée qui permettra de ne pas privilégier une forme par rapport à d'autres. En effet, utiliser une forme de la base de données comme forme de référence, introduirait un biais dans le MSF et pourrait impacter sa qualité de représentation de la forme [190]. Une forme virtuelle non biaisée représentant la forme médiane de notre base de données a donc été créée à l'aide de l'algorithme Iterative Median Closest Point (IMCP) [191]. Cet algorithme effectue le recalage simultané de toutes les formes présentes dans la base de données, à la forme médiane, jusqu'à ce qu'un nuage de points médians fasse consensus. Deux procédés sont alors entremêlés : l'estimation de la forme médiane et l'ajustement des formes recalées. La surface de la référence non biaisée est ensuite créée à partir du dernier nuage de points consensuel avec Amira. L'IMCP a été appliqué aux héli-bassins pour éviter la fusion des deux extrémités de la symphyse pubienne. Les deux formes d'héli-bassin non biaisées ont ensuite été rassemblées pour définir la forme virtuelle non biaisée qui sera utilisée comme forme de référence par la suite.

**Mise en correspondance.** Un ensemble de maillages est dit en correspondance lorsque chaque point d'un maillage possède un identifiant unique et qu'il existe un point correspondant, possédant le même identifiant unique, pour chaque autre maillage de l'ensemble. Pour établir une telle correspondance entre les formes de bassin, la forme de référence non biaisée a été recalée de manière non rigide à chaque élément de la base de données à l'aide de l'algorithme "*Coherent Point Drift*" (CPD) [192]. Le CPD est une méthode probabiliste qui

considère la forme de référence comme un modèle mixte gaussien (MMG) [193]. Le MMG est déformé et ajusté à chaque forme de la base de données, sous contrainte de préserver la structure de la forme de référence. Une fois le maximum de vraisemblance atteint, la forme de référence déformée est considérée comme la forme en correspondance. Comme pour l'IMCP, le CPD a été appliqué aux héli-bassins pour garantir que les points d'un côté de la forme de référence ne soient pas appariés à des points de l'autre côté de la forme à mettre en correspondance.

**Construction et validation du MSF.** Enfin, le MSF a été construit avec Scalismo [194] en appliquant une analyse en composantes principales (ACP) sur les données en correspondance, pour obtenir ainsi une forme moyenne et des modes de variation.

La qualité de la mise en correspondance établie par le CPD a été évaluée en calculant pour chaque forme de la base de données, la distance moyenne point à surface entre la forme de référence déformée et la forme originale.

Le MSF a été évalué selon trois critères proposés par Davies *et al.* [195] :

1. Compacité. Cette métrique décrit la capacité du MSF à représenter la variabilité des données d'origine de la manière la plus compacte possible, c'est-à-dire avec le plus faible nombre de modes de variation. La compacité est définie par la variance accumulée selon le nombre de modes de variation utilisés dans le MSF. Elle s'écrit :

$$C(n_M) = \sum_{i=1}^{n_M} \alpha_i \quad (\text{IV.1})$$

où  $n_M$  est le nombre de modes de variation du MSF et  $\alpha_i$  le pourcentage de variabilité associée au  $i^{\text{ème}}$  mode  $M_i$ . Par convention,  $n_M$  est choisi le plus petit de façon à représenter 95% de la variabilité des données.

2. Généralité. Cette seconde métrique décrit la capacité du MSF à s'ajuster à de nouvelles formes, différentes de celles présentes dans le jeu de données initial. On évalue la généralité du MSF par validation croisée : la  $i^{\text{ème}}$  forme  $F_i$  de la base de données est exclue pour créer un MSF ( $MSF_i$ ) à partir du jeu de données réduit ; ce  $MSF_i$  est déformé et ajusté à la forme exclue  $F_i$ . La distance moyenne point à surface entre la forme exclue  $F_i$  et le modèle ajusté  $MSF_i$  est ensuite calculée. La généralité s'écrit alors :

$$G(n_M) = \frac{1}{n_F} \left( \sum_{i=1}^{n_F} \|D_i(n_M) - F_i\| \right) \quad (\text{IV.2})$$

où  $n_M$  est le nombre de modes de variation du MSF,  $n_F$  le nombre de formes du jeu

de données,  $D_i(n_M)$  la déformation du modèle  $MSF_i$  la plus proche de la forme  $F_i$  exclue initialement, en utilisant  $n_M$  modes de variation.

3. Spécificité. Cette dernière métrique décrit la capacité du MSF à générer de nouvelles formes de structures similaires à celles du jeu de données initial. Elle est évaluée en générant aléatoirement  $n_A$  nouvelles formes du MSF, et en calculant la distance point à surface entre la forme aléatoire générée  $F_a$  et la forme du jeu de données initial la plus proche. La spécificité peut s'écrire :

$$S(n_M) = \frac{1}{n_A} \left( \sum_{a=1}^{n_A} \min_{1 \leq i \leq n_F} \|F_a - F_i\| \right) \quad (IV.3)$$

où  $n_M$  est le nombre de modes de variation du MSF,  $n_F$  le nombre de formes  $F_i$  du jeu de données et  $n_A$  le nombre de formes  $F_a$  générées aléatoirement en utilisant  $n_M$  modes de variation. Nous utilisons  $n_A = 100$ .

## IV.2.2 Identification de repères anatomiques ipsilatéraux pour la détermination du plan pelvien antérieur

La capacité des MSF à modéliser des formes complexes a été démontrée à plusieurs reprises [190, 196-198]. Ils fournissent une représentation statistique précise et robuste de la diversité des formes d'un organe ou d'une population particulière [199, 200]. Grâce à ces propriétés, une étude de corrélations morphologiques a pu être réalisée entre le PPA et différentes régions du bassin, pour déterminer par quels repères anatomiques l'EIAS controlatérale peut être substituée. L'identification de ces repères anatomiques a été effectuée selon trois étapes.

**Identification des déformations influençant le PPA.** Le MSF de bassin a été déformé le long de chacun de ses modes de variation  $M_i$  dans l'intervalle  $\mu_i \pm 3\sigma_i$ , où  $\mu_i$  et  $\sigma_i$  sont la moyenne et l'écart-type du mode  $M_i$ , de manière à assurer des déformations réalistes du bassin [201]. La variation d'inclinaison du PPA, définie comme l'angle entre le PPA de la forme moyenne et le PPA du MSF déformé, est calculée pour chaque déformation le long du mode  $M_i$ . Les modes de variations engendrant une variation d'inclinaison du PPA de plus de  $5^\circ$  entre les deux déformations extrêmes sont considérés comme ayant un impact fort sur le PPA.

**Identification des régions anatomiques corrélées au PPA.** Pour chaque mode de variation  $M_i$  ayant un fort impact sur le PPA, une carte des distances a été calculée entre la forme

moyenne et la déformation extrême du mode  $M_i$ . Pour chaque point de la carte des distances, sa valeur associée correspond à la distance en valeur absolue entre sa position sur la forme moyenne et sa position sur la déformation extrême. Les régions anatomiques possédant les plus fortes valeurs selon la carte des distances, sont considérées comme contenant des repères anatomiques permettant potentiellement de déterminer le PPA, car leur position varie avec l'inclinaison du PPA.

**Sélection des meilleurs repères anatomiques.** Parmi ces repères anatomiques potentiels, seuls ceux étant accessibles durant la chirurgie ont été retenus. Plusieurs combinaisons de ces repères anatomiques ont été définies et testées par validation croisée : pour chaque bassin du jeu de données, les repères anatomiques étaient extraits, un MSF était construit à partir des 39 autres bassins du jeu de données et déformé pour l'ajuster aux différentes combinaisons des repères anatomiques extraits. La combinaison obtenant les meilleurs résultats en terme de capacité à estimer le PPA sur le MSF déformé, a finalement été retenue.

### IV.2.3 Recalage du modèle statistique de forme

Un recalage guidé par labels a été réalisé pour reconstruire le bassin d'un patient à partir de la combinaison de repères anatomiques choisie, basé sur les librairies Statismo et ITK [202, 203]. Un label a été associé à chaque repère anatomique pour guider et contraindre le recalage, dans l'objectif de minimiser la distance euclidienne entre les points labellisés des repères anatomiques visés et ceux du MSF déformé et recalé. Le recalage a été mené en trois étapes.

**Mise à l'échelle du MSF.** Pour améliorer et accélérer le recalage, le MSF a d'abord été redimensionné pour que la forme recalée soit du même gabarit que le bassin recherché. Le premier mode de variation du MSF étant le principal mode à faire varier la taille de la forme, et le second mode le principal à faire varier la largeur de la forme, le MSF a été mis à l'échelle en le déformant selon ces deux premiers modes de déformation, de telle sorte que la distance inter EIAS du MSF corresponde à la distance inter EIAS du bassin recherché. Cette étape nécessite la mesure de la distance entre les deux EIAS du bassin recherché, en amont du recalage.

**Recalage rigide.** Le recalage du MSF est d'abord initialisé par un recalage rigide pour placer le MSF redimensionné au même endroit et avec la même orientation que le bassin recherché. Ce recalage rigide consiste dans un premier temps à translater le MSF pour aligner les

barycentres des points labellisés du MSF et des repères anatomiques visés. Puis une optimisation par descente de gradient est réalisée pour trouver les translations et rotations permettant de positionner et d'orienter le MSF au plus proche des repères anatomiques visés.

**Déformation du MSF.** Finalement, un recalage non rigide du MSF est effectué pour l'ajuster le plus précisément possible aux repères anatomiques visés. Une transformation rigide (translation et rotation) a été associée à la déformation du MSF le long de ses modes de variation, pour affiner le recalage afin de distinguer au mieux les écarts de position (transformation rigide) des écarts de forme (transformation non rigide). L'optimisation simultanée de ces deux transformations a été effectuée par la méthode de Levenberg-Marquardt. Cette optimisation consiste à trouver les meilleurs coefficients des modes de variation  $M_i$  dans l'intervalle  $[-3\sigma_i; +3\sigma_i]$  pour assurer une déformation réaliste du MSF. Pour simplifier et accélérer le processus, seuls les premiers modes de variation représentant 95% de la variabilité du MSF sont optimisés.

#### IV.2.4 Protocole d'évaluation

Deux études *in silico* et *in vivo* ont été réalisées pour évaluer l'approche proposée.

##### IV.2.4.a Expérimentation *in silico*

Les repères anatomiques gauches et droits ont été extraits des 40 bassins de notre jeu de données. Les recalages ont été réalisés pour ajuster le MSF à ces repères anatomiques selon une validation croisée : exclusion d'un bassin du jeu de données, construction d'un MSF à partir du jeu de données réduit, recalage du MSF aux repères anatomiques du bassin exclu. Pour chaque recalage, la position des repères anatomiques a été initialisée selon une transformation rigide aléatoire, dans l'intervalle  $\pm 100cm$  de translation et  $\pm 180^\circ$  de rotation autour des trois axes de l'espace, pour simuler l'écart de position initial entre le MSF et les repères anatomiques acquis.

##### IV.2.4.b Expérimentation *in vivo*

Cinq volontaires sains ont participé à l'étude et préalablement donné leur consentement éclairé par écrit (âge moyen  $31.8 \pm 5.1$  ans, de 23 à 38 ans, IMC moyen de  $24.3 \pm 3.1kg/m^2$ , de 18.5 à 27.5  $kg/m^2$ ). Les repères anatomiques des bassins des 5 volontaires ont été acquis par échographie naviguée (ClarUs L12-5L60N, Telemed<sup>®</sup>, B-mode, profondeur maximum

80mm, fréquence 10MHz). La sonde échographique était localisée par une caméra infra-rouge (Polaris Vicra, Northern Digital Inc<sup>®</sup>) à l'aide d'un marqueur réfléchisseur d'infra-rouge fixé sur la sonde (figure IV.2). Après calibrage, à l'aide du logiciel fCal issu du logiciel Plus ToolKit [102], la navigation de la sonde a permis d'enregistrer des images échographiques et leur position dans l'espace avec une précision supérieure à 1.1mm.

Les acquisitions des repères anatomiques ont été effectuées par un chirurgien orthopédiste avec les volontaires placés en décubitus dorsal dans ce cas afin de pouvoir acquérir facilement le PPA qui servira de vérité-terrain. Une fois les repères anatomiques acquis, les images échographiques ont été segmentées manuellement pour définir les surfaces osseuses. Un nuage de points 3D a ensuite été reconstruit pour chaque repère anatomique à partir des segmentations et des informations de localisation fournies par le système de navigation. Enfin, les surfaces osseuses des repères anatomiques ont été reconstruites à partir des nuages de points en effectuant une reconstruction de Poisson [204].

Pour les deux expérimentations *in silico* et *in vivo*, les erreurs de recalage (en mm) et d'estimation du PPA (en °) ont été calculées, la première correspondant à la distance moyenne entre les repères anatomiques et le MSF déformé, et la seconde à l'angle entre la normale du PPA estimé sur le MSF déformé et celle du PPA vérité-terrain. Les normales au PPA ont également été projetées dans les plans sagittal et frontal afin d'évaluer l'erreur d'estimation du PPA dans ces plans anatomiques.

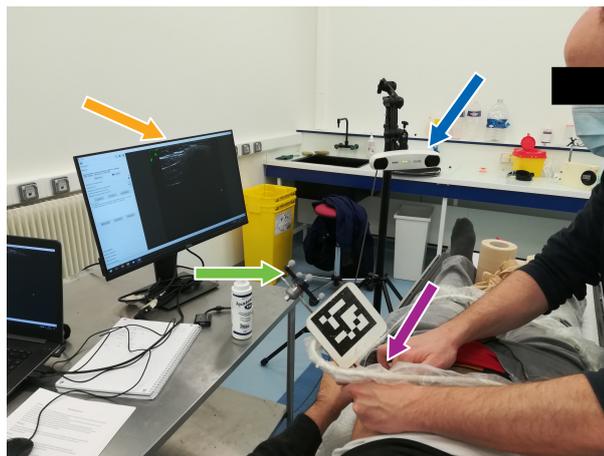


FIGURE IV.2 – Système d'acquisition des repères anatomiques par échographie naviguée. (violet) sonde échographique, (orange) image échographique, (bleu) caméra NDI, (vert) marqueur réfléchisseur d'infra-rouge.

## IV.3 Résultats

### IV.3.1 Modèle statistique de forme du bassin

**Mise en correspondance.** La correspondance entre modèles 3D de bassins a été établie avec une erreur en valeur absolue moyenne de  $1.3 \pm 0.1 \text{ mm}$ . La distribution des erreurs pour les 40 bassins est détaillée en figure IV.3.

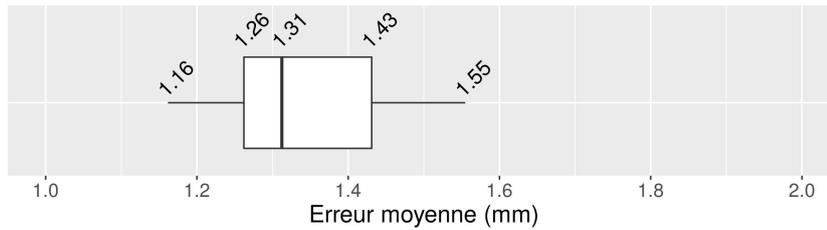


FIGURE IV.3 – Qualité de la mise en correspondance des données par l’algorithme CPD.

**Compacité.** L’évaluation de la compacité du MSF est visible en figure IV.4. Le premier mode de variation permet de représenter 43% de la variabilité du jeu de données. Les 6, 11, 16 et 26 premiers modes de variations permettent quant à eux de représenter respectivement 80%, 90%, 95% et 99% de la variabilité des bassins.

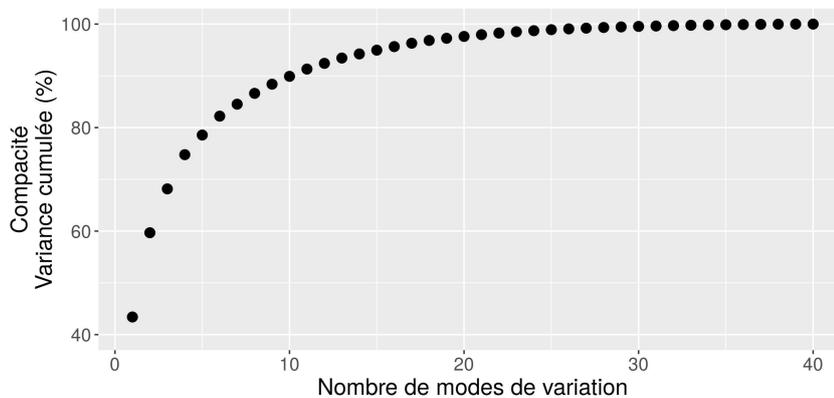


FIGURE IV.4 – Évaluation du MSF : compacité.

**Généralité.** L’évaluation de la généralité du MSF est visible en figure IV.5. En utilisant uniquement le premier mode de variation du MSF, l’erreur de généralité est de  $3.63 \pm 1.62 \text{ mm}$ . En utilisant les 6, 11, 16 et 26 premiers modes de variations, l’erreur de généralité est respectivement de  $2.67 \pm 0.78 \text{ mm}$ ,  $2.32 \pm 0.51 \text{ mm}$ ,  $2.16 \pm 0.48 \text{ mm}$ , et  $1.72 \pm 0.28 \text{ mm}$ . Utiliser les 40 modes de variation du MSF permet de réduire l’erreur de généralité à  $1.56 \pm 0.25 \text{ mm}$ .

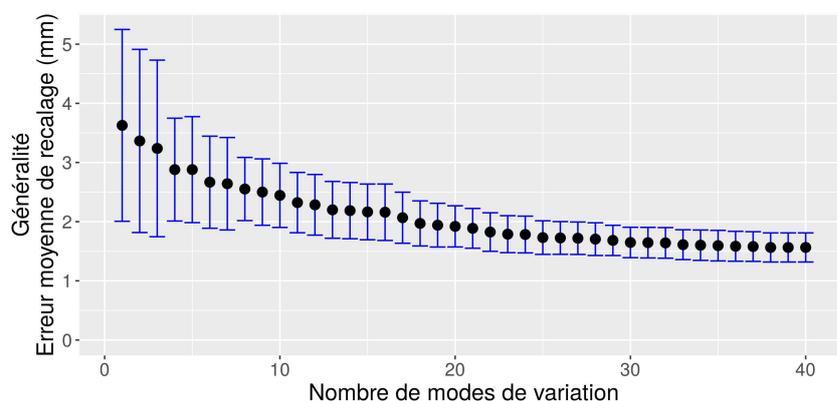


FIGURE IV.5 – Évaluation du MSF : généralité (moyenne  $\pm$  écart-type sur 40 bassins).

**Spécificité.** L'évaluation de la spécificité du MSF est visible en figure IV.6. En utilisant uniquement le premier mode de variation du MSF, l'erreur de spécificité est de  $2.45 \pm 0.26 \text{ mm}$ . En utilisant les 6, 11, 16 et 26 premiers modes de variations, l'erreur de spécificité est respectivement de  $3.01 \pm 0.49 \text{ mm}$ ,  $3.25 \pm 0.50 \text{ mm}$ ,  $3.26 \pm 0.63 \text{ mm}$  et  $3.27 \pm 0.51 \text{ mm}$ . En utilisant les 40 modes de variation du MSF l'erreur de spécificité atteint  $3.32 \pm 0.54 \text{ mm}$ .

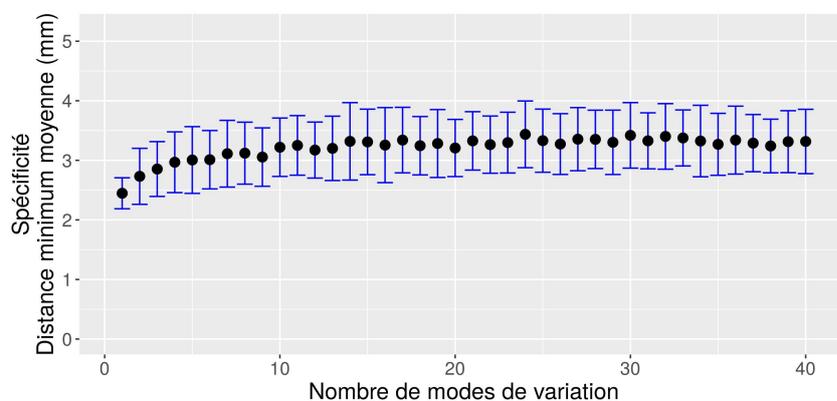


FIGURE IV.6 – Évaluation du MSF : spécificité (moyenne  $\pm$  écart-type sur 100 formes aléatoires).

### IV.3.2 Repères anatomiques ipsilatéraux corrélés au plan pelvien antérieur

Six modes de variation ayant un fort impact sur le PPA ont été identifiés. Lorsque le MSF est déformé le long de ces modes, l'inclinaison du PPA varie de plus de  $5^\circ$  (figure IV.7). Les cartes de distances entre la forme moyenne du MSF et les déformations extrêmes le long de

ces six modes de variations sont présentées en figure IV.8.

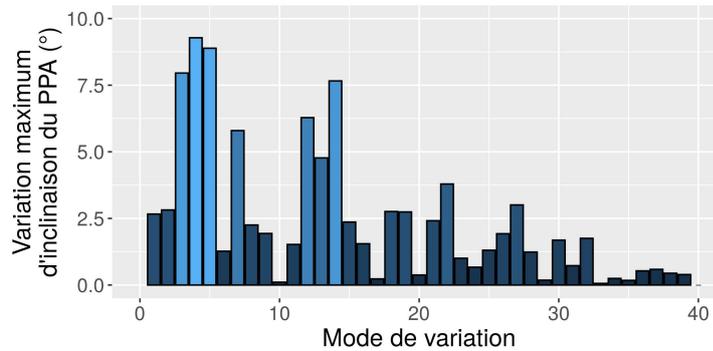


FIGURE IV.7 – Impact de chaque mode de variation du MSF sur l’inclinaison du PPA.

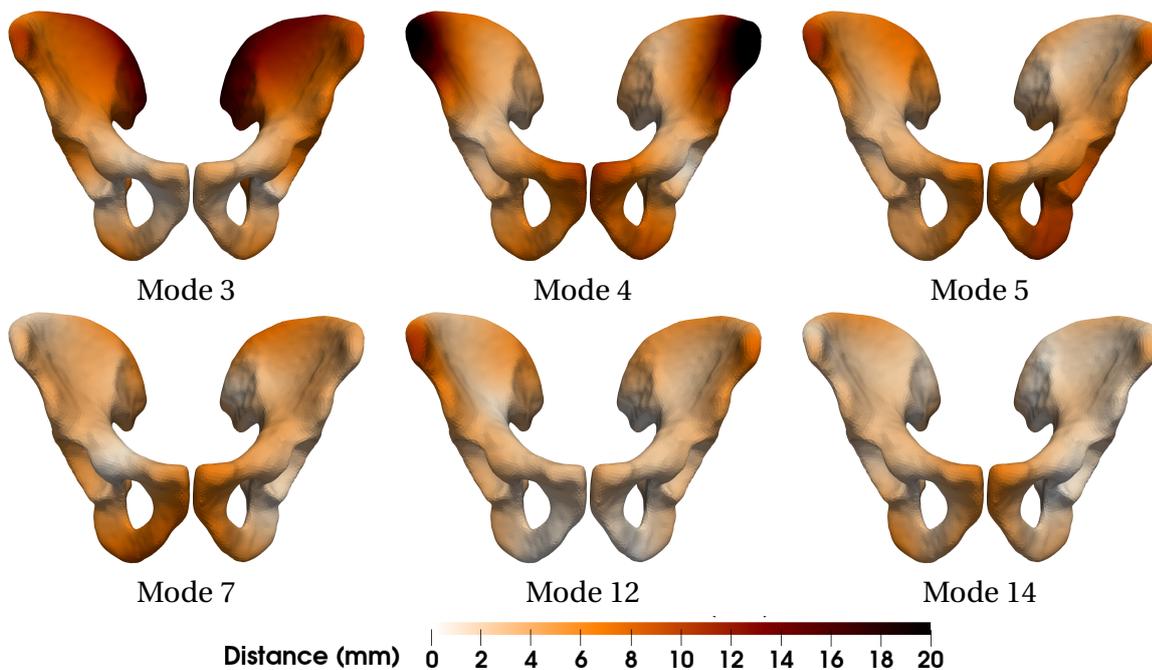


FIGURE IV.8 – Cartes des distances entre la forme moyenne du MSF et ses déformations extrêmes pour les modes impactant l’inclinaison du PPA. L’échelle de couleur indique la distance en valeur absolue (mm) pour chaque point du bassin entre ses positions sur la forme moyenne et la forme déformée.

Les régions anatomiques les plus déformées par les modes de variation impactant l’inclinaison du PPA sont principalement les épines iliaques antéro supérieures et inférieures, les épines iliaques postéro supérieures et inférieures, les tubérosités ischiatiques, les épines ischiatiques, les crêtes iliaques, la symphyse pubienne et les pourtours acétabulaires.

Nous définissons 4 combinaisons A, B, C et D de repères anatomiques ipsilatéraux permettant potentiellement de déterminer le PPA. La combinaison A rassemble les épines iliaques antéro supérieure et inférieure, la crête iliaque et la symphyse pubienne. La combinaison B contient la combinaison A et le pourtour acétabulaire. La combinaison C contient la combinaison A, l'épine iliaque postéro supérieure et l'épine ischiatique. Enfin la combinaison D a été définie comme un héli bassin entier pour évaluer la capacité du MSF à estimer le PPA à partir du maximum d'information disponible d'un côté du bassin.

Déformer et ajuster le MSF à ces combinaisons a permis d'estimer le PPA avec une erreur dans le plan sagittal de  $2.0 \pm 1.9^\circ$ ,  $2.8 \pm 3.7^\circ$ ,  $1.6 \pm 1.4^\circ$  et  $1.3 \pm 0.9^\circ$  respectivement pour les combinaisons A, B, C et D. La distribution des erreurs est détaillée en figure IV.9.

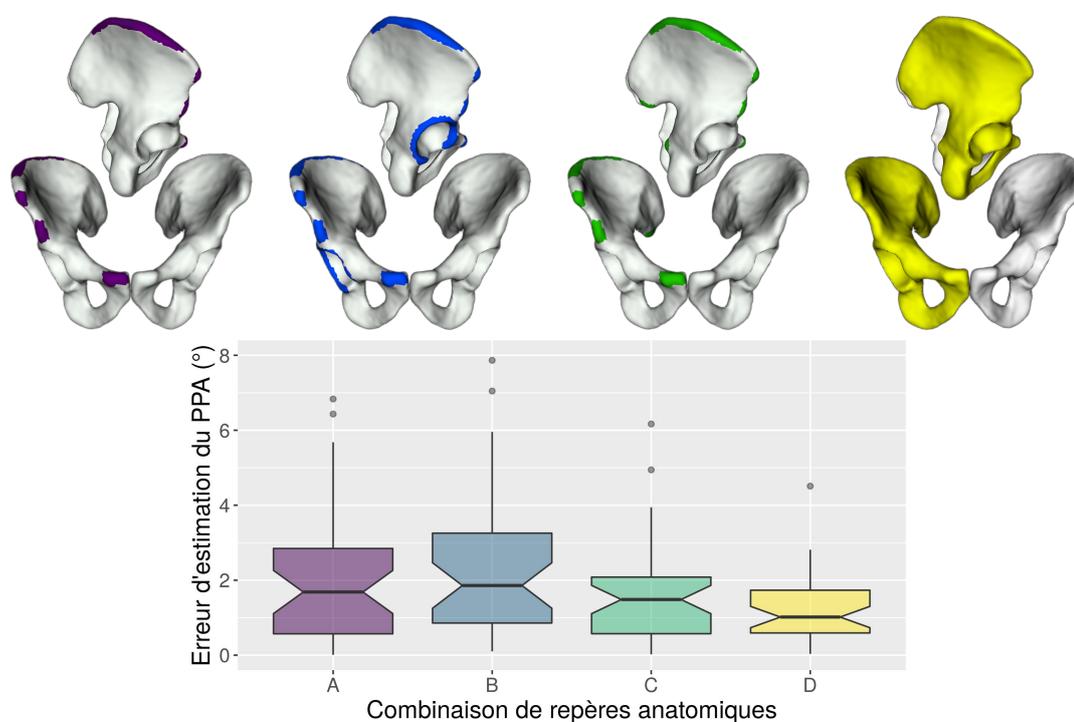


FIGURE IV.9 – Sélection des repères anatomiques pour la détermination du PPA. Deux boxplots aux échancrures qui ne se chevauchent pas, indiquent une différence significative entre les deux groupes.

Les combinaisons de repères anatomiques ne présentent pas de différences significatives entre elles et sont donc équivalentes en terme d'estimation du PPA. Le pourtour acétabulaire ainsi que les repères anatomiques postérieurs pouvant être plus difficiles à acquérir, la combinaison A, contenant les épines iliaques antéro supérieure et inférieure, la crête iliaque et la symphyse pubienne, peut être finalement définie comme l'ensemble de repères anatomiques le plus simple à acquérir et suffisant pour déterminer le PPA.

### IV.3.3 Recalage

Les épines iliaques antéro supérieures et inférieures, les crêtes iliaques et la symphyse pubienne ont été extraites des 40 modèles de bassin pour l'expérimentation *in silico* et acquises par échographie naviguée sur les 5 volontaires pour l'expérimentation *in vivo*. Les recalages du MSF ont été effectués sur les deux côtés du bassin pour les deux expérimentations.

#### IV.3.3.a Expérimentation *in silico*

L'erreur moyenne d'estimation du PPA en 3D était de  $4.2 \pm 2.6^\circ$ . Les erreurs moyennes d'estimation du PPA dans les plans sagittal et axial étaient respectivement de  $3.2 \pm 2.3^\circ$  et  $2.4 \pm 1.7^\circ$ . L'erreur moyenne de recalage (en valeur absolue) aux repères anatomiques était de  $2.6 \pm 1.4\text{mm}$ . La distribution de ces erreurs est visible en figure IV.10

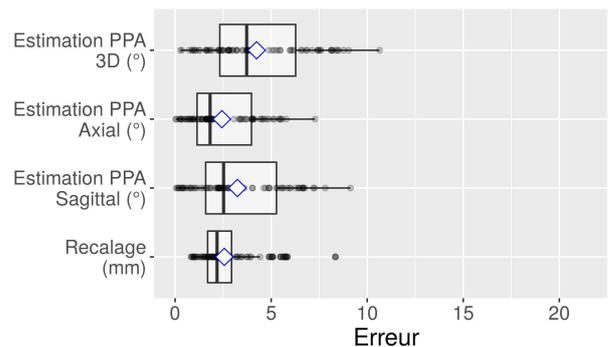


FIGURE IV.10 – Erreurs de recalage et d'estimation du PPA sur données simulées. Les lignes centrales des boxplots décrivent la valeur médiane, et les losanges la valeur moyenne.

#### IV.3.3.b Expérimentation *in vivo*

En recalant le MSF directement aux nuages de points des repères anatomiques, l'erreur moyenne d'estimation du PPA en 3D était de  $8.7 \pm 7.6^\circ$ . Les erreurs moyennes d'estimation du PPA dans les plans sagittal et axial étaient respectivement de  $6.0 \pm 5.5^\circ$  et  $6.1 \pm 5.8^\circ$ . L'erreur moyenne de recalage (en valeur absolue) aux repères anatomiques était de  $3.9 \pm 1.2\text{mm}$ .

En recalant le MSF à la surface reconstruite des repères anatomiques, l'erreur moyenne d'estimation du PPA en 3D était de  $6.7 \pm 4.1^\circ$ . Les erreurs moyennes d'estimation du PPA dans les plans sagittal et axial étaient respectivement de  $4.8 \pm 3.1^\circ$  et  $4.2 \pm 3.3^\circ$ . L'erreur moyenne de recalage (en valeur absolue) aux repères anatomiques était de  $3.8 \pm 1.3\text{mm}$ .

La distribution de ces erreurs est visible en figure IV.11

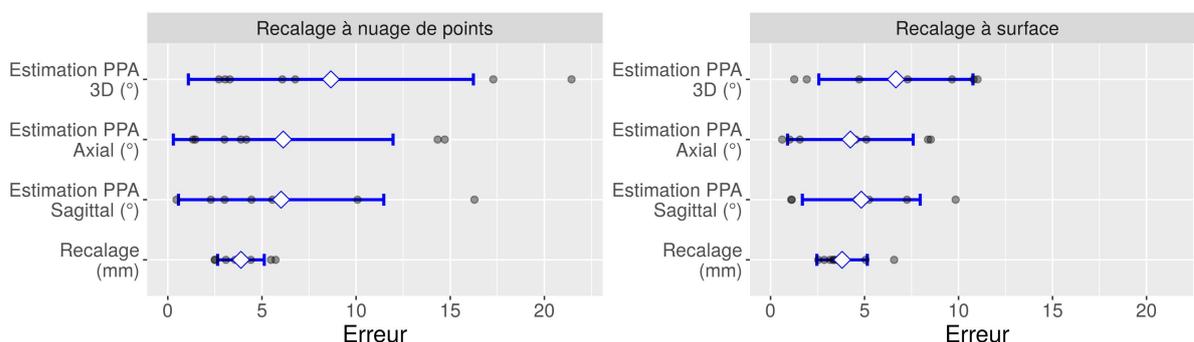


FIGURE IV.11 – Erreurs de recalage et d'estimation du PPA sur données acquises par échographie naviguée. Les losanges décrivent la valeur moyenne et les barres d'erreur l'écart-type.

## IV.4 Discussion

Bien que de nombreux points de repères et plans de référence aient été introduits dans la littérature pour guider le positionnement de la cupule lors d'une ATH, le PPA demeure aujourd'hui le plan de référence à partir duquel est définie l'orientation de la cupule. Cependant, l'acquisition du PPA peut s'avérer compliquée en peropératoire, notamment lorsque le patient est placé en décubitus latéral et que l'épine iliaque antéro supérieure controlatérale se retrouve contre la table opératoire et recouverte par le tablier abdominal du patient. Différents systèmes ont été proposés pour acquérir le PPA lors de la chirurgie. Certains nécessitent d'installer dans un premier temps le patient en décubitus dorsal ce qui facilite l'acquisition mais peut compliquer le processus chirurgical car le patient doit ensuite être repositionné conformément à la voie d'abord utilisée. D'autres utilisent des outils de mesure supplémentaires comme une tige d'alignement pour estimer à l'œil l'orientation du PPA, mais ces systèmes sont sujets à des imprécisions inter et intra observateurs. Nous proposons ici une nouvelle méthode permettant la détermination du PPA de manière non irradiante avec le patient placé en décubitus latéral, évitant ainsi les inconvénients sus-mentionnés.

Un MSF du bassin a été créé à partir de 40 scanners d'hommes. En plus d'être utilisé pour le recalage et la détermination du PPA, le MSF a permis de déterminer objectivement les repères anatomiques permettant l'estimation du PPA avec un patient en décubitus latéral. Pour ce faire, les modes de variation du MSF influençant le plus l'inclinaison du PPA ont d'abord été identifiés. Les régions anatomiques les plus déformées lorsque ces modes de variation varient ont ensuite été identifiées. Ces régions sont donc corrélées au PPA car elles se déforment lorsque l'inclinaison du PPA varie. Enfin, cette analyse morphométrique à partir du MSF a abouti à la sélection des repères anatomiques permettant la détermination du PPA

le plus précisément possible, tout en demeurant facilement accessibles en peropératoire : les épines iliaques antéro inférieure et supérieure, la crête iliaque et la symphyse pubienne.

Une première étude *in silico* a été menée sur les 40 modèles de bassins pour évaluer la capacité du MSF à estimer le PPA à partir des repères anatomiques choisis, à travers une évaluation croisée. En moyenne, le PPA a été estimé avec une erreur en 3D inférieure à 5°, avec une composante dans le plan sagittal plus forte que dans le plan axial (3.2° contre 2.6°). En estimant qu'une erreur d'estimation du PPA d'un degré dans le plan sagittal, entraîne une erreur sur l'orientation de la cupule d'environ 0.7° en antéversion et 0.3° en inclinaison [84, 146, 205], l'orientation de la cupule serait estimée dans notre cas avec une erreur de l'ordre de 2.2° en antéversion et 1.0° en inclinaison, ce qui reste cliniquement acceptable.

L'erreur observée *in vivo* demeure cependant plus élevée. Plusieurs éléments peuvent être à l'origine de cette erreur accumulée durant tout le procédé de détermination du PPA, comme le bruit inclus dans les images échographiques, la qualité de la segmentation ou l'erreur de localisation de la sonde [206, 207]. L'erreur moyenne d'estimation du PPA en 3D était de 6.7° avec toujours une meilleure précision dans le plan axial que dans le plan sagittal (4.2° contre 4.8°). Toutefois, l'impact de cette mésestimation du PPA sur l'orientation de la cupule restera légèrement inférieure, avec une erreur d'environ 3.4° en antéversion et 1.4° en inclinaison. On remarque que l'erreur de recalage est plus forte lorsque le MSF est directement ajusté aux nuages de points des repères osseux plutôt qu'aux surfaces reconstruites. La reconstruction de surface requiert une étape de traitement des données supplémentaire qui peut introduire un biais selon la qualité de reconstruction. Cependant, elle permet également d'homogénéiser la répartition des points et d'éliminer par exemple les points aberrants issus d'erreurs de segmentation. Ces avantages se reflètent dans notre étude, tant sur la précision de recalage que sur l'erreur d'estimation du PPA.

La détermination du PPA lorsque le patient est placé en décubitus latéral a déjà fait l'objet de quelques études dans la littérature. Fieten *et al.* [176] ont proposé d'utiliser l'échographie naviguée pour localiser des points de la symphyse pubienne, du rachis et du sacrum (tubercule de S1, S2, S3 et L3, L4, L5) pour estimer le plan sagittal médian (PSM) du patient. Le PSM est ensuite utilisé pour déterminer l'EIAS controlatérale par symétrie à partir de l'EIAS ipsilatérale acquise, permettant ainsi l'estimation du PPA. L'étude réalisée sur quatre cadavres a obtenu une erreur médiane de l'estimation du PPA d'environ 5°, variant de 1° à 8°. Aussi, bien que nos méthodes diffèrent sur les repères anatomiques utilisés et leur dépendance au MSF ou à la symétrisation des structures anatomiques, nos résultats d'estimation du PPA coïncident. Cependant, leur méthode repose sur l'acquisition de repères rachidiens qui peuvent

être influencés par la flexibilité de la colonne vertébrale lors de la chirurgie ou par des déformations pathologiques telle que la scoliose, ce qui impacterait les résultats. La méthode proposée repose uniquement sur des repères anatomiques pelviens et n'est donc pas biaisée par de possibles déformations rachidiennes.

Une approche très similaire à notre méthode a été publiée par Schumann *et al.*[186], reposant également sur le recalage d'un MSF du bassin à des repères anatomiques acquis par échographie naviguée. En effet, leur méthode consiste à acquérir les épines iliaques antéro et postéro supérieures du côté opéré par échographie naviguée, et à estimer les épines iliaques controlatérales par symétrie par rapport au PSM. Ils ont pu ainsi estimer le PPA avec une précision de  $3.5^\circ$  en antéversion et  $1.3^\circ$  en inclinaison, ce qui correspond à la précision obtenue par notre méthode. Cette approche possède l'avantage d'éviter l'acquisition de la symphyse pubienne, néanmoins elle requiert l'acquisition préalable par palpeur navigué des EIAS en position allongée pour déterminer le PSM, ce qui nécessite de repositionner ensuite le patient en décubitus latéral. La méthode proposée ici impose également l'acquisition des EIAS pour déterminer la distance les séparant, mais cette mesure ne nécessite pas de navigation et peut être effectuée pendant l'examen préopératoire pour éviter la contrainte de repositionnement du patient sur la table opératoire.

Bien que les résultats obtenus soient très encourageants, l'étude proposée ici présente quelques limitations. Tout d'abord, la cohorte de l'expérimentation *in vivo* reste petite et les volontaires ayant participé avaient des IMC plutôt faibles et ne représentent donc par forcément la diversité d'IMC des patients subissant une ATH. De nouvelles mesures sur une plus large cohorte permettrait de conforter les résultats obtenus. Deuxièmement, les acquisitions des repères anatomiques sur volontaires ont été effectuées en décubitus dorsal afin de déterminer la vérité-terrain du PPA, alors que la méthode a pour vocation d'être utilisée en décubitus latéral. Cependant, les repères anatomiques ayant été choisis pour être accessibles en décubitus latéral, la précision obtenue en décubitus latéral devrait rester sensiblement identique aux résultats obtenus en décubitus dorsal. Enfin, l'approche proposée est toujours en développement et nécessite une meilleure intégration au processus chirurgical. En particulier, l'extraction des repères anatomiques à partir de l'échographie naviguée pourrait être effectuée plus rapidement avec une segmentation automatique des images échographiques, avec des méthodes issues de la littérature récente telles que proposées par Villa *et al.* ou Pandey *et al.* [207, 208].

## IV.5 Conclusion

Le positionnement de la cupule lors d'une ATH en décubitus latéral peut être facilement sujet à erreur car entravé par la difficulté d'acquérir l'EIAS controlatérale pour déterminer le PPA. L'étude présentée dans ce chapitre propose de nouveaux repères anatomiques accessibles comme alternative à l'EIAS controlatérale ainsi qu'une méthode de recalage pour estimer facilement le PPA d'un patient placé en décubitus latéral. Cette approche repose sur un MSF du bassin et l'acquisition en peropératoire des repères anatomiques proposés, par échographie naviguée. Cette technique a été évaluée *in silico* sur 40 modèles de bassin et *in vivo* sur 5 volontaires et a obtenu une précision restant acceptable cliniquement. Une étude clinique prospective sur une plus grande cohorte de patients doit néanmoins être réalisée.

# CONCLUSION ET PERSPECTIVES

---

L'ATH est devenue au fil des années une intervention majeure avec environ 125 000 PTH implantées en 2018 en France [2]. Le nombre d'interventions n'a cessé de croître depuis plus d'une dizaine d'années et devrait continuer à augmenter dans les prochaines décennies [2]. Bien que l'ATH ait été élue « intervention du siècle » grâce aux améliorations fonctionnelles qu'elle apporte, elle nécessite une chirurgie de reprise dans environ 10% des cas [2, 6, 7]. Or ces chirurgies de seconde intention représentent une lourde charge et une perte de confort pour le patient, ainsi qu'un coût conséquent pour les hôpitaux. De nombreux systèmes d'aide à la chirurgie ont été développés ces dernières décennies, avec notamment la navigation, pour améliorer la précision de l'intervention. Toutefois, bien que ces systèmes soient précis pour positionner la prothèse, plusieurs études ont pu démontrer que la technique de pose conventionnelle (orientation de la cupule dans la zone de sécurité de Lewinnek) n'était pas adaptée pour tous les patients et que le positionnement des implants devrait être ajusté selon la mobilité du patient. L'objectif de la thèse était donc de proposer une approche globale et non irradiante pour mieux personnaliser la chirurgie, ainsi que pour assister le chirurgien lors de l'intervention.

Le chapitre I présente l'articulation de la hanche, ses pathologies, ses traitements et établit un état de l'art sur les systèmes d'aide à la mise en place des PTH. Le nombre grandissant de systèmes de navigation proposés montre bien l'intérêt de la communauté orthopédique pour de tels dispositifs qui améliorent la précision de chirurgie. Cependant leur acceptation et leur intégration en routine clinique demeurent souvent limitées par leur coût, l'apprentissage nécessaire pour les maîtriser, le temps additionnel d'intervention pouvant augmenter les risques d'infections, leur utilisation plus ou moins pratique, la nécessité d'imagerie irradiante additionnelle ou encore le gain clinique discutable pour le patient. Il existe donc une place pour un système non irradiant, simple à manipuler, qui prenne en compte la mobilité du patient et assiste le chirurgien durant l'intervention sans trop rallonger le temps opératoire.

Le chapitre II présente un dispositif d'échographie naviguée qui permet de réaliser l'ac-

quisition du PPA en trois positions (assis, debout et couché). Il permet d'évaluer le comportement pelvien du patient en quelques minutes. Ce dispositif simple ne requiert pas de formation particulière, peut être potentiellement facilement intégrable en routine clinique par l'utilisation d'une tablette et représente une alternative intéressante par rapport à d'autres techniques (scanner, radiographies, EOS). La limitation actuelle du dispositif d'échographie naviguée, réside dans la difficulté à effectuer l'acquisition du PPA sur un patient obèse en position assise. L'éloignement du marqueur de la sonde serait une modification simple et envisageable du dispositif pour faciliter le repérage du marqueur par la tablette. Une dernière perspective serait de pouvoir utiliser le dispositif avec différentes profondeurs de champ échographique afin d'adapter l'image à l'épaisseur des tissus présents sur les repères. En effet, le calibrage de la sonde échographique a été effectué pour une profondeur de champs de 5cm, ce qui est insuffisant pour déterminer la symphyse pubienne d'un patient obèse en position assise. Réaliser un calibrage avec une plus grande profondeur de champ et moduler le logiciel pour proposer les différentes profondeurs permettrait de faciliter l'utilisation du dispositif pour les patients à forte corpulence.

Le chapitre III présente la définition d'une zone de sécurité fonctionnelle pour l'orientation de la cupule. La zone proposée est définie en fonction (i) des paramètres prothétiques, (ii) de l'inclinaison pelvienne dans différentes positions et (iii) de l'AdM souhaitée, pour garantir l'absence de conflit prothétique et limiter ainsi les risques de luxation. Cette zone possède l'avantage de ne nécessiter aucune imagerie irradiante, et son calcul rapide permet de tester rapidement plusieurs configurations en pré comme en peropératoire. Néanmoins, elle ne permet pas de prendre en compte les possibles conflits osseux ni de minimiser l'usure de la prothèse en optimisant la répartition des forces de pression. Estimer de tels éléments nécessiterait une imagerie 3D et une modélisation du patient, ce qui alourdirait et allongerait considérablement les calculs. De plus, cette zone proposée est définie pour une forme simplifiée de prothèse. Il serait intéressant de pouvoir évaluer la zone de sécurité fonctionnelle pour des formes plus complexes, par exemple en fournissant le modèle 3D de la prothèse au logiciel, qui effectuerait une extraction automatique des caractéristiques géométriques des implants et calculerait la zone de sécurité fonctionnelle correspondante.

L'étude statistique de l'impact des paramètres d'entrée sur la zone de sécurité fonctionnelle a permis de mettre en évidence que la taille de la zone évolue notamment selon la géométrie de la prothèse et l'AdM souhaitée, alors que l'orientation de l'implant fémoral et les inclinaisons pelviennes assise, debout et allongée, influencent surtout l'orientation moyenne (ou

---

barycentre) de la zone. Les différentes études présentes dans la littérature étudiant l'évolution de la zone de sécurité selon ces paramètres, ont également pu montrer l'effet de la géométrie de la prothèse et de l'AdM souhaitée sur la zone, en étudiant sa taille selon chaque paramètre, mais très peu d'entre elles ont réellement abordé la question du barycentre de la zone. Les visualisations proposées (plusieurs zones présentées pour différentes valeurs d'un paramètre) permettent de mieux rendre compte de l'évolution de la zone dans son ensemble et d'illustrer clairement les modifications d'orientation moyenne. Enfin, le comportement pelvien, ou l'interaction entre les inclinaisons pelviennes des trois positions, impacte également la taille de la zone de sécurité fonctionnelle. En effet, les comportements pelviens raides obtiennent de petites zones et inversement, les comportements pelviens mobiles obtiennent de grandes zones. Ces observations concordent avec celles de nombreux auteurs étudiant la mobilité du complexe lombo-pelvien. Il serait intéressant d'étudier la relation entre ce dernier et le comportement pelvien pour établir s'ils représentent la mobilité pelvienne de façon équivalente. Ainsi les mesures radiographiques du complexe lombo-pelvien pourraient être remplacées par l'acquisition de l'inclinaison pelvienne en plusieurs positions, mesure réalisable de manière non irradiante par le dispositif d'échographie naviguée. À terme, le logiciel de calcul de la zone de sécurité fonctionnelle a pour vocation d'être intégré dans un système de navigation. Il donnerait ainsi une indication claire au chirurgien quant au positionnement de la cupule dans la zone de sécurité fonctionnelle ainsi que de la marge d'erreur disponible. Si la marge d'erreur est très faible, diminuer l'AdM souhaitée permet d'augmenter la taille de la zone, et ainsi de faciliter l'implantation pour le chirurgien mais a pour corollaire de diminuer la mobilité et donc le confort du patient. En outre, le logiciel gagnerait en utilité lors de l'intervention, en affichant la zone de sécurité fonctionnelle prévue ainsi que quelques zones supplémentaires correspondant à des orientations de col fémoral voisines de l'orientation envisagée.

Le chapitre IV présente une méthode d'estimation du PPA à partir de repères osseux facilement accessibles lorsque le patient est installé en décubitus latéral. L'identification de ces repères anatomiques utilisés comme alternative à l'EIAS controlatérale a d'abord nécessité le développement d'un MSF du bassin. Ce MSF ayant été construit à partir de scanners de bassin d'hommes, il serait intéressant d'effectuer la même procédure d'identification de repères osseux liés au PPA sur un MSF de bassin de femmes. En effet, lors de premiers essais, nous avons remarqué que l'ajout de cinq bassins féminins dans notre jeu de données modifiait significativement le MSF : pour un MSF de bassin entièrement masculin, le premier

mode de variation représente la taille du bassin et le second l'ouverture des EIAS, alors que pour un MSF de bassin mixte, le premier mode de variation représente la largeur du bassin (différence principale entre les bassins d'hommes et de femmes) et le second mode la taille du bassin. De nouvelles segmentations de bassins de femmes ont récemment été réalisées et un MSF de bassin féminin sera bientôt construit. Si les caractéristiques de généralité, spécificité et compacité du MSF féminin sont correctes et équivalentes à celles du MSF masculin, nous pourrions appliquer notre méthode d'identification de repères osseux liés au PPA et tester la procédure de recalage pour des bassins féminins.

L'algorithme de recalage guidé par labels a été implémenté en C++ à l'aide de la librairie ITK, librairie reconnue pour le recalage d'images médicales. De nombreux essais ont été effectués pour obtenir l'ajustement du MSF aux repères anatomiques le plus précis possible, selon les différentes transformations et méthodes d'optimisation disponibles avec ITK. Cependant le temps de calcul nécessaire au recalage du MSF demeure aux environs des 2 minutes, ce qui est trop long pour une utilisation en temps réel et une intégration en clinique. Sachant que les méthodes d'optimisation les plus récentes d'ITK permettent un recalage plus rapide (environ 20 secondes) mais avec une précision moindre (erreur inacceptable d'estimation du PPA de plus de  $10^\circ$ ), une nouvelle méthode d'optimisation serait à développer pour allier rapidité et précision de recalage. De plus, la segmentation des données échographiques obtenues lors de l'étude *in vivo* a été effectuée manuellement dans un objectif de test. Ce traitement devra être automatisé pour permettre une utilisation en clinique avec une estimation des nuages de points représentant les repères anatomiques du patient, rapide et indépendante de l'opérateur. Enfin, la méthode d'estimation du PPA a été validée *in vivo* dans un premier temps sur une petite cohorte de volontaires en décubitus dorsal. Pour confirmer cette première validation, il sera nécessaire d'évaluer la méthode proposée sur une plus large cohorte incluant des volontaires ayant des IMC variés et placés en décubitus latéral.

L'utilisation d'une telle méthode devrait permettre de réaliser une acquisition rapide du PPA en début d'intervention. Or les différents gestes chirurgicaux et la manipulation du patient durant la chirurgie peuvent altérer la position et l'orientation du bassin, notamment par un effet de ventralisation lorsque l'assistant tire le patient vers lui pour voir le champ opératoire (figure V.1), ce qui modifierait l'orientation du PPA et donc fausserait l'estimation effectuée. Plusieurs études ont en effet mis en évidence la modification d'orientation du bassin pendant l'intervention et ont pu estimer que ces mouvements peuvent entraîner une rotation de plus de  $10^\circ$  dans les plans sagittal, frontal et axial [130, 209, 210]. Une solution relativement simple et préventive pour limiter ces mouvements peut être d'installer le patient en décu-

---

bitus latéral avec le tronc vrillé pour limiter toute modification de position (figure V.1). Une autre possibilité serait de fixer un marqueur directement sur le patient lors de la première acquisition du PPA pour suivre les modifications de position du bassin et connaître l'orientation du PPA à tout instant, comme proposé par de nombreux systèmes de navigation déjà existants et présentés au chapitre I (figures I.28 à I.30).

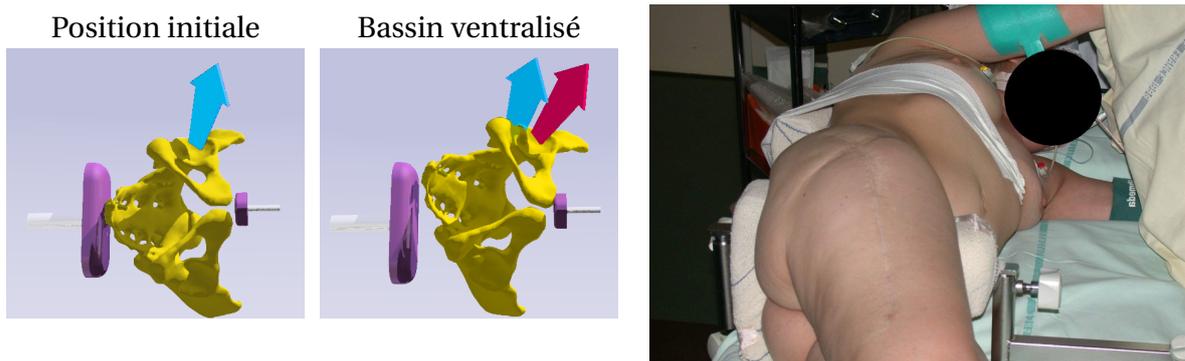


FIGURE V.1 – Effet de ventralisation (à gauche) et patient en décubitus latéral, tronc vrillé pour un meilleur maintien de la position et limiter l'effet de ventralisation durant la chirurgie (à droite).

En conclusion, la thèse présentée propose une approche globale pour personnaliser l'ATH et assister le chirurgien lors de la détermination du PPA en peropératoire. Les outils proposés (le dispositif d'échographie naviguée, la zone de sécurité fonctionnelle et l'algorithme de recalage du MSF) sont tous fonctionnels mais nécessitent encore des développements supplémentaires pour être intégrés en routine clinique. Ils démontrent toutefois la possibilité de réaliser une chirurgie patient-spécifique limitant les risques de conflit prothétique, sans nécessiter d'imagerie irradiante additionnelle.



## A Calcul de la zone de sécurité fonctionnelle

**Repérage.** Nous nous plaçons dans le cas d'une PTH du côté gauche du bassin, le calcul de la zone de sécurité pour une PTH droite s'effectuant de manière similaire. Un repère orthonormé  $\mathbb{R} = (O; \vec{x}, \vec{y}, \vec{z})$  est défini, où  $O$  désigne le centre de la tête fémorale,  $\vec{x}$  le vecteur normal au plan frontal dirigé vers l'avant,  $\vec{y}$  le vecteur normal au plan sagittal dirigé vers l'extérieur et  $\vec{z}$  le vecteur normal au plan axial dirigé vers le haut (figure A.1).

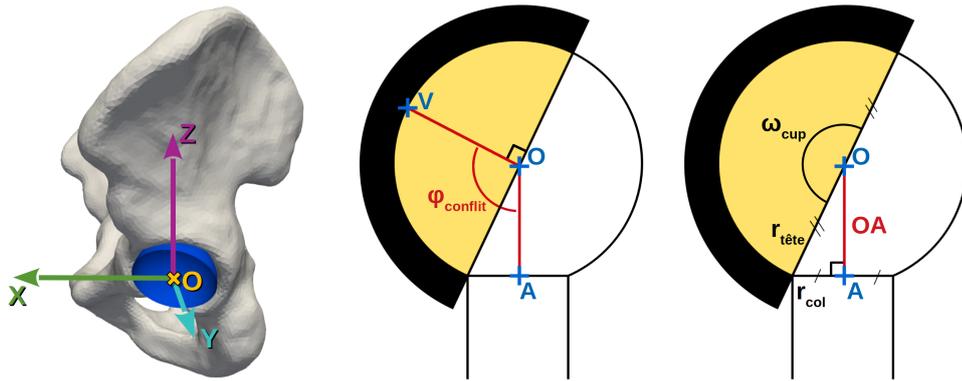


FIGURE A.1 – Orientation de la cupule acétabulaire et du col fémoral

**Mise en équation.** L'orientation de l'implant acétabulaire est décrite par le vecteur  $\overrightarrow{OV}$  normal au plan d'ouverture et dirigé vers l'intérieur de la cupule. L'orientation du col fémoral est décrite par le vecteur  $\overrightarrow{OA}$ , où  $A$  désigne le point du col fémoral le plus proche du centre  $O$ . L'orientation du col fémoral par rapport à la cupule est déterminée par l'angle  $\widehat{VOA}$ . Un conflit prothétique survient lorsqu'un bord du col fémoral entre en contact avec la cupule acétabulaire (figure A.1), l'angle  $\widehat{VOA}$  atteignant alors la limite  $\varphi_{conflict}$  valant :

$$\varphi_{conflict} = \frac{\omega_{cup}}{2} + \arcsin\left(\frac{r_{col}}{r_{tete}}\right) * \frac{180}{\pi} \quad (4)$$

Pour chaque orientation de cupule  $\overrightarrow{OV}$  testée, nous calculons l'orientation du col fémoral  $\overrightarrow{OA}$  suite à un mouvement d'amplitude  $\beta$  et vérifions si un conflit prothétique survient, c'est-

à-dire si :

$$\widehat{VOA} = \arccos(\overrightarrow{OV} \cdot \overrightarrow{OA}) * \frac{180}{\pi} \leq \varphi_{conflit} \quad (5)$$

L'orientation de la cupule  $\overrightarrow{OV}$  s'exprime en fonction de son antéverson  $AV_{cup}$  et de son inclinaison  $IC_{cup}$  :

$$\overrightarrow{OV} = r_{tete} \begin{pmatrix} -\sin(AV_{cup} * \frac{\pi}{180}) \\ \cos(AV_{cup} * \frac{\pi}{180}) * \sin(IC_{cup} * \frac{\pi}{180}) \\ \cos(AV_{cup} * \frac{\pi}{180}) * \cos(IC_{cup} * \frac{\pi}{180}) \end{pmatrix} \quad (6)$$

L'orientation initiale du col fémoral, *i.e.* lorsque le fémur est en position neutre, s'exprime en fonction de l'antétorsion  $AT_{col}$  et de l'inclinaison  $IC_{col}$  de la tige :

$$\overrightarrow{OA_{init}} = OA \begin{pmatrix} \sin(IC_{col} * \frac{\pi}{180}) * \cos(AT_{col} * \frac{\pi}{180}) \\ \sin(IC_{col} * \frac{\pi}{180}) * \sin(AT_{col} * \frac{\pi}{180}) \\ \cos(IC_{col} * \frac{\pi}{180}) \end{pmatrix} \quad \text{où } OA = \sqrt{r_{tete}^2 - r_{col}^2} \quad (7)$$

Pour un mouvement d'amplitude  $\beta_{mvt}$ , le vecteur  $\overrightarrow{OA}$  effectue une rotation d'angle  $\beta_{mvt}$  dans un plan  $\mathcal{P}$  (frontal, sagittal ou axial) et peut être décrit dans un repère à deux dimensions  $\mathbb{R}_2 = (O; \vec{X}1, \vec{X}2)$ . Pour généraliser les équations aux 6 mouvements, nous exprimons le vecteur  $\overrightarrow{OA}$  suivant les axes  $\vec{X}1$  et  $\vec{X}2$  qui correspondent aux axes  $\vec{x}, \vec{y}$  ou  $\vec{z}$  selon le mouvement effectué (figure A.2).

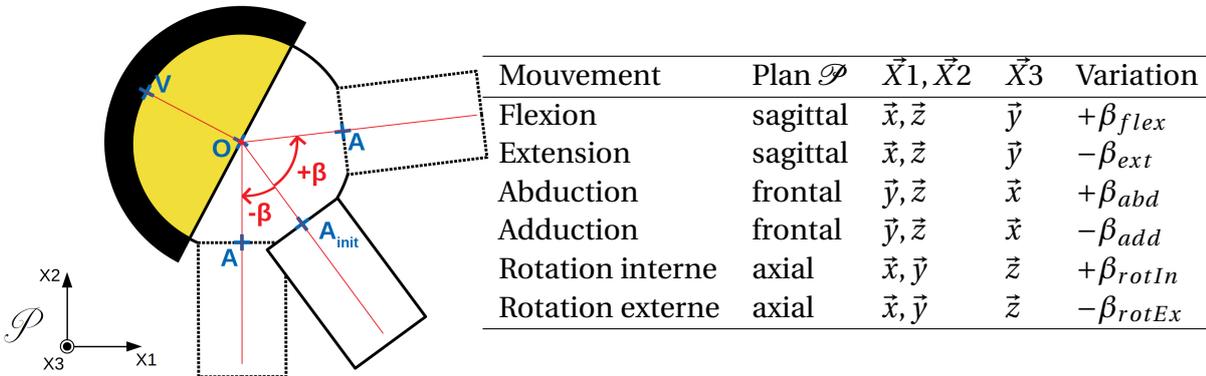


FIGURE A.2 – Chaque mouvement s'effectue dans un plan  $\mathcal{P}$  de normal  $\vec{X}3$ , suivant les axes  $\vec{X}1$  et  $\vec{X}2$ . Le sens du mouvement est donné par le signe de la variation d'angle  $\beta_{mvt}$ .

Pour tout mouvement d'angle  $\beta_{mvt}$  effectué, la nouvelle position de  $A$  peut s'écrire :

$$\begin{cases} \vec{OA}_{.X1} = |\vec{OA}_{\mathcal{P}}| * \cos\left(\text{sign}(\vec{OA}_{init.X2}) * \arccos\left(\frac{\vec{OA}_{init.X1}}{|\vec{OA}_{\mathcal{P}}|}\right) \pm \beta_{mvt} * \frac{\pi}{180}\right) \\ \vec{OA}_{.X2} = |\vec{OA}_{\mathcal{P}}| * \sin\left(\text{sign}(\vec{OA}_{init.X2}) * \arccos\left(\frac{\vec{OA}_{init.X1}}{|\vec{OA}_{\mathcal{P}}|}\right) \pm \beta_{mvt} * \frac{\pi}{180}\right) \\ \vec{OA}_{.X3} = \vec{OA}_{init.X3} \end{cases} \quad (8)$$

où  $\vec{OA}_{.X1}$ ,  $\vec{OA}_{.X2}$  et  $\vec{OA}_{.X3}$  désignent les composantes de  $\vec{OA}$  suivant les axes  $\vec{X}1$ ,  $\vec{X}2$  et  $\vec{X}3$ , avec  $\vec{X}3$  normal au plan  $\mathcal{P}$ , et où  $|\vec{OA}_{\mathcal{P}}|$  désigne la norme du projeté orthogonal de  $\vec{OA}$  dans  $\mathcal{P}$  et s'écrit :

$$|\vec{OA}_{\mathcal{P}}| = \sqrt{\vec{OA}_{.X1}^2 + \vec{OA}_{.X2}^2} \quad (9)$$

L'inclinaison pelvienne, correspondant à une bascule du bassin dans le plan sagittal, peut être vue comme une flexion dans le cas d'une bascule antérieure, ou d'une extension dans le cas d'une bascule postérieure. On applique alors l'inclinaison pelvienne  $\alpha$  comme une flexion si  $\alpha > 0$  ou comme une extension si  $\alpha < 0$ .

Vérifier pour chaque inclinaison et chaque antéversion incluses dans l'intervalle  $[-89^\circ; +90^\circ]$  si un mouvement d'angle  $\beta$  provoque ou non un conflit prothétique, est très demandeur en calcul (32 400 évaluations). Pour simplifier la méthode, nous recherchons uniquement les orientations de cupule à la limite du conflit prothétique, (*i.e.* orientations pour lesquelles  $\widehat{VOA} = \varphi_{conflit}$ ) et ce en cherchant pour toutes les antéversions  $AV_{cup}$  de  $-89^\circ$  à  $90^\circ$  (par pas de  $1^\circ$ ), les inclinaisons  $IC_{cup}$  générant un conflit prothétique (180 évaluations). Nous recherchons alors les inclinaison  $IC_{cup}$  qui satisfont :

$$\widehat{VOA} = f(IC_{cup})|_{AC_{cup}, AT_{col}, IC_{col}, \alpha, \beta, r_{col}, r_{tete}, \omega_{cup}} = \varphi_{conflit} \quad (10)$$

La fonction  $f(IC_{cup})$  étant toujours parabolique (l'antéversion de la cupule et tous les autres paramètres prothétiques, pelviens et d'AdM étant fixés) nous pouvons l'approximer grâce à la méthode de Müller [211] à partir de trois valeurs d'inclinaison. Nous calculons alors l'angle  $\widehat{VOA}$  pour les inclinaisons  $-45^\circ$ ,  $0^\circ$ , et  $45^\circ$ , approximations la fonction  $\widehat{VOA} = f(IC_{cup})$  et recherchons les inclinaisons à la limite du conflit prothétique, *i.e.* les inclinaisons critiques satisfaisant l'équation (10).

Trois cas de figure sont alors envisageables (figure A.3) :

- aucune  $IC_{cup}$  critique : toutes les  $IC_{cup}$  sont au-delà du conflit prothétique (ou aucune si la parabole est vers le haut)
- une  $IC_{cup}$  critique : les inclinaisons de cupule inférieures à la valeur critique sont au-delà du conflit prothétique (ou supérieures selon le bord de la parabole)
- deux  $IC_{cup}$  critiques : les inclinaisons de cupule en dehors des deux valeurs critiques sont au-delà du conflit prothétique (ou entre si la parabole est vers le haut)

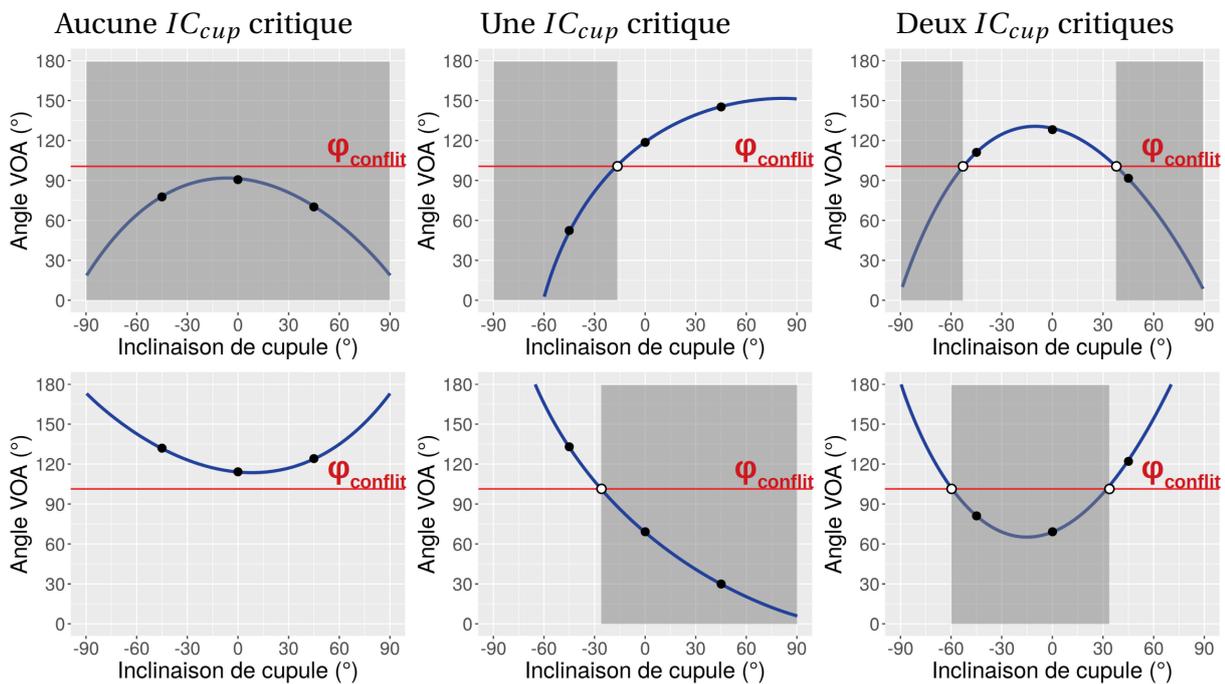


FIGURE A.3 – Approximation parabolique de  $\widehat{VOA} = f(IC_{cup})$  (courbe bleue) à partir de trois inclinaisons  $IC_{cup}$  (points noirs) pour déterminer la présence d' $IC_{cup}$  critiques (points blancs). Les zones grisées correspondent aux inclinaisons de cupule impossibles car dépassant le conflit prothétique.

L'estimation des  $IC_{cup}$  critiques pour toutes les antéversions  $AC_{cup}$  entre  $-89^\circ$  et  $+90^\circ$  permet de déterminer les orientations de cupule à la limite du conflit prothétique en une position pour un mouvement donné. La combinaison des orientations critiques de l'ensemble des mouvements des positions assise, debout et couchée permet d'obtenir les limites de la zone de sécurité fonctionnelle.

**Résultat.** Un exemple du calcul de la zone de sécurité fonctionnelle est donné en figure A.4, pour un patient ayant une inclinaison pelvienne de  $+5.4^\circ$ ,  $-13.7^\circ$  et  $-40.3^\circ$  en position allongée, debout et assise, et pour des paramètres prothétiques et d'AdM fixés (tableau A.1).

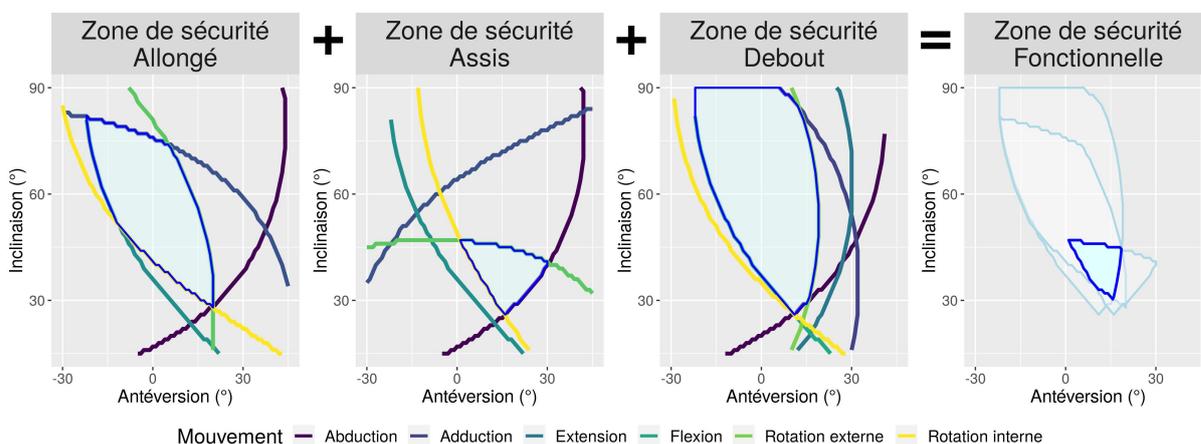


FIGURE A.4 – Pour chaque position, les orientations critiques générant un conflit prothétique définissent la zone de sécurité statique. La zone de sécurité fonctionnelle est obtenue en combinant les 3 zones de sécurité statique.

Paramètres prothétiques		AdM souhaitée (en °)			
		Mouvement	Allongé	Debout	Assis
Rayon de la tête (mm)	14	Flexion	120	139	75
Rayon du col (mm)	5.75	Extension	∅	11	∅
Angle d'ouverture (°)	180	Abduction	30	25	50
Antétorsion du col (°)	117	Adduction	40	21	50
Inclinaison du col (°)	125	Rotation int.	35	40	70
		Rotation ext.	40	21	85

TABLE A.1 – Paramètres d'entrée de l'algorithme (prothétiques et AdM souhaitée) utilisés pour la zone de sécurité fonctionnelle en figure A.4.

Pour chaque position, les AdM souhaitées définissent les orientations des cupules critiques générant un conflit prothétique, en fonction des autres paramètres d'entrée (prothétiques et pelviens). Une zone de sécurité statique est alors calculée pour chaque position. Enfin, la superposition des trois zones de sécurité statique permet d'obtenir la zone de sécurité fonctionnelle.

Un agrandissement de la zone obtenue est présenté en figure A.5. Comparée à la zone de Lewinnek, la zone de sécurité fonctionnelle apparaît de forme irrégulière car délimitée par des mouvements issus des trois positions. Recoupant partiellement la zone de Lewinnek,

elle exclue au final plus de la moitié des orientations de Lewinnek, tout en incluant quelques unes supplémentaires (avec une antéversion  $< 5^\circ$ ).

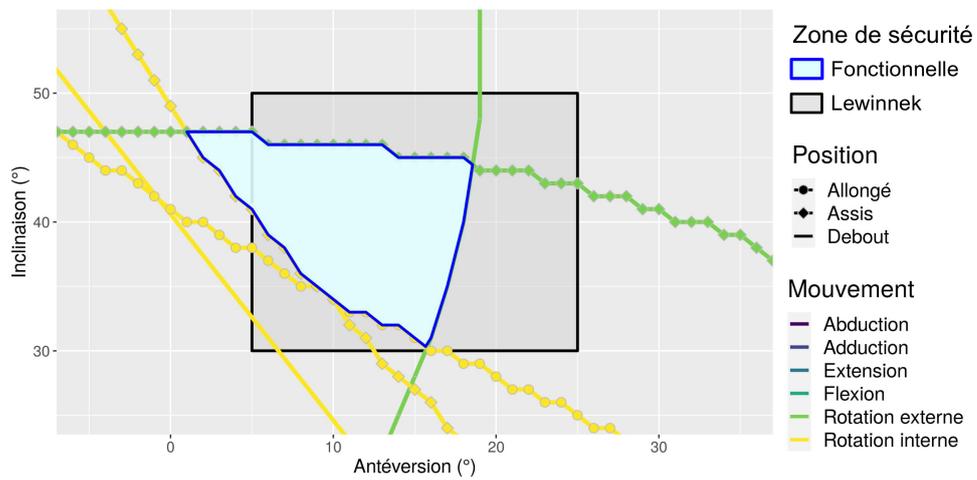


FIGURE A.5 – Zone de sécurité fonctionnelle calculée pour un patient et comparée à la zone de Lewinnek. Plusieurs mouvements en différentes positions délimitent la zone de sécurité fonctionnelle.

**B Comportements pelviens des 30 patients**

Patient	Inclinaison pelvienne (°)		
	Allongé	Debout	Assis
1	0.3	-24.7	-47.9
2	5.4	-13.7	-40.3
3	6.1	-25.8	-43.8
4	5.8	-30.6	-41.0
5	5.0	-2.1	-31.1
6	6.3	-17.6	-43.3
7	11.3	9.4	-23.9
8	3.0	7.5	-46.7
9	-4.3	11.7	-49.2
10	2.8	-9.4	-45.2
11	-9.3	-12.1	-49.4
12	1.2	-10.7	-44.9
13	7.3	3.8	-34.2
14	0.3	-8.5	-43.3
15	-4.4	-9.5	-44.6
16	3.4	-3.6	-44.3
17	-0.5	-7.5	-45.7
18	1.7	-6.5	-44.3
19	3.6	-7.4	-51.6
20	-3.4	-5.5	-49.3
21	-6.8	-7.8	-47.9
22	7.3	2.7	-47.0
23	1.0	5.3	-44.7
24	2.2	-1.2	-41.2
25	8.6	6.5	-49.4
26	-3.5	-10.8	-44.3
27	-6.7	-7.4	-53.8
28	1.1	-0.3	-43.8
29	-2.7	4.8	-48.6
30	7.9	-9.5	-49.4

TABLE A.2 – Comportements pelviens mesurés sur 30 patients.



# CONTRIBUTIONS

---

## Journaux

G. Dardenne, J.-P. Pluchon, H. Letissier, A. Guezou-Philippe, R. Gerard, C. Lefèvre, E. Stindel, “Accuracy and Precision of an Ultrasound-Based Device to Measure the Pelvic Tilt in Several Positions”, *Journal of Ultrasound in Medicine*, vol. 39, no. 4, pp. 667–674, 2020.

### Accepté

A. Guezou-Philippe, G. Dardenne, H. Letissier, A. Yvinou, V. Burdin, E. Stindel, C. Lefèvre, “Anterior Pelvic Plane estimation for Total Hip Arthroplasty using a joint Ultrasound and Statistical Shape Model based approach”, *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2022.

### En cours de révision

A. Guezou-Philippe, W. Marchadour, J.-P. Pluchon, H. Letissier, C. Lefèvre, E. Stindel, G. Dardenne, “Considering The Patient-Specific Pelvic Variabilities In Different Daily Positions For THA : An Imageless Approach”, *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*.

## Conférences

A. Guezou-Philippe, G. Dardenne, A. Salhi, V. Burdin, C. Lefevre, and E. Stindel, “Statistical Shape Modeling to Determine the Anterior Pelvic Plane for Total Hip Arthroplasty,” *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, vol. 2020-July, pp. 1364–1367, 2020.

A. Guezou-Philippe, G. Dardenne, A. Salhi, V. Burdin, C. Lefevre, and E. Stindel, “Alternative Anatomical Landmarks for Anterior Pelvic Plane Determination,” in *EPiC Series in Health Sciences*, 2020, vol. 4, pp. 92–96.

W. Marchadour, G. Dardenne, A. Guezou-Philippe, C. Lefèvre, and E. Stindel, “Patient-Specific Safe Zone Based on Daily Positions and Range of Motion,” in *EPiC Series in Health Sciences*, 2020, vol. 4, no. 1, pp. 188–192.

A. Guezou-Philippe, G. Dardenne, J.-P. Pluchon, H. Letissier, R. Gérard, C. Lefevre, E. Stindel, , “In-Vivo Precision of a Non-Invasive Ultrasound-based Device to Measure Pelvic Tilt for THA,” in *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 44ème Congrès de la Société de Biomécanique*, 2019, vol. 22, no. S1, pp. S110–S112.

A. Guezou-Philippe, G. Dardenne, M. Dorniol, H. Letissier, C. Lefèvre, and E. Stindel, “Reliability of Pelvic Parameters Measurement with SterEOS : Preliminary Results,” in *EPiC Series in Health Sciences*, 2019, vol. 3, pp. 157–160.

M. Dorniol, G. Dardenne, A. Guezou-Philippe, H. Letissier, C. Lefevre, and E. Stindel, “Fiabilité des Paramètres Pelviens Mesurés par Ster-EOS : Résultats Préliminaires,” in *SOFCOT (Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique)*, 2019, p. 321.

G. Dardenne, J.-P. Pluchon, H. Letissier, A. Guezou-Philippe, R. Gérard, C. Lefèvre, E. Stindel, “In-Vivo Precision of a Non-Invasive Ultrasound-based Device to Measure Pelvic Tilt for THA,” *EPiC Series in Health Sciences*, vol. 3, pp. 106–109, 2019.

G. Dardenne, J.-P. Pluchon, A. Guezou-Philippe, H. Letissier, C. Hamitouche, C. Lefèvre, E. Stindel, “An Easy-to-Use Portable Ultrasound Based Device for the Measurement of the Pelvic Tilt,” in *EPiC Series in Health Sciences*, 2018, vol. 2, pp. 39–42.

## Dépôt logiciel

**Dynahip Plan** 2021. Ce logiciel a pour but de calculer une zone de sécurité dite fonctionnelle permettant l’orientation optimale d’une cupule prothétique en chirurgie orthopédique. Ce calcul se base sur plusieurs paramètres prothétiques mais a surtout l’avantage de prendre en compte le comportement pelvien propre au patient dans diverses positions journalières : assis, debout et allongé. L’orientation de la prothèse est ensuite déterminée en fonction de ces paramètres dynamiques. (IDDN.FR.001.190009.000.S.P.2021.000.31230)

# BIBLIOGRAPHIE

---

- [1] Philippe HERNIGOU, « Les prothèses totales de hanche Total hip arthroplasties », in : *Bulletin de l'Académie Nationale de Médecine* 202.5-6 (mai 2018), p. 1063-1070, DOI : 10.1016/s0001-4079(19)30273-0.
- [2] Roger ERIVAN et al., « Évolution et projection de la chirurgie de la hanche en France de 2008 à 2070 : étude épidémiologique avec analyse de tendance et projection », in : *Revue de Chirurgie Orthopedique et Traumatologique* 105.7 (nov. 2019), p. 803-812, DOI : 10.1016/j.rcot.2019.09.127.
- [3] Sumit PRAMANIK, Avinash Kumar AGARWAL et K N RAI, « Chronology of total hip joint replacement and materials development », in : *Trends in Biomaterials and Artificial Organs* 19.1 (2005), p. 15-26.
- [4] MedicalGraphics.de – licence CC BY-ND 4.0, , (visité le 10/12/2020).
- [5] Saverio AFFATATO et al., « Short history of biomaterials used in hip arthroplasty and their modern evolution », in : *Biomaterials in Clinical Practice : Advances in Clinical Research and Medical Devices*, Springer International Publishing, 2018, p. 1-21, DOI : 10.1007/978-3-319-68025-5\_1.
- [6] AJRR, *The Seventh Annual Report of the AJRR on Hip and Knee Arthroplasty*, rapp. tech., 2020.
- [7] Christian DELAUNAY et Christian BRAND, *SoFCOT Total Hip Arthroplasty Register Annual Biennial report 2020*, rapp. tech., 2020.
- [8] S. KLOUCHE, E. SARIALI et P. MAMOUDY, « Analyse du coût des reprises des prothèses totales de hanche infectées », in : *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique* 96.2 (avr. 2010), p. 167-175, DOI : 10.1016/J.RCOT.2010.02.005.
- [9] U. HOLZWARTH et G. COTOGNO, *Total Hip Arthroplasty - State of the Art, Challenges and Prospects*, rapp. tech., 2012, p. 1-59, DOI : 10.2788/31286.
- [10] G E LEWINNEK et al., « Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. », in : *The Journal of Bone & Joint Surgery* 60.2 (1978), p. 217-220.
- [11] Ken SUDA et al., « Cup implantation accuracy using the HipCOMPASS mechanical intraoperative support device », in : *SpringerPlus* 5.784 (déc. 2016), DOI : 10.1186/s40064-016-2503-z.
- [12] Itay PERETS et al., « Current topics in robotic-assisted total hip arthroplasty : a review », in : *HIP International* 30.2 (2020), p. 118-124, DOI : 10.1177/1120700019893636.

- [13] Chidozie H. EWURUM et al., « Surgical navigation in orthopedics : Workflow and system review », in : *Intelligent Orthopaedics : Artificial Intelligence and Smart Image-guided Technology for Orthopaedics*, t. 1093, 2018, p. 47-63, DOI : 10.1007/978-981-13-1396-7\_4.
- [14] A. I. KAPANDJI, *Anatomie fonctionnelle, Vol. 2 : Membre inférieur*, sous la dir. de MALOINE, 6e Edition, 2012, arXiv : NIHMS150003.
- [15] Richard DRAKE, A. Wayne VOGL et Adam W. M. MITCHELL, *Gray's Anatomy for Students*, sous la dir. de Churchill LIVINGSTONE, 3rd editio, 2014.
- [16] KAMINA, *Anatomie Clinique, Tome 1 : Anatomie générale - Membres*, sous la dir. de MALOINE, 4e Edition, 2009.
- [17] Oliver JONES, *TeachMeAnatomy - The Hip Joint*, , 2019 (visité le 20/08/2021).
- [18] Alice COURTIES et Francis BERENBAUM, « Peut-on prévenir une coxarthrose? », in : *Revue du Rhumatisme Monographies* 87.1 (2020), p. 30-35, DOI : 10.1016/j.monrhu.2019.08.003.
- [19] OCDE, « Remplacements de la hanche ou du genou », in : *Panorama de la santé 2019 : Les indicateurs de l'OCDE*. Sous la dir. d'OCDE, Paris, 2019, p. 200-201, DOI : 10.1787/8b6c6179-fr.
- [20] E. J. CLOUGH et T. M. CLOUGH, « Metal on metal hip resurfacing arthroplasty : Where are we now? », in : *Journal of Orthopaedics* 23 (jan. 2021), p. 123-127, DOI : 10.1016/j.jor.2020.12.036.
- [21] Olivier CORNU et al., « Modalités et indications chirurgicales en pathologie de hanche », in : *Louvain medical* 137.1 (2018), p. 290-297.
- [22] SOFCOT, *Informations concernant la prothèse totale de la hanche*.
- [23] Louis Paul FISCHER et al., « Les premières prothèses articulaires de la hanche chez l'homme (1890-1960) », in : *Histoire des sciences médicales* 34.1 (2000), p. 57-70.
- [24] John CHARNLEY, « Surgery of the Hip-Joint », in : *British medical journal* 1.5176 (1960), p. 821-826.
- [25] HAUTE AUTORITÉ DE SANTÉ, *Evaluation des ciments avec ou sans antibiotiques pour la fixation des implants articulaires*, rapp. tech., Saint-Denis La Plaine : HAS, 2016.
- [26] Joanna MAGGS et Matthew WILSON, « The relative merits of cemented and uncemented prostheses in total hip arthroplasty », in : *Indian Journal of Orthopaedics* 51.4 (juil. 2017), p. 377-385, DOI : 10.4103/ortho.IJOrtho\_405\_16.
- [27] Stephen Richard KNIGHT, Randeep AUJLA et Satya Prasad BISWAS, « Total Hip Arthroplasty – over 100 years of operative history », in : *Orthopedic Reviews* 3.2 (2011), e16, DOI : 10.4081/or.2011.e16.
- [28] Chaofan ZHANG, Chun Hoi YAN et Wenming ZHANG, « Cemented or cementless fixation for primary hip arthroplasty—evidence from The International Joint Replacement Registries », in : *Annals of Joint* 2.57 (2017), DOI : 10.21037/aoj.2017.09.03.

- 
- [29] Anna Kate FOWLER, Andrew R. GRAY et David P. GWYNNE-JONES, « Hybrid Fixation for Total Hip Arthroplasty Showed Improved Survival Over Cemented and Uncemented Fixation : A Single-Center Survival Analysis of 2156 Hips at 12-18 Years », in : *Journal of Arthroplasty* 34.11 (nov. 2019), p. 2711-2717, DOI : 10.1016/j.arth.2019.06.031.
- [30] Imma LATESSA et al., « Health technology assessment through Six Sigma Methodology to assess cemented and uncemented prostheses in total hip arthroplasty », in : *European Journal of Translational Myology* 31.1 (2021), p. 2021, DOI : 10.4081/ejtm.2021.9651.
- [31] Frank VAN PRAET et Michiel MULIER, « To cement or not to cement acetabular cups in total hip arthroplasty : A systematic review and re-evaluation », in : *SICOT-J* 5.35 (2019), DOI : 10.1051/sicotj/2019032.
- [32] Ali ABDULKARIM et al., « Cemented versus uncemented fixation in total hip replacement : a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials », in : *Orthopedic Reviews* 5.e8 (2013), p. 34-44, DOI : 10.4081/or.2013.e8.
- [33] N. D. CLEMENT, L. C. BIANI et S. J. BREUSCH, « Total hip arthroplasty : To cement or not to cement the acetabular socket? A critical review of the literature », in : *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 132.3 (2012), p. 411-427, DOI : 10.1007/s00402-011-1422-2.
- [34] Amit AHERWAR, Amit K SINGH et Amar PATNAIK, « Current and future biocompatibility aspects of biomaterials for hip prosthesis », in : *AIMS Bioengineering* 3.1 (2015), p. 23-43, DOI : 10.3934/bioeng.2016.1.23.
- [35] Massimiliano MEROLA et Saverio AFFATATO, « Materials for hip prostheses : A review of wear and loading considerations », in : *Materials* 12.3 (fév. 2019), p. 495, DOI : 10.3390/ma12030495.
- [36] Mohamed NABIL, Ahmed MATTHANA et Mohamed A. IMAM, « A minimum three-year clinical and radiological follow up of the utilisation of a Cementless Multihole Mega cups in conversion hip arthroplasty -a prospective analysis », in : *Acta Orthopaedica Belgica* 81.1 (2015), p. 100-106.
- [37] Brian R. BURROUGHS et al., « Range of motion and stability in total hip arthroplasty with 28-, 32-, 38-, and 44-mm femoral head sizes : An in vitro study », in : *Journal of Arthroplasty* 20.1 (2005), p. 11-19, DOI : 10.1016/j.arth.2004.07.008.
- [38] Christina I. ESPOSITO et al., « Cup position alone does not predict risk of dislocation after hip arthroplasty », in : *Journal of Arthroplasty* 30.1 (2015), p. 109-113, DOI : 10.1016/j.arth.2014.07.009.
- [39] Rainer BADER et al., « The influence of head and neck geometry on stability of total hip replacement A mechanical test study », in : *Acta Orthopaedica Scandinavica* 75.4 (2004), p. 415-421, DOI : 10.1080/00016470410001178-1.

- [40] J. GIRARD, « Femoral head diameter considerations for primary total hip arthroplasty », in : *Orthopaedics and Traumatology : Surgery and Research* 101.1 (2015), S25-S29, DOI : 10.1016/j.otsr.2014.07.026.
- [41] Harlan C. AMSTUTZ, Michel J. LE DUFF et Paul E. BEAULÉ, « Prevention and treatment of dislocation after total hip replacement using large diameter balls », in : *Clinical Orthopaedics and Related Research* 429 (2004), p. 108-116, DOI : 10.1097/01.blo.0000150310.25603.26.
- [42] Nicholas E. BISHOP, Arne HOTHAN et Michael M. MORLOCK, « High friction moments in large hard-on-hard hip replacement bearings in conditions of poor lubrication », in : *Journal of Orthopaedic Research* 31.5 (2012), p. 807-813, DOI : 10.1002/jor.22255.
- [43] Ofir CHECHIK et al., « Surgical approach and prosthesis fixation in hip arthroplasty world wide », in : *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 133.11 (2013), p. 1595-1600, DOI : 10.1007/s00402-013-1828-0.
- [44] Frédéric DUBRANA et al., *Manuel des voies d'abord en chirurgie orthopédique et traumatologique*, sous la dir. d'Elsevier MASSON, 2<sup>e</sup> éd., 2014, p. 64-74.
- [45] V. K. AGGARWAL et al., « Surgical approach significantly affects the complication rates associated with total hip arthroplasty », in : *Bone and Joint Journal* 101 B.6 (2019), p. 646-651, DOI : 10.1302/0301-620X.101B6.BJJ-2018-1474.R1.
- [46] Stephen PETIS et al., « Surgical approach in primary total hip arthroplasty : Anatomy, technique and clinical outcomes », in : *Canadian Journal of Surgery* 58.2 (2015), p. 128-139, DOI : 10.1503/cjs.007214.
- [47] Vincent M MORETTI et Zachary P. POST, « Surgical approaches for total hip arthroplasty », in : *Indian Journal of Orthopaedics*, t. 51, 4, Indian Orthopaedic Association, juil. 2017, p. 368-376, DOI : 10.4103/ortho.IJOrtho\_317\_16.
- [48] MEDICAL MULTIMEDIA GROUP, *Hip Replacement*, , (visité le 31/08/2021).
- [49] Nelson F. SOOHOO et al., « Factors that predict short-term complication rates after total hip arthroplasty », in : *Clinical Orthopaedics and Related Research*, t. 468, 9, 2010, p. 2363-2371, DOI : 10.1007/s11999-010-1354-0.
- [50] Markus WEBER et al., « Revision Surgery in Total Joint Replacement Is Cost-Intensive », in : *BioMed Research International* 2018 (2018), DOI : 10.1155/2018/8987104.
- [51] Jingwei ZHANG et al., « The use of combined anteversion in total hip arthroplasty for patients with developmental dysplasia of the hip », in : *Journal of Arthroplasty* 29.3 (mar. 2014), p. 621-625, DOI : 10.1016/j.arth.2013.08.004.
- [52] Yasuharu NAKASHIMA et al., « Combined anteversion technique reduced the dislocation in cementless total hip arthroplasty », in : *International Orthopaedics* 38.1 (jan. 2014), p. 27-32, DOI : 10.1007/s00264-013-2091-2.

- 
- [53] T RENKAWITZ et al., « Impingement-free range of movement, acetabular component cover and early clinical results comparing 'femur-first' navigation and 'conventional' minimally invasive total hip arthroplasty : A randomised controlled trial », in : *Bone and Joint Journal* 97-B.7 (2015), p. 890-898, DOI : 10.1302/0301-620X.97B7.34729.
- [54] Sean W HIGGINS et al., « A novel approach for determining three-dimensional acetabular orientation : Results from two hundred subjects », in : *Journal of Bone and Joint Surgery - American Volume* 96.21 (2014), p. 1776-1784, DOI : 10.2106/JBJS.L.01141.
- [55] Vincentius J. SUHARDI et al., « Accuracy of acetabular cup placement positively correlates with level of training », in : *International Orthopaedics (SICOT)* (août 2021), DOI : 10.1007/s00264-021-05165-4.
- [56] Thom SNIJDERS, S.M. van GAALLEN et A. de GAST, « Precision and accuracy of imageless navigation versus freehand implantation of total hip arthroplasty : A systematic review and meta-analysis », in : *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 13.4 (déc. 2017), e1843, DOI : 10.1002/racs.1843.
- [57] H. A.P. ARCHBOLD et al., « The transverse acetabular ligament : An aid to orientation of the acetabular component during primary total hip replacement. A preliminary study of 1000 cases investigating post-operative stability », in : *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B* 88-B.7 (juil. 2006), p. 883-886, DOI : 10.1302/0301-620X.88B7.17577.
- [58] G. MEERMANS et al., « The use of the transverse acetabular ligament for determining the orientation of the components in total hip replacement », in : *The Bone & Joint Journal* 96-B.3 (mar. 2014), p. 312-318, DOI : 10.1302/0301-620x.96b3.32989.
- [59] Mohammed Hatem SALAL, « Transverse acetabular ligament as an anatomical landmark for intraoperative cup anteversion in primary total hip replacement », in : *Journal of the College of Physicians and Surgeons Pakistan* 27.10 (2017), p. 642-644, DOI : 2725.
- [60] Roshan RAGHAVAN et Christos PLAKOGIANNIS, « "Channel Lines" : A simple surgical technique to aid in achieving patient-specific ante-version during implantation of uncemented acetabular cups », in : *Techniques in Orthopaedics* 33.4 (déc. 2018), p. 264-266, DOI : 10.1097/BTO.000000000000256.
- [61] Dr. J PAZHANI et Dr. M SATHISH, « How deep acetabular cup can be positioned from transverse acetabular ligament to have an ideal inclination? », in : *International Journal of Orthopaedics Sciences* 6.1 (2020), p. 561-564, DOI : 10.22271/ortho.2020.v6.i1j.1924.
- [62] Hirohito ABE et al., « Is the transverse acetabular ligament a reliable cup orientation guide? », in : *Acta Orthopaedica* 83.5 (oct. 2012), p. 474-480, DOI : 10.3109/17453674.2012.727077.

- [63] Sameer JAIN, Joseph ADERINTO et Peter BOBAK, « The role of the transverse acetabular ligament in total hip arthroplasty », in : *Acta Orthopædica Belgica*, 79.2 (2013), p. 135-140.
- [64] Nicholas G. SOTEREANOS et al., « Using Intraoperative Pelvic Landmarks for Acetabular Component Placement in Total Hip Arthroplasty », in : *Journal of Arthroplasty* 21.6 (2006), p. 832-840, DOI : 10.1016/j.arth.2005.12.001.
- [65] Sam HAKKI, Luis DORDELLY et Daniel OLIVEIRA, « Comparative study of acetabular center axis vs anterior pelvic plane registration technique in navigated hip arthroplasty. », in : *Orthopedics* 31.10 Suppl 1 (2008), p. 27-30.
- [66] Yong-Chan HA et al., « Acetabular component positioning using anatomic landmarks of the acetabulum. », in : *Clinical orthopaedics and related research* 470.12 (déc. 2012), p. 3515-3523, DOI : 10.1007/s11999-012-2460-y.
- [67] Arthur J KIEVIT et al., « Accuracy of cup placement in total hip arthroplasty by means of a mechanical positioning device : a comprehensive cadaveric 3d analysis of 16 specimens », in : *HIP International* 31.1 (sept. 2021), p. 58-65, DOI : 10.1177/1120700019874822.
- [68] Rolf HAAKER et Werner KONERMANN, *Computer and template assisted orthopedic surgery*, sous la dir. de Rolf HAAKER et Werner KONERMANN, Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, jan. 2013, p. 1-173, DOI : 10.1007/978-3-642-29728-1.
- [69] Feroz A. OSMANI et al., « Variance in predicted cup size by 2-dimensional vs 3-dimensional computerized tomography-based templating in primary total hip arthroplasty », in : *Arthroplasty Today* 3.4 (déc. 2017), p. 289-293, DOI : 10.1016/j.artd.2016.09.003.
- [70] Amy S. WASTERLAIN et al., « Navigation and robotics in total hip arthroplasty », in : *JBJS Reviews* 5.3 (2017), p. 1-8, DOI : 10.2106/JBJS.RVW.16.00046.
- [71] Lisa RENNER et al., « What do we get from navigation in primary THA? », in : *EFORT Open Reviews* 1.5 (mai 2016), p. 205-210, DOI : 10.1302/2058-5241.1.000034.
- [72] Wayne G. PAPROSKY et Jeffrey M. MUIR, « Intellijoint HIP® : A 3D mini-optical navigation tool for improving intraoperative accuracy during total hip arthroplasty », in : *Medical Devices : Evidence and Research* 9 (2016), p. 401-408, DOI : 10.2147/MDER.S119161.
- [73] Hiromasa TANINO et al., « Portable Accelerometer-Based Navigation System for Cup Placement of Total Hip Arthroplasty : A Prospective, Randomized, Controlled Study », in : *Journal of Arthroplasty* 35.1 (jan. 2020), p. 172-177, DOI : 10.1016/j.arth.2019.08.044.
- [74] Yohei NAITO, « Usefulness of Naviswiss, a compact navigation system, in hip replacement surgery in the prone position », in : *51st Annual Meeting of the Japanese Society for Replacement Arthroplasty*, 2021.

- 
- [75] L. SPENCER-GARDNER et al., « Patient-specific instrumentation improves the accuracy of acetabular component placement in total hip arthroplasty », in : *Bone and Joint Journal* 98-B.10 (oct. 2016), p. 1342-1346, DOI : 10 . 1302/0301-620X . 98B10 . 37808.
- [76] Pascal KOUYOUMDJIAN et al., « Current concepts in robotic total hip arthroplasty », in : *SICOT-J* 6 (2020), p. 45, DOI : 10 . 1051/sicotj/2020041.
- [77] Andreas FONTALIS et al., « Advances and innovations in total hip arthroplasty », in : *SICOT-J* 7 (2021), p. 26, DOI : 10 . 1051/sicotj/2021025.
- [78] Cécile BATAILLER et al., « Concepts and techniques of a new robotically assisted technique for total knee arthroplasty : the ROSA knee system », in : *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* (2021), DOI : 10 . 1007/s00402-021-04048-y.
- [79] Jean-Philippe PLUCHON, « Mesure de l'inclinaison pelvienne par échographie naviguée », thèse de doct., UBO, 2018.
- [80] Guillaume DARDENNE et al., « Toward a Dynamic Approach of THA Planning Based on Ultrasound », in : *Clinical Orthopaedics and Related Research* 467.4 (avr. 2009), p. 901-908, DOI : 10 . 1007/s11999-008-0408-z.
- [81] Guillaume DARDENNE et al., « Accuracy and Precision of an Ultrasound-Based Device to Measure the Pelvic Tilt in Several Positions », in : *Journal of Ultrasound in Medicine* 39.4 (2020), p. 667-674, DOI : 10 . 1002/jum . 15141.
- [82] William S. MURPHY et al., « The Safe Zone Range for Cup Anteversion Is Narrower Than for Inclination in THA », in : *Clinical Orthopaedics and Related Research*, t. 476, 2, Association of Bone et Joint Surgeons, 2018, p. 325-335, DOI : 10 . 1007/s11999 . 0000000000000051.
- [83] Lawrence D DORR et John J CALLAGHAN, « Death of the Lewinnek “Safe Zone” », en, in : *The Journal of Arthroplasty* 34.1 (jan. 2019), p. 1-2, DOI : 10 . 1016/j . arth . 2018 . 10 . 035.
- [84] Burkhard LEMBECK et al., « Pelvic tilt makes acetabular cup navigation inaccurate », in : *Acta Orthopaedica* 76.4 (2005), p. 517-523, DOI : 10 . 1080/17453670510041501.
- [85] Jean Yves LAZENNEC, Adrien BRUSSON et Marc Antoine ROUSSEAU, « Hip-spine relations and sagittal balance clinical consequences. », in : *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society* 20 Suppl 5 (2011), p. 686-698, DOI : 10 . 1007/s00586-011-1937-9.
- [86] Thom E SNIJDERS et al., « The Effect of Postural Pelvic Dynamics on the Three-dimensional Orientation of the Acetabular Cup in THA Is Patient Specific », in : *Clinical Orthopaedics and Related Research* Online ahe.Sept (2020), DOI : 10 . 1097/CORR . 0000000000001489.
- [87] Shunsaku NISHIHARA et al., « Measurements of Pelvic Flexion Angle Using Three-Dimensional Computed Tomography », in : *Clinical Orthopaedics & Related Research* 411.411 (juin 2003), p. 140-151, DOI : 10 . 1097/01 . blo . 0000069891 . 31220 . fd.

- [88] Carlos J. MARQUES et al., « Pelvic Tilt Angle Differences Between Symptom-Free Young Subjects and Elderly Patients Scheduled for THA : The Rationale for Tilt-Adjusted Acetabular Cup Implantation », in : *The Open Orthopaedics Journal* 12.1 (sept. 2018), p. 364-372, DOI : 10.2174/1874325001812010364.
- [89] J. PIERREPONT et al., « Pelvic Tilt In The Standing, Supine And Seated Positions », in : *Orthopaedic Proceedings* 98-B.Supp. 9 (2018), p. 30.
- [90] T A EDDINE et al., « Variations of pelvic anteversion in the lying and standing positions : analysis of 24 control subjects and implications for CT measurement of position of a prosthetic cup », eng, in : *Surgical and radiologic anatomy : SRA* 23.2 (2001), p. 105-110.
- [91] J. PIERREPONT et al., « Variation in functional pelvic tilt in patients undergoing total hip arthroplasty », in : *Bone and Joint Journal* 99-B.2 (2017), p. 184-191, DOI : 10.1302/0301-620X.99B2.BJJ-2016-0098.R1.
- [92] Masashi OKAMOTO et al., « Sagittal balance measures are more reproducible when measured in 3D vs in 2D using full-body EOS® images », in : *European Radiology* 28.11 (2018), p. 4570-4577, DOI : 10.1007/s00330-018-5485-0.
- [93] Marc WYBIER et Philippe BOSSARD, « Musculoskeletal imaging in progress : The EOS imaging system », in : *Joint Bone Spine* 80.3 (mai 2013), p. 238-243, DOI : 10.1016/j.jbspin.2012.09.018.
- [94] Alysen L DEMZIK et al., « Inter-Rater and Intra-Rater Repeatability and Reliability of EOS 3-Dimensional Imaging Analysis Software », en, in : *The Journal of Arthroplasty* 31.5 (jan. 2016), p. 1091-1095, DOI : 10.1016/j.arth.2015.11.026.
- [95] T THELEN et al., « Normative 3D acetabular orientation measurements by the low-dose EOS imaging system in 102 asymptomatic subjects in standing position : Analyses by side, gender, pelvic incidence and reproducibility », en, in : *Orthopaedics & Traumatology : Surgery & Research* 103.2 (jan. 2017), p. 209-215, DOI : 10.1016/j.otsr.2016.11.010.
- [96] O BARBIER et al., « The reliability of the anterior pelvic plane for computer navigated acetabular component placement during total hip arthroplasty : prospective study with the EOS imaging system », eng, in : *Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR* 100 (2014), S287-S291, DOI : 10.1016/j.otsr.2014.07.003.
- [97] Sang Bum KIM et al., « Reliability of the EOS Imaging System for Assessment of the Spinal and Pelvic Alignment in the Sagittal Plane », en, in : *Clinics in Orthopedic Surgery* 10.4 (jan. 2018), p. 500-507, DOI : 10.4055/cios.2018.10.4.500.
- [98] Jean DUBOUSSET et al., « Une nouvelle imagerie ostéo-articulaire basse dose en position debout : le système EOS », in : *Bulletin de l'académie nationale de médecine* 189.2 (2005), p. 287-300.

- 
- [99] Eckart MAYR et al., « The frontal pelvic plane provides a valid reference system for implantation of the acetabular cup : Spatial orientation of the pelvis in different positions », in : *Acta Orthopaedica* 76.6 (2005), p. 848-853, DOI : 10.1080/17453670510045471.
- [100] S. GARRIDO-JURADO et al., « Automatic generation and detection of highly reliable fiducial markers under occlusion », in : *Pattern Recognition* 47.6 (juin 2014), p. 2280-2292, DOI : 10.1016/j.patcog.2014.01.005.
- [101] S. GARRIDO-JURADO et al., « Generation of fiducial marker dictionaries using Mixed Integer Linear Programming », in : *Pattern Recognition* 51 (mar. 2016), p. 481-491, DOI : 10.1016/j.patcog.2015.09.023.
- [102] Andras LASSO et al., « PLUS : Open-Source Toolkit for Ultrasound-Guided Intervention Systems », in : *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 61.10 (oct. 2014), p. 2527-2537, DOI : 10.1109/TBME.2014.2322864.
- [103] Jacob COHEN, *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*, Academic p, 2013.
- [104] Sven A. HOLCOMBE et Stewart C. WANG, « Subcutaneous Fat Distribution in the Human Torso », in : *International Research Council on Biomechanics of Injury* (2014), p. 389-396.
- [105] Andrzej KOCHMAN et al., « Preoperative Ultrasonographic Assessment of the Anterior Pelvic Plane for Personalized Total Hip Replacement », in : *Journal of Ultrasound in Medicine* 37.4 (avr. 2018), p. 949-958, DOI : 10.1002/jum.14431.
- [106] Carlos MARQUES et al., « The Effects of Body Position on Pelvic Tilt Angles Measured with a Smartphone-Based Navigated Ultrasound System in Symptom-Free Young Adults », in : *Journal of Functional Morphology and Kinesiology* (2018), DOI : 10.3390/jfmk3010018.
- [107] Wistan MARCHADOUR et al., « Patient-Specific Safe Zone Based on Daily Positions and Range of Motion », in : *EPiC Series in Health Sciences*, t. 4, 1, 2020, p. 188-192, DOI : 10.29007/nw28.
- [108] DW MURRAY, « The definition and measurement of acetabular orientation », in : *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume* 75-B.2 (mar. 1993), p. 228-232, DOI : 10.1302/0301-620X.75B2.8444942.
- [109] M. J. HALAWI et F. S. HADDAD, « Functional acetabular component alignment : The final frontier », in : *Bone and Joint Journal* 100B.10 (2018), p. 1262-1263, DOI : 10.1302/0301-620X.100B10.BJJ-2018-0542.
- [110] Nathanael HECKMANN et al., « The effect of spinopelvic motion on implant positioning and hip stability using the functional safe zone of THR », in : *Personalized Hip and Knee Joint Replacement*, Springer International Publishing, jan. 2020, p. 133-142, DOI : 10.1007/978-3-030-24243-5\_12.
- [111] Henryk HAFFER et al., « The Impact of Spinopelvic Mobility on Arthroplasty : Implications for Hip and Spine Surgeons », in : *Journal of Clinical Medicine* 9.2569 (août 2020), DOI : 10.3390/jcm9082569.

- [112] Kurt G SEAGRAVE et al., « Acetabular cup position and risk of dislocation in primary total hip arthroplasty », in : *Acta Orthopaedica* 88.1 (jan. 2017), p. 10-17, DOI : 10 . 1080/17453674 . 2016 . 1251255.
- [113] Matthew P ABDEL et al., « What Safe Zone? The Vast Majority of Dislocated THAs Are Within the Lewinnek Safe Zone for Acetabular Component Position », in : *Clinical Orthopaedics and Related Research* 474.2 (2016), p. 386-391, DOI : 10 . 1007/s11999-015-4432-5.
- [114] Cédric MAILLOT et al., « Modern cup alignment techniques in total hip arthroplasty : A systematic review », in : *Orthopaedics and Traumatology : Surgery and Research* 105.5 (sept. 2019), p. 907-913, DOI : 10 . 1016/j . otsr . 2019 . 03 . 015.
- [115] James William PIERREPONT et al., « Patient Specific Component Alignment in Total Hip Arthroplasty », in : *Reconstructive Review* 6.4 (2016), DOI : 10 . 15438/rr . 6 . 4 . 148.
- [116] Taro TEZUKA et al., « Functional Safe Zone Is Superior to the Lewinnek Safe Zone for Total Hip Arthroplasty : Why the Lewinnek Safe Zone Is Not Always Predictive of Stability », en, in : *The Journal of Arthroplasty* 34.1 (jan. 2019), p. 3-8, DOI : 10 . 1016/j . arth . 2018 . 10 . 034.
- [117] Guoyue YANG, Yayue LI et Hong ZHANG, « The Influence of Pelvic Tilt on the Anteversion Angle of the Acetabular Prosthesis », in : *Orthopaedic Surgery* 11.5 (oct. 2019), p. 762-769, DOI : 10 . 1111/os . 12543.
- [118] T.E. SNIJDERS et al., « The effect of functional pelvic tilt on the three-dimensional acetabular cup orientation in total hip arthroplasty dislocations. », in : *The Journal of Arthroplasty* (jan. 2021), DOI : 10 . 1016/j . arth . 2020 . 12 . 055.
- [119] J. Y. LAZENNEC et al., « Hip-spine relationship : A radio-anatomical study for optimization in acetabular cup positioning », in : *Surgical and Radiologic Anatomy* 26.2 (nov. 2004), p. 136-144, DOI : 10 . 1007/s00276-003-0195-x.
- [120] Ameer M ELBULUK et al., « Applying the Hip-Spine Relationship : What X-Rays and Measurements Are Important? », in : *Journal of Arthroplasty* 36.7 (2021), S94-S98, DOI : 10 . 1016/j . arth . 2021 . 02 . 058.
- [121] Fabio MANCINO et al., « Surgical implications of the hip-spine relationship in total hip arthroplasty », in : *Orthopedic Reviews* 12.1S (2020), p. 8-14, DOI : 10 . 4081/or . 2020 . 8656.
- [122] Andrew STEPHENS et al., « The kinematic relationship between sitting and standing posture and pelvic inclination and its significance to cup positioning in total hip arthroplasty », eng, in : *International Orthopaedics* 39.3 (2015), p. 383-388, DOI : 10 . 1007/s00264-014-2491-y.
- [123] Braden M. MCKNIGHT, Nicholas A. TRASOLINI et Lawrence D. DORR, « Spinopelvic Motion and Impingement in Total Hip Arthroplasty », in : *Journal of Arthroplasty* 34.7 (2019), S53-S56, DOI : 10 . 1016/j . arth . 2019 . 01 . 033.

- 
- [124] Nan ZHENG et al., « Well-Placed Acetabular Component Oriented Outside the Safe Zone During Weight-Bearing Daily Activities », in : *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* 9 (juin 2021), DOI : 10.3389/fbioe.2021.664907.
- [125] C. RIVIÈRE et al., « The influence of spine-hip relations on total hip replacement : A systematic review », in : *Orthopaedics & Traumatology : Surgery & Research* 103.4 (juin 2017), p. 559-568, DOI : 10.1016/j.otsr.2017.02.014.
- [126] L. D. DORR et al., « Classification and treatment of dislocations of total hip arthroplasty », in : *Clinical Orthopaedics and Related Research* No. 173 (1983), p. 151-158, DOI : 10.1097/00003086-198303000-00019.
- [127] D. E. MCCOLLUM et W. J. GRAY, « Dislocation after total hip arthroplasty : Causes and prevention », in : *Clinical Orthopaedics and Related Research* 261 (1990), p. 159-170, DOI : 10.1097/00003086-199012000-00019.
- [128] Robert L BARRACK et al., « Virtual reality computer animation of the effect of component position and design on stability after total hip arthroplasty », in : *Orthopedic Clinics of North America* 32.4 (2001), p. 569-577, DOI : 10.1016/S0030-5898(05)70227-3.
- [129] R. BIEDERMANN et al., « Reducing the risk of dislocation after total hip arthroplasty », in : *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume* 87-B.6 (juin 2005), p. 762-769, DOI : 10.1302/0301-620X.87B6.14745.
- [130] G. GRAMMATOPOULOS et al., « Pelvic position and movement during hip replacement », in : *Bone and Joint Journal* 96 B.7 (2014), p. 876-883, DOI : 10.1302/0301-620x.96b7.32107.
- [131] Vaibhave KANAWADE, Lawrence D. DORR et Z WAN, « Acetabular Component Angular Change from Sitting to Standing », in : *Journal of Bone & Joint Surgery - American Volume* 96-A.12 (2014), p. 978-986, DOI : 10.2106/JBJS.M.00765.
- [132] Jonathan R. DANOFF et al., « Redefining the Acetabular Component Safe Zone for Posterior Approach Total Hip Arthroplasty », in : *Journal of Arthroplasty* 31.2 (fév. 2016), p. 506-511, DOI : 10.1016/j.arth.2015.09.010.
- [133] Takaaki FUJISHIRO et al., « The effect of acetabular and femoral component version on dislocation in primary total hip arthroplasty », in : *International Orthopaedics* 40.4 (2016), p. 697-702, DOI : 10.1007/s00264-015-2924-2.
- [134] Eduardo GARCIA-REY et Eduardo GARCIA-CIMBRELO, « Abductor biomechanics clinically impact the total hip replacement dislocation rate », in : *Journal of Arthroplasty* 2016.31 (2014), p. 484-490.
- [135] N. REINA et al., « Can a target zone safer than Lewinnek's safe zone be defined to prevent instability of total hip arthroplasties? Case-control study of 56 dislocated THA and 93 matched controls », in : *Orthopaedics and Traumatology : Surgery and Research* 103.5 (2017), p. 657-661, DOI : 10.1016/j.otsr.2017.05.015.

- [136] B. M. JOLLES, P. ZANGGER et P. F. LEYVRAZ, « Factors predisposing to dislocation after primary total hip arthroplasty : A multivariate analysis », in : *Journal of Arthroplasty* 17.3 (2002), p. 282-288, DOI : 10.1054/arth.2002.30286.
- [137] Lawrence D DORR et al., « Combined anteversion technique for total hip arthroplasty », in : *Clinical Orthopaedics and Related Research* 467.1 (2009), p. 119-127, DOI : 10.1007/s11999-008-0598-4.
- [138] Takashi HISATOME et Hideo DOI, « Theoretically optimum position of the prosthesis in total hip arthroplasty to fulfill the severe range of motion criteria due to neck impingement », in : *Journal of Orthopaedic Science* 16.2 (fév. 2011), p. 229-237, DOI : 10.1007/s00776-011-0039-1.
- [139] Karl H. WIDMER et B. ZURFLUH, « Compliant positioning of total hip components for optimal range of motion », in : *Journal of Orthopaedic Research* 22.4 (2004), p. 815-821, DOI : 10.1016/j.jorthres.2003.11.001.
- [140] Fumihito YOSHIMINE, « The safe-zones for combined cup and neck anteversions that fulfill the essential range of motion and their optimum combination in total hip replacements », in : *Journal of Biomechanics* 39.7 (jan. 2006), p. 1315-1323.
- [141] Mitsuhiro KOMENO et al., « Computed tomographic evaluation of component position on dislocation after total hip arthroplasty », in : *Orthopedics* 29.12 (2006), p. 1104-1108, DOI : 10.3928/01477447-20061201-05.
- [142] Jean Y. LAZENNEC et al., « Acetabular and Femoral Anteversions in Standing Position are Outside the Proposed Safe Zone After Total Hip Arthroplasty », in : *Journal of Arthroplasty* 32.11 (2017), p. 3550-3556, DOI : 10.1016/j.arth.2017.06.023.
- [143] Jinjun ZHU, Zhinian WAN et Lawrence D. DORR, « Quantification of pelvic tilt in total hip arthroplasty », in : *Clinical Orthopaedics and Related Research* 468.2 (2010), p. 571-575, DOI : 10.1007/s11999-009-1064-7.
- [144] Won Yong SHON et al., « Can pelvic tilting be ignored in total hip arthroplasty? », in : *International Journal of Surgery Case Reports* 5.9 (2014), p. 633-636, DOI : 10.1016/j.ijscr.2014.07.015.
- [145] Yutaka INABA et al., « Preoperative planning for implant placement with consideration of pelvic tilt in total hip arthroplasty : Postoperative efficacy evaluation », in : *BMC Musculoskeletal Disorders* 17.1 (juil. 2016), DOI : 10.1186/s12891-016-1120-x.
- [146] Jürgen W. BABISCH, Frank LAYHER et Louis Philippe AMIOT, « The rationale for tilt-adjusted acetabular cup navigation », in : *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A* 90.2 (2008), p. 357-365, DOI : 10.2106/JBJS.F.00628.
- [147] Jean Yves LAZENNEC et al., « Sagittal Spinopelvic Translation Is Combined With Pelvic Tilt During the Standing to Sitting Position : Pelvic Incidence Is a Key Factor in Patients Who Underwent THA », in : *Arthroplasty Today* 6.4 (déc. 2020), p. 672-681, DOI : 10.1016/j.artd.2020.07.002.

- 
- [148] M. STEFL et al., « Hip arthroplasty : Avoiding and managing problems spinopelvic mobility and acetabular component position for total hip arthroplasty », in : *Bone and Joint Journal* 99B.1 (2017), p. 37-45, DOI : 10 . 1302 / 0301 - 620X . 99B1 . BJJ - 2016 - 0415 . R1.
- [149] Tyler A. LUTHRINGER et Jonathan M. VIGDORCHIK, « A Preoperative Workup of a “Hip-Spine” Total Hip Arthroplasty Patient : A Simplified Approach to a Complex Problem », in : *Journal of Arthroplasty* 34.7 (juil. 2019), S57-S70, DOI : 10 . 1016 / j . arth . 2019 . 01 . 012.
- [150] Jacob M. ELKINS, John J. CALLAGHAN et Thomas D. BROWN, « The 2014 Frank Stinchfield Award : The ‘Landing Zone’ for Wear and Stability in Total Hip Arthroplasty Is Smaller Than We Thought : A Computational Analysis », in : *Clinical Orthopaedics and Related Research* 473.2 (fév. 2015), p. 441-452, DOI : 10 . 1007 / s11999 - 014 - 3818 - 0.
- [151] D. ALASTRUEY-LÓPEZ et al., « Using artificial neural networks to predict impingement and dislocation in total hip arthroplasty », in : *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 23.10 (2020), p. 649-657, DOI : 10 . 1080 / 10255842 . 2020 . 1757661.
- [152] Fumihiro YOSHIMINE et Ko GINBAYASHI, « A mathematical formula to calculate the theoretical range of motion for total hip replacement », in : *Journal of Biomechanics* 35.7 (juil. 2002), p. 989-993, DOI : 10 . 1016 / S0021 - 9290 (02) 00040 - 4.
- [153] Karl Heinz WIDMER, « The Impingement-free, Prosthesis-specific, and Anatomy-adjusted Combined Target Zone for Component Positioning in THA Depends on Design and Implantation Parameters of both Components », in : *Clinical Orthopaedics and Related Research* 478.8 (2020), p. 1904-1918, DOI : 10 . 1097 / CORR . 0000000000001233.
- [154] Maximilian FISCHER et al., « Relationship between pelvic morphology and functional parameters in standing position for patient-specific cup planning in THA », en, in : *CAOS 2017. 17th Annual Meeting of the International Society for Computer Assisted Orthopaedic Surgery*, t. 1, June, jan. 2017, p. 88-92, DOI : 10 . 29007 / 41f9.
- [155] Juliana HSU, Matias de la FUENTE et Klaus RADERMACHER, « Calculation of impingement-free combined cup and stem alignments based on the patient-specific pelvic tilt », en, in : *Journal of Biomechanics* 82 (jan. 2019), p. 193-203, DOI : 10 . 1016 / j . jbiomech . 2018 . 10 . 020.
- [156] Jean Yves LAZENNEC, Adrien BRUSSON et Marc Antoine ROUSSEAU, « THA Patients in standing and sitting positions : A prospective evaluation using the low-dose "full-body" eos® imaging system », in : *Seminars in Arthroplasty* 23.4 (2012), p. 220-225, DOI : 10 . 1053 / j . sart . 2013 . 01 . 005.
- [157] Juliana HAVOR et al., « The Patient-Specific Combined Target Zone for Morpho-Functional Planning of Total Hip Arthroplasty », in : *Journal of Personalized Medicine* 11 (2021), p. 817, DOI : 10 . 3390 / jpm11080817.

- [158] Hao TANG et al., « A Modeling Study of a Patient-specific Safe Zone for THA : Calculation, Validation, and Key Factors Based on Standing and Sitting Sagittal Pelvic Tilt », in : *Clinical Orthopaedics & Related Research* Publish Ah (2021), p. 1-15, DOI : 10.1097/corr.0000000000001923.
- [159] Morteza MEFTAH et al., « A Novel Method for Accurate and Reproducible Functional Cup Positioning in Total Hip Arthroplasty », in : *The Journal of Arthroplasty* 28.7 (août 2013), p. 1200-1205, DOI : 10.1016/J.ARTH.2012.09.018.
- [160] E. GRANT SUTTER et al., « A Geometric Model to Determine Patient-Specific Cup Anteversion Based on Pelvic Motion in Total Hip Arthroplasty », in : *Advances in Orthopedics* 2019 (mai 2019), p. 1-9, DOI : 10.1155/2019/4780280.
- [161] Juliana HAVOR et al., « Patient-specific ROM and load-based Target Zone for Total Hip Arthroplasty and its Application in a retrospective Analysis », in : *EPiC Series in Health Sciences* 3.October (2019), p. 161-155, DOI : 10.29007/fz6d.
- [162] Thom E. SNIJDERS et al., « Lack of consensus on optimal acetabular cup orientation because of variation in assessment methods in total hip arthroplasty : a systematic review », in : *HIP International* 29.1 (2019), p. 41-50, DOI : 10.1177/1120700018759306.
- [163] Michael MENG, *3D CAD Model Library | GrabCAD*, , 2017 (visité le 07/09/2020).
- [164] Sébastien LÊ, Julie JOSSE et François HUSSON, « FactoMineR : An R Package for Multivariate Analysis », in : *Journal of Statistical Software* 25.1 (2008), p. 1-18, DOI : 10.18637/jss.v025.i01.
- [165] Patrick SCHÖBER et Lothar A. SCHWARTE, « Correlation coefficients : Appropriate use and interpretation », in : *Anesthesia and Analgesia* 126.5 (mai 2018), p. 1763-1768, DOI : 10.1213/ANE.0000000000002864.
- [166] Haldun AKOGLU, *User's guide to correlation coefficients*, sept. 2018, DOI : 10.1016/j.tjem.2018.08.001.
- [167] Daniel KLUSS et al., « Influence of femoral head size on impingement, dislocation and stress distribution in total hip replacement », in : *Medical Engineering and Physics* 29.4 (2007), p. 465-471, DOI : 10.1016/j.medengphy.2006.07.001.
- [168] Erkan Sabri ERTAŞ et A. Mazhar TOKGÖZOĞLU, « Dislocation after total hip arthroplasty : does head size really matter? », in : *HIP International* 31.3 (mai 2021), p. 320-327, DOI : 10.1177/1120700019898404.
- [169] Anthony M. DIGIOIA et al., « Functional pelvic orientation measured from lateral standing and sitting radiographs », in : *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 453, Lippincott Williams et Wilkins, 2006, p. 272-276, DOI : 10.1097/01.blo.0000238862.92356.45.
- [170] Jonathan M. VIGDORCHIK et al., « Does Prosthetic or Bony Impingement Occur More Often in Total Hip Arthroplasty : A Dynamic Preoperative Analysis », in : *Journal of Arthroplasty* 35.9 (sept. 2020), p. 2501-2506, DOI : 10.1016/j.arth.2020.05.009.

- 
- [171] A. ZAHAR, A. RASTOGI et D. KENDOFF, « Dislocation after total hip arthroplasty », in : *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine* 6.4 (oct. 2013), p. 350-356, DOI : 10 . 1007/s12178-013-9187-6.
- [172] Fiachra E. ROWAN et al., « Prevention of Dislocation After Total Hip Arthroplasty », in : *Journal of Arthroplasty* 33.5 (mai 2018), p. 1316-1324, DOI : 10 . 1016/j . arth . 2018 . 01 . 047.
- [173] Edward T. DAVIS et al., « A new method of registration in navigated hip arthroplasty without the need to register the anterior pelvic plane », in : *Journal of Arthroplasty* 30.1 (2015), p. 55-60, DOI : 10 . 1016/j . arth . 2014 . 08 . 026.
- [174] Martin HAIMERL et al., « Anatomical relationships of human pelvises and their application to registration techniques », in : *Computer Aided Surgery* 17.5 (2012), p. 232-239, DOI : 10 . 3109/10929088 . 2012 . 711368.
- [175] Jonathan M VIGDORCHIK et al., « Evaluating Alternate Registration Planes for Imageless, Computer-Assisted Navigation During Total Hip Arthroplasty », in : *Journal of Arthroplasty* (2021), DOI : 10 . 1016/j . arth . 2021 . 05 . 037.
- [176] Lorenz FIETEN et al., « Ultrasound-based registration of the pelvic coordinate system in the lateral position using symmetry for total hip replacement », in : *Biomedizinische Technik* 57.4 (août 2012), p. 239-248, DOI : 10 . 1515/bmt-2011-0129.
- [177] Dominic DAVENPORT et Venu KAVARTHAPU, « Computer navigation of the acetabular component in total hip arthroplasty : A narrative review », in : *EFORT Open Reviews* 1.7 (juil. 2016), p. 279-285, DOI : 10 . 1302/2058-5241 . 1 . 000050.
- [178] Takahiko TSUTSUI et al., « Efficacy of a computed tomography-based navigation system for placement of the acetabular component in total hip arthroplasty for developmental dysplasia of the hip », in : *Journal of Orthopaedic Surgery* 25.3 (2017), p. 1-7, DOI : 10 . 1177/2309499017727954.
- [179] Shigeo FUKUNISHI et al., « Assessment of accuracy of acetabular cup orientation in CT-free navigated total hip arthroplasty », in : *Orthopedics* 31.10 (2008), DOI : 10 . 3928/01477447-20110525-13.
- [180] T. KALTEIS et al., « Greater accuracy in positioning of the acetabular cup by using an image-free navigation system », in : *International Orthopaedics* 29.5 (oct. 2005), p. 272-276, DOI : 10 . 1007/s00264-005-0671-5.
- [181] Steffen SCHUMANN, « State of the art of ultrasound-based registration in computer assisted orthopedic interventions », in : *Computational Radiology for Orthopaedic Interventions. Lecture Notes in Computational Vision and Biomechanics*, sous la dir. de G. ZHENG AND S. LI, t. 23, Springer International Publishing, 2016, p. 271-297, DOI : 10 . 1007/978-3-319-23482-3\_14.
- [182] S. PARRATTE et al., « The use of ultrasound in acquisition of the anterior pelvic plane in computer-assisted total hip replacement », in : *Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume* 90-B.2 (2008), p. 258-263, DOI : 10 . 1302/0301-620X . 90B2 . 19950.

- [183] Dean C. BARRATT et al., « Instantiation and registration of statistical shape models of the femur and pelvis using 3D ultrasound imaging », in : *Medical Image Analysis* 12.3 (juin 2008), p. 358-374, DOI : 10.1016/j.media.2007.12.006.
- [184] Pezhman FOROUGHI et al., « Localization of Pelvic Anatomical Coordinate System Using US/Atlas Registration for Total Hip Replacement », in : *Miccai*, Springer, Berlin, Heidelberg, 2008, p. 871-879, DOI : 10.1007/978-3-540-85990-1\_105.
- [185] Steffen SCHUMANN et al., « Determination of Pelvic Orientation from Ultrasound Images Using Patch-SSMs and a Hierarchical Speed of Sound Compensation Strategy », in : *IPCAI*, t. 6135 LNCS, Springer, Berlin, Heidelberg, 2010, p. 157-167, DOI : 10.1007/978-3-642-13711-2\_15.
- [186] Steffen SCHUMANN, Lutz-P. LUTZ-P. NOLTE et Guoyan ZHENG, « Determination of pelvic orientation from sparse ultrasound data for THA operated in the lateral position », in : *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 8.1 (mar. 2012), p. 107-113, DOI : 10.1002/rcs.
- [187] Michael KISTLER et al., « The virtual skeleton database : an open access repository for biomedical research and collaboration. », in : *Journal of medical Internet research* 15.11 (nov. 2013), e245, DOI : 10.2196/jmir.2930.
- [188] *University of Iowa Magnetic Resonance Research Facility*, , (visité le 14/09/2018).
- [189] P CIGNONI et al., « MeshLab : An open-source mesh processing tool », in : *6th Eurographics Italian Chapter Conference 2008 - Proceedings*, 2008, p. 129-136.
- [190] Tobias HEIMANN et Hans Peter MEINZER, « Statistical shape models for 3D medical image segmentation : A review », in : *Medical Image Analysis* 13.4 (2009), p. 543-563, DOI : 10.1016/j.media.2009.05.004, arXiv : NIHMS150003.
- [191] Jean José JACQ et al., « Performing accurate joint kinematics from 3-D in vivo image sequences through consensus-driven simultaneous registration », in : *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 55.5 (2008), p. 1620-1633, DOI : 10.1109/TBME.2008.918580.
- [192] Andriy MYRONENKO et Xubo SONG, « Point Set Registration : Coherent Point Drifts », in : *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 32.12 (2010), p. 2262-2275, DOI : 10.1109/TPAMI.2010.46, arXiv : 0905.2635.
- [193] Marcel LÜTHI et al., « Gaussian Process Morphable Models », in : *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 40.8 (2018), p. 1860-1873, DOI : 10.1109/TPAMI.2017.2739743, arXiv : 1603.07254.
- [194] University of Basel GRAPHICS AND VISION RESEARCH GROUP, *Scalismo - Scalable Image Analysis and Shape Modelling*, , 2016.
- [195] Rhodri DAVIES, Carole TWINING et Chris TAYLOR, *Statistical Models of Shape : Optimisation and Evaluation*, Springer Science & Business Media, 2008, p. 309.

- 
- [196] Nazli SARKALKAN, Harrie WEINANS et Amir A. ZADPOOR, « Statistical shape and appearance models of bones », in : *Bone* 60 (2014), p. 129-140, DOI : 10.1016/j.bone.2013.12.006.
- [197] Tinashe MUTSVANGWA et al., « An Automated Statistical Shape Model Developmental Pipeline : Application to the Human Scapula and Humerus », in : *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 62.4 (2015), p. 1098-1107, DOI : 10.1109/TBME.2014.2368362.
- [198] Marc Anton FUESSINGER et al., « Planning of skull reconstruction based on a statistical shape model combined with geometric morphometrics », in : *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 13 (avr. 2018), p. 519-529, DOI : 10.1007/s11548-017-1674-6.
- [199] Guoyan ZHENG, Shuo LI et Gabor SZÉKELY, *Statistical Shape and Deformation Analysis : Methods, Implementation and Applications*, sous la dir. de Guoyan ZHENG, Shuo LI et Gabor SZÉKELY, 2017, p. 488.
- [200] Daniel RUECKERT et Julia A SCHNABEL, « Model-Based and Data-Driven Strategies in Medical Image Computing », in : *Proceedings of the IEEE* 108.1 (2020), p. 110-124, DOI : 10.1109/JPROC.2019.2943836, arXiv : 1909.10391.
- [201] T.F COOTES et al., « Active shape models – their training and application », in : *Computer Vision and Image Understanding* 61.1 (1995), p. 38-59.
- [202] Marcel LÜTHI et al., « Statismo - A framework for PCA based statistical models », in : *The Insight Journal* 2012 (2012), p. 1-18, DOI : 10.5451/UNIBAS-EP29542.
- [203] Brian B. AVANTS et al., « The Insight ToolKit image registration framework », in : *Frontiers in Neuroinformatics* 8.APR (avr. 2014), p. 44, DOI : 10.3389/fninf.2014.00044.
- [204] Alessandro MUNTONI et Paolo CIGNONI, *PyMeshLab*, , jan. 2021, DOI : 10.5281/zenodo.4438750.
- [205] Cameron J. KILLEN et al., « Characterising acetabular component orientation with pelvic motion during total hip arthroplasty », in : *HIP International* 31.6 (nov. 2021), p. 743-750, DOI : 10.1177/1120700020925013.
- [206] Brian HORSACK et al., « 3D free-hand ultrasound to register anatomical landmarks at the pelvis and localize the hip joint center in lean and obese individuals », in : *Scientific Reports* 11.1 (2021), p. 10650, DOI : 10.1038/s41598-021-89763-7.
- [207] Prashant U. PANDEY et al., *Ultrasound Bone Segmentation : A Scoping Review of Techniques and Validation Practices*, avr. 2020, DOI : 10.1016/j.ultrasmedbio.2019.12.014.
- [208] M. VILLA et al., « FCN-based approach for the automatic segmentation of bone surfaces in ultrasound images », in : *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 13.11 (2018), p. 1707-1716, DOI : 10.1007/s11548-018-1856-x.

- [209] Ran SCHWARZKOPF et al., « Quantifying Pelvic Motion During Total Hip Arthroplasty Using a New Surgical Navigation Device », in : *Journal of Arthroplasty* 32.10 (oct. 2017), p. 3056-3060, DOI : 10.1016/j.arth.2017.04.046.
- [210] Alejandro GONZALEZ DELLA VALLE et al., « Pelvic pitch and roll during total hip arthroplasty performed through a posterolateral approach. A potential source of error in free-hand cup positioning », in : *International Orthopaedics* 43.8 (août 2019), p. 1823-1829, DOI : 10.1007/s00264-018-4141-2.
- [211] David E. MULLER, « A method for solving algebraic equations using an automatic computer. », in : *Mathematics of Computation* 10.56 (1956), p. 208-215.



---

**Titre :** Prise en compte des caractéristiques fonctionnelles spécifiques d'un patient pour la pose de prothèse totale de hanche.

**Mot clés :** Prothèse totale de hanche, Orientation de la cupule, Dynamique pelvienne, Plan pelvien antérieur, Échographie naviguée, Modèle statistique de forme

**Résumé :** L'arthroplastie totale de hanche fait aujourd'hui partie des chirurgies les plus communes. Cependant elle reste toujours sensible aux risques de conflit prothétique ou de luxation, qui dépendent essentiellement du bon positionnement des implants. Ces derniers sont généralement orientés de manière identique pour tous les patients, selon une zone de sécurité définie par rapport au plan pelvien antérieur (PPA) et adaptée à la position allongée seulement. Afin d'optimiser le positionnement des implants, nous proposons une approche globale prenant en compte des paramètres fonctionnels spécifiques au patient. Un dispositif échographique est dans un premier temps utilisé pour mesurer l'inclinaison du PPA en positions assise, debout et allon-

gée. Une zone de sécurité fonctionnelle est ensuite calculée, pour identifier un positionnement optimal de la prothèse selon les postures et les mouvements du patient. Enfin, pour assister le chirurgien au cours de son intervention, une nouvelle méthode a été développée pour faciliter la détermination du PPA lorsque le patient est placé en décubitus latéral, d'après la localisation de repères pelviens facilement accessibles et le recalage d'un modèle statistique de forme du bassin. Cette approche permet une chirurgie plus personnalisée, minimisant les risques d'instabilité, sans nécessiter d'images radiographiques additionnelles contrairement aux autres solutions existantes.

---

**Title:** Considering the patient specific functional characteristics for total hip arthroplasty.

**Keywords:** Total hip prosthesis, Cup orientation, Pelvic dynamics, Anterior pelvic plane, Navigated ultrasound, Statistical shape model

**Abstract:** Total hip arthroplasty has become one of the most common surgery worldwide. However it is still at risks of impingement or dislocation which essentially depend on the correct positioning of the implants. The latter are usually oriented identically for all patients, within a safe zone defined regarding the anterior pelvic plane (APP) and suited for the supine position only. To optimize the prosthesis positioning we propose a global approach that considers patient specific functional parameters. An ultrasound based device is first used to measure the APP inclination in sitting, standing and supine positions.

Then a functional safe zone is computed to identify the best implants orientation, regarding the patient postures and movements. Finally, to assist the surgeon during the intervention, a new method has been developed to ease the APP determination when the patient is in lateral decubitus, based on the localization of pelvic landmarks readily accessible and the registration of a statistical shape model of the pelvis. This approach helps making the surgery more personalized and minimizing the risks of prosthetic instability without requiring any additional X-ray image unlike the other existing solutions.