

Analyse en pré et post opératoire de l'articulation de la hanche à l'aide de reconstructions 3d issues de radiographies biplanaires basse dose

Aurélien Baudoin

▶ **To cite this version:**

Aurélien Baudoin. Analyse en pré et post opératoire de l'articulation de la hanche à l'aide de reconstructions 3d issues de radiographies biplanaires basse dose. Sciences de l'ingénieur [physics]. Arts et Métiers ParisTech, 2007. Français. NNT : 2007ENAM0033 . pastel-00003263

HAL Id: pastel-00003263
https://pastel.hal.science/pastel-00003263

Submitted on 17 Jan 2008

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.

N°: 2007 ENAM 0033

Ecole doctorale n° 432 : Sciences des Métiers de l'Ingénieur

T H È S E

pour obtenir le grade de

Docteur
de
l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité "BioMécanique"

présentée et soutenue publiquement
par

Aurélien BAUDOIN

le 12 décembre 2007

ANALYSE EN PRE ET POST OPERATOIRE DE L'ARTICULATION DE LA HANCHE A L'AIDE DE RECONSTRUCTIONS 3D ISSUES DE RADIOGRAPHIES BIPLANAIRES BASSE DOSE

Directeur de thèse : ***David MITTON***

Co-encadrement de la thèse : ***Wafa SKALLI***

Jury :

François-Xavier LEPOUTRE, Professeur, LAMIH, Valenciennes	Président
Olivier HAUGER, Professeur, PH, Hopital Pellegrin, Bordeaux	Rapporteur
Pascal SWIDER, Professeur, CHU Purpan, Toulouse	Rapporteur
Jean-Yves LAZENNEC, Professeur, PH, CHU Pitié-Salpêtrière, Paris	Examinateur
David MITTON, Professeur, LBM, ENSAM, Paris	Examinateur
Wafa SKALLI, Professeur, LBM, ENSAM, Paris	Examinateur
Marie MEYNADIER, Présidente Directrice Générale, Biospace Med	Membre invité

Laboratoire de BioMécanique
ENSAM, CER de Paris

L'ENSAM est un Grand Etablissement dépendant du Ministère de l'Education Nationale, composé de huit centres :
AIX-EN-PROVENCE ANGERS BORDEAUX CHÂLONS-EN-CHAMPAGNE CLUNY LILLE METZ PARIS

Remerciements

Je souhaite remercier toutes les personnes qui ont contribué, de près ou de loin, à ces recherches :

Le Pr. David MITTON pour avoir dirigé ce travail de recherche, pour toute l'attention qu'il a porté à mon travail, ses conseils avisés, sa gentillesse et sa très grande disponibilité,

Le Pr. Wafa SKALLI pour avoir co-dirigée cette thèse, la confiance qu'elle m'a témoignée, la pertinence de ses remarques et de ses conseils,

Marie MEYNADIER, pour m'avoir accueillie en thèse CIFRE au sein de la société Biospace Med, ainsi que le soutien et la liberté d'action qu'elle m'a laissée tout au long de ce projet,

Le Pr. François LAVASTE, directeur honoraire du LBM, de m'avoir accueilli au sein du laboratoire, me permettant d'y découvrir le monde de la recherche,

Le Pr Jean-Yves LAZENNEC pour le partage de son expérience clinique et son implication dans ce projet. Laurence THOMAS, du service Orthopédie de l'hôpital Pitié-Salpêtrière, les docteurs RANGEL, GORIN et HANSEN, pour leur participation active à la réalisation des radiographies et leur disponibilité,

Le Dr. Anthony LE BRAS, futur médecin, pour son soutien, ses remarques avisées, ses compétences dans le domaine du biomédical et de la clinique,

La société Biospace Med et toute son équipe pour leur accueil et leur enthousiasme en particulier Marie, Karine, Pascal, Florent, Maria et Kim. Les stagiaires qui ont collaborés à ces travaux Jérôme, Yves et Amélie,

Le Pr. Jacques de GUISE, et toute l'équipe du LIO, en particulier Brigitte, Benoit, Dominic, Ramnada, Thierry, pour leur accueil chaleureux lors de mon passage dans leur laboratoire.

Les étudiants, en Master et PFE, que j'ai co-encadré au cours de ces trois années et qui m'ont aidé au cours de cette thèse : Christophe, Yannick, Samuel et Damien,

Tous les membres du laboratoire, anciens et présents, pour l'atmosphère chaleureuse et conviviale qui y règne : Kristof, Soraya, Sabina, Vanessa, Momo, Ayman, BenJ, Ingrid, Thomas, Elizabeth, Gaëlle, Ced, Laure, Yo, François, Laure, Ludo, Seb, Hélène, Erwan, Emilie, Céline, Xavier, Sylvain, Estelle, Yasmina !!

Tous les sujets et patients qui ont participé au protocole de prise de clichés et sans qui aucune analyse n'aurait été possible.

Ma famille et mes amis pour leurs encouragements et leur soutien tout au long de ces années.

Table des matières

REMERCIEMENTS **5**

TABLE DES MATIERES **7**

INTRODUCTION GENERALE **11**

1ERE PARTIE : CONTEXTE ET ANALYSE BIBLIOGRAPHIQUE **15**

A. RAPPEL D'ANATOMIE 15
1. Repères anatomique de référence *15*
2. Anatomie descriptive de la hanche saine *16*
a) Structure osseuse 16
(1) La ceinture pelvienne 16
(2) Le fémur 17
b) Moyens d'union de la hanche 18
(1) La capsule articulaire 18
(2) Les ligaments 18
c) Muscles de la hanche [Chevalier 2000] 21
(1) Les fléchisseurs de la hanche 21
(2) Les extenseurs et rotateurs latéraux 22
(3) Les adducteurs de la hanche 22
(4) Les muscles latéraux de la hanche : le deltoïde fessier 22
3. Mobilités de la hanche *22*
a) Mouvement de flexion-extension 23
b) Mouvement d'abduction-adduction 24
c) Mouvement de rotation médio-latérale 24
4. Conclusion intermédiaire *25*
B. PARAMETRES CLINIQUES DE LA HANCHE ET DU BASSIN 27
1. Le bassin *28*
a) Paramètres positionnels de la « vertèbre pelvienne » 28
(1) La version pelvienne (Pelvic tilting, Figure 12) 28
(2) La pente sacrée (Sacral slope, Figure 12) 29
b) Paramètres morphologiques du bassin 29
(1) L'incidence pelvienne (Incidence, Figure 12) 29
(2) Pelvimétrie obstétrique 29
2. L'acétabulum *30*
a) L'angle de Wiberg (VCE) 30
b) L'angle VCA 32
c) Angle d'obliquité du toit de l'acétabulum (HTE) 33
3. Le fémur proximal *34*
4. Autres paramètres calculés *35*
5. Conclusion intermédiaire *35*
C. TRAITEMENT CHIRURGICAL DE LA HANCHE 37
1. L'arthroplastie totale de hanche *37*
a) Généralités 37
b) Mode de fixation 38
c) Nature des surfaces de frottement 39
d) Taille de la tête fémorale prothétique 39
2. Critères de pose *39*
3. La technique opératoire *40*
4. Suites opératoires *43*
a) Evaluation de la pose 43
b) Visite de contrôle 43
c) Complications post opératoire 43
5. Conclusion intermédiaire *44*
D. BILAN DES RECONSTRUCTIONS 3D 47
1. Méthode de reconstruction 3D par coupe sériées : *47*
a) La tomodensitométrie (scanner ou CT Scan) 47
(1) Principe 47
(2) Analyse scanner de l'acétabulum 48

(a) Paramètres calculés sur les vues de face du bassin 48
(b) Couverture antérieure (AASA, Figure 29) 49
(c) Couverture postérieure (PASA, Figure 29) 50
(d) L'antéversion acétabulaire (AcAV, Figure 29) 50
(e) Conclusion intermédiaire 51
b) Imagerie par Résonance Magnétique (I.R.M.) 51
2. Méthode de reconstruction 3D par radiographies biplanaires 52
a) Méthode développées en collaboration entre le LBM et le LIO 53
(1) Principe 53
(2) Présentation du système EOS® 55
(3) La colonne vertébrale 55
(4) Le fémur proximal 56
(5) Le bassin 57
(a) Evaluation de la précision *in vitro* 58
(b) Analyse stéréoradiographique de l'acétabulum 60
(6) Conclusion intermédiaire 61
b) Autres méthodes de reconstruction 61
(1) Reconstruction du rachis ou de vertèbres 61
(2) Reconstruction des membres inférieurs 62
c) Conclusion intermédiaire 65
E. SYNTHESE ET OBJECTIFS DE LA THESE 67

2EME PARTIE : TRAVAIL PERSONNEL 69

A. APPLICATION DES METHODES EXISTANTES SUR DES RADIOGRAPHIES IN VIVO ET EVALUATION DE LA REPRODUCTIBILITE 69
1. Matériels & méthodes 69
2. Résultats & Discussion 70
3. Conclusion 74
B. RECONSTRUCTION 3D DU FEMUR PROXIMAL A L'AIDE D'UN OBJET PARAMETRIQUE PRE-PERSONNALISE 75
1. Matériels & Méthodes 75
a) Exploitation des radiographies 75
b) Constitution de la base de données 76
c) Exploitation de la base de données 77
d) Méthode d'évaluation 79
(1) Etude de précision 79
(2) Etude de reproductibilité 80
2. Résultats & Discussion 80
a) Etude de précision 80
b) Etude de reproductibilité 82
3. Conclusion 86
C. RECONSTRUCTION 3D DU BASSIN A PARTIR D'UNE BASE DE DONNEES ET D'INFERENCES TRANSVERSALES 89
1. Mise en place d'un repère bassin 89
a) Construction du repère 89
b) Evaluation du repère 91
(1) Evaluation statistique du repère 92
(2) Evaluation clinique du repère 92
(3) Conclusion 93
2. Base de données 94
a) Mise en place de la base de données 94
b) Utilisation de la base de données 95
(1) Différenciation homme/femme 95
(2) Régressions linéaires multiples 95
3. Méthodologie de reconstruction 96
a) Etape 1.1 : Mise en place du repère bassin 96
b) Etape 1.2 : Krigeage temps réel 97
c) Etape 2.0 : Déformation finale : Algorithme NSCC 97
4. Evaluation 98
a) Matériels et méthodes 98
b) Résultats et discussion 98
(1) Temps de reconstruction 98
(2) Evaluation in vitro 98
(a) Forme de l'objet reconstruit 99
(b) Modélisation de l'acétabulum 99
(3) Evaluation in vivo 100

(a) Forme de l'objet reconstruit 100
(b) Modélisation de l'acétabulum 101
(c) Paramètres morphologiques 102
5. Conclusion 102
D. ANALYSE BIOMECANIQUE DE L'ARTICULATION DE LA HANCHE DE PATIENTS PORTEURS DE PROTHESE DE HANCHE A L'AIDE DU SYSTEME EOS® 103
1. Matériels et méthodes 103
a) Population étudiée 103
b) Mesures réalisées à partir des radiographies conventionnelles 103
c) Description des mesures scanner 103
d) Mesures réalisées à l'aide du système EOS® 103
(1) Protocole spécifique de prise de clichés 103
(a) La position debout 103
(b) La position assise 103
(c) La position accroupie 103
(2) Paramètres positionnels du bassin 103
(a) La rotation interne/externe du bassin : 103
(b) L'inclinaison latérale interne/externe ou bascule frontale : 103
(3) Paramètres acétabulaires : L'antéversion et la couverture 103
(4) Analyse des éléments prothétiques 103
(a) Antéversion et inclinaison de la cupule 103
(b) Angle AT (Acetabular Tilt) 103
(c) Angle SA (Sacro Acetabular) 103
e) Evaluations de la méthodologie proposée 103
(1) Reproductibilité inter-opérateurs 103
(2) Précision in vivo 103
(3) Evaluation des paramètres pour la population étudiée 103
2. Résultats et discussion 103
a) Incertitude de mesure lié au scanner 103
b) Reproductibilité inter-opérateurs 103
c) Précision *in vivo* 103
d) Evaluation des paramètres pour la population étudiée 103
(1) Paramètres positionnels du bassin 103
(a) Pente sacrée & version pelvienne 103
(b) Bascule frontale 103
(c) La rotation horizontale. 103
(2) Paramètres acétabulaires 103
(a) Antéversion acétabulaire 103
(b) Couverture acétabulaire 103
(3) Analyse des éléments prothétiques 103
(a) Antéversion de la cupule 103
(b) Inclinaison de la cupule 103
(c) Angle AT 103
(d) Angle SA 103
3. Conclusion 103
CONCLUSION ET PERSPECTIVES 103
TABLE DES FIGURES 103
TABLES DES TABLEAUX 103
BIBLIOGRAPHIE 103
PUBLICATIONS & COMMUNICATIONS 103
PUBLICATIONS À REVUES INTERNATIONALES AVEC COMITÉ DE LECTURE 103
COMMUNICATIONS A CONGRES SCIENTIFIQUES INTERNATIONAUX AVEC COMITE DE LECTURE ET ACTES 103
ANNEXE 1 : METHODES DE COMPARAISON DES RECONSTRUCTIONS 103
A. TESTS DE COMPARAISON D'ECHANTILLONS APPARIES 103
B. INCERTITUDE DE MESURE 103
C. COMPARAISON IN VITRO 103
D. COMPARAISON IN VIVO 103
ANNEXE 2 : LA PELVIMETRIE OBSTETRIQUE 103
A. LE DIAMÈTRE PROMONTO-RÉTRO-PUBIEN (PRP) 103

B. LE DIAMETRE TRANSVERSE MEDIAN (TM) 103
C. LE DIAMETRE BI SCIATIQUE 103

ANNEXE 3 : TABLEAUX BIBLIOGRAPHIQUES : PARAMETRES RADIOGRAPHIQUES ACETABULAIRE (VARIABILITE INTERINDIVIDUELLE ET REPRODUCTIBILITE, PUIS VARIABILITE INTERINDIVIDUELLE SEULE) 103

ANNEXE 4 : TABLEAUX BIBLIOGRAPHIQUES : PARAMETRES RADIOGRAPHIQUES DU FEMUR PROXIMAL 103

ANNEXE 5 : TABLEAUX BIBLIOGRAPHIQUES : PARAMETRES SCANNER ACETABULAIRE . 103

Introduction générale

D'un point de vue clinique, l'analyse de l'articulation de la hanche prend de plus en plus d'importance du fait du nombre accru de pose de prothèse totale de hanche (100000 en France en 2001, [Delaunay 2001]). Les analyses classiques se font le plus souvent à partir de radiographies conventionnelles (vue du bassin de face, [Nelitz et coll. 1999]). Quelques auteurs s'orientent vers des modélisations tridimensionnelles de cette articulation [Jacobsen et coll. 2005; Lazennec et coll. 2004; Pouletaut et coll. 2005] et seulement certains souhaitent une analyse fonctionnelle de l'articulation. Malheureusement, les modalités actuelles de reconstruction tridimensionnelle, que sont la tomodensitométrie (ou scanner) voire l'Imagerie par Résonance Magnétique (I.R.M.), sont réalisées avec des patients en position allongée. L'analyse fonctionnelle de l'articulation se fait alors par l'utilisation d'artifices permettant de se rapprocher de mesures suivant différentes positions. Des clichés radiographiques conventionnels sont alors couplés à des examens scanner. L'ensemble de ce protocole est long pour le patient et possède un coût non négligeable. L'utilisation d'un système proposant une reconstruction tridimensionnelle, en position fonctionnelle serait donc un atout pour l'analyse de l'articulation de la hanche.

Le Laboratoire de BioMécanique (LBM, ENSAM-CNRS Paris), le Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO ETS-CRCHUM, Montréal, Québec), l'Hôpital Saint Vincent de Paul (AP-HP, Paris) et la société Biospace Med (Paris), ont mis au point un nouvel imageur biplan basse dose (système EOS®) [Dubousset et coll. 2005]. Ce système se caractérisant par un balayage vertical et une acquisition simultanée de deux radiographies orthogonales possède de nombreux avantages :

- la faible dose d'irradiation pour le patient par rapport à la radiologie classique, du fait de détecteurs gazeux issus des travaux du Pr. G. Charpak, prix Nobel de Physique en 1992 (de 8 à 10 fois pour la radiographie planaire),
- la possibilité de réaliser des radiographies en position debout (donc en charge), effectuée de la tête aux pieds en une seule acquisition,
- la possibilité d'accéder à des modélisations tridimensionnelles en appliquant des méthodes de reconstruction 3D basées sur les principes de la stéréoradiographie

[Laporte et coll. 2003; Le Bras et coll. 2004; Mitton et coll. 2006; Mitton et coll. 2000; Pomero et coll. 2004].

Les évolutions concernant la reconstruction tridimensionnelle par stéréoradiographie se sont principalement orientées vers l'amélioration des algorithmes de reconstruction 3D, afin d'augmenter la précision des modèles générés, ou encore l'extension à un maximum de structures osseuses de telles méthodes. Le but étant d'offrir aux cliniciens un outil d'analyse 3D performant permettant d'apporter un nouveau regard pour le diagnostic ou le suivi de pathologies. Néanmoins, la plupart de ces travaux ont été validés uniquement *in vitro*. La mise en place d'un tel outil dans un contexte clinique nécessite donc une validation de ces méthodes *in vivo*, avec des sujets sains et des patients souffrant de pathologies du système ostéoarticulaire. La superposition des structures osseuses sur la vue de profil strict constitue un problème majeur pour l'utilisation *in vivo*.

Les objectifs de cette thèse s'orientent donc autour de deux axes. Dans un premier temps, les techniques de reconstruction tridimensionnelle à partir de stéréoradiographie, évaluées uniquement sur os secs, seront utilisées *in vivo* pour les structures osseuses que sont le bassin et le fémur proximal. Il en résultera une modification des algorithmes de reconstruction afin de répondre aux problèmes posés par la superposition osseuse. Dans un second temps, une analyse de l'articulation de la hanche pour des patients nécessitants une pose ou une reprise de prothèse totale de hanche sera effectuée. Le but de cette partie étant d'apporter aux cliniciens une vision globale du système ostéoarticulaire du patient, ainsi qu'une analyse quantitative de la hanche et du bassin.

Afin de comprendre la problématique clinique liée à l'articulation de la hanche, ce mémoire commencera par des rappels anatomiques. Puis une revue bibliographique sera effectuée. Elle porte sur les mesures effectuées pour l'analyse de la hanche, la pose de prothèse totale de hanche ainsi que des méthodes permettant d'obtenir une modélisation tridimensionnelle de cette dernière. Cette revue de littérature nous permettra de définir les limites de l'existant et les objectifs de notre recherche. La seconde partie expose notre travail de recherche, qui consista à :

1. Evaluer les méthodes de reconstruction tridimensionnelle par stéréographie dans le cadre d'une utilisation *in vivo*,

2. Modifier et valider les algorithmes de reconstructions du fémur proximal et du bassin,
3. Utiliser les techniques développées pour une analyse quantitative de l'articulation de la hanche avec des patients nécessitant la pose ou la reprise d'une prothèse totale de hanche.

Pour conclure, nous discuterons des différents résultats obtenus au cours de ces études, et des perspectives cliniques et biomécaniques de ces travaux.

1ère Partie :
Contexte et analyse bibliographique

A. Rappel d'anatomie

L'objectif de ce premier chapitre est de rappeler certains termes cliniques nécessaires à la compréhension de la suite de cette thèse. Nous commencerons par une description anatomique de l'articulation de la hanche saine. Puis nous effectuerons une description fonctionnelle de cette articulation.

1. Repères anatomique de référence

Pour caractériser les différentes parties du corps humain dans l'espace, nous utiliserons les notations suivantes :

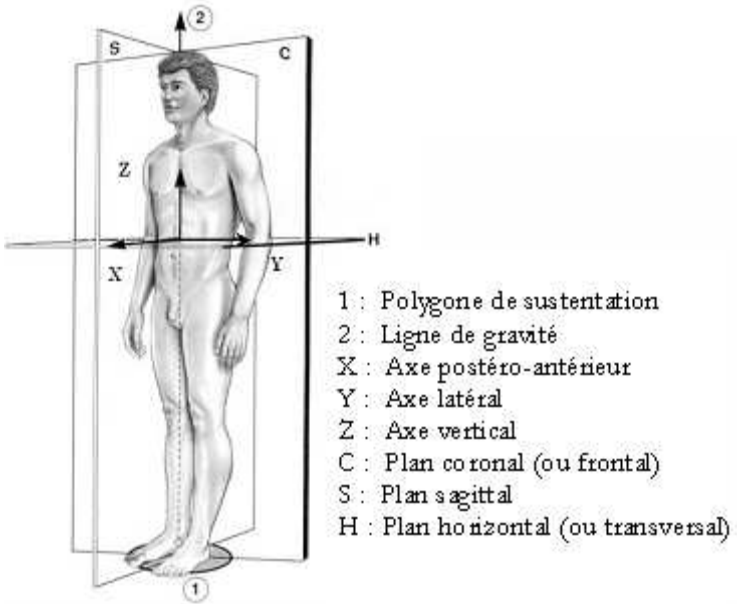


Figure 1 : Repères globaux du corps humain [Dubousset 1994]

• **le plan frontal :** c'est le plan du « front ». Il s'agit d'un plan vertical, orienté dans une direction externe-interne (latéro-médiale).

• **le plan sagittal :** c'est le plan de la flèche envoyée par l'archer (du latin *sagitta*, flèche).Il s'agit donc d'un plan vertical orienté dans la direction antéro-postérieure.

• **le plan transversal :** c'est le plan perpendiculaire aux deux précédents. Il est donc horizontal et orienté du haut vers le bas (cranio-caudal).

2. Anatomie descriptive de la hanche saine

a) Structure osseuse

L'articulation de la hanche est constituée par le bassin (ou ceinture pelvienne) et le fémur. Elle permet les mouvements des membres inférieurs par rapport à la partie supérieure du corps humain.

(1) La ceinture pelvienne

La ceinture pelvienne (ou vertèbre pelvienne, [Dubousset et coll. 1991]) assure la liaison entre les membres inférieurs et la colonne vertébrale. Elle comprend les deux os coxaux, séparés en arrière par le sacrum et reliés en avant par la symphyse pubienne (Figure 2). L'os coxal est un os plat, constitué de trois os : l'ilion crânial, le pubis en bas et en avant et l'ischion en bas et en arrière. La description de l'os coxal doit distinguer la partie supérieure, l'aile iliaque, orientée dans un plan oblique en avant et en dehors et la moitié inférieure, ischio-pubienne, dans un plan oblique en avant et en dedans, presque perpendiculaire au plan de l'aile iliaque. Entre les deux se creuse l'acétabulum, partie femelle de l'articulation de la hanche.

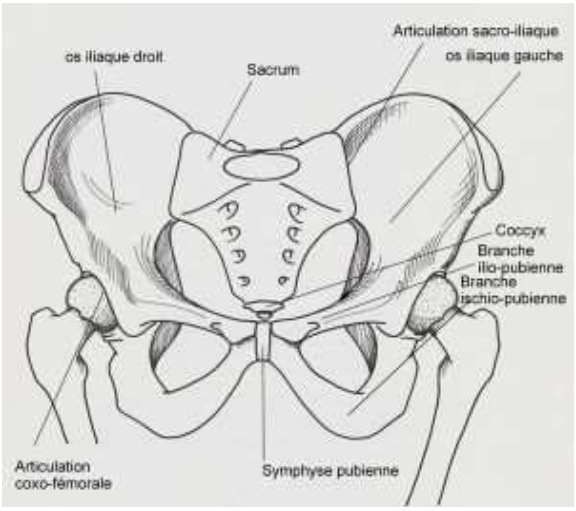
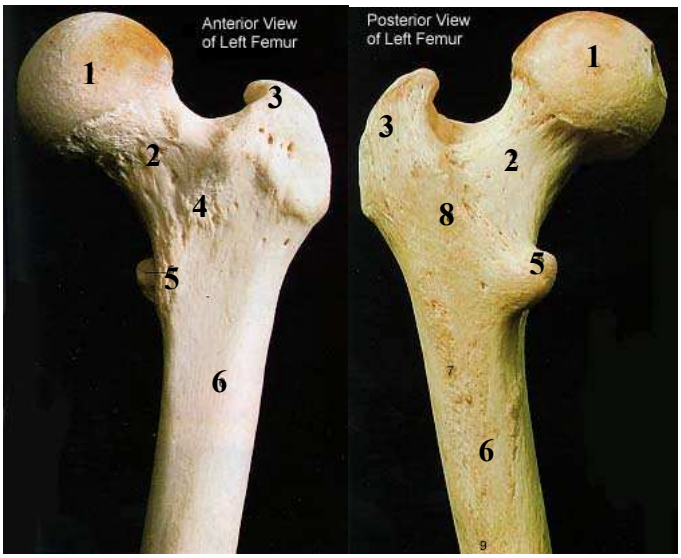


Figure 2 : Bassin osseux de face [Web1 2007]

L'acétabulum comprend deux parties. La surface semi-lunaire, encroutée de cartilage, a la forme d'un croissant ouvert en bas. La fosse acétabulaire est une dépression située au centre de la surface semi-lunaire, non recouverte de cartilage.

(2) Le fémur

Le fémur (Figure 3) est l'os le plus long du corps humain. Dans le cadre de cette thèse, nous nous sommes uniquement attaché à l'étude de sa partie supérieure (= proximale). Son extrémité proximale, par l'intermédiaire de la tête fémorale, s'articule avec l'acétabulum pour former l'articulation de la hanche. Le col du fémur unit la tête à la diaphyse, son axe est oblique dirigé vers la tête en haut, en avant et en dedans.



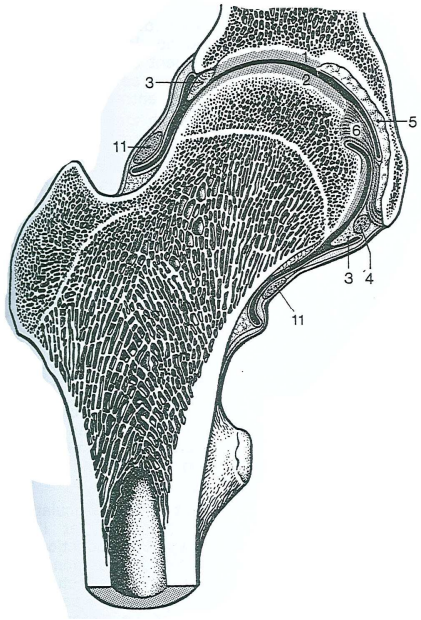
Repère	Description
1	Tête
2	Col
3	Grand Trochanter
4	Ligne inter-trochantérique
5	Petit Trochanter
6	Diaphyse
8	Crête intertrochantérienne

Figure 3 : Fémur proximal [Web2 2007]

Les trochanters sont des tubérosités où viennent s'insérer des muscles. Le grand trochanter forme le relief latéral du fémur proximal, palpable sous la peau. Le petit trochanter est situé sous le col, en arrière et en dedans.

b) Moyens d'union de la hanche

Les moyens d'union de l'articulation de la hanche sont constitués par des ligaments puissants et une capsule articulaire.



Repère	Description
1	Acétabulum
2	Tête fémorale
3	Sourcil acétabulaire
6	Ligament rond
11	Ligament annulaire

Figure 4 : Coupe de l'articulation coxo-fémorale [Cabrol 1990]

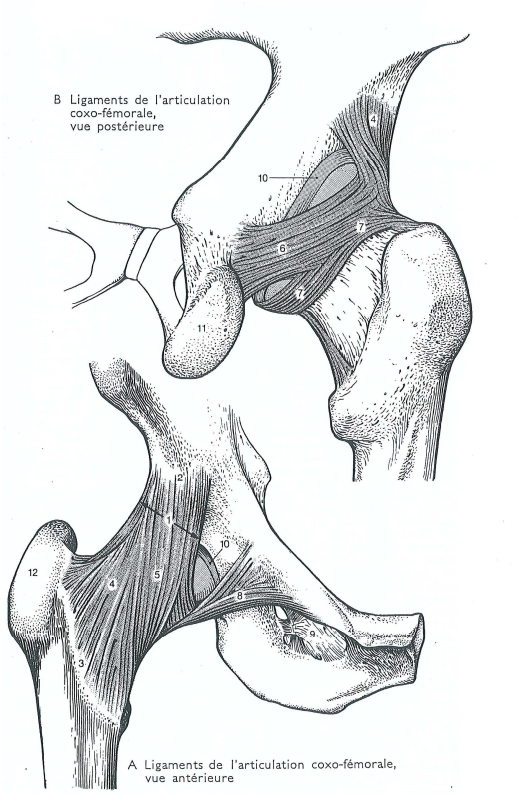
(1) La capsule articulaire

Elle s'attache sur le sourcil acétabulaire (Figure 4 - Repère 3) sur le bassin et sur la ligne inter-trochantérique sur le fémur proximal. Ainsi, le col est entièrement intra-capsulaire.

(2) Les ligaments

Cinq ligaments sont habituellement décrits :

Le ligament ilio-fémoral (Figure 5) est le ligament le plus puissant du corps humain. Il renforce la capsule en avant en s'insérant sur l'épine iliaque antéro-inférieure de l'os coxal et s'étale en éventail à la face antérieure de la capsule vers la ligne inter-trochantérique (partie latérale) et le petit trochanter (partie médiale). La partie latérale est parallèle à l'axe du col fémoral, la partie médiale est parallèle à un axe vertical, ce qui explique leur rôle différent sur la mobilité de la hanche.



Repère	Désignation
1, 4 et 5	Ligament ilio-fémoral, ses faisceaux supérieur et inférieur
6	Ligament ischio-fémoral
7	Ligament annulaire
8	Ligament pubo-fémoral

Figure 5 : Les ligaments entourant le fémur proximal (A. Vue antérieure; B. Vue postérieure).[Cabrol 1990]

Le ligament annulaire (Figure 4 – Repère 11) forme un anneau circulaire entourant la partie la plus étroite du col fémoral, apparaissant comme un renforcement capsulaire, recouvert par les ligaments décrits ci-dessous.

Le ligament pubo-fémoral (Figure 5 – Repère 8), situé sous le précédent, est tendu depuis l'éminence ilio-pubienne vers la capsule, dans le ligament annulaire.

Le ligament ischio-fémoral (Figure 5 – Repère 6) est sur la face postérieure, tendu depuis l'ischion derrière le sourcil acétabulaire vers la partie latérale du ligament ilio-fémoral et le ligament annulaire.

Le ligament de la tête fémorale (ou ligament rond, Figure 4 – Repère 6) est le seul à être intra-capsulaire. Il relie la tête du fémur à la fosse acétabulaire et au ligament transverse de l'acétabulum.

c) Muscles de la hanche [Chevalier 2000]

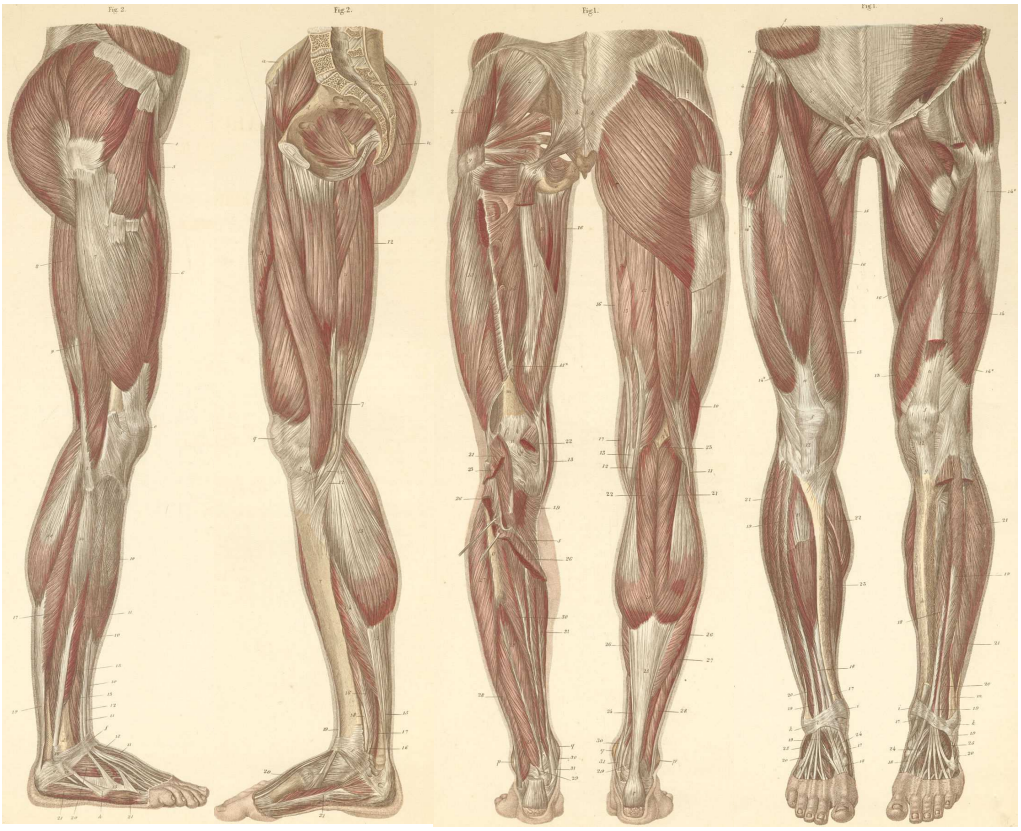


Figure 6 : Muscles du bassin et des jambes [Web3 2007]

L'articulation de la hanche est profondément enfouie au sein de ses muscles moteurs (Figure 6) dont la disposition explique la fonction :

- Muscles fléchisseurs en avant et extenseurs en arrière du plan frontal ;
- Abducteurs en dehors et adducteurs en dedans du plan sagittal ;
- Rotateurs latéraux et médiaux selon l'axe longitudinal.

(1) Les fléchisseurs de la hanche

Ce sont le muscle ilio-psoas avant tout, le droit du fémur, le sartorius et le tenseur du fascia lata.

(2) Les extenseurs et rotateurs latéraux

Ils sont situés derrière l'articulation de la hanche. Il s'agit des trois muscles fessiers (petit, moyen et grand), des muscles pelvi-trochantériens horizontaux et des ischio-jambiers verticaux.

(3) Les adducteurs de la hanche

Il s'agit de cinq muscles de la cuisse dont toute l'action concerne la hanche : les trois adducteurs (court, long et grand) qui se superposent, le muscle pectiné et le muscle gracile.

(4) Les muscles latéraux de la hanche : le deltoïde fessier

C'est un ensemble musculo-aponévrotique[1] constitué en haut du tenseur du fascia lata et de la partie superficielle du grand fessier. Il se jette sur le tractus ilio-tibial qui est un long fascia qui s'insère au niveau de la partie latérale du tibia. Cet ensemble participe au maintien de la tête fémorale dans l'acétabulum lors de la marche.

3. Mobilités de la hanche

L'articulation de la hanche est une énarthrose (trois degrés de libertés en rotation, c'est une articulation de type, rotule au sens mécanique) très emboîtée, solide et mobile. La coaptation articulaire[2] est très forte grâce à la bonne congruence[3] des surfaces articulaires et à la puissance des ligaments.

1 Une aponévrose (ou fascia) est une membrane fibreuse très résistante qui contient les muscles et en prévient les déplacements.
[2] *syn.* Cohésion articulaire.
[3] Plus deux surfaces seront complémentaires, plus la congruence entre celles-ci sera forte.

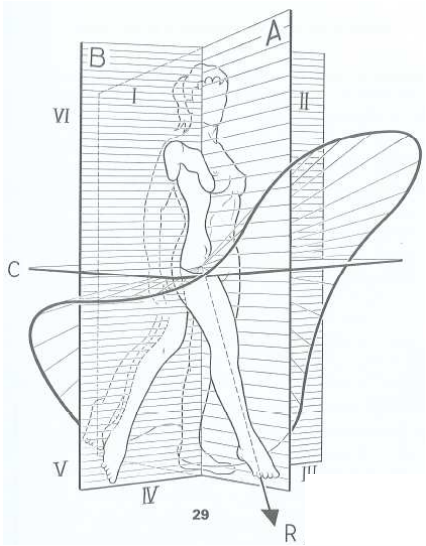


Figure 7 : Mobilités de la hanche [Kapandji 2002]

a) Mouvement de flexion-extension

Ce mouvement s'exécute dans un plan sagittal. La flexion de la hanche dépend de la position du genou. En effet, la flexion du genou relâche les muscles ischio-jambiers. Genou fléchi, la flexion active de la hanche est de 120°, la flexion passive est de 145° (la cuisse touche le thorax). Genou étendu, la flexion active n'est que de 90°, la flexion passive de 120° (Figure 8).

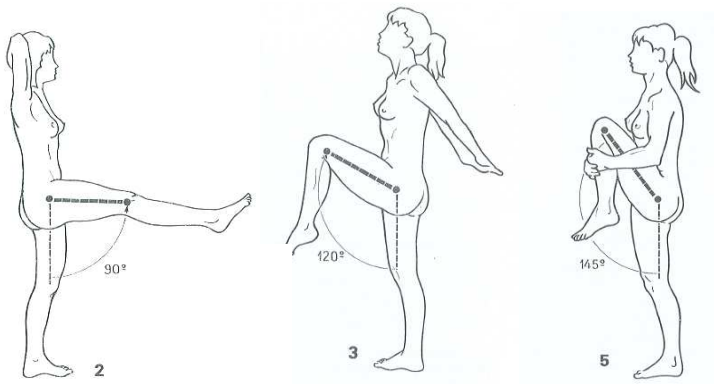


Figure 8 : Mouvement de flexion de la hanche (Active genou tendu, Active genou fléchi et passive) [Kapandji 2002]

L'extension de la hanche diminue également genou fléchi en raison des muscles ischio-jambiers. Elle est limitée par la tension du ligament ilio-fémoral. Genou fléchi, l'extension

active est de 10°, l'extension passive de 30°. Genou étendu, l'extension est globalement de 20° (Figure 9).

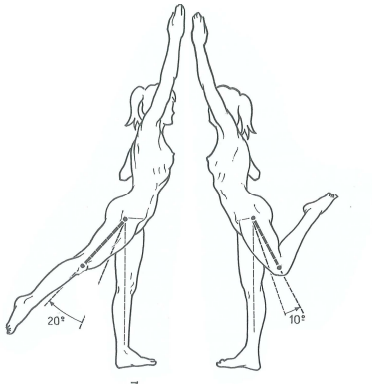


Figure 9 : Mouvement d'extension (active genou étendu et genou fléchi) [Kapandji 2002]

b) Mouvement d'abduction-adduction

Ce mouvement a lieu dans un plan frontal. L'abduction atteint 30° par rapport à un axe vertical passant par la tête fémorale (Figure 10 à gauche). Elle est limitée par la butée de la partie supérieure du grand trochanter sur le bassin.

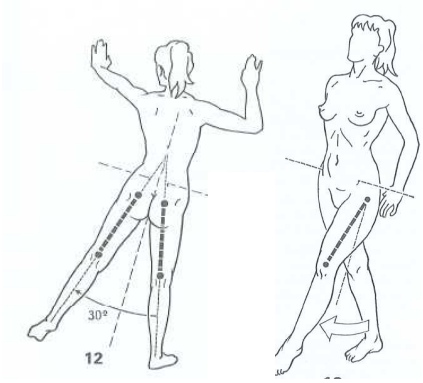


Figure 10 : Mouvement d'abduction-adduction [Kapandji 2002]

L'adduction de la hanche doit être combinée à une flexion ou une extension pour ne pas être bloquée par le membre opposé. Elle peut a e 30° (Figure 10 à droite).

c) Mouvement de rotation médio-latérale

Il s'agit de la dernière rotation possible, autour d'un axe vertical. Elle est mesuré genou fléchi à angle droit. La rotation latérale peut atteindre 60° (Figure 11 à droite). Elle est beaucoup plus facile hanche fléchie du fait de la distension des ligaments antérieurs.

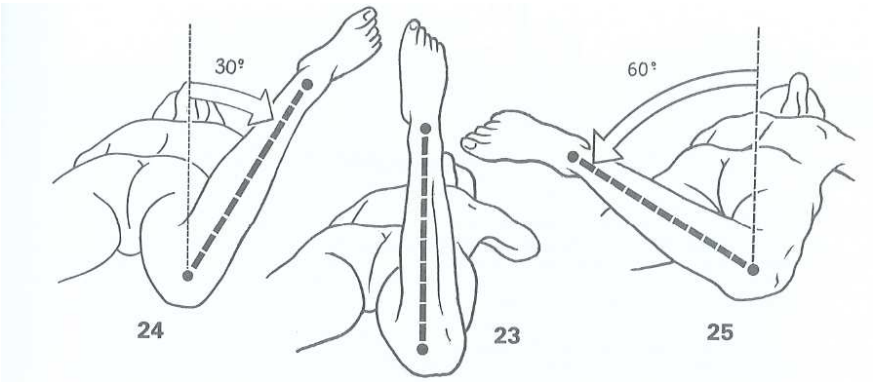


Figure 11 : Rotation médio-latérale [Kapandji 2002]

La rotation médiale atteint 30° (Figure 11 à gauche). Elle est également limitée par la tension des ligaments notamment le ligament ischio-fémoral.

4. Conclusion intermédiaire

Comme nous venons de le voir, la hanche est une articulation très mobile mais surtout très importante d'un point de vue fonctionnel. En effet, elle assure le maintien de la station érigée et la mobilité des membres inférieurs. Une atteinte de cette articulation peut entraîner une incapacité de mouvement pour la personne qui, à terme, peut s'avérer extrêmement néfaste. L'analyse de la hanche par les cliniciens se fait donc au plus tôt dans la vie des patients, avec par exemple, des mouvements réalisés par les sages-femmes dès la naissance afin de détecter des luxations possibles de cette articulation. Ou encore des radiographies effectuées peu après la naissance afin des détecter de possibles pathologies congénitales. Des clichés radiologiques peuvent également être réalisés afin d'évaluer au plus tôt la géométrie osseuse de la hanche. De plus, du fait du vieillissement de la population, de plus en plus de personnes souffrent d'arthrose de la hanche. Les techniques actuelles de chirurgie s'orientent vers la mise en place d'une prothèse totale de hanche afin de remédier aux douleurs et aux limitations de mouvement. Dans les deux prochains chapitres de ce mémoire, nous nous attacherons donc à présenter d'une part les clichés radiologiques et les mesures effectuées à l'aide de la

radiologie conventionnelle pour analyser l'articulation de la hanche. D'autre part, nous détaillerons la chirurgie de mise en place d'une prothèse totale de hanche, intervention pouvant être nécessaire afin de rétablir la mobilité articulaire.

B. Paramètres cliniques de la hanche et du bassin

Dans le but de mieux appréhender la problématique liée à l'analyse de l'articulation de la hanche, nous allons décrire dans ce paragraphe les principaux paramètres déterminés par les cliniciens à partir de la radiologie classique. Ces paramètres peuvent être divisés en deux groupes distincts. Les paramètres morphologiques et les paramètres positionnels. Chacun de ces groupes peut être évalués aussi bien au niveau de l'acétabulum et du fémur proximal qu'au niveau du bassin dans son ensemble. Soit le bassin est considéré comme un élément à part entière du rachis (la « vertèbre pelvienne » [Dubousset et coll. 1991]), il est alors étudié dans un plan sagittal. Soit le bassin est défini comme appartenant aux membres inférieurs, il est alors préférentiellement étudié sur des vues frontales à partir des radiographies ou dans des vues transverses à partir de coupes tomodensitométriques (dont les principes sont explicités dans la suite de ce document) afin notamment d'étudier la zone de l'acétabulum.

Nous présenterons donc, dans un premier temps, les paramètres liés au bassin, en fonction des deux groupes présentés ci-dessus. Dans un second temps, nous présenterons les paramètres liés à l'acétabulum, puis, les paramètres liés au fémur proximal. Pour chacun de ces paramètres, nous donnerons les valeurs de précision et d'incertitude de mesures si elles ont été étudiées dans la littérature.

1. Le bassin

a) Paramètres positionnels de la « vertèbre pelvienne »

Comme présenté plus haut, le bassin est souvent analysé comme appartenant au rachis. L'évaluation se fait donc préférentiellement sur des radiographies de profil strict debout. Legaye [Legaye et coll. 1998] a décrit deux paramètres permettant l'évaluation de la position du bassin. Certains auteurs utilisent ces paramètres pour une analyse positionnelle du sujet en position assise [Lazennec et coll. 2004].

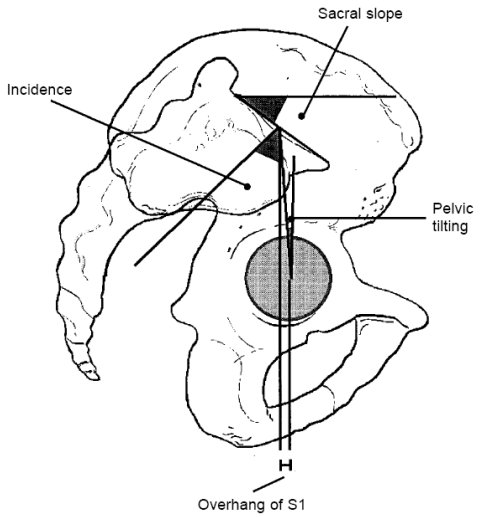


Figure 12 : Paramètres positionnels et morphologiques du bassin [Legaye et coll. 1998]

(1) La version pelvienne (Pelvic tilting, Figure 12)

Ce paramètre a été décrit en 1998 [Legaye et coll. 1998]. Il s'agit de l'angle mesuré entre la verticale et la droite joignant le milieu du plateau sacré à l'axe reliant les centres des têtes fémorales. La valeur moyenne de ce paramètre est de 11,9°±13,2° (moyenne ± 2 écarts types) pour les hommes et de 10,3°±9,6° pour les femmes. La reproductibilité inter-opérateurs a été évaluée avec un logiciel d'analyse 2D de radiographies (Logiciel Spineview, Surgiview) [Champain et coll. 2006]. L'incertitude mesurée estimée est de ±1,2°.

(2) La pente sacrée (Sacral slope, Figure 12)

Ce paramètre a également été décrit en 1998 [Legaye et coll. 1998]. Il s'agit de l'angle mesuré entre le plateau supérieur du sacrum (également appelé plateau supérieur de S1) et l'horizontale. La variabilité interindividuelle pour ce paramètre est de 41,9°±17,4° (moyenne ± 2 écarts types) pour les hommes et de 38,2°±15,6° pour les femmes. Une valeur faible de la pente sacrée sera associée à un sacrum dit vertical. Une valeur élevée à un sacrum dit horizontal. La reproductibilité inter-opérateurs a également été évaluée par Champain [Champain et coll. 2006] à l'aide de mesures assistées par ordinateur. L'incertitude de mesure estimée est de ±4,0°.

b) Paramètres morphologiques du bassin

(1) L'incidence pelvienne (Incidence, Figure 12)

Ce paramètre a été décrit par Legaye en 1998 [Legaye et coll. 1998]. Il s'agit de l'angle mesuré entre la perpendiculaire au plateau sacré passant par son milieu et la droite reliant ce point à l'axe reliant les centres des têtes fémorales. De part sa définition, cet angle est, en deux dimensions, la somme algébrique de la pente sacrée et de la version pelvienne. Ce paramètre morphologique est complètement indépendant de la position du bassin. Sa variabilité inter individuelle est de 53,2°±20,6° (moyenne ± 2 écarts types) pour les hommes et de 48,2°±14,0° pour les femmes. Champain [Champain et coll. 2006] a évalué la reproductibilité inter-opérateurs à l'aide de mesures assistées par ordinateur. L'incertitude de mesure estimée est de ±3,4°.

(2) Pelvimétrie obstétrique

D'autres paramètres sont directement tirés de l'évaluation de la forme du bassin de la femme enceinte. Ainsi la pelvimétrie obstétrique permet d'évaluer, à partir de radiologies ou de coupes tomodensitométriques, les dimensions du bassin. Ces paramètres sont décrits dans l'annexe 2.

2. L'acétabulum

L'acétabulum constitue la zone jonctionnelle entre le bassin et les membres inférieurs. L'analyse de sa forme et de ses dimensions revêt donc une grande importance, aussi bien pour le diagnostic, la planification ou le suivi des pathologies qui lui sont liées. De nombreux paramètres ont été mis en place pour le décrire, ils sont listés dans l'annexe 3. Ils s'appuient pour la plupart sur des clichés radiographiques du bassin de face. Les principaux seront détaillés dans la suite.

a) L'angle de Wiberg (VCE)

L'angle VCE a été défini par Wiberg en 1939 ([Wiberg 1939], Figure 13). Il est mesuré entre une ligne verticale, perpendiculaire dans le plan du cliché radiographique à la ligne joignant les centres des têtes fémorales, passant par le centre de la tête fémorale étudiée, et la ligne joignant ce même centre au point le plus latéral du bord de l'acétabulum.

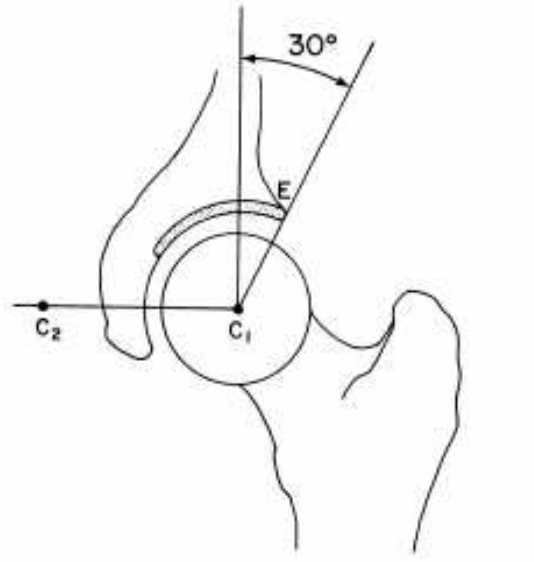


Figure 13 : Angle VCE de Wiberg.

La mesure de cet angle est particulièrement utilisée pour le diagnostic des hanches dysplasiques. La classification de Séverin (Figure 14) permet de déterminer la sévérité de la pathologie en fonction de la mesure de cet angle, de l'âge du patient et de paramètres qualitatifs pouvant apparaitre sur les radiographies.

	Radiographic Appearance	Center-Edge Angle
Class I	Normal	
Ia		>19° (6 to 13 years old); >25° (≥14 years old)
Ib		>15 to 19° (6 to 13 years old); 20 to 25° (≥14 years old)
Class II	Moderate deformity of femoral head, femoral neck, or acetabulum	
IIa		>19° (6 to 13 years old); >25° (≥14 years old)
IIb		>15 to 19° (6 to 13 years old); 20 to 25° (≥14 years old)
Class III	Dysplasia without subluxation	<15° (6 to 13 years old); <20° (≥14 years old)
Class IV		
IVa	Moderate subluxation	≥0°
IVb	Severe subluxation	<0°
Class V	Femoral head articulates with pseudoacetabulum in superior part of original acetabulum	
Class VI	Redislocation	

Figure 14 : Classification de Séverin. [Severin 1941]

De nombreuses études ont évalué la reproductibilité inter-opérateur de mesure de ce paramètre. Elles sont résumées en annexe 3. Les valeurs obtenues par les différents auteurs [Broughton et coll. 1989; Nelitz et coll. 1999; Omeroglu et coll. 2002] ayant étudié ce paramètre à partir de radiographies du bassin de face sont assez disparates. Elles varient en fonction de la population étudiée, ou du repère utilisé comme référence pour la mise en place du point E [Omeroglu et coll. 2002]. De plus, la reproductibilité inter-opérateur est élevée car elle peut atteindre ±9°[Broughton et coll. 1989]. L'évaluation de ce paramètre pour des enfants âgés de moins de 9 ans semble très difficile à cause de la présence de nombreux cartilages de croissance, radiotransparents, pour des enfants plus jeunes (Figure 15).



Figure 15 : Radiographie d'un bassin de face d'un enfant de 5 ans [Web4 2007]

En définitive, la mesure de l'angle VCE est la plus communément effectuée pour évaluer le recouvrement latéral de la tête fémorale par l'acétabulum. Au vu des conclusions des auteurs, son évaluation peut être problématique chez les enfants trop jeunes ou pour des déformations trop importantes de la tête fémorale ou du toit de l'acétabulum. Néanmoins, il ne s'agit que d'une mesure en projection. Pour obtenir de l'information sur le recouvrement postéro antérieur de la tête fémorale par l'acétabulum, le paramètre VCA a été crée.

b) L'angle VCA

Cet angle permet de mesurer le recouvrement antérieur de la tête fémorale par l'acétabulum [Lequesne et coll. 1961]. Du fait de l'antéversion de l'acétabulum, ce paramètre est mesuré sur une radiographie en faux profil de Lequesne. Le patient est tourné de 25° par rapport à un axe vertical (Figure 16).

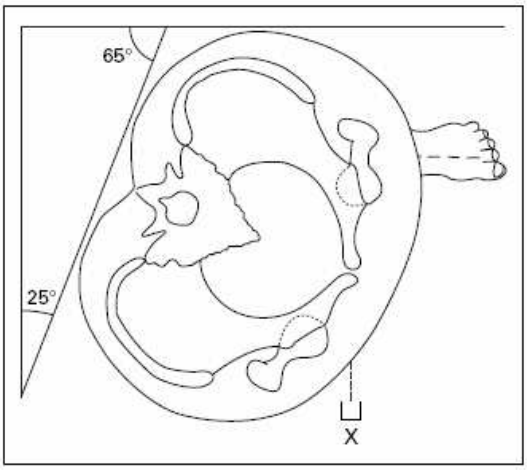


Figure 16 : Vue de dessus de la position du patient lors d'une radiographie en faux profil de Lequesne [Lequesne et coll. 1961]

La mesure de l'angle se fait entre la droite joignant le point A, point le plus antérieur du bord de l'acétabulum, au point C, centre de la tête fémorale et un axe vertical définit dans le plan de la radiographie (Figure 17).

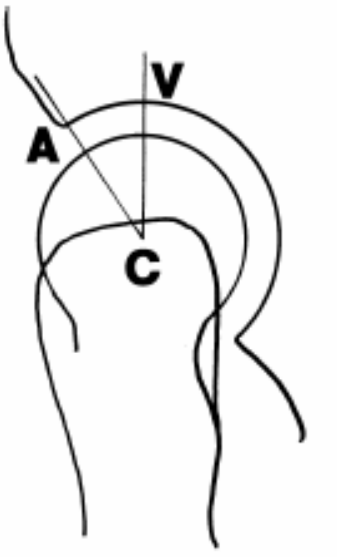


Figure 17 : Mesure de l'angle VCA sur une radiographie en faux profil de Lequesne. A représente le point le plus antérieur du bord de l'acétabulum [Delaunay et coll. 1997]

Cette vue radiographique permet également de visualiser la couverture postérieure de la tête fémorale. Néanmoins, aucun paramètre quantitatif n'est évalué pour cette partie, les défauts de recouvrement étant le plus souvent localisés sur la partie antérieure du toit de l'acétabulum. Milcan [Milcan et coll. 2004] a évalué ce paramètre pour 181 hanches pour des patients âgés de 18 à 76 ans. Il obtient une valeur moyenne de 49,7° (ET : 7,7°). De plus, deux opérateurs ont mesurés deux fois cet angle. Il en résulte un ICC intra et inter opérateur de 0,97. La mesure de ce paramètre semble donc très reproductible. Néanmoins, nous n'avons trouvé qu'une seule étude évaluant la reproductibilité de ce paramètre.

c) Angle d'obliquité du toit de l'acétabulum (HTE)

Ce paramètre, tout comme l'angle de Wiberg VCE, permet d'évaluer la couverture latérale de la tête fémorale par l'acétabulum. Il est mesuré, sur une radiographie de face du bassin, entre une ligne horizontale, défini par l'axe joignant les centres des 2 têtes fémorales, et la droite joignant les points E, précédemment défini pour l'angle VCE, et H, le point le plus médial de la zone de contact entre l'acétabulum et la tête fémorale (Figure 18).

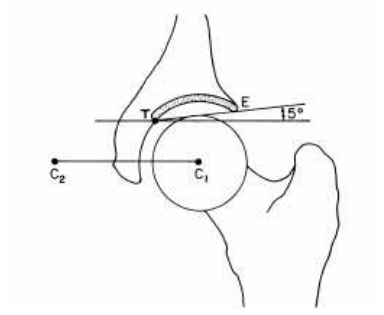


Figure 18 : Angle HTE [Delaunay et coll. 1997]

D'après Delaunay [Delaunay et coll. 1997], une valeur inférieure à 10° définit un acétabulum normal. Nelitz [Nelitz et coll. 1999] a évalué ce paramètre pour 100 hanches dysplasiques. Il obtient une valeur moyenne de 10,8° (ET : 7,6°). Une étude de reproductibilité inter opérateur a également été effectuée. L'ICC obtenu est de 0,85, ce qui correspond à une bonne reproductibilité de mesure du paramètre.

Tallroth [Tallroth et coll. 2006] a également évalué ce paramètre mais à partir de la modalité scanner. L'évaluation a porté sur 70 hanches. La valeur moyenne obtenue est de 5° (ET : 5°). Enfin, Pouletaut [Pouletaut et coll. 2005] a évalué ce paramètre à l'aide de l'I.R.M.. 23 hanches saines et 23 hanches pathologiques ont été analysées. Il obtient une valeur moyenne

de 17,9° (ET : 4,9°) pour les hanches saines et de 21,5° (ET : 4,2°) pour les hanches pathologiques. Une étude de reproductibilité inter opérateur a été menée par 3 opérateurs différents. L'ICC obtenu est de 0,924, traduisant une très bonne reproductibilité de mesure.

3. Le fémur proximal

L'analyse du fémur proximal se fait principalement par la mesure de l'angle cervico-diaphysaire. Dans le cadre de l'étude de l'ostéoporose, la mesure de la longueur et de la section minimale du col fémoral peut être effectuée.

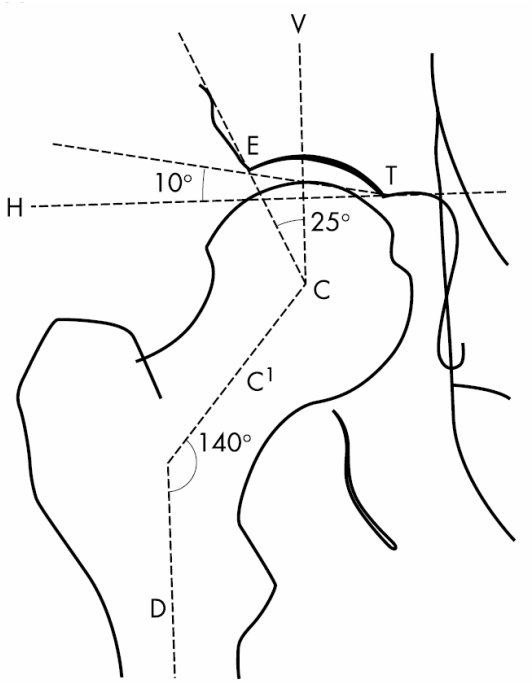


Figure 19 : L'angle cervico-diaphysaire (CC'D) [Lequesne et coll. 2004]

Nelitz [Nelitz et coll. 1999] a évalué ce paramètre pour 100 hanches dysplasiques. Il obtient une valeur de 137,3° (2 ET : 9,0° ; de 110° à 154°). Une étude de reproductibilité inter-opérateurs (3 observateurs) a également été réalisée. L'ICC obtenu est de 0,79 ce qui correspond à une incertitude de mesure de 17,1°. Broughton [Broughton et coll. 1989] obtient une valeur de 121° à 188° pour 170 hanches. L'incertitude inter-opérateur a été évaluée à ±12,6°. Finalement, la mesure de ce paramètre semble poser des problèmes de reproductibilité.

4. Autres paramètres calculés

Les annexes 3 et 4 résument les paramètres qui ont été mis en place par différents auteurs [Jacobsen et coll. 2005; Nelitz et coll. 1999; Pouletaut et coll. 2005; Tallroth et coll. 2006].

5. Conclusion intermédiaire

De nombreux paramètres, qu'ils soient positionnels ou anatomiques, sont aujourd'hui calculés pour le bassin ou pour la hanche. La mise en place de ces derniers permet d'évaluer la géométrie osseuse du bassin et de la hanche. Néanmoins, l'information issue de ces clichés radiologiques n'est qu'incomplète. Des analyses suivant un plan transverse (impossible à appréhender pour la hanche à partir de radiographie conventionnelle), permettrait une visualisation tridimensionnelle complète de la hanche. C'est pourquoi de nombreux auteurs [Jacobsen et coll. 2005; Lazennec et coll. 2004; Lazennec et coll. 2007; Tallroth et coll. 2006] s'orientent aujourd'hui vers des mesures à l'aide du scanner, dont les principes seront détaillés dans la suite de ce mémoire. Enfin, la position du patient lors des acquisitions peut entrainer des différences dans les analyses et les mesures effectuées [Boulay et coll. 2005; Jacobsen et coll. 2004; Kitajima et coll. 2006]. Une analyse tridimensionnelle de la hanche, dans un repère indépendant de la position du sujet serait donc primordiale pour l'évaluation de cette articulation.

C. Traitement chirurgical de la hanche

Afin d'avoir une vision complète du contexte clinique lié à l'articulation de la hanche, il nous semble important de présenter les traitements chirurgicaux de cette articulation et en particulier la pose de prothèses totales de hanche. Avec le vieillissement de la population, la pose de ces prothèses est devenue routinière pour de nombreux établissements hospitaliers. Néanmoins, cette opération n'est pas bénigne et certaines complications, qui seront détaillées dans la suite, sont malheureusement possibles.

1. L'arthroplastie totale de hanche

La pose de prothèse totale de hanche a pour objectif premier de remplacer les surfaces articulaires usées (traumatisme, arthrose (Figure 20), tumeur, …) par des matériaux adaptés biocompatibles.

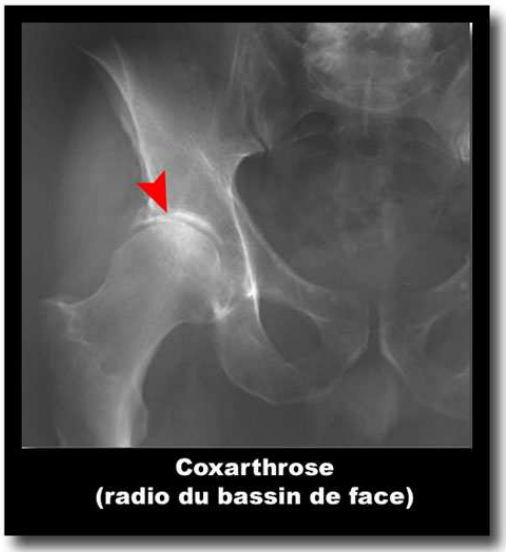


Figure 20 : Coxarthrose (arthrose de l'articulation de la hanche,[Web3 2007])

a) Généralités

Les prothèses totales de hanche sont composées de deux éléments principaux :

- La tige fémorale, implantée dans le fémur proximal (pièce métallique, Figure 21),

- La cupule acétabulaire, hémisphérique, implantée dans le bassin (pièce de couleur blanche, Figure 21).

La première prothèse de hanche véritablement posée le fut par les frères Judet en 1946. Elle n'était pas totale. Il s'agissait uniquement d'une tête prothétique implantée directement dans le col fémoral. Le premier implant véritablement utilisable fut celui de J. Charnley en 1962 (Figure 21). La plupart des implants actuels dérivent de cette prothèse. L'originalité résida dans l'utilisation de ciment acrylique (polyméthyl-métacrylate), jusqu'alors utilisé par les dentistes, qui permit de fixer les pièces prothétiques aux os dans lesquels elles sont insérées.



Figure 21: Prothèse de Charnley dite LFA classique (Low Friction Arthroplasty, [Delaunay 1999])

Aujourd'hui, il existe de nombreux modèles de prothèse totale de hanche. Ils diffèrent selon leur mode de fixation, la nature des surfaces de frottement et la taille de la tête fémorale prothétique.

b) Mode de fixation

Les prothèses peuvent être fixées au fémur ou dans le bassin soit par un ciment chirurgical, soit par repousse osseuse secondaire (prothèse dite sans-ciment). Le ciment chirurgical est un polymère acrylique (Polymétacrylate de méthyle) qui durcit en une quinzaine de minutes durant l'intervention, la fixation est immédiatement solide et permet en théorie une charge complète (notamment pour la tige). Les prothèses (tige ou cupule) sans ciment, se stabilisent dans un délai de 6 à 12 semaines par un phénomène de repousse osseuse. Leurs zones de contact avec l'os font l'objet de traitement de surface pour favoriser cette repousse osseuse

(rugosité, couche de cristaux de calcium...). De plus, l'os a des affinités plus ou moins fortes avec certains métaux (alliage de Titane).

c) Nature des surfaces de frottement

Les matériaux composant les surfaces de frottement sont classiquement du polyéthylène, de la céramique ou du métal pour l'acétabulum et du métal ou de la céramique pour la tête de la prothèse. On parle de couple, métal-polyéthylène, métal-métal, céramique-céramique, ou céramique-polyéthylène, en parlant des surfaces respectives de la tête et de la cupule.

d) Taille de la tête fémorale prothétique

Actuellement, avec l'amélioration des couples de frottement, on tend à augmenter le diamètre de la tête fémorale prothétique, généralement de 28mm, celle-ci augmente pour atteindre des diamètres s'approchant de la taille anatomique d'une tête fémorale qui est de l'ordre de 44 à 52mm. Ces prothèses à grosse tête peuvent être utilisées sur des tiges prothétiques classiques ou dans le cadre de prothèse plus compacte dite de resurfaçage (Figure 22).



Figure 22 : Prothèse de resurfaçage [Web5 2007]

2. Critères de pose

Le but principal de la pose de prothèse de hanche est de retrouver un centre de rotation de la prothèse proche du centre de rotation anatomique. Ainsi, la longueur des membres inférieurs sera équivalente et le fémur correctement latéralisé.

L'évaluation est réalisée le plus souvent sur une unique radiographie frontale du bassin, afin de comparer les deux fémurs proximaux (le côté sain permet de déterminer une référence à atteindre pour le côté prothésé). Des calques des éléments prothétiques sont alors disposés sur cette radiographie (Figure 23).

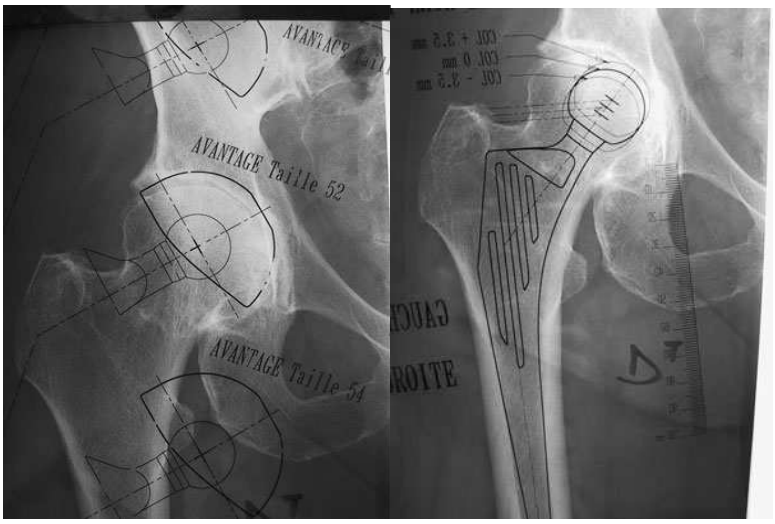


Figure 23 : Calques de prothèse de hanche positionnés sur une vue de face du bassin [Cartier 2003]

La taille est principalement définie par le calque de la partie acétabulaire (Figure 23 à gauche). La latéralisation et la longueur des membres inférieurs sont réglés par l'intermédiaire de col de longueurs différentes (Figure 23 à droite).
Cette planification se fait en salle d'opération, avant la première incision. Il existe aujourd'hui des logiciels qui permettent une approche informatisée de cette étape, dite étape de « templating ».

3. La technique opératoire

Les trois principales voies d'abord (antérieure, externe et postérieure) présentent chacune des avantages et des inconvénients différents. Le choix de la voie d'abord par le chirurgien dépend essentiellement de son école de formation.
La description du geste chirurgical nous semble pourtant nécessaire pour compléter la réflexion sur la pose de prothèse totale de hanche. Dans cette partie, ne sera décrite que la voie d'abord postérieure mini invasive. Cette opération est réalisée sous anesthésie générale.

Le sommet du grand trochanter est palpé et identifié par une aiguille de péridurale. La position de l'incision est alors déterminée de la façon suivante : une marque est faite dans l'axe du fémur, 4 centimètres distalement à l'aiguille et de ce point une autre ligne est tracée, perpendiculairement, dans une direction postérieure, sur 4 centimètres. Puis de ce point une nouvelle ligne est tracée de direction distale sur 11cm et qui va croiser la ligne de l'axe fémoral pour former un angle de 20°. Le tracé de l'incision est alors réalisé en suivant cette ligne, en direction proximale (Figure 24). En général, la longueur d'incision en centimètres correspond à l'index de masse corporelle divisé par 3.

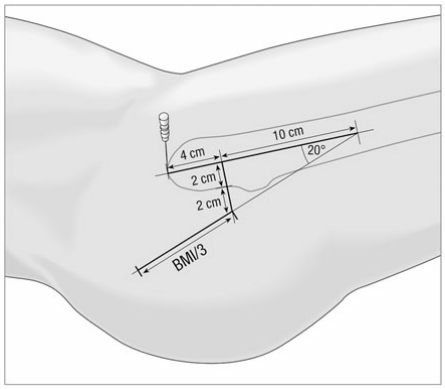


Figure 24 : Incision avant l'opération de prothèse totale de hanche [Swanson 2004]

La peau et le tissu sous-cutané sont incisés au scalpel. Le fascia lata est incisé dans la direction des fibres musculaires en profitant bien des extrémités proximales et distales de l'incision. Un écarteur est alors placé sous le fascia lata. La hanche est placée en rotation interne, et les pelvi-trochanteriens sont exposés, sectionnés et réclinés vers l'arrière avec la capsule postérieure.

La hanche étant à 90° de flexion, la rotation interne permet la luxation postérieure de la tête fémorale. L'ostéotomie du col fémoral est alors exécutée avec une scie. L'exposition acétabulaire est obtenue par des écarteurs antéro-supérieurs et postéro inférieurs (Figure 25a). Le fraisage est réalisé au moteur à l'aide de fraises semi-circulaires standard (Figure 25a). La plupart des composants acétabulaires sont sous- alésés de 1-2 millimètres. L'acétabulum est placé dans une position d'abduction de 40°±10° et d'antéversion 15°±10° (Figure 25b). Ces angles sont fixés par le fabricant et ont été défini comme zone optimale pour la pose par Lewinnek [Lewinnek et coll. 1978]. Du matériel de navigation est parfois utilisé mais son coût s'avère élevé et les gains en termes de résultats restent discutés. Une ou plusieurs vis sont

employées si nécessaire pour la stabilité, ainsi que pour la mise en place de l'insert acétabulaire (Figure 25c).

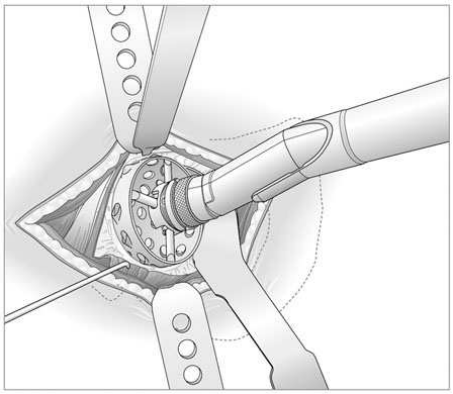


Figure 25 : Fraisage et mise en place du composant acétabulaire [Swanson 2004]

Le fémur proximal est exposé à l'aide d'un levier fémoral placé sous la partie antérieure du col. La préparation fémorale est réalisée en utilisant uniquement des râpes. Il est procédé à un essai de réduction. Les ajustements nécessaires sont faits afin de rétablir la longueur de membre, le centrage, la tension musculaire, et la stabilité en changeant la longueur de col, la hauteur de la prothèse, la rotation de l'insert ou en réalisant l'ablation d'ostéophytes ou de tissu mou source d'effet came. Une fois la stabilité et l'amplitude de mouvement considérées comme acceptables, l'implant fémoral final est posé avec une antéversion d'environ 20° (Figure 26), et la hanche est de nouveau réduite après l'impaction de la tête modulaire sur le cône morse. La fermeture se fait par suture bord à bord de la capsule, du fascia lata avec du fil résorbable, puis fermeture des tissus sous-cutanés et de la peau.

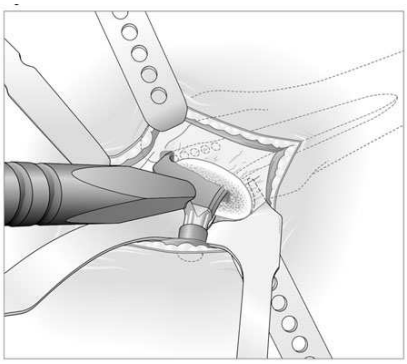


Figure 26 : Mise en place de la pièce fémorale [Swanson 2004]

4. Suites opératoires

L'objectif est d'obtenir la fonctionnalité articulaire au plus tôt. Ainsi, la reprise de la marche est effectuée dans les jours qui suivent l'opération. Cette démarche permet un renforcement osseux mais également une diminution du temps d'hospitalisation.

a) Evaluation de la pose

Un cliché radiographique est réalisé à la fin de l'opération, le patient étant toujours en position de décubitus dorsal sur la table d'opération. Ce dernier permet au chirurgien de valider la pose réalisée. Cette évaluation est qualitative, il vérifie notamment le retour à un U radiologique (ou cintre cervico-obturateur) correct (Figure 27).

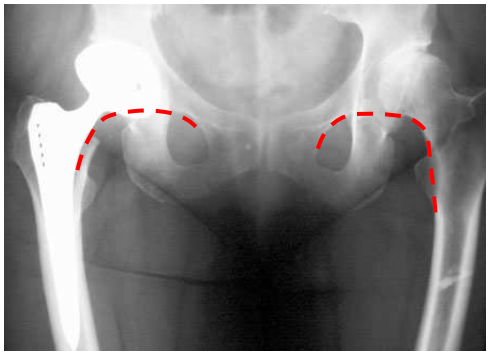


Figure 27 : Le cintre cervico-obturateur (en pointillés rouge)

b) Visite de contrôle

Des visites de contrôle sont bien entendu prévues après l'opération. Celles-ci sont de moins en moins fréquentes au cours du temps, pour atteindre une visite de contrôle annuelle pour les patients sans complications.

c) Complications post opératoire

Les infections post opératoires sont devenues exceptionnelles pour atteindre une fréquence de moins de 1%. Le descellement précoce, c'est à dire la mobilisation progressive de la prothèse par faillite de la fixation, menace l'évolution à long terme des prothèses en particulier

cimentées. Des douleurs à la marche puis même en se tournant dans le lit font leur apparition. Le taux de descellement varie selon les auteurs avec le type de prothèse et les équipes chirurgicales. Avec 10 ans de recul le pourcentage de descellements varie de 2 à 5% suivant les auteurs [Dennis 1997; Morrey 1997].La luxation, c'est à dire le déboîtement de la tête de la prothèse hors de l'acétabulum prothétique, survient essentiellement dans les trois mois après l'opération. Sa fréquence varie autour de 4% des cas en moyenne (soit environ 4000 personnes pour 100 000 prothèses posées par an en France) [Delaunay 2001]. Elle nécessite une nouvelle anesthésie pour remettre en place la prothèse et parfois une nouvelle opération en cas de récidive. Les causes de cette instabilité ne sont pas complètement connues mais l'une d'entre elles pourrait être liée au positionnement de la prothèse au cours de l'opération qui ne convient pas à la posture du patient. Ceci entrainant des effets dit « d'impingement » (contact entre partie fémorale et pelvienne). La Figure 28 décrit le mécanisme de luxation lié à un impingement.

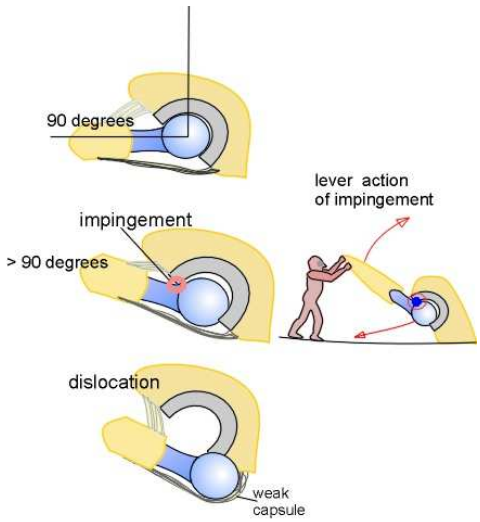


Figure 28 : Mécanisme d'impingement entrainant une luxation (dislocation) de la hanche [Web6 2007]

Dans le cadre de l'étude de l'impingement, le chirurgien peut demander des clichés scanner du patient. La position des éléments prothétiques sera alors appréhendée.

5. Conclusion intermédiaire

La pose de prothèses totales de hanche est devenue une opération courante. Néanmoins, elle peut s'avérer insatisfaisante dans le cadre de luxations récidivantes. Les techniques d'évaluation de la pose peuvent alors se faire à l'aide de coupes scanner dans un plan

transverse. L'analyse se fait alors avec un patient en décubitus dorsal. Certains auteurs [Lazennec et coll. 2004; Pierchon et coll. 1994] utilise des techniques afin de s'approcher de mesures fonctionnelles en position assise et debout. L'utilisation de radiographies en position debout, couplée à une analyse tridimensionnelle de l'articulation de la hanche, pourrait s'avérer utile à la compréhension et à la correction des problèmes de conflits cinématiques.

D. Bilan des reconstructions 3D

Les appareils actuels d'imagerie médicale permettent une exploration tridimensionnelle du corps humain. Néanmoins, ces techniques sont coûteuses (en temps et en argent) et parfois irradiante pour le patient. C'est pourquoi des techniques alternatives, basées sur des imageries biplanaires, sont apparues. Nous rappellerons, dans une première partie, les modalités utilisées couramment en clinique pour l'obtention de données tridimensionnelles. Elles sont le plus souvent issues de coupes sériées. Dans une seconde partie, nous détaillerons les techniques mises en œuvre par la radiographie biplanaire.

1. Méthode de reconstruction 3D par coupe sériées :

a) La tomodensitométrie (scanner ou CT Scan)

(1) Principe

Lors de la réalisation d'un examen de tomodensitométrie, le patient est soumis au balayage d'un faisceau de rayons X. La source de ces rayons, ainsi que les détecteurs, tournent autour du patient qui se trouve en position allongée. Les dernières innovations technologiques permettent une acquisition en continue (scanner hélicoïdaux) et une augmentation du nombre de capteurs (scanner multi barrettes) afin notamment de diminuer le temps d'acquisition. Cet examen se fait principalement pour l'étude de trouble du système ostéoarticulaire. Néanmoins, cette technique d'imagerie reste particulièrement irradiante pour le patient. Une reconstruction tridimensionnelle est possible à partir de ces coupes mais obtenir une reconstruction de l'ensemble du système ostéoarticulaire d'un patient est aujourd'hui inconcevable à partir du CT scan.

La qualité et la précision de ces dernières dépendent de l'épaisseur des coupes, de la distance entre chaque coupe et de l'algorithme de reconstruction. Néanmoins, l'interprétation quantitative à partir de ces reconstructions n'est que très rarement effectuée. Le plus souvent, les auteurs utilisent des informations issues de ces coupes mais dans des plans 2D donnés [Lazennec et coll. 2004; Lazennec et coll. 2007; Pierchon et coll. 1994].

Concernant les reconstructions du bassin et du fémur proximal, les coupes sont le plus souvent effectuées tous les 2 à 4 mm. Elles sont principalement localisées au niveau de la hanche et permettent une évaluation du recouvrement de la tête fémorale par l'acétabulum. Pour des patients prothésés, de nombreux auteurs [Lazennec et coll. 2004; Lazennec et coll. 2007; Pierchon et coll. 1994] étudient la position de la cupule acétabulaire à partir de coupes scanner dans un plan transverse.

(2) Analyse scanner de l'acétabulum

L'utilisation de la modalité scanner est de plus en plus présente pour l'analyse de l'acétabulum. Néanmoins, son utilisation reste limitée à de la « pseudo-3D ». En effet, les reconstructions 3D qui peuvent être réalisées à partir des coupes effectuées ne sont que très rarement exploitées. Lorsqu'elles le sont, ce n'est que d'un point de vue qualitatif [Nakamura et coll. 2000; Ogata et coll. 1990]. L'apport du scanner est donc plus comme un outil de mesure 2D dans un plan transverse, qui ne peut être obtenu avec la radiologie conventionnelle, dans le cadre de l'analyse de l'articulation de la hanche. Certains auteurs [Jacobsen et coll. 2005; Tallroth et coll. 2006] ont utilisé le scanner pour calculer plus précisément les paramètres calculés sur des vues radiographiques du bassin de face. Nous ne détaillerons donc pas de nouveau ces paramètres (Annexe 3 à 5) mais nous nous intéressons aux paramètres définis dans des plans transverses.

(a) Paramètres calculés sur les vues de face du bassin

Certains auteurs ont utilisé des modalités autres que la vue radiographique de face pour calculer l'angle de Wiberg. Ainsi, Jacobsen [Jacobsen et coll. 2005] et Tallroth [Tallroth et coll. 2006] ont utilisé le scanner, dont le principe est décrit plus loin dans ce mémoire. Pouletaut [Pouletaut et coll. 2005] s'est, quant à lui, appuyé sur l'I.R.M. (également décrit dans la suite). Les mesures sont effectuées à partir de vue frontale, issue de coupes scanner. Les valeurs mesurées sont différentes de celle obtenue par radiographie conventionnelle (35° environ contre 25°). L'incertitude de mesure du paramètre semble néanmoins assez proche de celle obtenue sur les clichés classique. Pourtant, Jacobsen [Jacobsen et coll. 2005] s'interroge sur la validité de cette mesure en projection sans prendre en compte la position du bassin. Il définit alors des courbes entre la position du bassin et la valeur de l'angle mesuré, la relation

n'étant pas linéaire. Enfin, l'utilisation de l'I.R.M. [Pouletaut et coll. 2005] pour obtenir et calculer des paramètres osseux entraîne une difficulté de repérage de certains points. L'angle cervico-diaphysaire a également été mesuré. La valeur moyenne obtenue est de 140° (ET : 7°) pour 23 hanches saines et de 130° (ET : 6°) pour 23 hanches dysplasiques, la différence entre ces deux populations étant statistiquement significative. Un ICC pour 3 observateurs de 0,508 est obtenu.

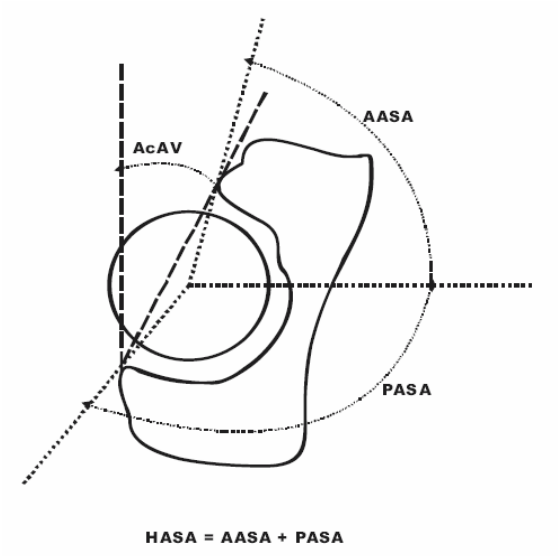


Figure 29 : Angles calculés à partir du scanner [Jacobsen et coll. 2005]

(b) Couverture antérieure (AASA, Figure 29)

La couverture antérieure de la tête fémorale par l'acétabulum est calculée dans un plan transverse passant par les centres des têtes fémorales. Le point définit, dans ce plan, comme le point le plus antérieur du bord de l'acétabulum est déterminé. L'angle est alors calculé entre la droite reliant les deux têtes fémorales et la droite joignant le point précédemment décrit et le centre de la tête fémorale du côté étudié. Ce paramètre a été calculé pour 198 hanches dysplasiques et 78 hanches saines (âge moyen : 35,5 ans ; 15-61 ans) [Jacobsen et coll. 2005]. La valeur moyenne est de 42,8° (ET : 8,8°) pour les hanches pathologiques, 53° (ET : 7,4°) pour les hanches saines. Ce paramètre a également été évalué pour 70 hanches (20 femmes : âge moyen 45 ans, 14 – 79 ans et 20 hommes : âge moyen : 52 ans, 14 – 78 ans) [Tallroth et coll. 2006]. Une valeur moyenne de 66° (ET : 14°) a été obtenue. Aucune différence significative n'a été relevée en fonction du sexe pour cet angle ($p = 0,4$).

(c) Couverture postérieure (PASA, Figure 29)

Calculée dans le même plan que la couverture antérieure, elle représente l'angle entre une droite reliant le centre des deux têtes fémorales et la droite joignant le point le plus postérieur du bord de l'acétabulum et le centre de la tête fémorale étudiée. Une valeur moyenne de 85,4° (ET : 7,7°) et de 93,0° (ET : 7,6°) pour respectivement les hanches dysplasiques et saines a été obtenue pour 198 hanches pathologiques et 78 hanches saines [Jacobsen et coll. 2005]. Une valeur moyenne de 104° (ET : 16°) a été mesurée pour 70 hanches [Tallroth et coll. 2006]. De plus, aucune différence n'a été remarquée en fonction du sexe des sujets ($p = 0,8$).

(d) L'antéversion acétabulaire (AcAV, Figure 29)

Cet angle correspond à l'ouverture antérieure de l'acétabulum. Il est calculé entre la droite joignant les points les plus antérieurs et postérieurs du bord de l'acétabulum (utilisés pour le calcul des angles AASA et PASA) et une droite antéro-postérieure, perpendiculaire à la droite joignant les centres des têtes fémorales. Cet angle peut également être calculé dans le cas d'acétabulum prothétique. La moyenne de cet angle a été évalué à 23° (ET : 7°) chez la femme et à 17° (ET : 6°) chez l'homme [Tallroth et coll. 2006]. La différence étant statistiquement significative ($p < 0,01$). Jacobsen [Jacobsen et coll. 2005] trouve un angle de 20,7° (ET : 5,5°) pour 198 hanches dysplasiques et de 20,3° (ET : 7,1°) pour 78 hanches saines. Enfin, Lazennec [Lazennec et coll. 2004] mesure également ce paramètre. Mais il met surtout en avant l'importance de la position du bassin pour la mesure de cet angle. Ainsi, Lazennec évalue l'antéversion acétabulaire pour les sujets en position assise et debout, en orientant les plans de coupe scanner (plans transverses). Ces orientations sont définies en fonction de la pente sacrée de chacun des patients mesurée sur des radiographies de profil, dans les deux positions (Figure 30).

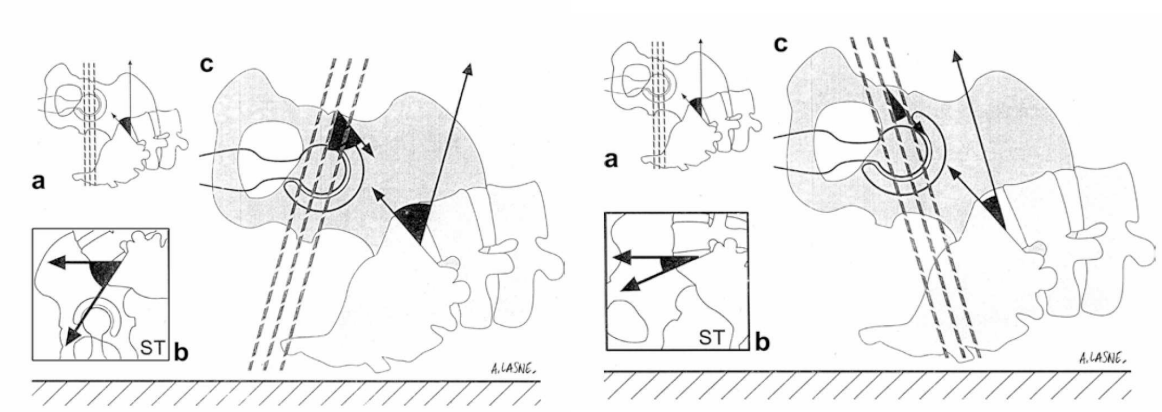


Figure 30 : Orientation des plans de coupes scanner (c) en fonction des valeurs de pente sacrée mesurée sur des radiographies de profil (b) en position de bout et assise [Lazennec et coll. 2004]

La prise en compte de la position du bassin, mesurée pour différentes postures du sujet, entraîne la notion de mesure dite « fonctionnelle » des paramètres de la hanche.

(e) Conclusion intermédiaire

Alors que cette modalité apporte une visualisation tridimensionnelle de la hanche, les mesures restent effectuées en deux dimensions. Elle permet principalement une évaluation suivant un plan transverse, impossible à obtenir à partir de la radiographie classique. D'autres auteurs [Nakamura et coll. 2000; Ogata et coll. 1990] utilisent l'information 3D donnée par la tomodensitométrie de manière qualitative. La quantification de paramètres tridimensionnels n'est donc pas réalisée. Enfin, certains auteurs [Jacobsen et coll. 2005; Lazennec et coll. 2004; Lazennec et coll. 2007; Pierchon et coll. 1994] se posent des questions concernant la position du sujet lors des acquisitions scanner (décubitus dorsal). La position du bassin, qui varie entre les positions assise, debout et allongée, est donc primordiale à évaluer et à prendre en compte pour les évaluations de paramètres fonctionnels. L'utilisation de reconstruction 3D pour évaluer la géométrie de la hanche serait donc très utile. De plus, une analyse fonctionnelle, dans diverses positions, permettrait une meilleure évaluation de paramètres propres à chaque patient.

b) Imagerie par Résonance Magnétique (I.R.M.)

Son principe consiste à réaliser des images du corps humain sur le principe de la Résonance Magnétique Nucléaire. Placés dans un puissant champ magnétique, tous les atomes

d'hydrogène s'orientent dans la même direction : ils sont alors excités par des ondes radio durant une très courte période (ils sont mis en résonance). A l'arrêt de cette stimulation, les atomes restituent l'énergie accumulée en produisant un signal qui est enregistré et traité sous forme d'image par un système informatique. De part son principe physique, l'I.R.M. se destine principalement à l'imagerie des tissus « mous » (muscles, ligament, cartilage,…), du fait de leur forte teneur en eau. Néanmoins, certains auteurs l'utilisent pour l'étude de structures osseuses telles que des vertèbres ou la hanche [Pouletaut et coll. 2005]. Les inconvénients de ce type d'imagerie sont principalement son coût et le temps nécessaire à l'acquisition. Les images de sujets prothésés (composants métalliques) peuvent être ininterprétables du fait des artéfacts. Enfin, à notre connaissance, il n'existe pas d'étude de précision de reconstruction 3D du système ostéo-articulaire par I.R.M.

2. Méthode de reconstruction 3D par radiographies biplanaires

La stéréoradiographie, lorsqu'elle est couplée à des algorithmes de reconstructions 3D, peut s'avérer être une alternative aux modalités précédemment présentées. Il s'agit, à partir d'au moins deux vues radiographiques, d'obtenir des informations tridimensionnelles. Ces techniques peuvent être employées pour obtenir une reconstruction 3D ou pour recaler une reconstruction 3D préalable (le plus souvent issue du scanner) sur des clichés effectuées en per-opératoire. Les premiers travaux utilisant la stéréoradiographie datent du début des années 1970 [Brown et coll. 1976; Chao et coll. 1973; Suh 1974].

La base nécessaire pour réaliser une reconstruction 3D à partir de stéréoradiographies est la mise en place d'un environnement calibré. Ainsi, les données géométriques et positionnelles de l'ensemble {sources + plans de projection} sont connues. Plusieurs algorithmes peuvent être utilisés notamment le DLT (Direct Linear Transform [Abdel-aziz et coll. 1971]) ou ELC (Explicit Linear Calibration, [Dumas et coll. 2003; Skalli et coll. 2003]).

Une fois l'environnement connu, la prise de cliché et son exploitation peuvent être effectuées. Cette dernière est réalisée en 2 étapes :

1. Identification sur les radiographies d'informations bidimensionnelles (points ou contours),
2. Déformation d'un modèle générique, en fonction des informations collectées lors de l'étape 1, pour obtenir une reconstruction 3D personnalisée.

Chacune de ces étapes est réalisée à l'aide d'algorithme de reconstruction et de déformation spécifiques.
Les premières études [Pearcy 1985; Selvik 1989; Stokes et coll. 1981] utilisant les principes de la stéréoradiographie pour des applications cliniques se sont basées sur l'utilisation de points visibles simultanément sur les deux radiographies (points SCP, Stereo Corresponding Points). Néanmoins, la précision de ces reconstructions est limitée par les écarts d'identification sur les radiographies, qui entraine des écarts de positionnement du point en 3D. De plus, pour les structures anatomiques dont la forme peut être complexe, peu de points stéréo-correspondants sont identifiables. Ces méthodes furent pourtant employées pour obtenir des modélisations géométriques simples ou paramétriques de vertèbre [Lavaste et coll. 1992] ou de la cage thoracique [Dansereau et coll. 1988].

a) Méthode développées en collaboration entre le LBM et le LIO

Elles sont le fruit des travaux conduits conjointement, par les équipes dirigées par le Professeur Jacques de Guise (au Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie, ETS-CRCHUM, Montréal, Québec, Canada) et par le Professeur Wafa Skalli (au Laboratoire de Biomécanique, ENSAM-CNRS, Paris, France), en collaboration avec les équipes de radiologie et d'orthopédie de l'hôpital Saint Vincent de Paul (Professeur Gabriel Kalifa et Professeur Jean Dubousset), et la Société Biospace Med.

(1) Principe

Un progrès majeur en termes de précision des reconstructions obtenues fut possible grâce à l'utilisation conjointe de plus d'information dans les images (points et contours non-stéréo correspondants) et d'une connaissance à priori. L'algorithme NSCP (Non Stereo Corresponding Points) [Mitton et coll. 2000; Mitulescu et coll. 2002; Véron 1997] permet la

reconstruction d'objets tridimensionnels à partir de points détectés sur au moins une des vues. Il suppose la connaissance de l'objet à reconstruire, appelé objet générique. Par extension, l'algorithme NSCC (Non Stereo Corresponding Contours) [Laporte et coll. 2003] permet une reconstruction à partir de contours détectés sur au moins une radiographie.

L'étape 2 s'appuie sur l'algorithme de Krigeage [Trochu 1993]. Ce dernier permet d'évaluer la position de points non détectés sur les différentes vues à partir de celle de SCP, NSCP ou NSCC, ces derniers sont alors appelés point de contrôle (ou contours de contrôle pour NSCC). Les coordonnées de ces points (ou points appartenant à un contour) sont connues dans l'environnement 3D des clichés mais également sur l'objet générique. Une transformation est appliquée à l'ensemble des points du maillage de l'objet générique à partir de la transformation calculée sur les points de contrôle. Un algorithme de « Krigeage temps réel » a également été développé en collaboration par le LBM et el LIO [Baylac 2003; Mitton et coll. 2006]. Il reprend le principe exposé ci-dessus mais permet une interaction temps réel à l'opérateur. En effet, ce dernier agit directement sur les rétroprojections des points de contrôle pour venir faire correspondre les contours de l'objet retroprojetés aux contours radiographiques. La Figure 31 présente le cas du Krigeage temps réel pour le bassin. L'opérateur peut directement agir sur les points jaunes et bleus, points de contrôle liés au modèle, qui se déformera en conséquence.

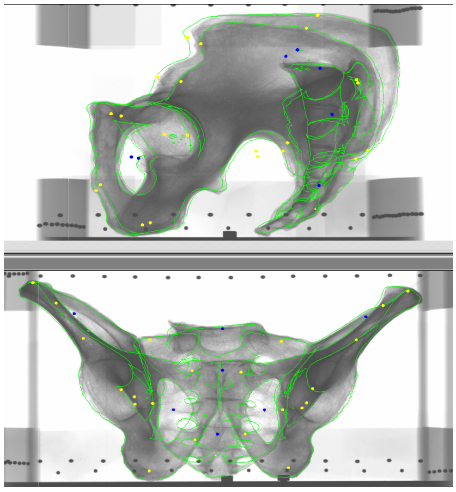


Figure 31: Krigeage temps réel du bassin. Les points jaunes et bleus sont des points de contrôle [Baylac 2003; Mitton et coll. 2006]

(2) Présentation du système EOS®

Le système EOS® est le fruit d'une collaboration entre le Laboratoire de BioMécanique (LBM, ENSAM-CNRS, Paris, France), le Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO, ETS – CRCHUM, Montréal, Canada), l'hôpital Saint-Vincent de Paul (Paris, France) et la société Biospace Med (Paris, France).
Il s'agit d'un appareil de radiologie numérique, réalisant simultanément, par balayage vertical, deux vues perpendiculaires. Le patient est en position debout et l'acquisition se fait de la tête aux pieds. Enfin, la technologie utilisée par les détecteurs se base sur les travaux du Pr. Charpak (Prix Nobel de Physique en 1992) sur les détecteurs gazeux. Ainsi, la dose administrée au patient est 8 fois inférieure à celle d'un cliché standard [Dubousset et coll. 2005; Kalifa et coll. 1998].
Ce système permet de réaliser des vues de face et de profil classiquement utilisées en milieu hospitalier. Nous détaillerons donc, dans les paragraphes suivant, les techniques mises en place pour obtenir une reconstruction tridimensionnelle à partir de deux vues face et profil.

Les travaux de reconstructions à partir de radiographies biplanaires permettent aujourd'hui de reconstruire une grande partie des structures osseuses du corps humain [Mitton et coll. 2007]. Une présentation succincte des travaux réalisés sur la colonne vertébrale sera réalisée. Puis les méthodes propres à la reconstruction du bassin et du fémur proximal vont être présentées afin de mieux les appréhender et de faciliter la compréhension des travaux réalisés au cours de ce doctorat. La méthodologie d'évaluation employée pour toutes ces études est détaillée en annexe 1.

(3) La colonne vertébrale

Une technique particulière de reconstruction de la colonne vertébrale a été mise en place par Skalli, Pomero et collaborateurs [Pomero et coll. 2004]. Cette technique se base sur l'utilisation d'un modèle statistique afin notamment de diminuer le temps de reconstruction et ainsi limiter « l'opérateur dépendance » des méthodes utilisées. Ce modèle statistique est construit à partir d'une base de données (comprenant 1628 vertèbres *in vitro* et 175 sujets *in vivo*). Cette base de données est utilisée afin de réaliser des inférences transversales (pour un même objet vertèbre, ces dimensions sont calculées à partir de la base de données et quelques

paramètres prédicteurs) et également longitudinales (relation entre des vertèbres situées les unes en dessous des autres par exemple) [Humbert et coll. 2007].

(4) Le fémur proximal

La reconstruction du fémur proximal [Le Bras et coll. 2004] se base sur la technique NSCC [Laporte et coll. 2003]. La méthodologie de reconstruction peut se diviser en trois étapes :

1. Mise en place d'un point stéréo-correspondant : le centre de la tête fémorale (Figure 32),
2. Détection semi-automatique de contours : 7 contours sur la vue de Face (Tête fémorale, Col supérieur, Col inférieur, Grand trochanter, Petit trochanter, Diaphyse externe et Diaphyse interne) ; 6 contours sur la vue de Profil (Tête fémorale, Col, Grand trochanter, petit trochanter, Diaphyse antérieure, diaphyse postérieure) (Figure 32),
3. Utilisation de l'algorithme NSCC : mise en correspondance des contours détectés sur les radiographies avec les contours rétroprojetés de l'objet générique et krigeage de l'objet générique pour obtenir la reconstruction personnalisée.

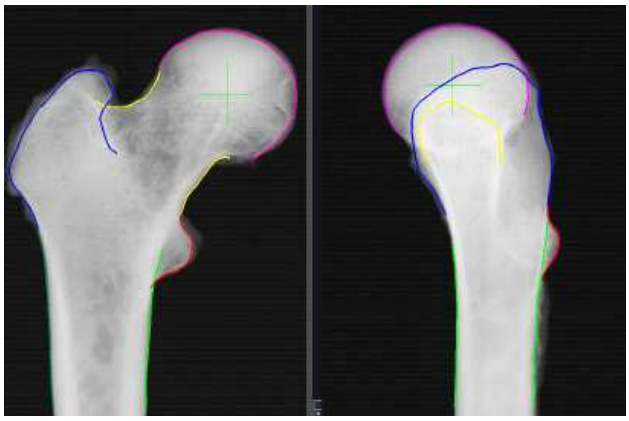


Figure 32: Contours et point stéréo-correspondant identifiés sur les radiographies Face et Profil [Le Bras et coll. 2004]

Cette méthode de reconstruction a été évaluée *in vitro* sur 25 fémurs proximaux. Pour chacun de ces fémurs, la reconstruction 3D à partir de coupes scanner millimétriques a été réalisée. Elle sera désignée dans la suite comme modèle de référence.

Une étude de précision (basée sur 25 fémurs) et une évaluation des reproductibilités intra et inter opérateurs (deux fois 15 fémurs) ont été menées. Le coefficient de variation CV et l'erreur standard estimée SEE ainsi que les valeurs absolus ont été évalués sur la mesure de 4 paramètres 3D (Figure 33). Ils représentent l'angle cervico-diaphysaire, la longueur du col, la section minimale du col et le diamètre de la tête fémorale.

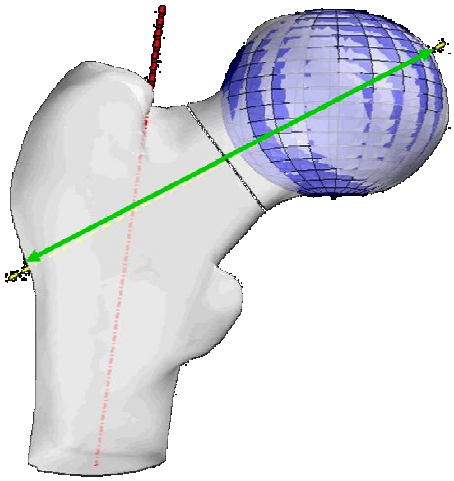


Figure 33 : Paramètres définis par Le Bras. [Le Bras et coll. 2004]
Diamètre de la Tête (bleu), Longueur du col (vert), angle cervico-diaphysaire 3D (entre les axes pointillés rouge et jaune), section minimale du col (blanc)

Les modélisations obtenues à l'aide des radiographies EOS et de l'algorithme de reconstruction NSCC sont très proches des modèles scanner. 95% des écarts se situant en deçà de 2.0 mm. La précision est plus faible au niveau des trochanters, ceci étant certainement du aux importantes variations anatomiques que présentent ces zones. Les résultats des études de reproductibilités intra et inter opérateurs montrent des CV% inférieurs à 4,3% pour l'ensemble des paramètres 3D. La reconstruction à partir de radiographies EOS de l'extrémité supérieure du fémur est donc réalisable et la précision est proche de celle obtenue à l'aide de reconstructions scanners. Néanmoins cette étude de validation a été effectuée uniquement *in vitro*.

(5) Le bassin

La reconstruction du bassin à partir de deux vues face et profil a été proposée [Mitton et coll. 2006; Mitulescu 2001]. La particularité de la reconstruction à l'aide de la stéréoradiographie du bassin réside dans le fait que l'objet générique est parfois très loin de l'objet à reconstruire

(structure osseuse de grandes dimensions, grande variabilité interindividuelle de forme), empêchant toute utilisation directe de l'algorithme NSCC. Ainsi, un algorithme utilisant l'étape de « krigeage temps réel » est utilisé pour cet os.

La reconstruction du bassin peut se diviser en 6 étapes :

1. Mise en place de 7 SCP (noté 1ère gamme) représentant des barycentres de régions (Aile Iliaque Gauche et Droite, Pubis Gauche et Droit, Plateau Sacré, Sacrum Haut et Bas),
2. Premier modèle 3D obtenu à l'aide du Krigeage de l'objet générique avec la 1ère gamme de points,
3. Krigeage temps réel de cette 1ère gamme (points bleus, Figure 31),
4. Krigeage temps réel de la 2ème gamme (50 points jaunes, Figure 31),
5. Détection semi-automatique des contours (Figure 34) sur les vues de face et de profil.

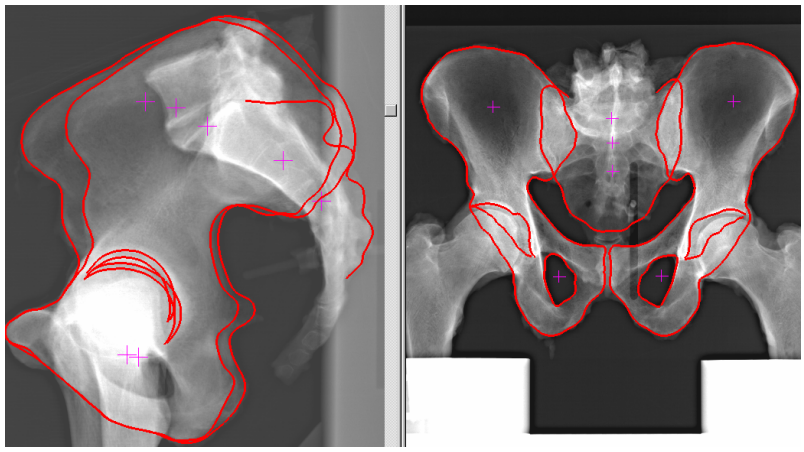


Figure 34 : Contours sélectionnés sur les vues de face et de profil. [Mitton et coll. 2006]

6. Utilisation de l'algorithme NSCC pour la mise en correspondance des contours détectés sur les radiographies et les contours retroprojetés de l'objet 3D résultat de l'étape 4.

(a) Evaluation de la précision *in vitro*

La validation de ces reconstructions a été effectuée *in vitro* sur 3 bassins secs. Les fémurs proximaux avaient été conservés afin de se rapprocher de conditions proches de la situation *in*

vivo. La précision 3D des reconstructions a été évaluée, en les comparant à des reconstructions 3D obtenues à l'aide de coupe scanner millimétriques jointives. La morphométrie 3D a également été évaluée à l'aide de 10 longueurs mesurées sur l'ensemble des modèles reconstruits (Figure 35, Tableau 1).

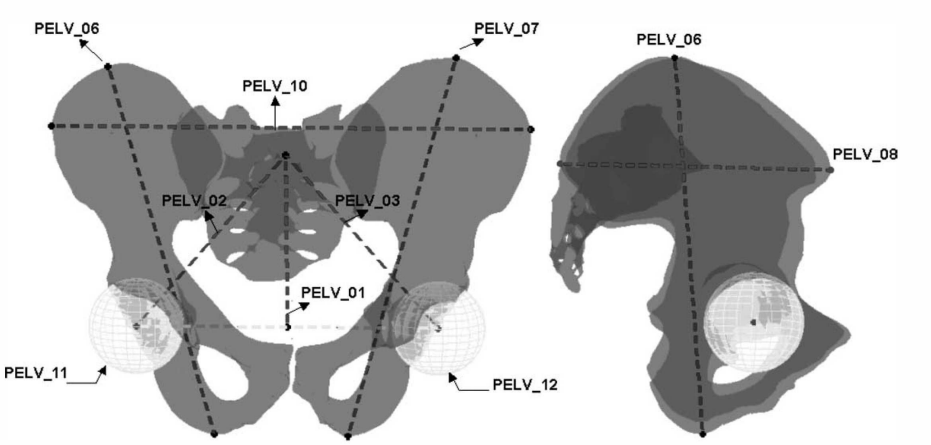


Figure 35 : Paramètres 3D morphométriques calculés sur l'ensemble du bassin. [Mitton et coll. 2006]

Tableau 1 : Explication des paramètres morphométriques définis sur le bassin.

Nom du paramètre	Distance calculée
PELV_01	Inter Centres acétabulum gauche et droite
PELV_02	Inter Centre acétabulum droite et centre plateau sacré
PELV_03	Inter Centre acétabulum gauche et centre plateau sacré
PELV_06	Hauteur maxi aile iliaque droite
PELV_07	Hauteur maxi aile iliaque gauche
PELV_08	Profondeur aile iliaque droite
PELV_09	Profondeur aile iliaque gauche
PELV_10	Largeur inter ailes iliaques
PELV_11	Rayon sphère moindres carrés acétabulum droit
PELV_12	Rayon sphère moindres carrés acétabulum gauche

La précision finale obtenue est proche de celle du scanner. Elle est de l'ordre de 1,5 mm en moyenne dans les régions les plus importantes en termes d'applications cliniques que sont les régions des acétabulums et du plateau sacré. Concernant la précision de mesure des paramètres 3D, l'écart relatif moyen est inférieur à 2,5%. Ce qui équivaut à un écart moyen inférieur à 3,2 mm. La forme de l'objet reconstruit est donc très proche de celle d'un modèle

issu de coupes scanners. Néanmoins ; la validation de cette méthode de reconstruction du bassin a été évaluée uniquement *in vitro et* sur 3 bassins secs.

(b) Analyse stéréoradiographique de l'acétabulum

Une modélisation de l'acétabulum a été proposée [Humbert et coll. 2007]. Elle utilise les techniques de reconstructions 3D décrites précédemment. La surface articulaire de l'acétabulum est modélisée par une sphère. Un plan définissant le bord de l'acétabulum est calculé. Le modèle final de l'acétabulum est obtenu en tronquant la sphère par le plan (Figure 36 A et B).

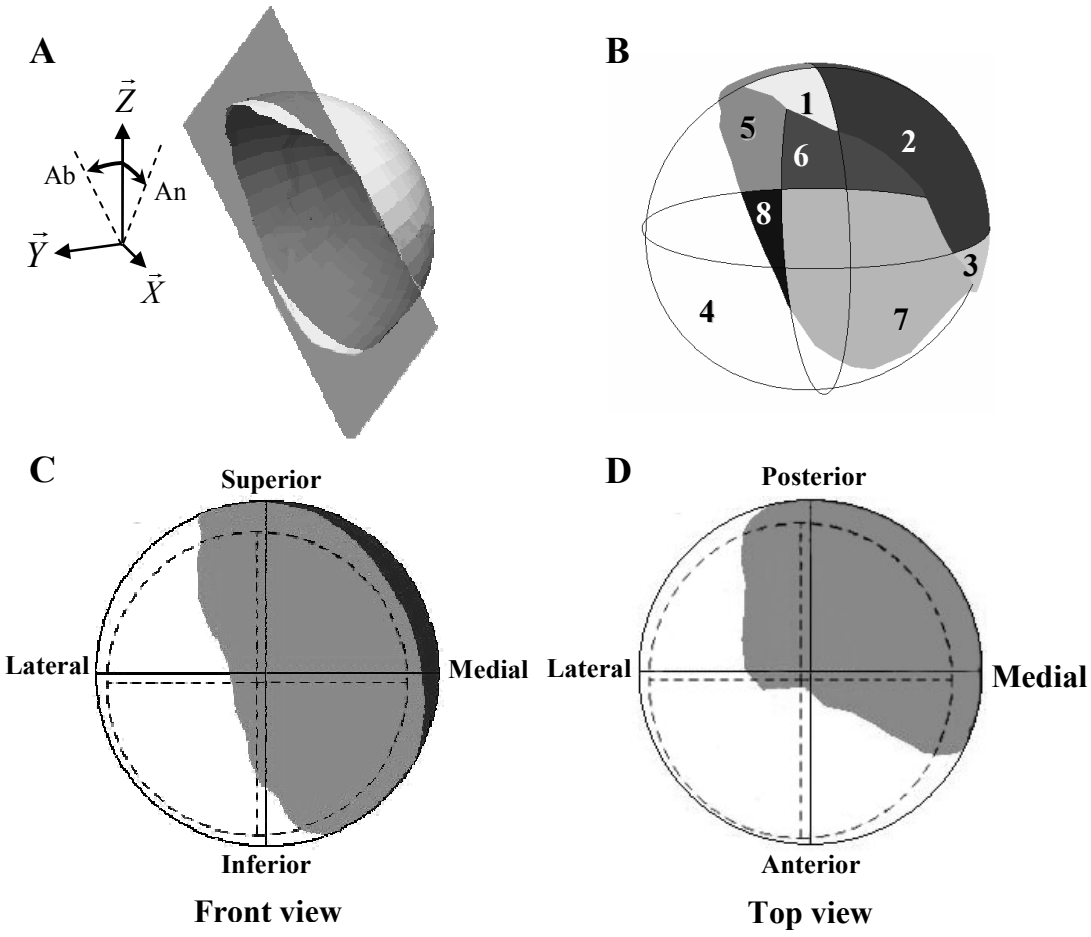


Figure 36 : Modélisation de l'acétabulum à l'aide de la stéréoradiographie

Ce modèle est projeté sur trois plans de l'espace afin d'obtenir une visualisation 2D du recouvrement de l'acétabulum (Figure 36 C et D).

Une comparaison entre la mesure effectuée avec des reconstructions scanner et des reconstructions EOS® a été effectuée. Six acétabulums sains *in vitro* ont été évalués au cours

de cette étude. Les écarts moyens pour la mesure de l'orientation du plan sont de 4° et 3° pour respectivement l'angle d'abduction et l'angle d'antéversion.

(6) Conclusion intermédiaire

Le bassin et le fémur proximal peuvent être reconstruits à partir de radiographies biplanaires. De plus, des modélisations tridimensionnelles ont été réalisées pour l'articulation de la hanche. Néanmoins, ces modèles ont été évalués uniquement *in vitro*. L'évaluation de ces techniques devra donc être réalisée *in vivo* où la superposition des structures en particulier sur la vue de profil rajoute une difficulté majeure. Du point de vue du temps de reconstruction, élément non négligeable lorsque l'on traite de la possible application et utilisation clinique de ces méthodes, la mise en place d'une base de données statistique, permettant de réaliser des inférences longitudinales et/ou transversales, semble être une voie d'amélioration intéressante.

b) Autres méthodes de reconstruction

(1) Reconstruction du rachis ou de vertèbres

Des méthodes utilisant une analyse en composantes principales à partir d'une base de données ont été proposées [Fleute et coll. 1999]. Dans les travaux de Fleute et collaborateurs, une étude en composante principale est réalisée sur la base de données, constituée de modèles surfaciques obtenus à l'aide de coupes scanner. Un modèle moyen est défini ainsi que les dix modes principaux de déformation. La mise en correspondance des contours détectés sur les vues et les contours retroprojetés de l'objet sont réalisées à l'aide d'un algorithme d'Iterative Closest Point (Algorithme non rigide de mise en correspondance 2D/3D). La précision a été évaluée sur des vertèbres saines. L'écart moyen de reconstruction est de l'ordre du millimètre avec des maxima inférieurs à 2 mm. Cependant, l'auteur conclut sur les problèmes pour la reconstruction de structures osseuses pathologiques par ce type de méthode.
Benameur et collaborateurs proposent une méthode proche. Elle se base sur la reconstruction tridimensionnelle de vertèbres scoliotiques à partir de deux vues radiographiques face et profil. Un modèle statistique obtenu à partir des dix modes principaux de déformation est créé pour chaque niveau vertébral. Ce modèle se base sur 1020 vertèbres (510 vertèbres saines,

510 vertèbres scoliotiques) qui ont été modélisées en 3D à l'aide d'un matériel de mesure électromagnétique (Système Fastrack, précision évaluée à ± 0.2 mm). Enfin, un algorithme de mise en correspondance des contours détectés sur les radiographies et des contours retroprojetés de l'objet générique permet une reconstruction tridimensionnelle personnalisée. La validation a été réalisée *in vivo* sur 13 patients scoliotiques, représentant 57 vertèbres. Les reconstructions scanner de chacune des vertèbres furent considérées comme les données de référence. L'écart moyen est inférieur à 1,5 mm et l'écart maximal inférieur à 8 mm. Un intérêt majeur de cette méthode est le gain de temps engendré par l'utilisation des statistiques.

(2) Reconstruction des membres inférieurs

La méthode proposée [De Momi 2006] reprend les travaux présentés sur la vertèbre [Fleute et coll. 1999]. Elle est utilisée pour la reconstruction de la partie distale du fémur. A l'inverse de la méthode proposée par Fleute, les radiographies ne sont pas calibrées spatialement, ce qui ajoute des paramètres pour la convergence des algorithmes, notamment au niveau du recalage des objets.

Messmer [Messmer et coll. 2001] propose la reconstruction du tibia, à partir de deux radiographies face et profil. Le modèle reconstruit est volumétrique. En effet, la méthode de reconstruction utilise une base de données constituée de radiographies face et profil de tibias mais également des modèles 3D issus du scanner qui leur sont associés. Cette base de données est constituée de 80 tibias. La reconstruction s'effectue en deux temps. En premier lieu, les contours radiographiques du tibia à reconstruire sont détectés. Une recherche est alors effectuée dans la base de données afin de sélectionner le tibia ayant les contours radiographiques les plus proches de ceux de l'objet à reconstruire. Dans un second temps, afin d'améliorer la précision des reconstructions, une déformation coupe scanner par coupe scanner peut être appliquée au modèle tridimensionnel issu de la base de données, en fonction des écarts entre les contours radiographiques de l'objet à reconstruire et les contours retroprojetés de l'objet issu de la base données. La validation a été réalisée *in vitro*. Elle a été réalisée en retirant un tibia de la base de données, puis en utilisant la méthode complète à partir de la base de données ainsi restreinte. La comparaison entre le modèle reconstruit et le modèle scanner correspondant n'a été réalisé que suivant des sections transverses. Les écarts moyens sont de 2,4 mm au niveau des condyles tibiaux avec des maxima allant jusque 4,5 mm. Cette méthode a également été utilisée sur un cas clinique présentant une fracture du tibia. Néanmoins, aucune validation *in vivo* n'est proposée.

Dong [Dong et coll. 2006] utilise deux vues stéréoradiographiques de face et de profil afin d'obtenir une mesure de paramètres sur la partie proximale du fémur. Les deux vues sont des vues issues de C-arm. La validation a été effectuée *in vitro* sur dix os secs. L'algorithme automatique a été évalué dix fois sur chacun des os. La mesure de référence a été réalisée à partir de mesure manuelle. Les résultats obtenus montrent une bonne robustesse de l'algorithme de calcul automatisé. La validation de cette méthode doit encore être réalisée *in vivo* et sur d'autres structures anatomiques.

Enfin, une méthode particulière a été développée dans le cadre de l'évaluation du positionnement d'une prothèse de genou [Sato et coll. 2004]. Celle-ci se base sur l'utilisation de deux vues radiographiques : une vue de face et une vue oblique, orientée de 60° par rapport à la précédente (Figure 37).

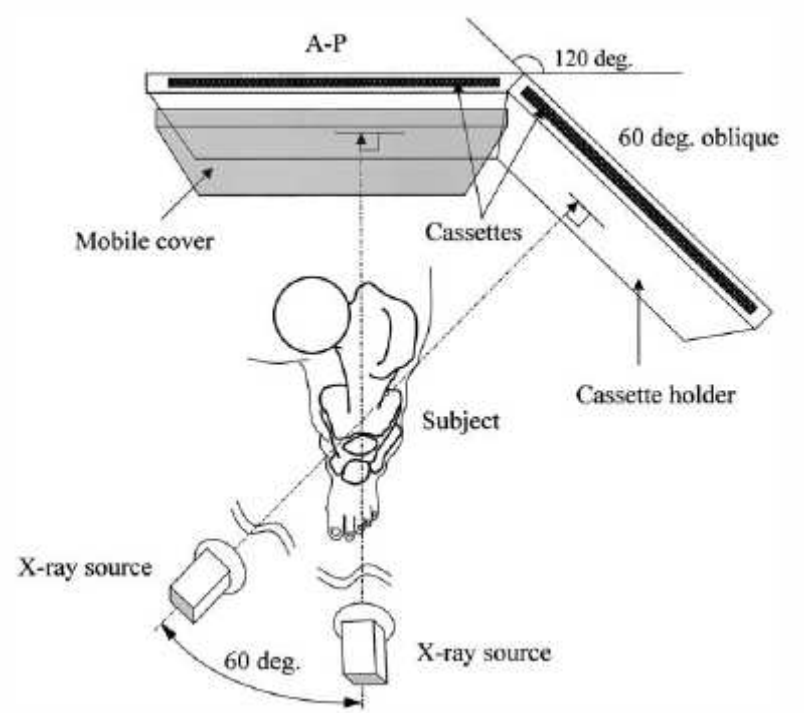


Figure 37 : Schéma d'installation du système de stéréoradiographie [Sato et coll. 2004]

L'ensemble étant préalablement calibré, une étude de reconstruction du fémur et du tibia é été réalisée. La première étape est de déterminer les repères liés aux objets fémur et tibia. Ces repères sont déterminés à l'aide de sphères, d'axes et de sélection de points anatomiques (Figure 38).

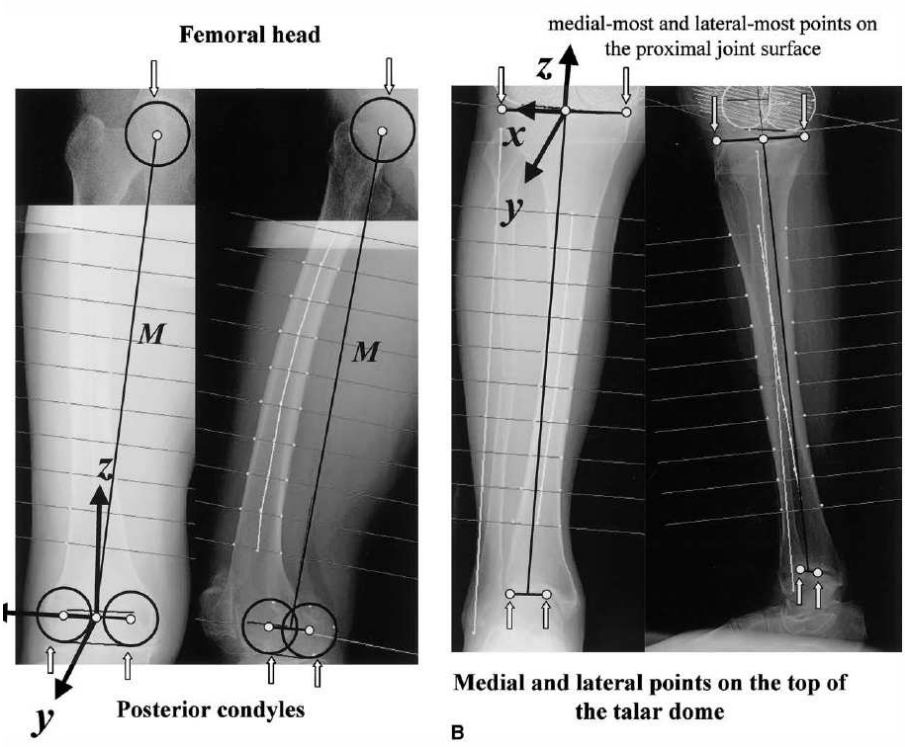


Figure 38 : Méthode de détermination des repères liés aux fémurs et tibia. [Sato et coll. 2004]

Des modèles 3D issus de coupes scanner ont été réalisés à partir d'un fémur et d'un tibia sec. Sur chaque coupe scanner, 50 points déterminant le pourtour osseux ont été positionnés. Des stéréoradiographies utilisant l'environnement précédemment décrit ont également été réalisées sur les deux os. Ainsi, le repère fémur et tibia des pièces dites de référence ont pu être calculés.

A partir de cette connaissance à priori et des mesures réalisées sur les radiographies, un recalage est effectué puis une déformation élastique afin de se rapprocher au plus près des éléments précédemment déterminés sur les radiographies. Ainsi, une reconstruction personnalisée du fémur et du tibia peuvent être réalisées.

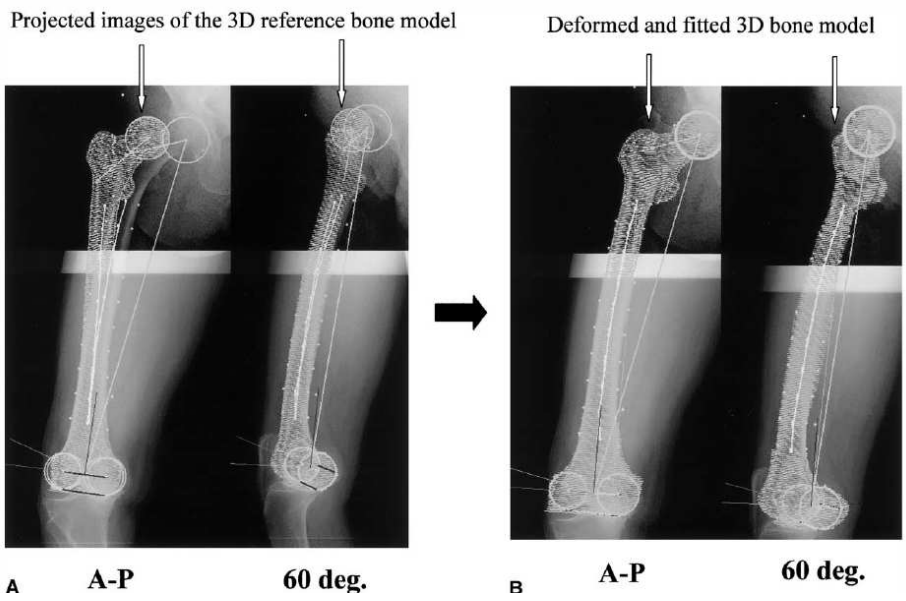


Figure 39 : Recalage et déformation du modèle générique sur les deux vues stéréoradiographiques. [Sato et coll. 2004]

La méthode de reconstruction 3D n'est pas évaluée par l'auteur. Seul le positionnement de la prothèse de genou a été validé. Néanmoins, cette étude semble intéressante de par la méthodologie mise en place. En effet, préalablement à la reconstruction tridimensionnelle personnalisée, le calcul des repères liés aux objets à reconstruire est effectué.

c) Conclusion intermédiaire

De nombreuses méthodes ont été développées afin d'obtenir, à partir de vues biplanaires, une reconstruction tridimensionnelle de structures osseuses. Les techniques utilisant le système EOS® ont été, concernant le bassin et le fémur proximal, uniquement validées *in vitro*. D'autres techniques, basées sur l'utilisation d'une base de données et de statistiques, permettent une amélioration du temps de reconstruction et l'apport de connaissances nécessaires lorsque celles-ci sont difficilement détectables sur les radiographies. Enfin, peu de modélisations ont fait l'objet de validation *in vivo*.

E. Synthèse et objectifs de la thèse

En pratique clinique, l'analyse de l'articulation de la hanche se fait principalement à l'aide de vues radiographiques standards comme le cliché de face du bassin. Certains auteurs [Jacobsen et coll. 2005; Lazennec et coll. 2004; Pierchon et coll. 1994; Tallroth et coll. 2006] proposent d'utiliser la modalité scanner. Pourtant, les analyses qui en sont issues se font principalement par l'utilisation d'un plan transverse, impossible à obtenir avec la radiographie conventionnelle pour l'articulation de la hanche. Les auteurs utilisant le scanner afin d'obtenir des modèles 3D de l'articulation se limitent à une évaluation qualitative de paramètres comme le recouvrement acétabulaire. De plus, la précision que peut apporter le scanner se fait au dépend de l'irradiation du patient. Enfin, une des principales limites des études faites par tomodensitométrie est liée à la position en décubitus dorsal du patient.

Les méthodes se basant sur la stéréoradiographie permettent, pour une dose d'irradiation bien moindre, d'obtenir une modélisation tridimensionnelle des structures osseuses du corps humain. De plus, l'ensemble des paramètres évalués cliniquement peuvent être calculés à partir de ces reconstructions. Néanmoins, la plupart des méthodes actuelles ont été validées uniquement *in vitro*, sur os secs. Dans une optique d'utilisation clinique, de tels outils doivent être validés *in vivo* où la superposition des structures osseuses dans les images amène un défi supplémentaire pour la reconstruction 3D à partir de deux vues. De plus, le temps de reconstruction nécessaire doit être pris en compte. Enfin, à l'aide du système EOS®, les clichés radiographiques peuvent être effectués en charge. Ainsi, l'articulation de la hanche pourrait être modélisée et analysée en position fonctionnelle.

Dans ce contexte, l'utilisation d'une modélisation tridimensionnelle de la hanche pour son évaluation diagnostic ou pour aider le chirurgien à la mise en place d'éléments prothétiques serait d'un intérêt majeur. La mise en place d'une telle modélisation nécessite dans un premier temps d'évaluer la capacité du système EOS® pour les analyses *in vivo* de la hanche. Dans un second temps, l'utilisation de ce système pourra alors se faire avec des patients nécessitant la pose ou la révision de prothèse totale de hanche.

La première partie du travail personnel s'est donc orientée vers une évaluation des méthodes de reconstruction du fémur proximal et du bassin. Nous verrons qu'en fonction des structures,

certaines améliorations ont été apportées aux algorithmes précédemment décrits afin de répondre aux nécessités de leur utilisation *in vivo*. Les nouvelles méthodes de reconstruction du fémur proximal puis du bassin seront donc présentées.

L'analyse bibliographique nous a également permis de nous rendre compte de l'importance grandissante de la chirurgie de la hanche. La pose de prothèse totale de hanche est devenue une opération quotidienne pour la plupart des services d'orthopédie. Néanmoins, un nombre important d'échecs de cette opération reste difficilement explicable. Certains auteurs [Lazennec et coll. 2004; Pierchon et coll. 1994] utilise des méthodes particulières de traitement des données scanner afin de se rapprocher de mesures fonctionnelles au niveau de la hanche. L'utilisation du système EOS® dans ce contexte permettrait une analyse tridimensionnelle et fonctionnelle de la hanche, pour une dose minime d'irradiation pour le patient. Ainsi, la dernière partie de ce mémoire portera sur l'analyse de l'articulation de la hanche *in vivo*, pour des patients nécessitant une chirurgie de pose ou de reprise de prothèse totale de hanche.

2ème Partie : Travail personnel

Le travail personnel s'est orienté suivant trois axes. Dans un premier temps, une évaluation *in vivo* des méthodes existantes a été réalisée pour le bassin et les fémurs proximaux. Dans un deuxième temps, des modifications des algorithmes de reconstruction 3D à partir de deux vues ont été apportées afin de s'affranchir des problèmes de superpositions rencontrés *in vivo* et améliorer les temps de reconstruction. Enfin, un protocole clinique, permettant l'analyse de l'articulation de la hanche, en utilisant les nouvelles méthodes de reconstruction, a été mis en place avec l'aide du Pr. Lazennec.

A. Application des méthodes existantes sur des radiographies in vivo et évaluation de la reproductibilité.

Les méthodes de reconstruction existantes n'ayant été validées que par des études de reconstruction *in vitro*, une étude de reproductibilité inter et intra opérateurs a été réalisée *in vivo*.

1. Matériels & méthodes

Pour cette étude, trois opérateurs ont reconstruit 15 ensembles bassin et fémur proximaux. Un des opérateurs a également effectué 3 fois chacune des reconstructions. Les radiographies utilisées pour cette étude avaient été réalisées par 15 sujets volontaires (sujets issus de l'étude n°02547, « Modélisation géométrique *in vivo* du squelette humain à partir de l'imageur basse dose EOS », ayant obtenu un avis favorable par le CCPPRB Saint-Antoine le 3 décembre 2002), ne présentant pas de pathologies de la hanche. Les clichés, réalisés à l'aide du système EOS®, ont été effectués en position debout. Le Tableau 2 résume les données cliniques minimales nécessaires à l'étude.

Tableau 2 : Listes des sujets ayant participé à l'étude.

N°sujet	Age (ans)	Taille (cm)	Pois (kg)	Sexe
O02	20	187,1	79,8	M
O03	32	180,6	69,1	M
O06	33	179,0	74,4	M
O07	25	180,0	82,5	M
O08	24	178,5	78,7	M
O10	23	181,0	71,5	M
O12	27	155,7	52,1	F
O15	32	161,2	48,8	F
O18	26	182,5	76,3	M
O19	55	156,5	46,1	F
O29	30	160,0	52,5	F
O44	21	153,7	47,1	F
O47	26	159,0	51,2	F
O57	24	155,9	46,9	F
O65	21	160,2	46,8	F

Chaque opérateur a reconstruit le bassin et les deux fémurs proximaux. Du fait d'un mauvais positionnement (centrage par rapport au faisceau de rayon X) de sujets sur certaines radiographies, seuls 23 fémurs proximaux ont pu être analysés.

Les méthodes utilisées sont celles décrites par Le Bras [Le Bras et coll. 2004] pour le fémur proximal et par Mitton [Mitton et coll. 2006] pour le bassin. Les reconstructions ont été réalisées, la reproductibilité intra et inter opérateurs a été évaluée *in vivo* à partir de ces données selon la méthode décrite en annexe 1. Les distances point/surface ont été évaluées ainsi que la mesure de dimensions morphométriques [Boulay 1997; Mitton et coll. 2006], déjà présentées dans l'étude *in vitro* de la reconstruction du bassin. Pour les fémurs proximaux, les quatre paramètres décrits par Le Bras [Le Bras et coll. 2004] ont également été calculés.

2. Résultats & Discussion

Tout d'abord, concernant les temps de reconstruction, nous avons évalué le temps de reconstruction est d'au moins vingt minutes pour le bassin et de trois minutes pour un fémur proximal.

Les résultats pour l'étude de reproductibilité sont présentés Tableau 3.

Tableau 3: Résultats de la reproductibilité inter opérateurs

Zone anatomique	Région	Ecarts point/surface (mm)		
		Moy.	2 ET	Max.
Bassin	Global	1,4	3,9	16,6
	Acétabulum	1,3	3,5	12
Fém. Prox.	Global	1,2	3,7	13,8
	Tête	0,9	2,7	8,0

Les résultats de la reproductibilité inter opérateurs montrent des valeurs élevées pour l'incertitude de mesure, aussi bien au niveau du bassin que des fémurs proximaux, proche de 4 mm. Les maxima sont également très importants. La répartition « géographique » de ces maxima est représentée Figure 40.

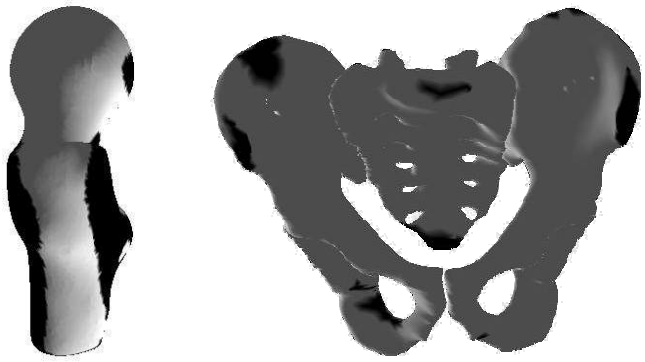


Figure 40 : Représentation qualitative des maxima. En noir, valeurs supérieures à 7 et 10 mm pour, respectivement le fémur proximal et le bassin.

La première analyse des résultats qualitatifs montre, dans le cas du fémur proximal, des écarts principalement réparties sur les faces antérieures et postérieures de l'objet reconstruit. Cela peut être expliqué par le nombre restreint de contours effectivement sélectionnés sur la vue de profil strict. La Figure 41 montre ces différences entre la situation *in vitro* et la situation *in vivo*.

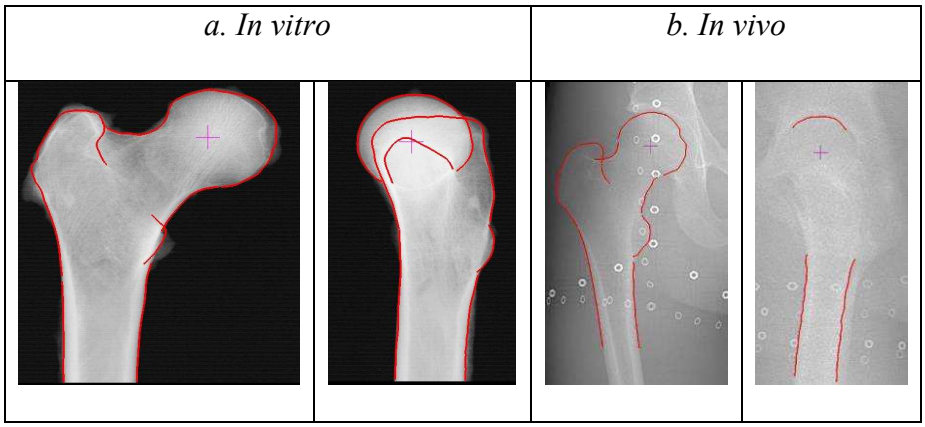


Figure 41: Contours sélectionnés *in vitro* (a) et *in vivo* (b).

Ainsi, les contours du grand trochanter, du petit trochanter ou du col fémoral sont impossible à détecter sur la vue de profil, du fait de la superposition osseuse. Seuls les diaphyses antérieure et postérieure et le haut de la tête fémorale sont identifiables. En revanche, aucun problème de ce type n'apparaît sur la vue de face. Dès lors, l'algorithme NSCC se retrouve « sous-contraint » sur la vue de profil, entraînant une grande variabilité de reconstruction du fémur proximal.

Pour la zone de la tête fémorale, une analyse quantitative a été effectuée en comparant les centres des sphères aux moindres carrés issus des reconstructions et les centres de sphères, recalées manuellement par les opérateurs. Ainsi, à partir d'un objet sphère, les opérateurs pouvaient le redimensionner et le recaler afin de faire correspondre les contours retroprojetés de cet objet aux contours radiographiques de la tête fémorale. Le centre de ces sphères était alors calculé et comparé aux centres calculés à partir des reconstructions 3D. Un calcul similaire était effectué pour le diamètre de la tête.

Tableau 4 : Evaluation des centres des têtes fémorales à l'aide de deux méthodes.

	Distances (mm) entre centre calculé et centre de référence		
	Moy.	2 ET.	Max.
A partir des reconstructions	1,5	3,7	5,1
A partir des sphères	1,3	2,9	3,5
	Ecart relatif (%) pour la mesure du diamètre de la tête		
	Moy.	2 ET.	Max.
A partir des reconstructions	1,9	4,2	6,1
A partir des sphères	0,7	1,7	3,0

Au vu des valeurs du Tableau 4, il semble clair que l'utilisation des sphères pour déterminer le centre et le diamètre de la tête fémorale apporte une meilleure reproductibilité avec notamment des maxima moindres. Cette « technique » sera d'ailleurs l'un des paramètres d'entrée de la nouvelle méthode de reconstruction du fémur proximal.
Pour l'ensemble des paramètres calculés, l'écart relatif maximum pour la reproductibilité inter opérateur pour les paramètres morphologiques du bassin est inférieur à 9,0%. Néanmoins, certains paramètres tels que PELV_08 et PELV_09, qui correspondent aux profondeurs des ailes iliaques ont une incertitude de mesure élevée (respectivement 7,5% et 5,4%). Ceci est dû aux écarts de reconstruction au niveau des épines iliaques antéro-supérieurs (Figure 40).

Les écarts, pour le bassin, sont également importants au niveau du plateau sacré (Figure 40). Les résultats pour la reproductibilité des paramètres positionnels et morphométriques du bassin (décrit § 1B.1) s'en trouvaient biaisés, comme le montre le Tableau 5.

Tableau 5 : Evaluation des paramètres positionnels et morphologique du bassin définis par Legaye [Legaye et coll. 1998]

2 ET en °	Version Pelvienne	Pente sacrée	Incidence
Reproductibilité inter opérateur	1,8	7,4	7,9
Reproductibilité intra opérateur	1,2	5,5	6,2

Les deux paramètres les moins reproductibles sont directement liés, de par leur calcul, à la normale au plateau sacré. Une modification géométrique du plateau sacré n'a alors pu être évaluée qu'à partir de la reproductibilité intra-opérateur. Ainsi, les 2 Ecart-Types étaient de 1,4°, 4,8°, 4,2° pour respectivement la version pelvienne, l'incidence pelvienne et la pente sacrée. La reproductibilité intra-opérateur s'en trouvait donc réduite. Cette modification du plateau sacré a donc été conservée dans la suite des travaux.

Enfin, les temps de reconstructions sont de quinze minutes pour un bassin et de l'ordre de trois minutes pour un fémur. Le grand nombre d'étapes nécessaires à la reconstruction du bassin est un élément qui serait à prendre en compte pour améliorer la reproductibilité et diminuer le temps opérateur nécessaire à la reconstruction.

3. Conclusion

Au vu des résultats obtenus, il semble que la méthode soit perfectible pour une application *in vivo*. La reproductibilité inter-opérateur s'avérant élevée pour des paramètres utiles pour une analyse clinique de l'articulation de la hanche ou du bassin, notamment concernant la position de ce dernier. Au niveau de la forme des objets reconstruits, certains problèmes se posent plus particulièrement pour le fémur proximal, du fait du manque d'information sur la vue de profil strict. Il est donc nécessaire de procéder à une modification complète de l'algorithme de reconstruction afin de palier à ces faiblesses. La reproductibilité devra donc être améliorée afin de permettre une utilisation de ces méthodes pour l'analyse clinique de l'articulation de la hanche ou des modélisations tridimensionnelles du fémur proximal et du bassin.

Néanmoins, certaines pistes d'amélioration existent. L'utilisation de sphères, pour obtenir de manière précise et reproductible un point et un rayon, pour la tête fémorale ou l'acétabulum, a été retenue. La modification de l'algorithme de reconstruction est également à réaliser afin de prendre en compte le nombre de contours différents sur les vues de face et de profil. Le but sera principalement de gérer le manque d'information sur la vue de profil. Enfin, le temps de reconstruction sera à améliorer notamment pour la reconstruction du bassin.

B. Reconstruction 3D du fémur proximal à l'aide d'un objet paramétrique pré-personnalisé

Dans cette partie, nous décrirons les modifications qui ont été apportées à la méthodologie de reconstruction du fémur proximal pour permettre son utilisation *in vivo*. En effet, au vu des résultats du chapitre précédent, une amélioration de la méthode de reconstruction est nécessaire afin d'améliorer la reproductibilité inter-opérateurs, tout en gardant la même précision. La méthode présentée dans ce chapitre se base sur l'utilisation d'un modèle pré personnalisé du fémur proximal et est une extension des méthodes proposées par Lavaste [Lavaste et coll. 1992] puis par Pomero et Skalli [Pomero et coll. 2004]. Ainsi, le but est, en utilisant une base de données de fémur proximal, de déterminer un objet générique personnalisé qui sera déformé par l'algorithme NSCC.

1. Matériels & Méthodes

a) Exploitation des radiographies

Comme vu au § 1A.1, une exploitation particulière doit être réalisée à partir des radiographies *in vivo*. D'une part, la position du centre de la tête fémorale et le rayon de cette dernière peuvent être obtenus à l'aide du recalage d'une sphère. D'autre part, seuls les contours correspond aux bords (antérieur, postérieur, latéral et médial) de la partie proximale de la diaphyse sont toujours visibles, sur les deux radiographies. Celle-ci étant assimilable à un cylindre, nous avons déterminé les droites aux moindres carrés correspondant à chacun des contours et un axe diaphysaire 3D est calculé.

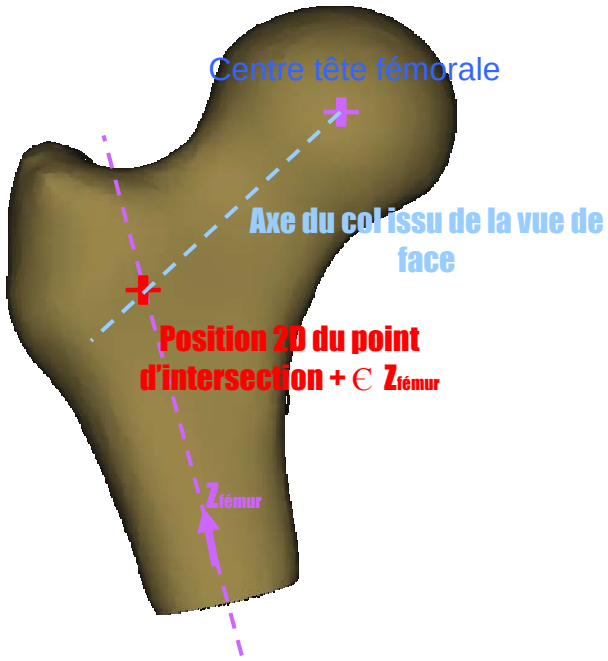


Figure 42 : Détermination de l'angle cervico-diaphysaire 3D

En utilisant les contours du col fémoral sur la vue de face, un axe projeté du col peut être calculé, en supposant que cet axe passe par le centre de la tête fémorale. Nous pouvions donc calculer l'intersection de cet axe avec la projection de l'axe diaphysaire sur la vue de face. Le système EOS® étant calibré, le rayon X passant par ce point d'intersection est connu. Nous pouvons donc déterminer l'intersection, cette fois, entre ce rayon et l'axe diaphysaire 3D. Le point ainsi obtenu, relié au centre de la tête fémorale, permet de déterminer l'axe du col fémoral en 3D. Nous pouvons dès lors mesurer l'angle cervico-diaphysaire en 3D, ainsi que déterminer un repère local lié au fémur, ce dernier se basant sur les deux axes précédemment décrits et ayant comme origine le centre de la tête fémorale.

b) Constitution de la base de données

La base de données est constituée de 60 fémurs proximaux. Ces fémurs ont été analysés *in vitro*. Pour chacun, une reconstruction tridimensionnelle a été obtenue à partir d'un nuage de points issus de coupes scanner millimétriques. A partir de ce modèle tridimensionnel, un repère local a été défini. Puis un ensemble de 33 paramètres a été évalué :

- 4 paramètres définis par Le Bras [Le Bras et coll. 2004] :
  - Angle cervico-diaphysaire 3D (ACD_3D),

- Section minimale du col fémoral (Min CSA),
- Longueur du col fémoral (FNAL),
- Diamètre de la tête fémorale (FHD),

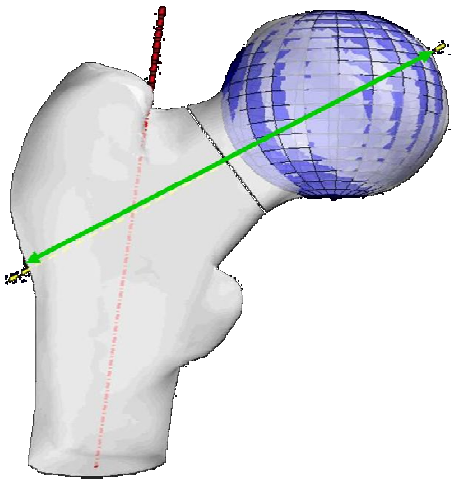


Figure 43 : Paramètres définis par Le Bras. [Le Bras et coll. 2004]
Diamètre de la Tête (bleu), Longueur du col (vert), angle cervico diaphysaire 3D (entre les axes pointillés rouge et jaune), section minimale du col (blanc)

- 29 paramètres (longueurs, rayons) calculés pour 3 régions d'intérêt (Col, Diaphyse supérieure et diaphyse inférieure) :

c) Exploitation de la base de données

A partir des 60 * 33 paramètres calculés, une matrice de corrélation de Pearson a été calculée. Cette matrice montre que la quasi-totalité des paramètres sont corrélés avec le diamètre de la tête fémorale. L'angle cervico-diaphysaire 3D semble avoir un comportement qui lui est particulier et n'est corrélé à aucuns autres paramètres.
Utilisant ces deux paramètres comme paramètres prédicteurs, nous avons déterminé des régressions linéaires multiples afin de calculer chacun des paramètres à partir de la base de données. L'équation utilisée était de la forme :

$$P = \alpha + \beta * ACD_3D + \gamma * R_{tête} \quad \text{(Équation B-1)}$$

Les paramètres α, β et γ sont déterminés directement à partir de la base de données.

Comme nous l'avons vu § 1B.1.a), les paramètres ACD_3D et $R_{tête}$ peuvent être obtenus directement à partir des contours et de la sphère placés sur les radiographies. Nous pouvons, pour un fémur proximal donnés déterminer complètement les 33 paramètres afin de créer un objet paramétrique personnalisé (Figure 44).

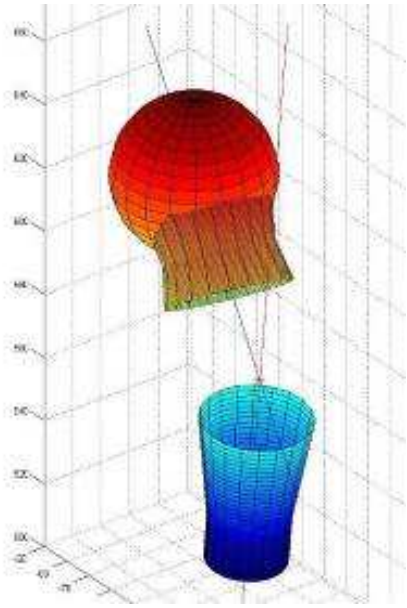


Figure 44 : Objet paramétrique personnalisé

Pour obtenir un modèle pré-personnalisé, nous devions rendre morpho-réaliste l'objet paramétrique personnalisé. Nous avons pour cela utilisé l'algorithme de Krigeage [Trochu 1993]. Un modèle pré-personnalisé est ainsi obtenu et utilisé comme objet générique pour l'algorithme NSCC.

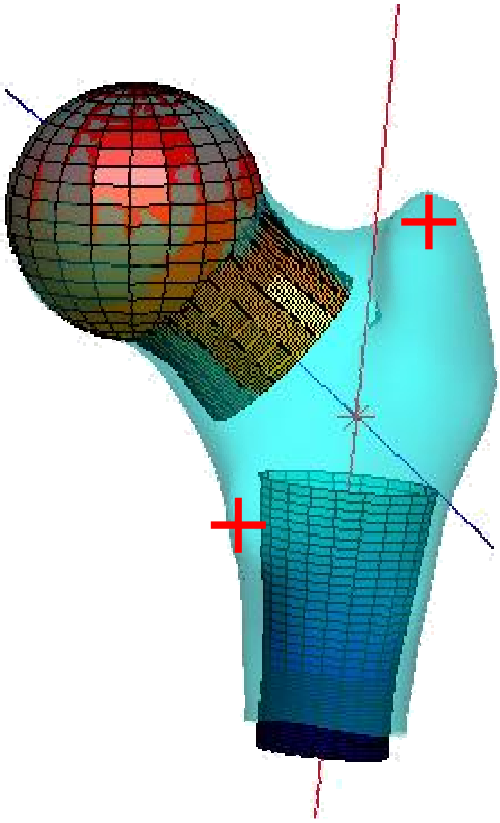


Figure 45 : Modèle 3D générique pré-personnalisé et le modèle paramétrique associé

La méthode NSCC permet finalement de déformer l'objet générique pour obtenir une reconstruction 3D personnalisée du fémur proximal.

d) Méthode d'évaluation

L'évaluation de cette méthode a été effectuée en deux temps. Tout d'abord, la méthode a été évaluée *in vitro*, afin de vérifier qu'aucun biais de mesure n'ait été introduit dans le processus complet de reconstruction. Puis, la reproductibilité intra et inter-opérateurs a été évaluée, à partir de sujets sains.

(1) Etude de précision

La méthode utilisée est celle décrite § 1C. Pour 13 fémurs proximaux, leur reconstruction scanner et EOS étaient comparées. Du fait de la présence de ces fémurs dans la base de données, une méthode de type « leave-one-out » a été mise en place afin de réaliser les reconstructions EOS. Pour un fémur donné, celui-ci est extrait de la base de données. Cette

dernière est alors recalculée ainsi que les régressions linéaires permettant d'évaluer les paramètres. De plus, afin de complètement évaluer la précision, deux ensembles de contours seront utilisés pour les reconstructions. Le premier est constitué de tous les contours, aussi bien sur les vues de face et de profil (Figure 41a). Le second se base sur les contours toujours identifiables *in vivo*. Il ne comprend donc que les contours de la partie supérieure de la tête fémorale et des diaphyses sur la vue de profil et tous les contours sur la vue de face (Figure 41b).

(2) Etude de reproductibilité

L'évaluation a été réalisée pour les 23 fémurs proximaux *in vivo* précédemment étudiés avec l'ancienne méthode. La méthode d'évaluation utilisée est présentée en annexe 1.

2. Résultats & Discussion

Dans la suite, nous désignerons par méthode « actuelle », la méthode qui vient d'être présentée et qui se base sur un modèle pré-personnalisé. Nous nommerons également méthode « précédente », la méthode utilisant uniquement l'algorithme NSCC.

a) Etude de précision

Les résultats pour l'étude de précision sont présentés dans le Tableau 6. Les écarts points/surface sont calculés pour l'ensemble du fémur puis suivant différentes régions d'intérêt que sont la tête fémorale, le col, la diaphyse et les grand et petit trochanters.

Tableau 6 : Ecarts points/surfaces pour l'évaluation *in vitro*

	Méthode actuelle (n=15)	Méthode actuelle avec contours *in vivo* (n=15)	Méthode précédente (n=15)	Méthode précédente avec contours *in vivo* (n=15)	LeBras et coll. 2004 (n=25)
Global					
Moy	**0.9**	**1.0**	**0.8**	**1.0**	**0.7**
2RMS	**2.2**	**2.6**	**2.2**	**2.6**	**2.0**
Max	**5.2**	**6.3**	**5.4**	**7.8**	**6.7**
Tête					
Moy	0.8	0.9	0.8	0.9	0.5
2RMS	2.0	2.3	2.0	2.3	1.4
Max	4.0	4.0	4.2	4.7	5.0
Col					
Moy	0.8	1.0	0.8	1.0	0.7
2RMS	2.1	2.6	2.0	2.5	1.8
Max	5.2	5.6	5.4	5.1	4.4
Diaphyse					
Moy	1.1	1.2	0.8	1.0	0.7
2RMS	2.9	3.1	2.1	2.5	2.0
Max	5.2	6.3	4.5	5.4	5.7
Petit trochanter					
Moy	1.1	1.3	0.9	1.3	1.1
2RMS	3.0	3.5	2.5	3.4	2.8
Max	5.4	5.9	4.7	7.8	6.7
Grand trochanter					
Moy	1.0	1.1	0.9	1.2	0.9
2RMS	2.5	3.0	2.5	3.1	2.4
Max	5.7	5.8	5.4	5.9	5.6

La dernière colonne du Tableau 6 présente les résultats obtenus par Le Bras [Le Bras et coll. 2004]. Ces écarts ont été obtenus à partir de 25 fémurs proximaux.

Les deux méthodes évaluées dans cette étude sont équivalentes *in vitro* lorsque tous les contours sont présents. Les maxima étant de 5,4 mm, ils sont inférieurs à ceux obtenus par Le Bras. Ces écarts proviennent certainement de l'évaluation d'échantillons différents. En utilisant un nombre réduit de contours, la méthode actuelle permet une nette diminution des maxima qui passent de 7,8 à 6,3 mm. La précision reste bonne avec un écart moyen de 0,2 mm et l'écart moyen absolu de 1,0 mm.

La méthode utilisant un objet générique pré-personnalisé est donc tout à fait équivalente à la méthode NSCC en termes de précision. Une diminution des maxima a même été constatée puisque ceux-ci sont inférieurs avec les contours *in vivo* dans le cas de la nouvelle méthode par rapport aux travaux antérieurs [Le Bras et coll. 2004].

b) Etude de reproductibilité

Les résultats pour l'étude de reproductibilité inter-opérateur sont présentés Figure 46, pour l'évaluation globale et par régions d'intérêt.

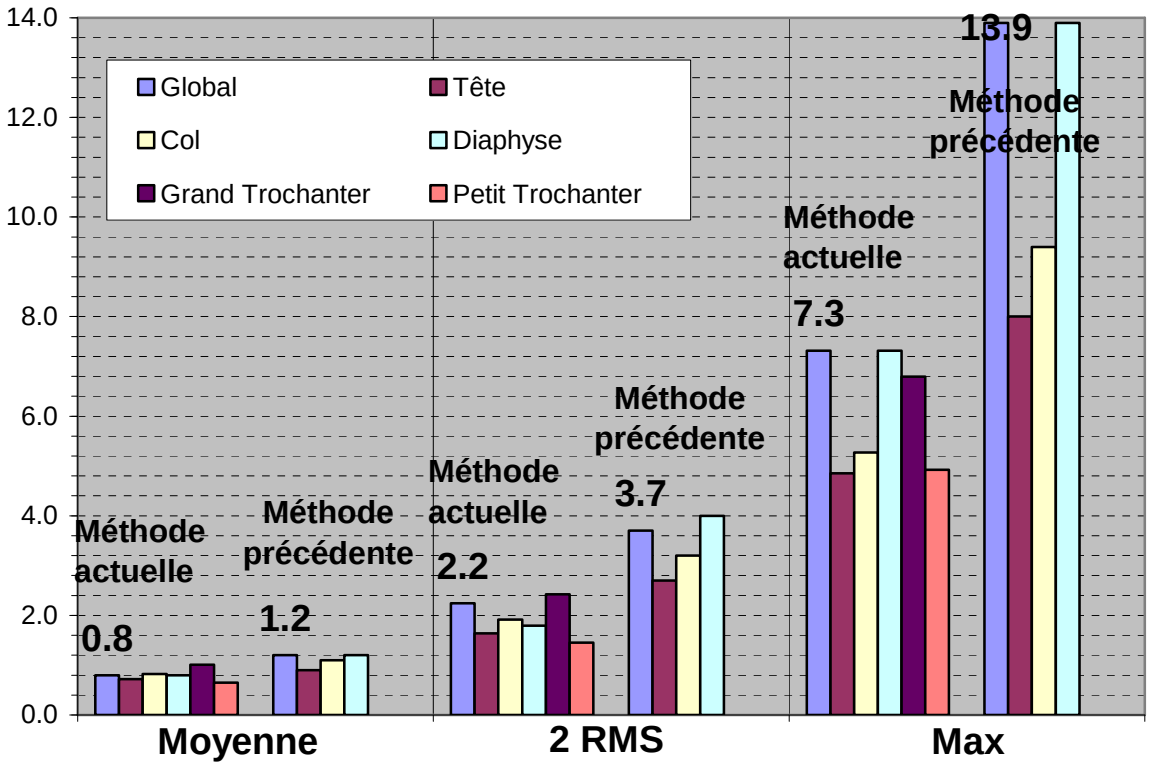


Figure 46 : Ecarts Points/surfaces pour l'étude de reproductibilité inter-opérateur (les valeurs affichées sont celles de l'évaluation globale).

Les écarts sont diminués avec l'utilisation de la méthode actuelle. En effet, les écarts moyens passent de 1,2 à 0,8 mm et les maxima de 13,9 à 7,3 mm. L'incertitude de mesure à 95% est de 2,2 mm. Pour les régions anatomiques telles que la tête, le col ou la diaphyse, cette incertitude est inférieure à 1,9 mm.

La Figure 47 présente la répartition des écarts sur la surface du fémur proximal. Comme lors de l'évaluation de la méthode précédente, les écarts les plus importants se situent sur les bords antérieur et postérieur du fémur. Néanmoins, leur valeur est beaucoup plus faible et ils sont localisés aux environs du grand trochanter. Cette zone n'est pas la plus importante d'un point de vue clinique à moins d'étudier également les muscles. Pour une application clinique comme la pose de prothèse de hanche, les zones les plus importantes se situent au niveau du col et de la diaphyse.

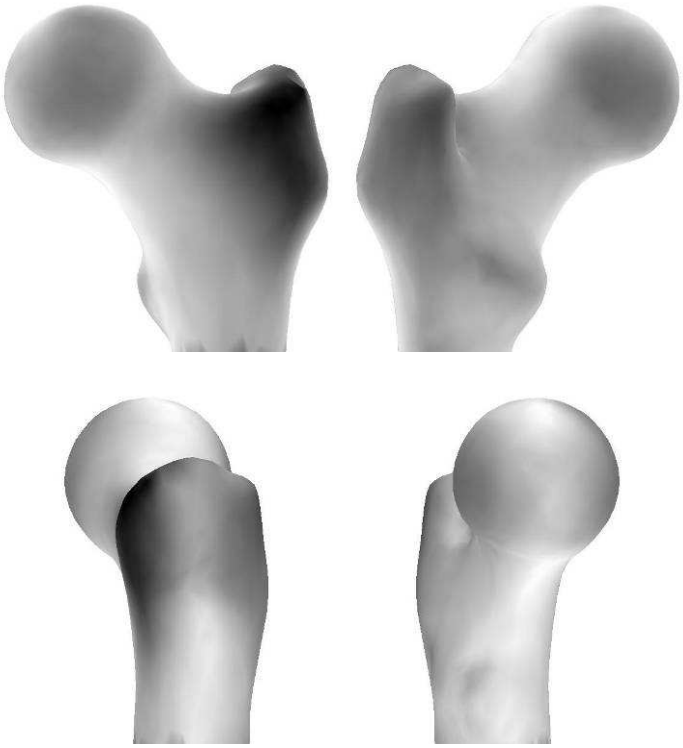


Figure 47: Répartition géométrique de l'incertitude de mesure (de 0 mm en blanc à 2,2 mm en noir)

Les quatre paramètres [Le Bras et coll. 2004] ont été évalués en termes de reproductibilité inter-opérateurs. La Figure 48 montre ces résultats pour les méthodes précédente et actuelle.

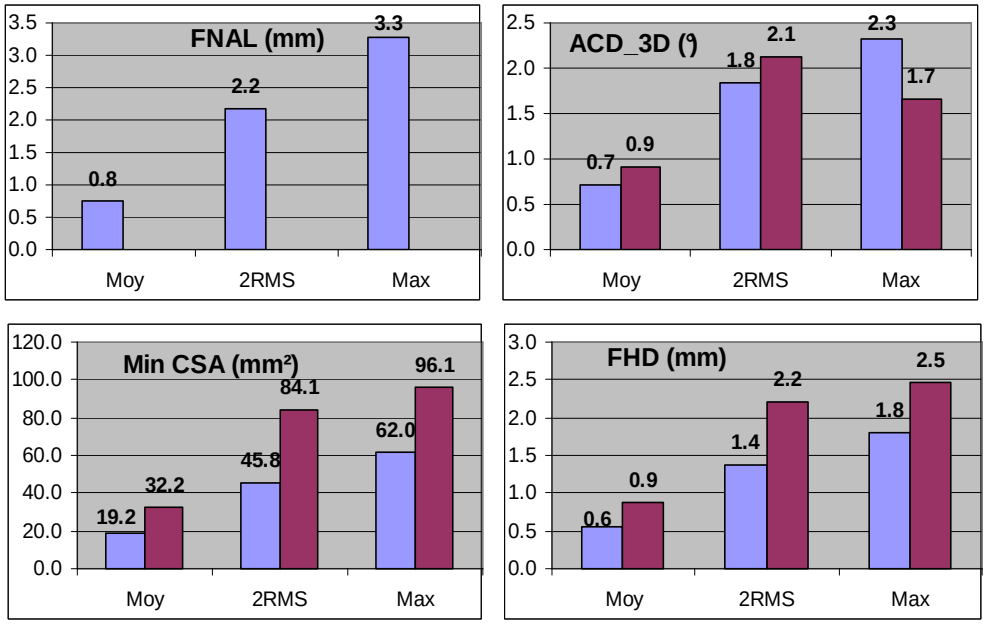


Figure 48 : Reproductibilité inter-opérateurs pour les paramètres (en bleu, méthode actuelle ; en violet, méthode précédente).

La mesure des paramètres cliniques est plus reproductible avec la méthode actuelle de reconstruction. L'incertitude de mesure est de 1,8° pour l'angle cervico-diaphysaire 3D, 1,4 mm pour la mesure du diamètre de la tête fémorale.

Tableau 7 : Coefficient de Variation inter opérateurs pour la mesure des paramètres

		FNAL (mm)		ACD_3D (°)		Min CSA (mm²)		FHD (mm)	
		méthode actuelle	*Le Bras et coll. 2004*	méthode actuelle	*Le Bras et coll. 2004*	méthode actuelle	*Le Bras et coll. 2004*	méthode actuelle	*Le Bras et coll. 2004*
Valeur (Moy. ± 2ET)		92.1 ± 16.6	91.5 ± 13.2	129.6 ± 5.0	126.5 ± 14.4	591.9 ± 219.5	644 ± 240	42.1 ± 7.9	42.7 ± 6.6
Inter CV	**%**	**1.8 %**	**0.3%**	**1.0 %**	**0.6%**	**5.3%**	**4.3%**	**2.2%**	**0.6%**
	Valeur	**1.2**	**0.3**	**0.9**	**0.7**	**22.2**	**28.0**	**0.7**	**0.3**

Le coefficient de variabilité inter-opérateurs (Inter CV, Tableau 7) est déterminé directement à partir des résultats obtenus précédemment (Figure 48). Il est calculé de la manière suivante :

$$CV = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n} \left| e_i \right|^2}{n}} \quad \text{(Équation B-2)}$$

$$CV\% = \frac{CV}{\overline{p}} \quad \text{(Équation B-3)}$$

$$\text{avec } e_i = p_i - \overline{p} \quad \text{(Équation B-4)}$$

$$\text{et } \overline{p} = \frac{\sum_{i=1}^{n} p_i}{n} \quad \text{(Équation B-5)}$$

Ce coefficient permet de comparer directement les résultats obtenus *in vivo* avec la méthode actuelle à ceux obtenus *in vitro* [Le Bras et coll. 2004]. Les résultats obtenus montrent que tous les coefficients de variation inter-opérateurs sont inférieurs à 5,3%. Des valeurs sous 5% définissent des paramètres très reproductibles, ce qui est le cas de ces quatre paramètres. La mesure de ces paramètres dans le cadre d'une analyse *in vivo* est donc tout à fait envisageable.

3. Conclusion

Cette première partie nous a permis de mettre en place une nouvelle méthode de reconstruction du fémur proximal. L'utilisation d'une base de données permet de minimiser l'influence du manque d'information détectable sur la vue de profil. La reproductibilité inter-opérateurs se retrouve nettement améliorée sans introduction de biais par rapport à la méthode précédente [Le Bras et coll. 2004].

Cette étude est la seule à notre connaissance pour laquelle une validation globale est effectuée. La précision est évaluée à partir de radiographies *in vitro* alors que la reproductibilité est évaluée *in vivo*. Au vu des résultats, l'utilisation de cette méthode *in vivo* est envisageable bien que l'évaluation ne soit faite qu'à partir de sujets asymptomatiques. La reconstruction de sujet possédant de grandes déformations, de la tête fémorale par exemple, pourrait poser problème. Néanmoins, l'algorithme NSCC est toujours utilisé en dernière étape du processus de reconstruction. Ainsi, les contours sélectionnés sur les radiographies déterminent la forme de l'objet reconstruit. La Figure 49 montre l'exemple d'un sujet pathologique pour lequel la reconstruction a été possible malgré la déformation du fémur proximal. Les évaluations quantitatives restent à réaliser.

Concernant le temps de reconstruction, celui-ci est légèrement augmenté du fait de la mise en place de la sphère modélisant la tête fémorale. Néanmoins, l'utilisation de détections automatiques des contours devrait réduire le temps global de reconstruction.

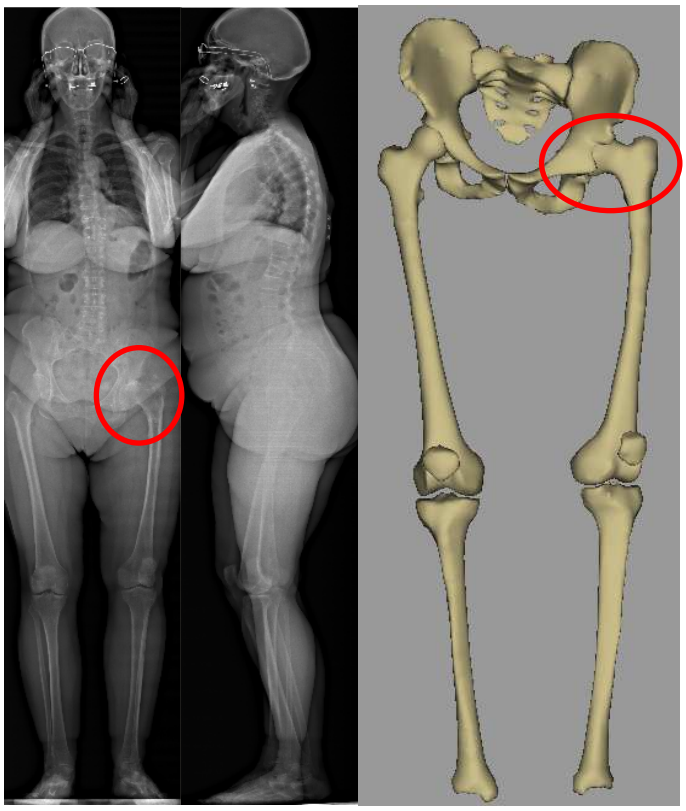


Figure 49 : Reconstruction d'un patient une déformation du col fémoral et la reconstruction 3D associée

Enfin, cette méthode est en cours d'extension aux membres inférieurs. La construction d'objet paramétrique est réalisée pour les parties distale et proximale des fémurs et des tibias. Grâce à l'utilisation d'inférences, une modification du fémur proximal, en taille par exemple, entrainera une modification du tibia et du fémur distal.

C. Reconstruction 3D du bassin à partir d'une base de données et d'inférences transversales

La reproductibilité inter-opérateurs étant très élevée (2 écart-type : 4 mm) pour la reconstruction du bassin, la modification de l'algorithme devait se faire suivant deux axes. D'une part, cette reproductibilité inter-opérateurs devait être améliorée. Les zones anatomiques, telles que les acétabulums et le plateau sacré, pour lesquelles une précision est nécessaire dans l'optique d'une utilisation clinique, ont fait l'objet d'une attention particulière. D'autre part, le temps de reconstruction, évalué à au moins vingt minutes, se devait d'être réduit. Ce temps étant particulièrement lié à la division du processus en trois phases indépendantes, pour lesquelles aucune optimisation majeure n'avait été effectuée. Dans ce cadre, l'utilisation d'une méthode similaire à celle développée pour le fémur proximal *in vivo*, utilisant une base de données est envisagée. Pour mettre en place cette méthode, nous devions avant tout obtenir un repère reproductible lié au bassin. Ensuite, ce repère va permettre l'évaluation de la base de données et son utilisation. Enfin, tout comme les travaux réalisés sur le fémur proximal, la validation de la méthode en termes de précision et de reproductibilité a été effectuée.

1. Mise en place d'un repère bassin

La première phase de modification de la méthode de reconstruction du bassin a été la mise en place d'un repère lié à l'objet bassin. Afin de faciliter sa création, nous souhaitions que ce dernier soit construit à partir de repères facilement identifiables sur les radiographies.

a) Construction du repère

Logiquement, nous avons choisi de nous baser sur l'utilisation de sphères pour modéliser les acétabulums, sur les vues de face et de profil, et ainsi obtenir les coordonnées 3D de leurs centres. La reproductibilité de cette méthode, évaluée à 1 mm suivant un axe vertical et à 2mm suivant les directions horizontales. A partir de ces deux points, un axe 3D, représentant anatomiquement un axe bi-acétabulaire, peut être calculé (Figure 50).

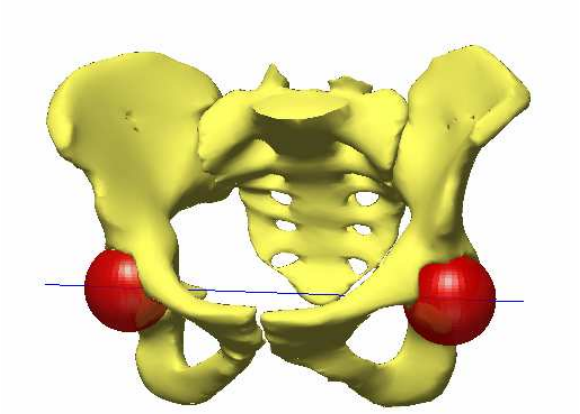


Figure 50 : Bassin, sphères acétabulaires et axe transverse

Soit en nommant Cg et Cd les coordonnées des centres des sphères modélisant les acétabulums :

$$\vec{Y}_1 = C_g - C_d \quad \text{(Équation C-1)}$$

$$\vec{Y}_1 = \frac{\vec{Y}_1}{\left\|\vec{Y}_1\right\|} \quad \text{(Équation C-2)}$$

Ensuite, en n'utilisant que la vue de profil (définie suivant un plan $\left(\overrightarrow{X_{EOS}}, \overrightarrow{Z_{EOS}}\right)$), un contour délimitant le plateau sacré est déterminé par l'utilisateur (Figure 51).

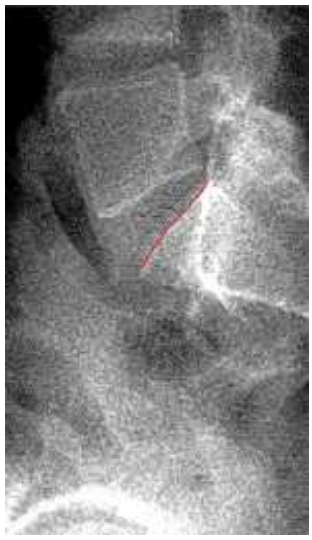


Figure 51 : Contour du plateau sacré sélectionné sur la vue de profil (en rouge)

Une droite de régression est alors calculée à partir de ce contour. Sa normale défini un axe nommé $\overrightarrow{Z_{2D}}$. Il s'agit donc de la normale au plateau sacré dans un plan sagittal. Le milieu du

segment défini par le contour est également calculé. Un axe $\overrightarrow{X_{2D}}$ est déterminé comme l'axe du segment défini ci-dessus.

Nous définissons ensuite l'axe $\overrightarrow{Y_2}$ ainsi :

$$\overrightarrow{Y_2} = \left(\overrightarrow{Y_1}.\overrightarrow{X_{EOS}}\right)\overrightarrow{X_{EOS}} + \left(\overrightarrow{Y_1}.\overrightarrow{Z_{EOS}}\right)\overrightarrow{Z_{EOS}} \quad \text{(Équation C-3)}$$

Puis :

$$\overrightarrow{Z_2} = \overrightarrow{X_{2D}} \wedge \overrightarrow{Y_2} \quad \text{(Équation C-4)}$$

Nous repassons ensuite en 3D :

$$\overrightarrow{Z_3} = \overrightarrow{Z_{2D}} + \left\|\overrightarrow{Z_2}\right\|\overrightarrow{Y_{EOS}} \quad \text{(Équation C-5)}$$

$$\overrightarrow{Z_{3D}} = \frac{\overrightarrow{Z_3}}{\left\|\overrightarrow{Z_3}\right\|} \quad \text{(Équation C-6)}$$

$$\overrightarrow{X_{3D}} = \overrightarrow{Y_1} \wedge \overrightarrow{Z_{3D}} \quad \text{(Équation C-7)}$$

$$\overrightarrow{Y_{3D}} = \overrightarrow{Z_{3D}} \wedge \overrightarrow{X_{3D}} \quad \text{(Équation C-8)}$$

Enfin, l'origine O_{3D} est placée au centre d'une des sphères modélisant les acétabulums. Nous utiliserons le côté droit comme centre du repère. Ainsi, le repère $\left(O_{3D}, \overrightarrow{X_{3D}}, \overrightarrow{Y_{3D}}, \overrightarrow{Z_{3D}}\right)$ définit un repère orthonormé direct lié à l'objet bassin.

b) Evaluation du repère

Une étape de validation du nouveau repère créé a du être effectuée. Une première phase consistait en une évaluation « numérique » du repère. Ainsi, la méthode de Monte-Carlo, méthode statistique d'évaluation, a été utilisée. La seconde évaluation a porté sur la reproductibilité inter-opérateurs de paramètres cliniques positionnels et morphologiques du bassin. De part la construction du repère, nous avons accès au calcul de la version pelvienne, de la pente sacrée et de l'incidence pelvienne.

(1) Evaluation statistique du repère

Les données d'entrée (assimilés à l'incertitude de mesure) pour la mise en place de l'évaluation statistique sont :

- La reproductibilité des coordonnées des centres des sphères ajustées sur les acétabulums (Ecart-type de 1 mm sur les axes $\overrightarrow{X_{EOS}}$ et $\overrightarrow{Y_{EOS}}$, 0,5 mm suivant $\overrightarrow{Z_{EOS}}$).
- La reproductibilité de mise en place du contour sur la vue de profil.

Cette dernière a été évaluée en sélectionnant 10 fois sur une radiographie de profil le contour du plateau sacré. Les résultats ont donné un écart-type de 0,5 mm, représentant les variations de coordonnées des points constituant le contour. Il est à noter que suivant la largeur du plateau sacré, le nombre de points du contour varie entre 20 et 30 points.

Ainsi, le bruitage des coordonnées des points du contour et des centres des acétabulums a été effectué pour 1000 essais. Les incertitudes de mesure ont été appliquées suivant une loi normale.

Le repère moyen étant défini au départ puis bruité, une séquence d'axe mobile $\left(\vec{x}, \vec{y'}, \vec{z''}\right)$ a permis de mesurer les incertitudes de mesure du repère.

Ainsi, les résultats montrent une incertitude de mesure maximale de 2,5° pour un axe et inférieure à 0,5° pour les deux autres. Ces valeurs ne sont pas liées à l'axe en lui-même mais à la séquence de décomposition d'axe utilisée. Elles ne sont induites que par les bruits de mesure.

Une fois l'étude numérique du repère effectuée, nous avons évalué des paramètres cliniques liés à la position du bassin

(2) Evaluation clinique du repère

Afin de complètement valider le calcul du nouveau repère bassin, nous avons évalué les paramètres positionnels et morphologiques. La reproductibilité inter-opérateurs a été évaluée pour 10 sujets (choisis au hasard parmi les 15 décrits précédemment utilisés pour l'évaluation des « anciennes » méthodes) qui ont été reconstruit une fois par trois opérateurs. Afin de comparer les résultats obtenus avec la littérature, les paramètres ont été uniquement calculés en 2D, en projetant les points nécessaires à leur évaluation dans le plan de la radiographie.

Tableau 8 : Evaluation des paramètres du bassin – Reproductibilité inter-opérateurs (nc: valeur non communiquée)

	Incidence pelvienne en °		Pente sacrée en °		Version en °	
	Nouveau repère	Champain et coll. 2006	Nouveau repère	Champain et coll. 2006	Nouveau repère	Champain et coll. 2006
Moy	1,1	nc	0,9	nc	0,3	nc
2ET	3,0	3,4	2,5	4,0	1,0	1,2
Max	3,5	nc	3,3	nc	1,9	nc

Les résultats sont donnés dans le Tableau 8. La reproductibilité inter-opérateurs est bonne pour la version pelvienne du fait de la définition même de ce paramètre. En effet, cette dernière ne fait pas intervenir la normale au plateau sacré mais uniquement le centre du plateau sacré. Les deux autres paramètres sont évalués à l'aide de cette normale mais également avec le milieu des centres des acétabulums. Leur reproductibilité est donc moins bonne que pour le premier paramètre. Néanmoins, comparativement à l'étude de Champain [Champain et coll. 2006], la reproductibilité inter-opérateurs est meilleure.

(3) Conclusion

La méthode utilisée pour le calcul d'un repère lié au bassin a été validée de deux manières différentes, numériquement et par l'évaluation de paramètres cliniques. Les résultats obtenus pour ces évaluations nous ont amenés à utiliser ce repère comme référence pour la mise en place d'une base de données de bassin. De plus, de part sa définition, ce repère nous permet de calculer cinq longueurs (3 distances et 2 rayons) qui pourront nous servir comme paramètres d'entrée pour la reconstruction d'un bassin à partir d'une base de données (Figure 52).

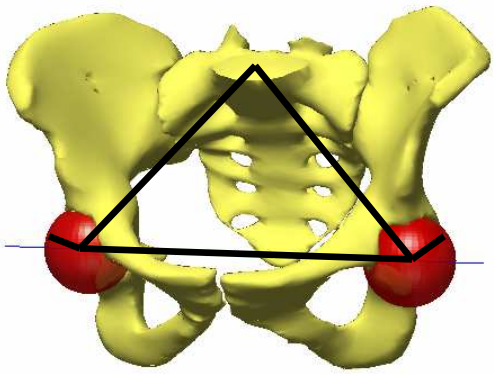


Figure 52 : Longueurs évaluées lors du calcul du repère bassin (en noir)

2. Base de données

a) Mise en place de la base de données

La mise en place d'une base de données pour la reconstruction du bassin a été guidée par les résultats très encourageants obtenus pour la méthode similaire développée pour le fémur proximal.

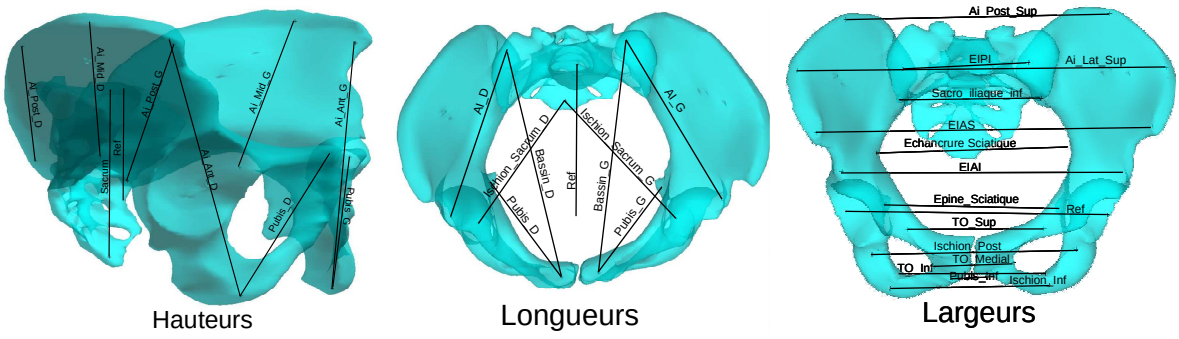


Figure 53 : Distances calculées sur les bassins pour la mise en place de la base de données

75 bassins non pathologiques ont été inclus dans cette base de données (âge : 20 à 51 ans). Un ensemble de plus de 200 paramètres ont été déterminés. Nous avons divisés ces derniers de la manière suivante :

- 5 paramètres issus du calcul du repère bassin : rayons des sphères acétabulaires, distance inter-acétabulum (représentant une largeur de référence, suivant l'axe $\overrightarrow{Y_{Bas\sin}}$), une longueur et une hauteur de référence. Une distance de référence a été calculée entre le milieu du segment inter-acétabulaire et centre du plateau sacré. Les normes des projections suivant les axes $\overrightarrow{X_{Bas\sin}}$ et $\overrightarrow{Z_{Bas\sin}}$ de ce vecteur permettent de calculer les longueurs et hauteurs de référence (Figure 53),
- 36 distances point-point ainsi que 36 rapports entre chacune d'elles et la distance de référence (Figure 53),
- Les coordonnées dans le repère local de 42 points,
- Des données morphologiques de base que sont le poids et la taille du sujet,
- des rapports entre ces données morphologiques et les dimensions de référence

Les reconstructions étaient issues de modélisations réalisées à l'aide du système EOS®. Ces modèles se basaient sur un même objet générique, réalisé à partir de coupes scanner.

b) Utilisation de la base de données

Une fois la base de données créée, nous devions utiliser l'ensemble des données à notre disposition afin d'améliorer la méthode de reconstruction du bassin. La première étape a été de valider l'utilisation d'objets génériques différenciés suivant le sexe du sujet. Puis, des régressions linéaires ont été établies pour déterminer les coordonnées d'un sous ensemble de 40 points du bassin à partir des données issues de la construction du repère bassin.

(1) Différenciation homme/femme

Notre première utilisation de cette base de données a été pour valider l'hypothèse selon laquelle les bassins féminins et masculins sont anatomiquement différents. La base de données était constituée de 26 bassins féminins et 49 masculins. Des tests de Student ont été réalisés pour l'ensemble des paramètres. Pour les paramètres largeur inter-acétabulaire, hauteurs des ailes iliaques gauche et droite divisées chacune par la taille du sujet, il existe une différence significative entre les deux populations (p_valeur de 0.005, 0,004 et 0,007 respectivement).

Ainsi, deux nouveaux objets génériques ont été utilisés. Pour choisir ces derniers, nous avons sélectionné les deux bassins pour lesquelles le maximum de paramètres était les plus proches des valeurs moyennes évaluées sur toute la base de données (avec un écart acceptable de ± 5% de la valeur moyenne considérée). Une fois cette sélection effectuée, l'ensemble de la base de données a été évaluée en prenant en compte les nouveaux objets génériques féminin et masculin. C'est-à-dire en se basant sur de nouvelles reconstructions EOS® directement obtenues avec les nouveaux objets génériques différenciés.

(2) Régressions linéaires multiples

Des régressions linéaires multiples ont été calculées entre les coordonnées dans le repère local des 42 points et les 5 paramètres évalués lors de la mise en place du repère (Figure 52). L'utilisation de ces régressions sera explicitée dans la suite.

3. Méthodologie de reconstruction

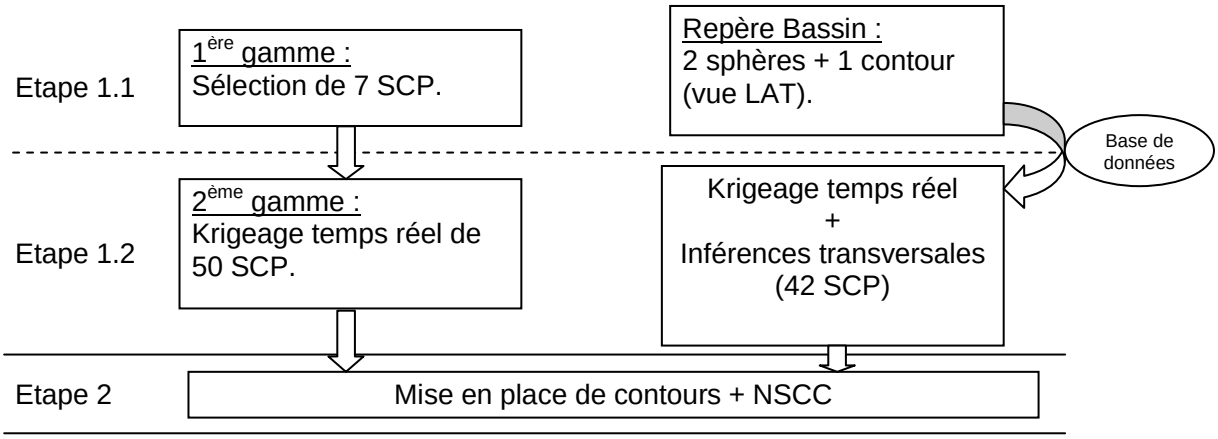


Figure 54 : Méthodologie de reconstruction. Comparatif entre l'étude précédente [Mitton et coll. 2006] (à gauche) et l'étude actuelle (à droite)

La méthode mise en place pour la reconstruction du bassin se déroule en trois étapes distinctes (Figure 54). Dans un premier temps, le repère local lié au bassin est créé. Puis une étape d'auto-amélioration (krigeage temps réel + inférences transversales) permet d'obtenir un modèle intermédiaire. Enfin, l'algorithme NSCC est utilisé pour créer le modèle personnalisé du bassin. Ainsi, nous nommerons les différentes reconstructions avec les termes suivants :

- Etape 1.1 : reconstruction obtenue après la mise en place du repère bassin et une première utilisation de la base de données,
- Etape 1.2 : reconstruction après la phase de krigeage temps réel avec inférence transversale,
- Etape 2 : reconstruction personnalisée après utilisation de l'algorithme NSCC.

Les deux premières étapes sont regroupées car elles correspondent à des étapes nécessitant une intervention opérateur. L'étape 2 nécessite certes que l'opérateur mette en place les contours mais, à terme, cette étape devrait disparaître pour laisser la place à une automatisation de la détection des contours sur les images.

a) Etape 1.1 : Mise en place du repère bassin

L'opérateur doit dans un premier temps placer les sphères modélisant les acétabulums dans les deux vues et le contour sur le plateau sacré dans la seule vue de profil. Le repère bassin est donc calculé ainsi que 5 longueurs (3 distances et 2 rayons, Figure 52). En utilisant ces

paramètres en entrée de la base de données, les coordonnées de 42 points sont calculées, dans le repère bassin. Ils peuvent donc être recalés dans l'environnement EOS à partir du repère initial. A partir de l'algorithme de krigeage, en utilisant ces points comme points de contrôle, une première solution de modèle de bassin est déterminée (Figure 55).

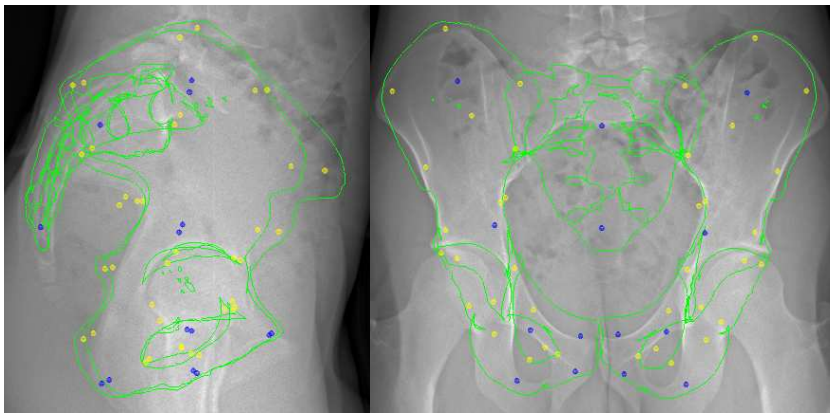


Figure 55 : Rétroprojection d'un modèle bassin obtenu après l'étape 1.1. Les points bleus et jaunes sont utilisés pour le krigeage temps réel (étape 1.2).

b) Etape 1.2 : Krigeage temps réel

Une fois une première solution déterminée, une phase de krigeage temps réel (retouche opérateur) est utilisée. L'opérateur peut retoucher 42 points stéréo correspondants sur les deux radiographies (Figure 55). Ainsi, lorsque l'opérateur déplace un point, les coordonnées de tous les autres sont recalculées en fonction de cette modification, tout en conservant le repère bassin initial. La phase, dite de krigeage temps réel, devient alors beaucoup plus rapide et permet d'obtenir une reconstruction 3D personnalisée intermédiaire.

c) Etape 2.0 : Déformation finale : Algorithme NSCC

La phase finale afin d'obtenir la reconstruction tridimensionnelle personnalisée du bassin reste une utilisation de l'algorithme NSCC. A partir des contours sélectionnés sur les deux radiographies, le modèle personnalisé final est obtenu.

4. Evaluation

L'évaluation de la méthode de reconstruction du bassin a été effectuée pour les différentes étapes de la méthodologie de reconstruction.

a) Matériels et méthodes

La précision a été évaluée sur trois bassins *in vitro* (2 hommes et une femme). La reproductibilité inter-opérateurs a été évaluée sur 20 bassins *in vivo* reconstruits 2 fois chacun par 2 opérateurs. Les paramètres morphologiques calculés sont les 36 longueurs et les paramètres liés à la modélisation de l'acétabulum. Le temps de reconstruction a également été mesuré à la fin de chacune des étapes.

b) Résultats et discussion

(1) Temps de reconstruction

L'évaluation du temps de reconstruction a été réalisée à partir des 2*2*20 reconstructions *in vivo*. L'étape 1.1 a été réalisée en 1 minute et 30 secondes en moyenne, l'étape 1.2 en 3 minutes enfin, l'étape 2 en 4 minutes. Ainsi le temps global de reconstruction avec la nouvelle méthode est de 8 minutes et 30 secondes en moyenne. L'étape 2 étant à terme amenée à disparaître grâce à l'utilisation d'un algorithme de détection automatique des contours, permettant d'envisager de réduire ainsi le temps de reconstruction du bassin à moins de 5 minutes.

(2) Evaluation in vitro

L'évaluation de précision *in vitro* a été réalisée pour 3 bassins. Le but de cette validation était de vérifier qu'aucun biais n'ait été introduit par l'utilisation de la nouvelle méthode de reconstruction du bassin.

(a) Forme de l'objet reconstruit

La forme des objets reconstruit a été évaluée en comparant des reconstructions effectuées à partir de radiographies EOS® et des reconstructions 3D à partir de coupes scanner millimétriques. Les résultats obtenus sont présentés Figure 56.

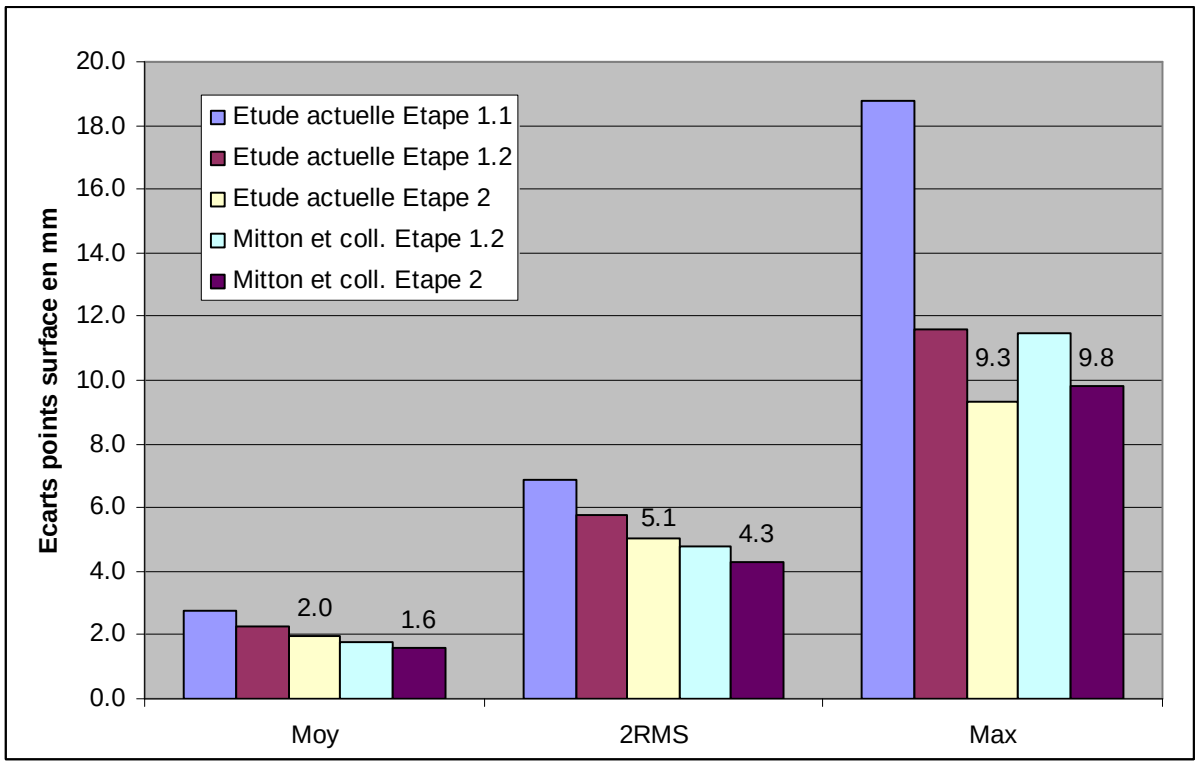


Figure 56 : Evaluation de la précision *in vitro* pour la reconstruction du bassin.

L'écart moyen est de 0,05 mm. Les résultats obtenus sont proches de ceux de Mitton [Mitton et coll. 2006]. L'écart absolu moyen est légèrement plus élevé pour la méthode actuelle car elle augmente de 1,6 à 2,0 mm. Le temps de reconstruction ayant été volontairement limité pour l'étude actuelle. Néanmoins le maximum diminue de 9,3 contre 9,8mm. L'incertitude de mesure de précision pour les acétabulums est inférieure à 3,8 mm après l'étape 2. Elle est de 4,3 mm et 7,0 mm après respectivement les étapes.1.2 et 1.1. Il n'y a donc pas de biais introduit par la nouvelle méthode en termes de forme de l'objet reconstruit.

(b) Modélisation de l'acétabulum

L'incertitude de mesure des paramètres angulaires de positionnement du plan du bord pour la modélisation de l'acétabulum sont présentés Tableau 9.

Tableau 9 : Incertitude de mesure pour l'orientation du plan modélisant le bord de l'acétabulum (Ab : angle d'abduction, An : angle d'antéversion).

	Etape 1.1	Etape 1.2	Etape 2
2 ET	< 10°	<7° (Ab) < 5° (An)	<6° (Ab) < 3° (An)

La précision pour ces paramètres est meilleure après l'étape finale. Les retouches en temps réel des modèles permettent d'apporter cette précision.

(3) Evaluation in vivo

L'évaluation *in vivo* a été divisée comme pour la précision *in vitro* en forme de l'objet reconstruit, modélisation de l'acétabulum et enfin en paramètres morphologiques. L'ensemble des paramètres décrits précédemment, utilisés pour une analyse clinique de la hanche et du bassin, peuvent être calculé à partir des modélisations 3D. Nous nous focaliserons pourtant sur une quantité restreinte de ces paramètres.

(a) Forme de l'objet reconstruit

Le Tableau 10 présente les résultats de reproductibilité inter-opérateurs pour l'évaluation de la forme.

Tableau 10 : Reproductibilité inter-opérateurs pour le bassin et la région acétabulum (gauche et droite confondus).

Valeurs en mm	Etape 1.1		Etape 2	
	Global	Acétabulum	Global	Acétabulum
Moy	0,8	0,6	1,0	0,9
2 ET	2,0	1,4	2,6	2,2
Max	7,9	4,1	15,1	9,7

Les résultats après l'étape 2 peuvent être comparés à ceux évalués pour la méthode précédente. L'incertitude de mesure chute de ±3,9 mm à ±2,6 mm pour l'ensemble du bassin

et de ±3,5 mm à ±2,2 mm pour les acétabulums. La reproductibilité de la méthode est donc améliorée. La Figure 57 présente la répartition géographique des écarts maximaux. Le passage de l'étape 1.1 à l'étape 2 introduit des différences. Ceci est dû aux déformations en temps réel appliquées par l'opérateur lors de la phase 1.2. Les résultats de reproductibilité après la phase de mise en place du repère (Etape 1.1) sont très bons, notamment pour les acétabulums. L'écart absolu moyen est inférieur à 0,8 mm pour l'ensemble du bassin. La base de données ne possède donc pas d'outliers (ou données aberrantes) qui pourraient créer des écarts de reconstruction, après la mise en place du repère.

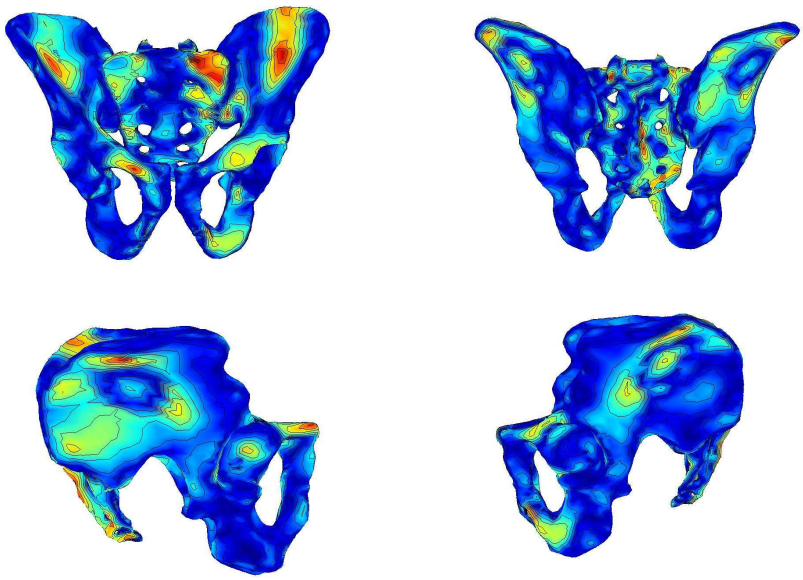


Figure 57 : Répartition spatiale des écarts maximaux (0 mm en bleu à 9,7 mm en rouge).

(b) Modélisation de l'acétabulum

L'incertitude de mesure pour les deux angles décrivant le plan aux moindres carrés du bord de l'acétabulum reste la même après les étapes 1.2 et 2. Elle est inférieure à 5°. Après la première étape, elle est inférieure à 2°. Néanmoins, comme nous venons de le montrer avec l'étude de précision, il est nécessaire d'aller jusqu'à l'étape 2 pour obtenir une modélisation précise de l'acétabulum.

(c) Paramètres morphologiques

Le Tableau 11 résume les résultats obtenus pour les paramètres morphologiques (Figure 53) évalués sur les reconstructions du bassin.

Tableau 11: Ecarts absolus et relatifs pour la reproductibilité des paramètres morphologiques du bassin

	Ecarts en mm		Ecarts relatifs en %	
	Etape 1.1	Etape 2	Etape 1.1	Etape 2
Moy	1,0	1,5	0,9	1,5
Min	0,1	0,1	0,1	0,1
Max	5,7	7,7	7,2	9,2

La mesure des paramètres morphologiques est reproductible. La moyenne des écarts relatifs est de 1,5% (représentant un écart absolu de 1,5 mm) pour l'ensemble des paramètres. Les maxima absolus constatés sur les mesures après l'étape 2 sont inférieurs aux maxima relevés sur l'ensemble du bassin pour l'étude de la forme. Ainsi, les paramètres calculés sont indépendants des écarts locaux qui peuvent être plus importantes. Pour la mesure de la largeur inter epines iliaques antéro-supérieures par exemple, la valeur nominale est de 231,7mm (2 ET : 25 mm) avec un écart moyen de 1,5 mm (0.6%). Néanmoins, l'étape 1.2 entraîne des variations entre les objets reconstruits liés aux modifications apportées par les opérateurs.

5. Conclusion

La méthode de reconstruction du bassin utilise désormais de l'inférence transversale. L'ajout de cette connaissance statistique permet d'améliorer d'une part le temps de reconstruction, d'autre part la reproductibilité inter-opérateurs, par rapport à la méthode précédente [Mitton et coll. 2006]. Enfin, la précision reste la même, aucun biais n'ayant été introduit dans la méthodologie de mesure.

Il s'agit, à notre connaissance, de la seule étude évaluant la précision et la reproductibilité inter-opérateurs d'une méthode de reconstruction du bassin à partir de vues stéréoradiographiques. De plus, une modélisation de l'acétabulum, un calcul de paramètres morphologiques et une évaluation de la forme de l'objet reconstruit ont été réalisés. L'application de cette méthode pour des patients a été réalisée dans la suite de ces travaux.

D. Analyse biomécanique de l'articulation de la hanche de patients porteurs de prothèse de hanche à l'aide du système EOS®

Chaque année, on estime à 100 000 le nombre de chirurgies prothétiques de la hanche effectuées en France [Delaunay 2001]. Sur ces 100 000 chirurgies, 80 000 environ sont des arthroplasties de première intention, les 20 000 restantes étant des reprises de prothèse totale de hanche, dont une part grandissante est précoce. La durée de vie « normale » d'une prothèse totale de hanche est d'environ 15 ans. Malheureusement, de nombreux patients se plaignent rapidement de douleurs ou de manques de mobilité. Pire encore, des prothèses se luxent ou se descellent dans l'exécution de mouvements quotidiens. Les échecs de pose sont donc courants, et l'on s'engage alors dans un cycle très inconfortable pour le patient de reprise puis de rééducation.

Les conflits cinématiques de hanche ou « impingement » sont aujourd'hui étudiés [Jacobsen et coll. 2005; Lazennec et coll. 2004; Lazennec et coll. 2007; Pierchon et coll. 1994] car ils sont l'une des principales causes de ces luxations. Cependant, aucune méthode ne permet encore de les objectiver de manière pertinente. Les travaux du Professeur Lazennec [Lazennec et coll. 2004; Lazennec et coll. 2007] se basent sur des études à partir du scanner. Un des enseignements de ces travaux est que la mesure en trois dimensions devrait rapidement se révéler indispensable dans le traitement des pathologies de la hanche. Le chirurgien reste néanmoins confronté aux limites du scanner : l'irradiation, le coût, mais aussi et surtout la position du patient. Ces limites représentent un véritable verrou technologique pour l'amélioration de la planification d'une pose de prothèse totale de hanche.

L'objectif de ce chapitre est donc de développer un outil d'analyse tridimensionnelle appliqué à la prothèse totale de hanche en s'appuyant sur des radiographies biplanaires basse dose (EOS®). Ces travaux ont été menés en étroite collaboration avec Yannick Piriou et Christophe Gomes, ingénieurs en Master Recherche au LBM, ainsi que Steve Hansen, interne en chirurgie orthopédique, également en Master Recherche. Un protocole spécifique de prise de clichés radiographiques a été mis en place. Il sera détaillé dans la première partie. Nous décrirons ensuite les paramètres calculés à partir des reconstructions 3D. Enfin, les résultats des mesures seront évalués en termes de reproductibilité inter-opérateurs et de précision, puis évalués pour diverses populations de sujets.

1. Matériels et méthodes

a) Population étudiée

Nous distinguons trois différents types de patients qui ont participé à cette étude. Le nombre de patients ou sujets et les positions effectuées lors des acquisitions sont résumés Tableau 12.

Tableau 12 : Bilan des sujets et des positions étudiées

GROUPE	SEXE	POSITIONS ETUDIEES
24 sujets contrôles	20 hommes	18 debout uniquement
		3 debout, assis
	4 femmes	3 debout, assis, accroupi
10 patients avant prothèse totale de hanche	2 hommes	8 debout, assis
	8 femmes	2 debout, assis, accroupi
29 patients avant reprise	12 hommes	22 debout, assis
	17 femmes	7 debout, assis, accroupi
1 patient après reprise	1 femme	1 debout, assis

Certains sujets n'ont en effet pas pu réaliser les clichés accroupis. De plus, nous avons ajouté des radiographies de sujets non pathologiques en position debout. Enfin, il faut distinguer les patients avant opération de pose de prothèse totale de hanche, avant opération de reprise de prothèse totale de hanche et après opération. Dans le cas d'un patient, nous avons les clichés debout et assis, avant et après la reprise de sa prothèse.

b) Mesures réalisées à partir des radiographies conventionnelles

Des radiographies conventionnelles, nécessaires au diagnostic ou au bilan pré-opératoire du chirurgien, ont été réalisées. Des vues du bassin de face et de profil assis et debout sont réalisées afin de mesurer les paramètres positionnels et morphologiques du bassin que sont la version pelvienne, la pente sacrée et l'incidence pelvienne. De plus, un pangonogramme (ou cliché grands axes), réalisé de face, permet d'analyser les membres inférieurs en évaluant le varus/valgus du genou (Figure 58).

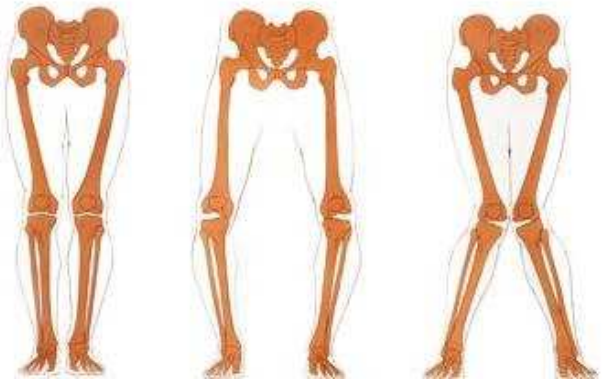


Figure 58 : Alignement normal des membres inférieurs; Varus des genoux; valgus des genoux [Web7 2007].

c) Description des mesures scanner

Les mesures effectuées à partir du scanner se font principalement dans un plan transverse (Figure 59 a). Néanmoins, certains auteurs [Lazennec et coll. 2004; Lazennec et coll. 2007; Pierchon et coll. 1994] se servent de vues orientées par le plateau du sacrum (Figure 59 c). Les coupes sont orientées en fonction de l'orientation du plateau sacré (donc du « sacral tilt » ou pente sacrée). Cet angle est calculé sur des radiographies en profil strict (Figure 59 b).

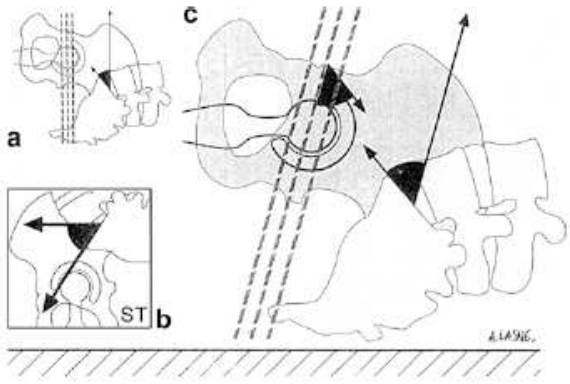


Figure 59 : (a) mesure d'antéversion classique;
(b) Mesure radiologique de l'angle ST en position debout;
(c) Orientation de la coupe conformément à ST pour simuler l'horizontale de la position debout.
[Lazennec et coll. 2004]

L'analyse ainsi réalisée peut être effectuée pour les positions assise et debout, l'orientation des coupes variant en fonction de la pente sacrée. Une fois les coupes transversales obtenues, l'antéversion de l'acétabulum (natif ou prothétique) est mesurée. Lazennec [Lazennec et coll. 2004; Lazennec et coll. 2007] évalue ce paramètre, tous les 10°, à partir de la position initiale qui correspond à un plan de coupe parallèle au plateau sacré (Figure 60). L'ensemble de ces

mesures a été réalisés par le Dr. Gorin, à l'aide d'un scanner Philips Mx800. Un protocole spécifique de prise de cliché a été utilisé et les coupes obtenus sont de 2 mm d'épaisseur et espacées de 1 mm.

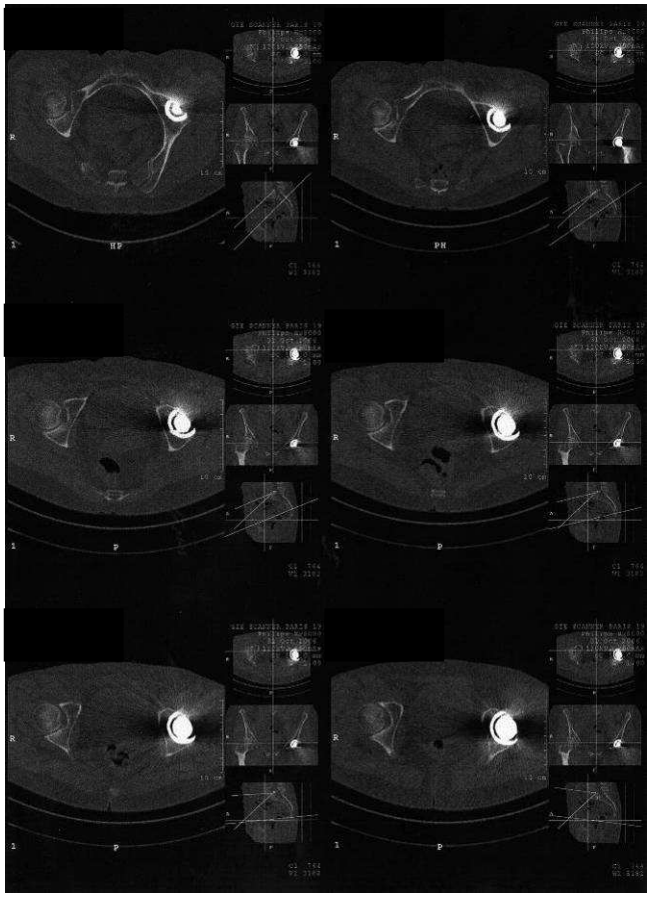


Figure 60 : Evaluation de l'antéversion des acétabulums pour des coupes scanner orientées.

L'auteur obtient ainsi cinq à six mesures pour l'antéversion acétabulaire. La longueur des membres inférieurs, des fémurs et des tibias (Figure 61), est également calculé à partir des vues « scout-view ».

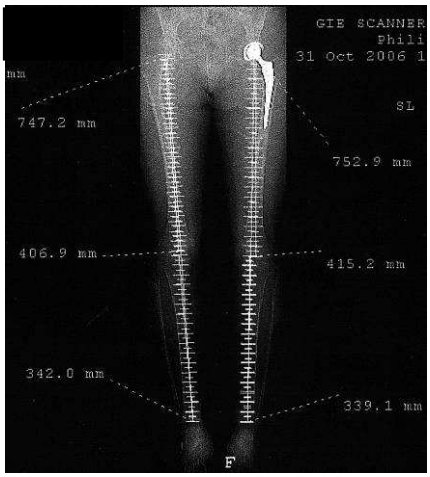


Figure 61 : Mesure effectuée à l'aide du scanner des longueurs du tibia, du fémur et des membres inférieurs (image d'un patient ayant participé au protocole).

d) Mesures réalisées à l'aide du système EOS®

Dans le cadre de ce protocole, des paramètres positionnels ont été définis en collaboration avec le Pr. Lazennec. Une attention particulière a été portée à l'analyse de la position du bassin. En effet, nous demandions aux sujets de réaliser les radiographies en position de confort. L'analyse de cette position est importante pour la compréhension des phénomènes comme l' « impingement » (butée). De plus, les acétabulums, prothétiques ou natifs, ont été analysés.

(1) Protocole spécifique de prise de clichés

Nous avons prévu d'étudier, à l'aide du système EOS®, les effets des changements de position sur les paramètres du bassin pour les hanches natives et implantées. Ceci pour les positions debout, assise et accroupie, positions décrites dans la suite. Ce protocole fait partie intégrante de l'« Etude tridimensionnelle, à partir de l'imageur basse dose EOS ®, pour le diagnostic et le suivi de pathologies ostéoarticulaires chez l'adulte». Le Comité de Protection des Personnes - CPP IDF VI – Pitié-Salpétrière réuni le 10/01/07 à l'hôpital de la Pitié Salpétrière (Paris XIIIe), a prononcé un avis favorable quant à la mise en œuvre de cette étude.

(a) La position debout

La radiographie debout se fait face aux détecteurs radiographiques avec les coudes à 30°, mains au niveau des mandibules. Les pieds sont en rotation interne (10 à 20°) et leur écartement est au niveau de la largeur des épaules. Le patient regarde droit devant à l'horizontale et face à la plaque (Figure 62).

L'acquisition se fait selon la direction postéro-antérieure sur la totalité de la hauteur du sujet de la tête au pied. Suivant la position naturelle du patient, un léger décalage des pieds (environ un demi-pied) pourra être demandé afin de ne pas avoir de superposition au niveau des condyles fémoraux notamment. Comme le cliché est pris selon la direction postéro-antérieur, il est recommandé d'avancer le pied gauche (le plus près du film de la vue latérale).



Figure 62 : Sujet en position debout

(b) La position assise

Les clichés assis se font avec le sujet sur un tabouret réglable en hauteur sans accoudoirs. Les hanches sont fléchies exactement à 90° (cuisses à l'horizontale). L'écartement des pieds est tel que les hanches soient en abduction maximale. Les mains sont posées sur les hanches afin de limiter la cambrure du sujet. Il n'y a pas d'appui dorsal, la position adoptée par le sujet se doit d'être la plus naturellement physiologique possible (contraintes musculaires moindres) afin d'éliminer toute rétroversion intempestive du bassin. Le patient regarde droit devant lui, à l'horizontale.

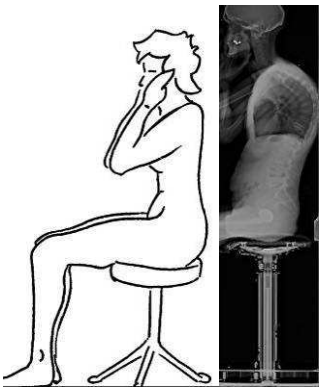


Figure 63 : Schéma et images représentant la position assise

(c) La position accroupie

En ce qui concerne la position accroupie, l'exécution s'avère assez délicate car l'acquisition dure environ 10 secondes. De plus la position figée à adopter est difficile à tenir assez longtemps sans être parasitée par une mauvaise posture du bassin due au relâchement musculaire. Le fait est que le sujet doit avoir compris l'intérêt de cette dernière imagerie afin qu'elle puisse servir dans cette base d'étude.

Le sujet est accroupi sans appui ferme sur un tabouret mais juste en contact et avec un angle de flexion des hanches d'environ 120°. Le tabouret est réglable en hauteur par l'intermédiaire de cales mais le sujet ne se pose pas entièrement dessus (pression de contact minimale). Les pieds sont positionnés de manière à respecter une abduction des hanches de 20 à 30°. Les coudes sont fléchis au-dessus des genoux et les avant-bras sont superposés, les mains au niveau du coude opposé. La position se doit d'être la plus agréable et naturelle possible pour le patient afin de se rapprocher le plus possible de la physiologie normale et de rester pertinents dans cette étude. Le patient regarde droit devant à l'horizontale et face à la plaque.

Certains patients prothésés ont éprouvé sûrement des difficultés à tenir la position, c'est pourquoi cette dernière est facultative notamment en cas de douleurs.

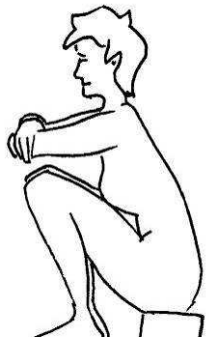


Figure 64 : Schéma de la position accroupie.

(2) Paramètres positionnels du bassin

Outre les paramètres « habituels » que nous avons déjà détaillés et évalués à partir du repère bassin, de nouveaux paramètres ont été développés.

(a) La rotation interne/externe du bassin :

Il s'agit d'un mouvement du bassin par rapport au fémur. On défini pour cela le "vrai" plan frontal du bassin. Il ne s'agit pas du plan frontal du système EOS® mais bien d'un plan défini comme passant par les centres des acétabulums C_g et C_d. Les cliniciens utilisent le terme de "plan d'élection", il s'agit en fait du plan frontal anatomo-gravitaire.

Ce plan est défini comme suit :

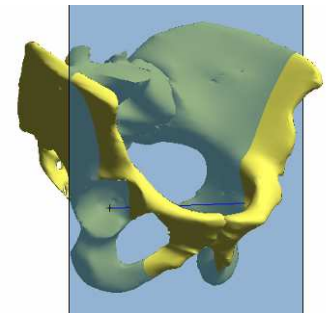


Figure 65 : Le plan frontal anatomo-gravitaire du bassin

La rotation interne ou externe du bassin est l'angle que forme ce plan avec le plan frontal du système EOS® défini par la normale $\overrightarrow{X_{EOS}}$.

Le terme interne ou externe ne dépend que de la référence choisie. Si l'on prend comme référence le fémur droit, la rotation est interne si C_g est en retrait par rapport à C_d, c'est-à-dire si l'angle entre les deux plans cités ci-dessus est positif (sens trigonométrique en vue d'en haut). La rotation est externe si C_g est en avant par rapport à C_d, c'est-à-dire si l'angle entre

les plans est négatif. Si l'on prend comme référence le fémur gauche c'est l'inverse (rotation interne (vers la zone médiale) = angle négatif, rotation externe (vers la zone latérale) = angle positif).

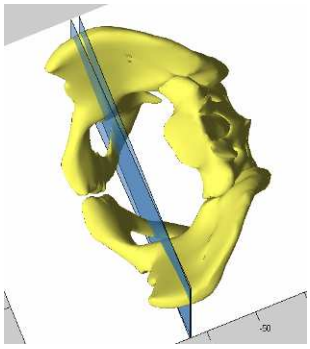


Figure 66 : La rotation interne/externe du bassin

(b) L'inclinaison latérale interne/externe ou bascule frontale :

L'inclinaison latérale du bassin est l'angle de celui-ci dans le plan frontal anatomo-gravitaire du bassin. Il faut donc définir un axe horizontal dans ce plan. On mesure ensuite l'angle entre cet axe et l'axe $\vec{Y_1}$ .Comme pour la rotation interne/externe, l'inclinaison latérale peut être interne ou externe selon le côté de référence que l'on prend. Le terme bascule frontale permet de bien comprendre comment est défini ce paramètre.

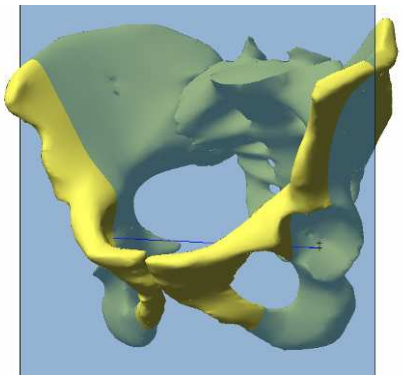


Figure 67 : L'inclinaison latérale du bassin

(3) Paramètres acétabulaires : L'antéversion et la couverture

Une attention particulière a été portée sur l'analyse de l'antéversion des acétabulums natifs et prothétiques. Dans les deux cas, des paramètres similaires ont été calculés. De plus, nous

avons dû définir des plans d'interprétation des mesures tridimensionnelles. Nos choix des plans d'interprétation ont été motivés par :

- La volonté de s'approcher au maximum des plans utilisés en pratique clinique.

- La volonté de mettre en évidence la modification de l'antéversion acétabulaire en fonction de l'orientation du bassin.

- La volonté de pouvoir comparer les mesures effectuées à d'autres mesures de la littérature.

Deux approches nous étaient offertes pour le choix des plans d'interprétation.
La première est de définir un plan d'interprétation liée au bassin. Dans ce type de mesure, l'antéversion ne dépend donc pas de la position du bassin, et donc de la posture.

Un autre plan lié au bassin est proposé pour les mesures scanner. Il se base pour commencer sur la définition du plan de Lewinnek [Lewinnek et coll. 1978], passant par les épines iliaques antéro-supérieures et les tubercules pubiens. Le plan d'interprétation de l'antéversion est alors défini comme un plan orthogonal au plan de Lewinnek, orienté orthogonalement à l'axe longitudinal du bassin. Ce type de repérage est plus largement utilisé en navigation chirurgicale.

La seconde approche consiste en la mesure de l'antéversion fonctionnelle, c'est-à-dire l'antéversion dans un plan strictement horizontal. L'antéversion fonctionnelle [Lazennec et coll. 2004; Lazennec et coll. 2007] varie avec l'orientation sagittale du bassin et donc avec la posture.

Les 3 plans d'interprétation de l'antéversion acétabulaire que nous avons inclus sont donc :

- Le plan parallèle au plateau du sacrum, passant par le centre de l'acétabulum évalué.

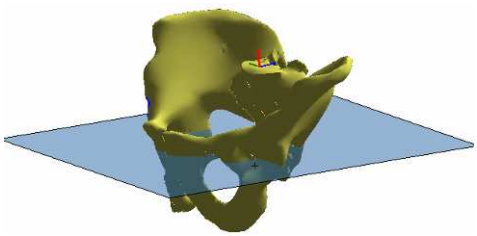


Figure 68 : Plan parallèle au plateau du sacrum

- Le plan orthogonal au plan de Lewinnek, passant par le centre de l'acétabulum étudié.

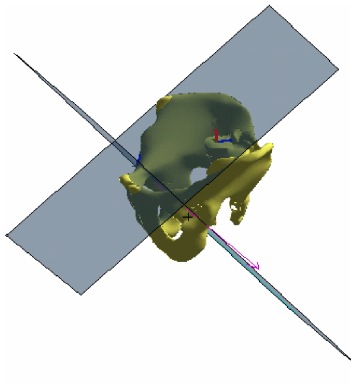


Figure 69 : Plan de Lewinnek et plan orthogonal à celui-ci.

- Le plan horizontal strict, orienté par la verticale et passant par le centre de l'acétabulum étudié.

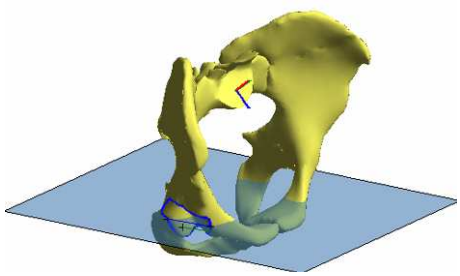


Figure 70 : Plan horizontal ou plan d'analyse fonctionnel

Quoi qu'il en soit, sur chacun des plans en question, l'antéversion est définie comme l'angle entre la projection de l'axe antéro-postérieur du bassin sur ce plan et la droite reliant les points extrêmes du bord de l'acétabulum sur ce plan (Figure 71 a).

Nous calculons également les couvertures antérieure et postérieure de l'acétabulum. Ce sont les angles entre $\overrightarrow{Y_1}$ et la droite reliant le centre de l'acétabulum au bord antérieur (postérieur) de l'acétabulum (Figure 71 b et c).

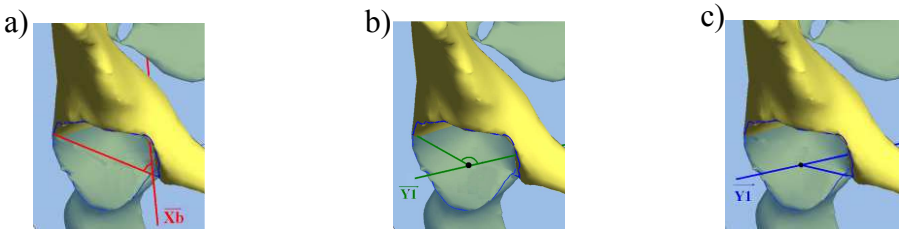


Figure 71 : Mesure de l'antéversion acétabulaire (a), de la couverture postérieure (b), de la couverture antérieure (c)

(4) Analyse des éléments prothétiques

(a) Antéversion et inclinaison de la cupule

Afin d'évaluer les éléments prothétiques, nous avons reconstruit à l'aide d'un logiciel de C.A.O. (Conception Assistée par Ordinateur), une prothèse totale de hanche (Figure 72). Les plans nous avaient été fournis par le Pr. Lazennec.



Figure 72 : Modèles CAO réalisés pour la cupule *«Concept Delta GR 47»* et les prothèses *« Global 12 » et « FTP 2 »*

.

Ces implants ne correspondaient pas systématiquement à ceux des patients. Néanmoins, nous avons utilisé les modèles 3D à notre disposition et les avons recalé manuellement sur les radiographies de face et de profil, dans les diverses positions (Figure 73).

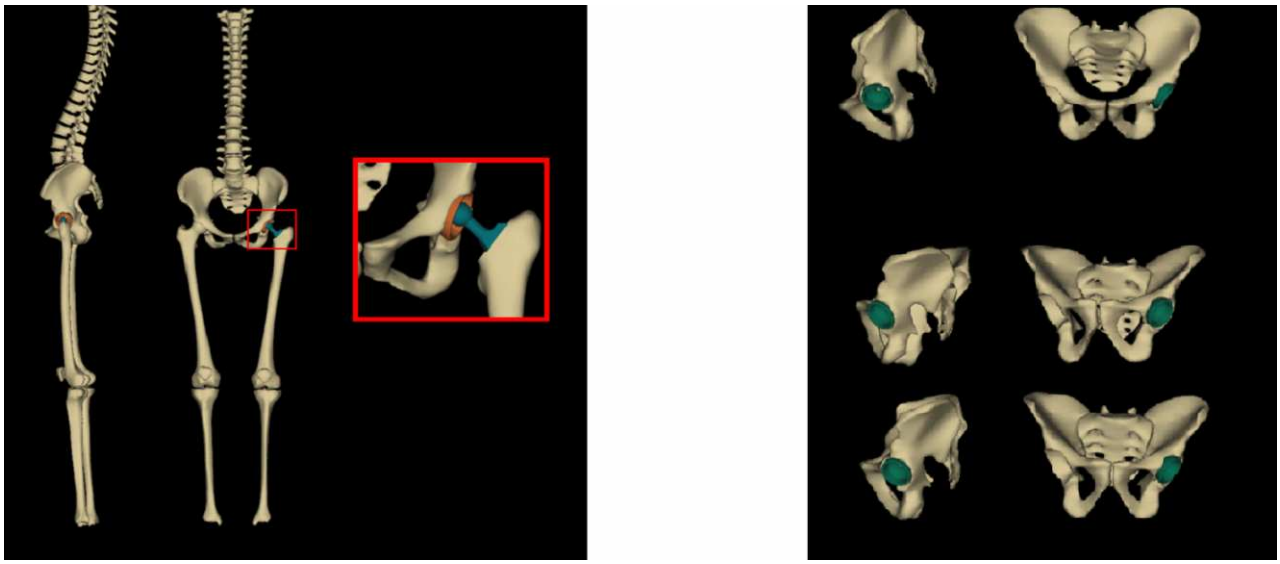


Figure 73 : Reconstruction 3D avec les éléments prothétiques recalés sur la position debout et pour la cupule acétabulaire pour les trois positions étudiées.

Une fois ces recalages effectués, les paramètres décrits précédemment pour un acétabulum sain ont été évalués pour les éléments prothétiques, le plan moindre carré du bord de la cupule étant assimilé au bord de l'acétabulum prothétique.

(b) Angle AT (Acetabular Tilt)

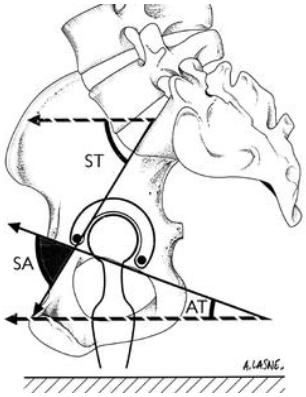


Figure 74 : Angle SA et AT évalués sur une vue de profil strict [Lazennec et coll. 2004]

C'est un paramètre auquel il est peu fait référence dans la littérature, ce qui se comprend aisément puisque la description du positionnement de la cupule est effectuée de manière suffisante par l'inclinaison et l'antéversion.

Ce paramètre est classiquement mesuré sur des radiographies de profil, comme l'angle entre l'horizontale et la droite tangente à la partie inférieure de la cupule (Figure 74).

(c) Angle SA (Sacro Acetabular)

Il s'agit d'un paramètre indépendant de la position. Il est calculé entre l'axe du plateau sacré et la droite tangente au bord inférieur de la cupule (Figure 74).

e) Evaluations de la méthodologie proposée

(1) Reproductibilité inter-opérateurs

Afin de valider les nouveaux paramètres mis en place, nous avons effectué une étude de reproductibilité inter-opérateur. Pour les paramètres calculés sur l'acétabulum natif, ils ont été évalués pour vingt bassins reconstruits deux fois par deux opérateurs. Pour la cupule prothétique, trois opérateurs l'ont recalée trois fois pour six patients.

(2) Précision in vivo

La précision *in vivo* a été évaluée en comparant les mesures réalisées à partir des reconstructions issues de la stéréoradiographie et de mesures réalisées au scanner. Cette étude préliminaire n'a été évaluée que pour dix patients. Pour quatre parmi ces dix patients, une étude préliminaire de la forme des objets reconstruit *in vivo* a été effectuée.

(3) Evaluation des paramètres pour la population étudiée

Nous avons également évalué l'ensemble des paramètres pour la population précédemment décrite. Nous avons alors comparé les sujets avant reprise, avant pose de prothèse et les sujets sains en cherchant s'il existait des paramètres discriminant entre ces populations.

2. Résultats et discussion

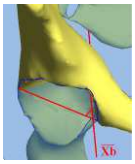
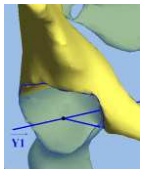
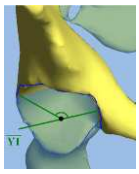
a) Incertitude de mesure lié au scanner

Les mesures effectuées au scanner, qui constituent nos mesures de références, ne sont peut être pas exactes. En effet, de nombreuses sources d'incertitudes entre en jeu lors de la mesure comme la mise en place des coupes orientées par le radiologue, la mesure direct sur les images scanner ou encore la position du patient sur la table. Il est néanmoins impossible d'évaluer complètement ces incertitudes. La taille d'un voxel issu des clichés scanner étant de 1mm*1mm*1mm, l'erreur maximum de mesure de la position d'un point est de 1,7 mm ($\sqrt{3}$ mm exactement). Il en résulte une erreur de ±2° sur la mesure de l'antéversion acétabulaire pour une cupule de 50 mm de diamètre.

Nous considérerons donc qu'il s'agit d'une mesure de référence dans le cadre de notre étude car il s'agit de la référence utilisée en clinique.

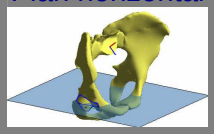
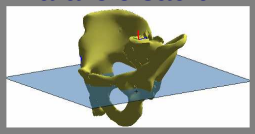
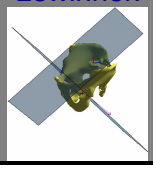
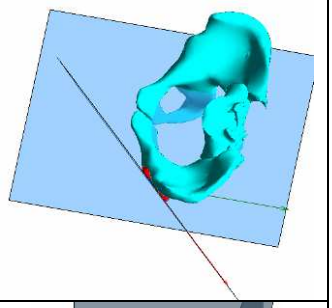
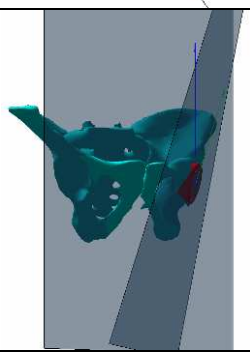
b) Reproductibilité inter-opérateurs

Tableau 13 : Incertitude de mesure pour les paramètres acétabulaires évalués sur un acétabulum natif

	Plan horizontal	Parallèle sacrum	Orthogonal Lewinnek	Schéma du paramètre
Antéversion	**5,9°**	**5,1°**	**6,8°**	
Couverture antérieure	**5.7°**	**5.7°**	**6.0°**	
Couverture postérieure	**5,8°**	**6,1°**	**5,8°**	

Le Tableau 13 résume les résultats de la reproductibilité inter-opérateur pour les paramètres acétabulaires évalués sur un acétabulum sain. L'incertitude est tout à fait similaire à celle évaluée pour le plan moindre carré modélisant le bord de l'acétabulum, exposée précédemment. Elle est plus élevée pour les projections dans le plan de Lewinnek car la définition même de ce plan entraine une variabilité quant à sa position.

Tableau 14 : Reproductibilité inter-opérateur de l'antéversion et de l'inclinaison de la cupule acétabulaire.

	Plan horizontal	Parallèle sacrum	Orthogonal Lewinnek	Schéma du paramètre
				
Antéversion	**4.4°**	**3,1°**	**4,4°**	
Inclinaison	**2.2°**	**2,6°**	**2,7°**	

La reproductibilité inter-opérateurs mesurée pour l'angle AT de même que pour l'angle SA (Figure 74) est de 3,5°. Pour l'inclinaison et l'antéversion, les incertitudes de mesure sont inférieures 2,7° et 4,4° respectivement. La reproductibilité est donc meilleure que pour l'étude de l'acétabulum sain. Cette différence vient de la géométrie simple de la cupule, qui permet de la recaler avec précision sur les radiographies. De plus, le recalage est un recalage rigide, il n'y a donc pas d'incertitude liée à la forme de l'objet mais uniquement une incertitude liée à la position de la cupule.

c) Précision *in vivo*

Concernant la mesure de l'antéversion "anatomique" de la cupule (évaluée dans un repère bassin), l'écart moyen est de 4°. La valeur de ce paramètre est en moyenne (2 écarts types) 41° (20°) pour le scanner et 40° (19°) pour EOS.

Concernant les torsions osseuses, seule la torsion fémorale a été analysée car les torsions tibiales n'ont pas été mesurées à chaque fois au scanner. Pour la torsion fémorale, l'écart de

mesure est donc de 5° en moyenne entre EOS et le scanner (valeur mesurée au scanner : moy : 13.4°, 2 ET : 22.3°). La rotation fémoro–tibiale n'est pas comparable entre les deux modalités. Cette différence est liée à la position du patient, couché sur le scanner et debout sous EOS®. Le tibia en position allongé tourne par rapport au fémur, du simple fait du poids des pieds.

Enfin, pour la longueur des membres inférieurs, l'écart moyen est de 31.8mm et 9.7 mm pour respectivement la mesure du fémur et du tibia. Il est de 29.5mm en moyenne pour la jambe entière (valeur mesurée au scanner : Longueur Femur : moy : 424.6mm, 2 ET : 55.3mm, Longueur Tibia: moy : 374.1mm, 2 ET : 50.3mm, Longueur Jambe: moy : 762.0, 2 ET : 77.1mm). Nous pouvons discuter ces résultats par le fait que la mesure EOS se fait en 3D, la mesure scanner, sur des vues frontales. Si nous évaluons les longueurs des membres dans un plan frontal, les écarts restent tout de même équivalents : 30,1 mm, 7,9 mm et 28,4 mm pour respectivement les longueurs du fémur, du tibia et de la jambe entière. Les différences entre ces mesures sont liées aux plans de projection différents dans lesquels les mesures sont effectuées. En effet, le plan frontal EOS, utilisé pour l'évaluation des mesures EOS® et la vue de scout-view, utilisée au scanner ne sont pas confondus. De plus, les fémurs n'ont pas la même position, comme le montre le recalage des objets reconstruits à partir du scanner sur les radiographies EOS® en position debout (Figure 75). Une angulation de 15° entre les diaphyses est observée. Ce qui, pour une longueur de fémur d'environ 450 mm, entraîne un écart de mesure de 16 mm. Enfin, il serait intéressant d'évaluer la précision de pointage sur l'image « scout-view » du scanner. Néanmoins, la mesure à l'aide des reconstructions 3D issues du système EOS® doivent être considérées comme mesures de référence. En effet, la mesure sur l'unique vue frontale à partir du scanner introduit de nombreux biais de mesure, comme nous venons de l'indiquer.

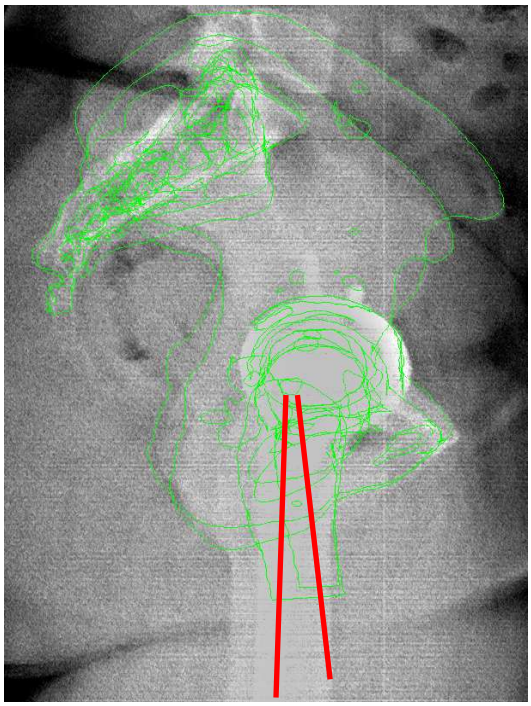


Figure 75 : Rétroprojection des modèles scanner (contours en vert) sur les radiographies EOS® (en rouges les axes des diaphyses)

Concernant la forme des objets reconstruits, les résultats pour quatre bassins reconstruits à l'aide du scanner et grâce à EOS® montrent un écart moyen de 2,9 mm (ET : 3,9 mm) avec des maximas de 20,4 mm. Ces résultats sont encourageants. Néanmoins, il s'agit de résultats préliminaires, plus de bassins devrait être étudiés afin finaliser cette étude.

d) Evaluation des paramètres pour la population étudiée

(1) Paramètres positionnels du bassin

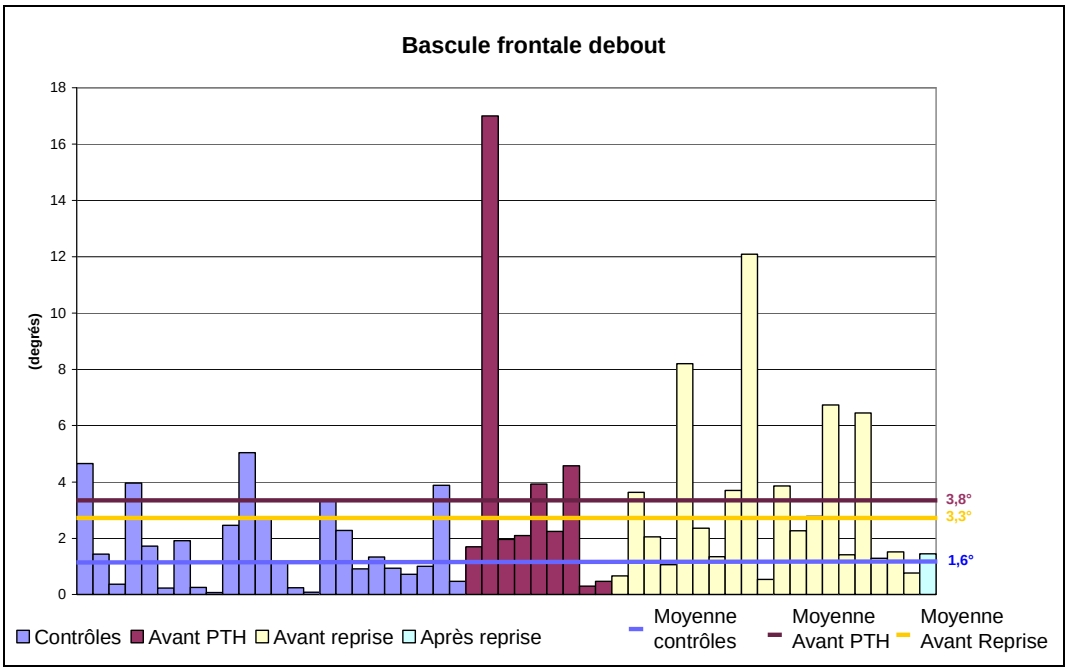
(a) Pente sacrée & version pelvienne

Le Tableau 15 résume les valeurs pour la mesure de la pente sacrée et de la version pelvienne en 3D et 2D. Aucune différence significative n'a été trouvée entre les mesures 2D et 3D, ainsi que pour le sexe des patients.

Tableau 15 : Mesure de la pente sacrée pour l'ensemble de la population étudiée

Paramètre		Contrôles (n=24/ 6 / 3)		Avant prothèse totale de hanche (n=10/ 10/ 2)		Avant reprise (n=30 / 30 / 7)		Population totale	
		3D	2D	3D	2D	3D	2D	3D	2D
Pente sacrée	Debout	42,2° (σ = 10,6°)	43,3° (σ = 10,6°)	39,3° (σ = 8,5°)	40,7° (σ = 9,0°)	35,3° (σ = 9,2°)	36,6 (σ = 9,6°)	39,1° (σ = 10,1°)	40,3° (σ = 10,3°)
	Assis	14,6° (σ = 6,2°)	14,6° (σ = 6,2°)	15,7° (σ = 12,3°)	14,9° (σ = 12,1°)	11,8° (σ = 8,5°)	11,1° (σ = 9,0°)	13,4° (σ = 9,1°)	12,6° (σ = 9,4°)
	Accroupi	17,4° (σ = 16,1°)	16,5° (σ = 16,4°)	34,1° (σ = 27,1°)	35,2° (σ = 28,8°)	21,1° (σ = 13,9°)	21,9° (σ = 15,9°)	22,8° (σ = 16,5°)	23,1° (σ = 17,9°)
Version pelvienne	Debout	10,2° *(σ = 4,8°)*	10,1° *(σ = 5,4°)*	18,3° *(σ = 12,4°)*	16,3° *(σ = 14°)*	14,1° *(σ = 6,7°)*	14,2° *(σ = 7,3°)*	12,9° *(σ = 8,1°)*	12,6° *(σ = 8,3°)*
	Assis	27,9° *(σ = 12,3°)*	28,2° *(σ = 12,4°)*	46,8° *(σ = 13,4°)*	47,6° *(σ = 13,1°)*	39,4° *(σ = 11,8°)*	40,7° *(σ = 12,0°)*	39,3° *(σ = 13,5°)*	40,3° *(σ = 13,6°)*
	Accroupi	19,7° *(σ = 17,2°)*	19,9° *(σ = 17,1°)*	25,4° *(σ =19,1°)*	26,3° *(σ = 18,6°)*	32,7° *(σ = 19,8°)*	34,1° *(σ = 20,4°)*	26,8° *(σ = 17,4°)*	27,6° *(σ = 17,8°)*

(b) Bascule frontale



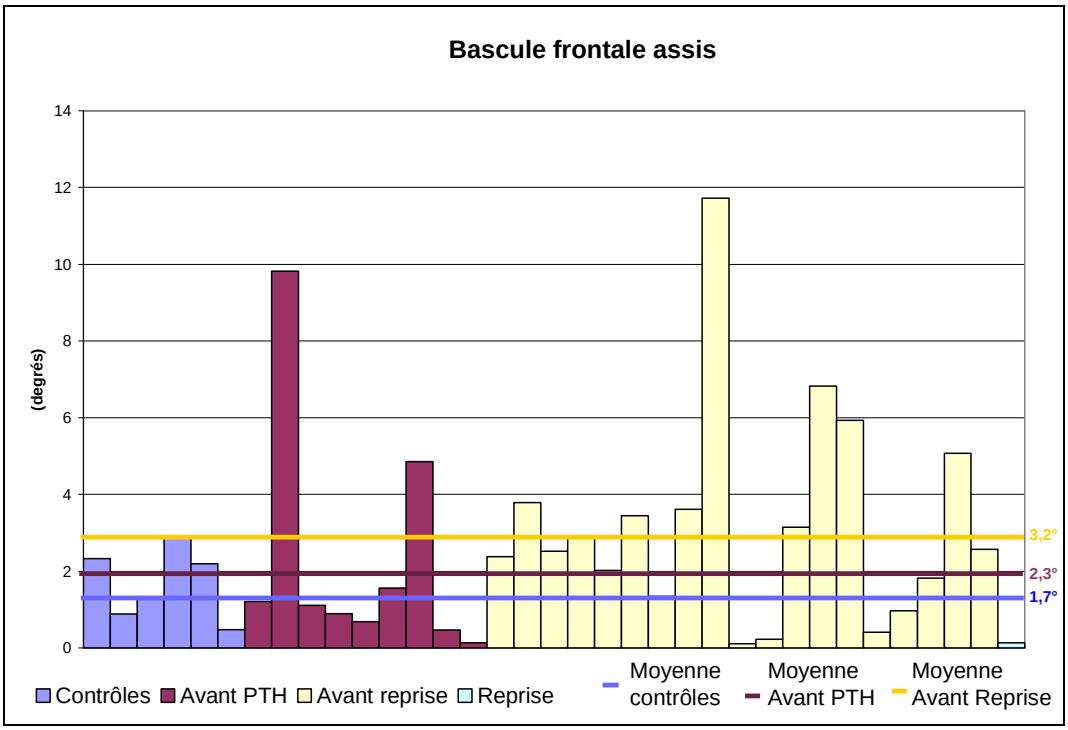
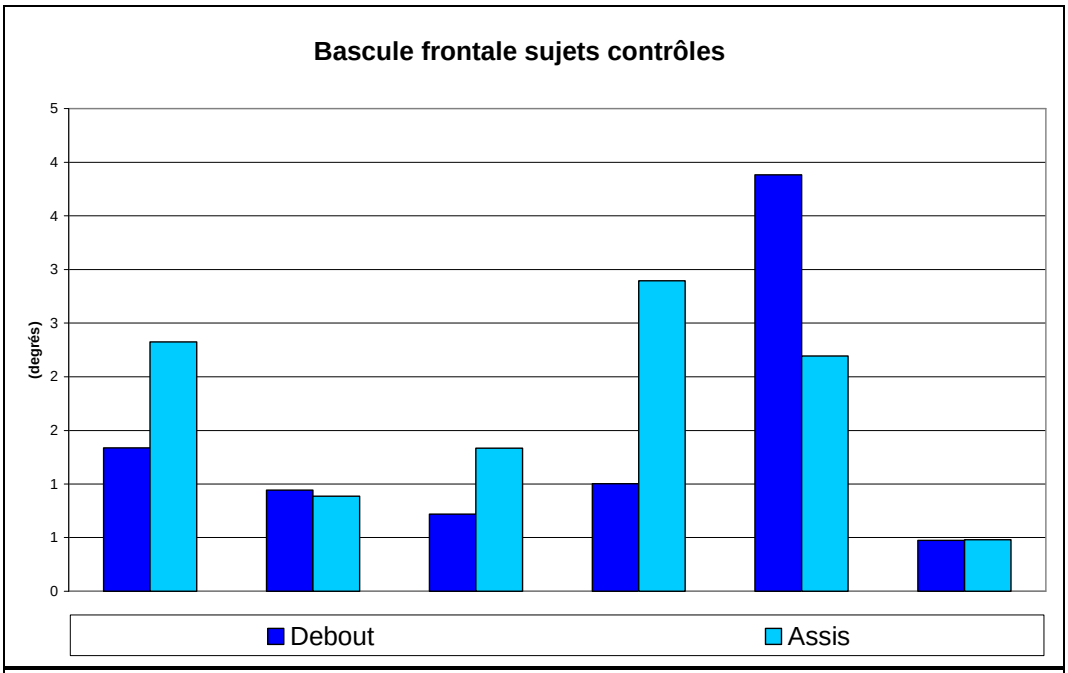
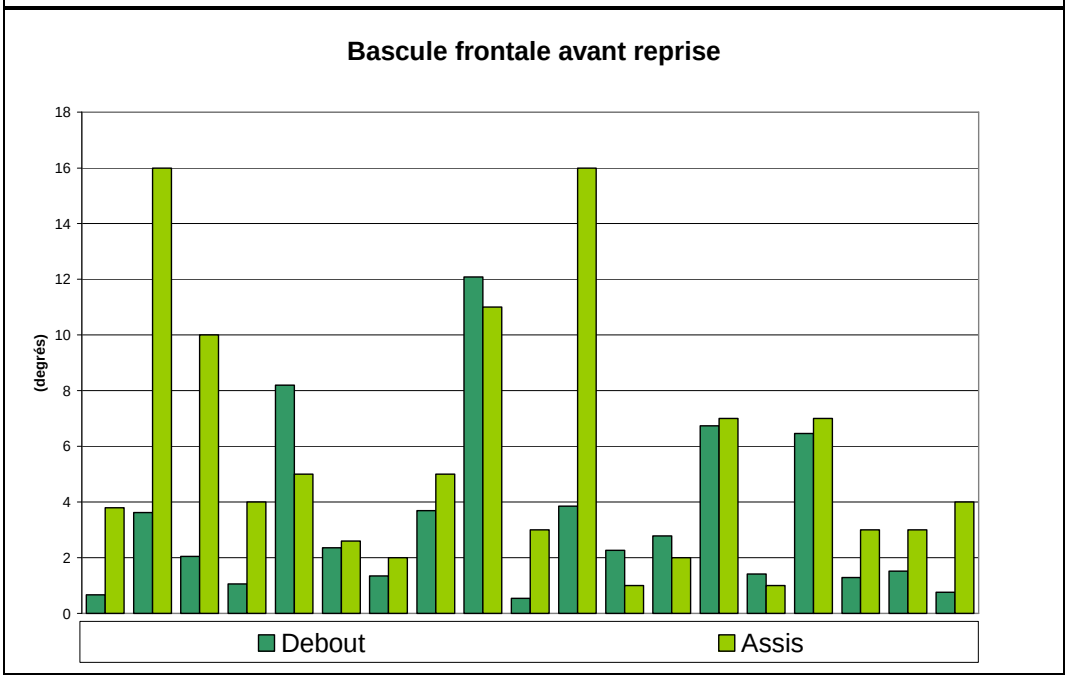


Figure 76 : Mesure de la bascule frontale en position debout et assis

La Figure 76 présente les résultats de la mesure de la bascule frontale en position assise et debout. La bascule frontale (aussi bien debout qu'assis) est globalement plus élevée pour les sujets avant prothèse totale de hanche et avant reprise que pour les sujets contrôles. Cette différence est statistiquement significative entre les sujets contrôles et les sujets avant reprise en position debout ($p=0.03$) mais pas en position assise ($p=0.1$). Nous avons également trouvé une corrélation entre la bascule frontale assis et la bascule frontale debout ($p<0.05$). Comme en témoignent les graphiques suivants (Figure 77), les fortes bascules frontales debout sont souvent associées à de fortes bascules frontales assis.


Bascule frontale sujets contrôles
(degrés)
0
1
1
2
2
3
3
4
4
5
Debout
Assis


Bascule frontale avant reprise
(degrés)
0
2
4
6
8
10
12
14
16
18
Debout
Assis

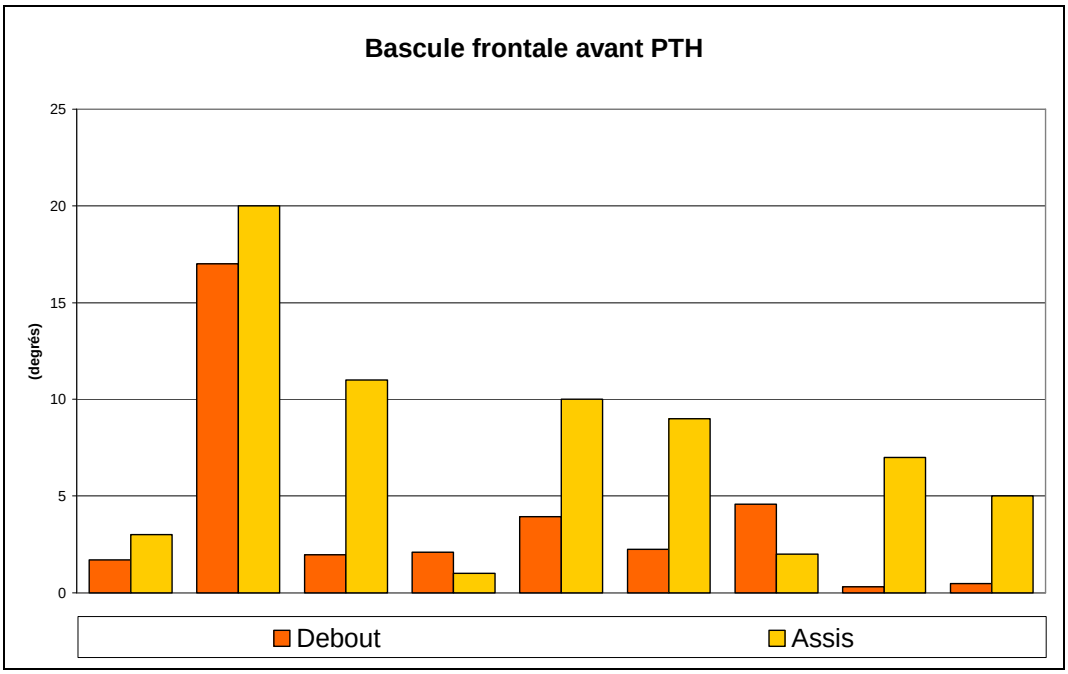


Figure 77 : Comparaison des bascules frontales debout et assis entre les différents groupes de sujets étudiés.

En position debout, la bascule frontale peut refléter une inégalité de longueur des membres inférieurs. En position assise, ce paramètre reflète le fait que le sujet n'est pas assis sur la chaise avec les têtes fémorales à la même hauteur lorsqu'il est en position de confort. Le fait que la bascule frontale en position debout soit corrélée à la bascule frontale en position assise remet en cause pour certains patients l'explication de l'inégalité de longueur. Pour quelques-uns de ces patients à forte bascule frontale debout et assis, nous pouvons étudier l'influence du rachis. En effet, comme présenté Figure 78, c'est une déformation du rachis (une scoliose en l'occurrence) qui entraine la bascule du bassin.

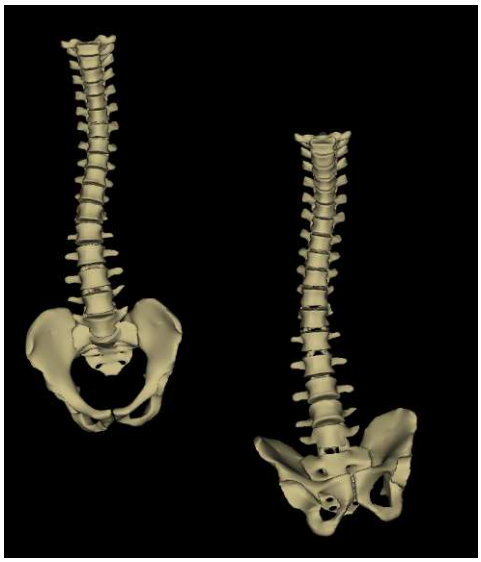
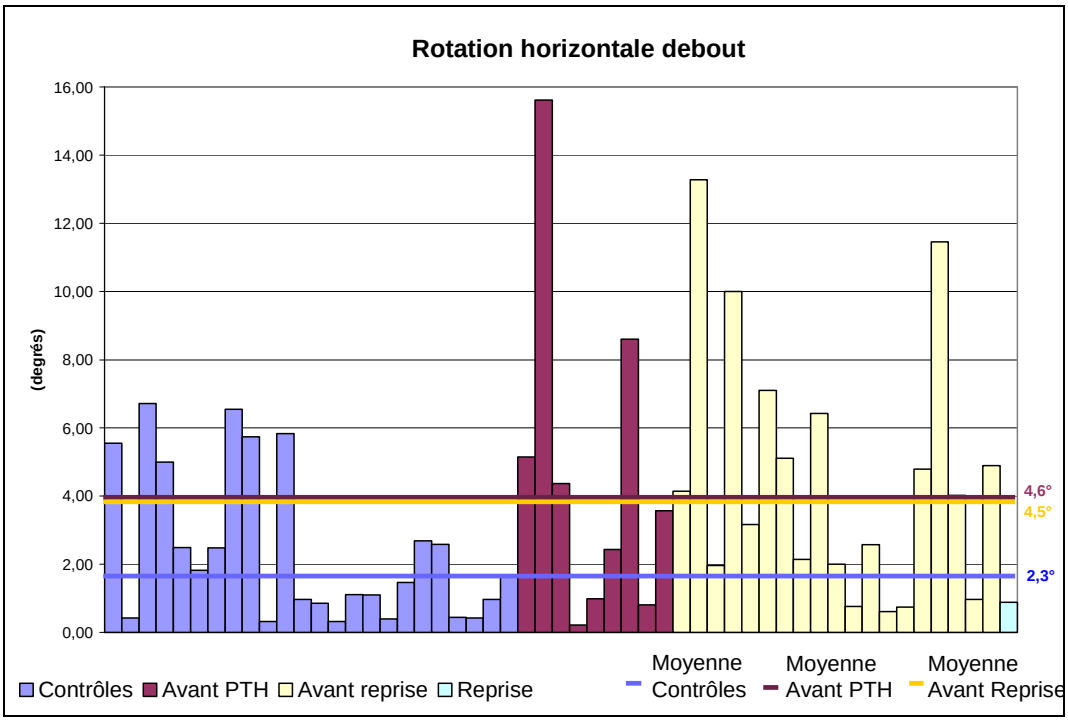


Figure 78 : Reconstruction pour un sujet possédant une bascule frontale en positions debout et assise.

(c) La rotation horizontale.



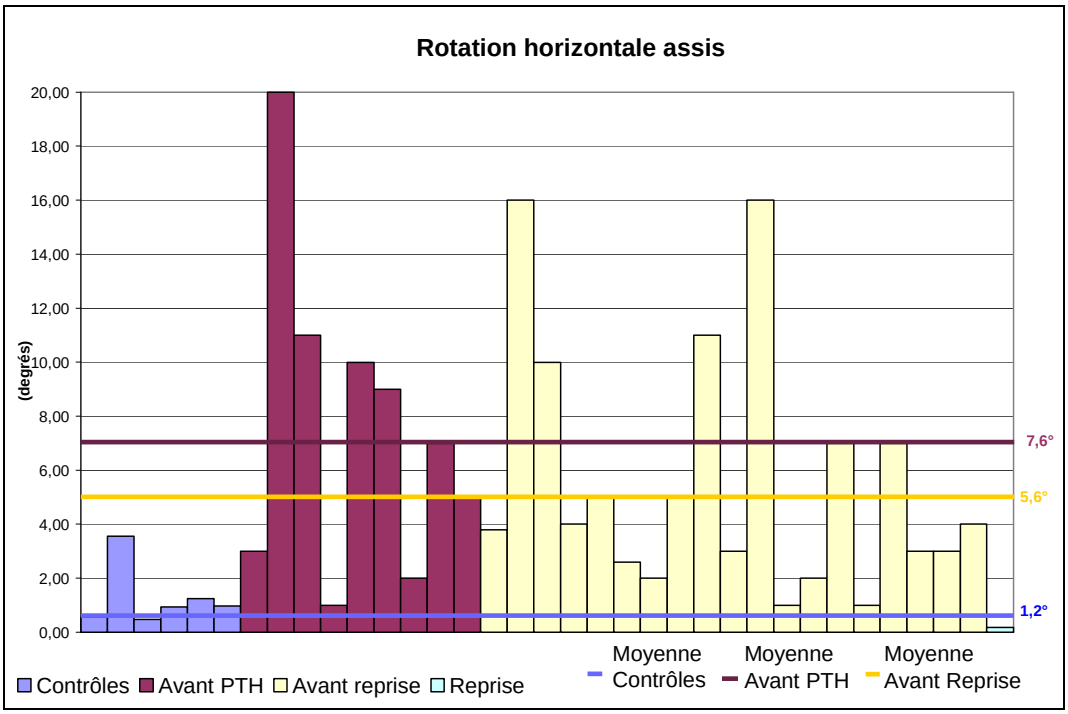
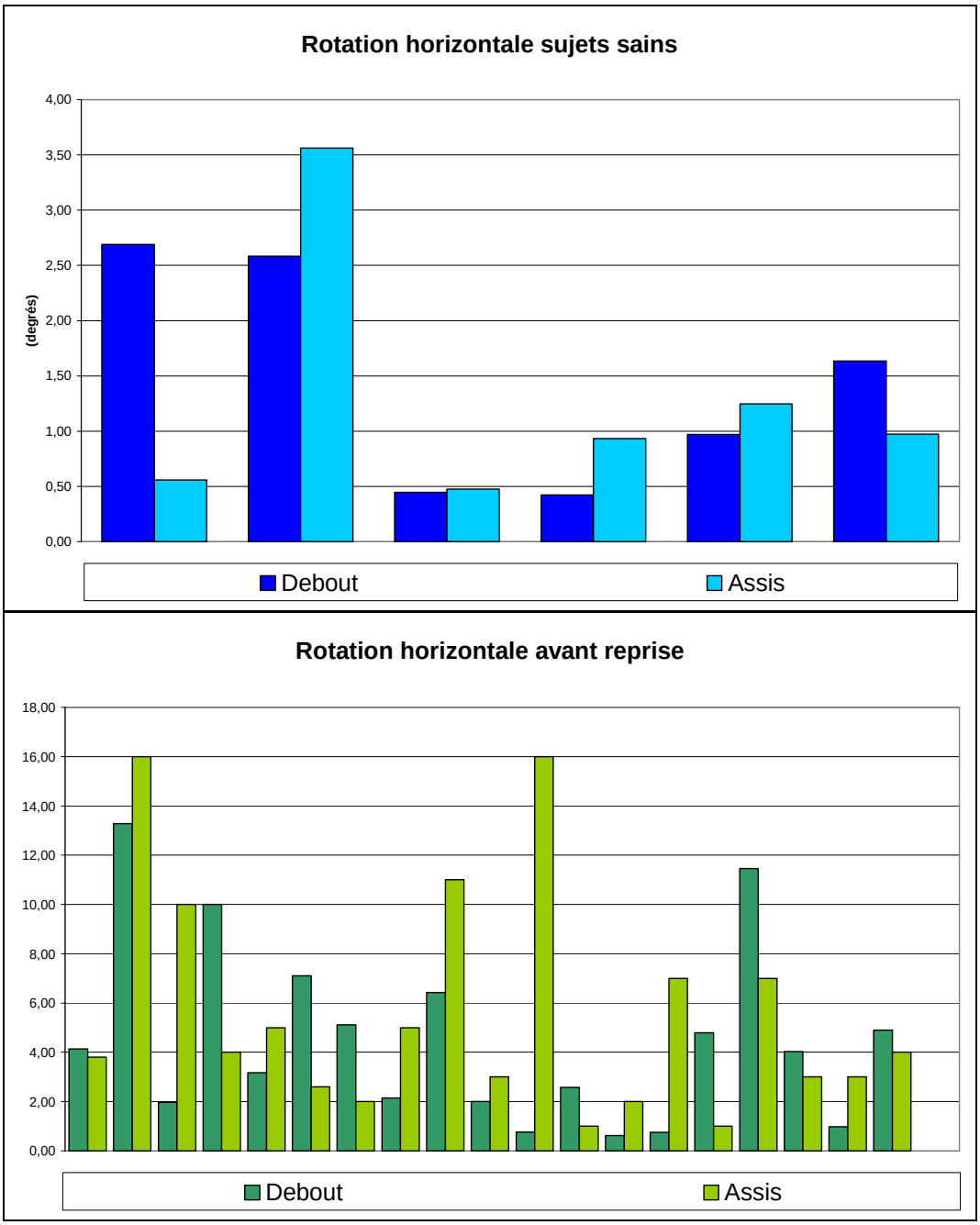


Figure 79 : Mesure de la rotation horizontale en position debout et assis

La Figure 79 donne les résultats pour la mesure de la rotation horizontale en position debout et assise. La Figure 80 montre par groupes de sujets étudiés les relations entre la rotation horizontale debout et assise. Les remarques faites pour la bascule frontale s'appliquent également pour la rotation horizontale.


Rotation horizontale sujets sains
4,00
3,50
3,00
2,50
2,00
1,50
1,00
0,50
0,00
(degrés)
Debout
Assis
Rotation horizontale avant reprise
18,00
16,00
14,00
12,00
10,00
8,00
6,00
4,00
2,00
0,00
Debout
Assis

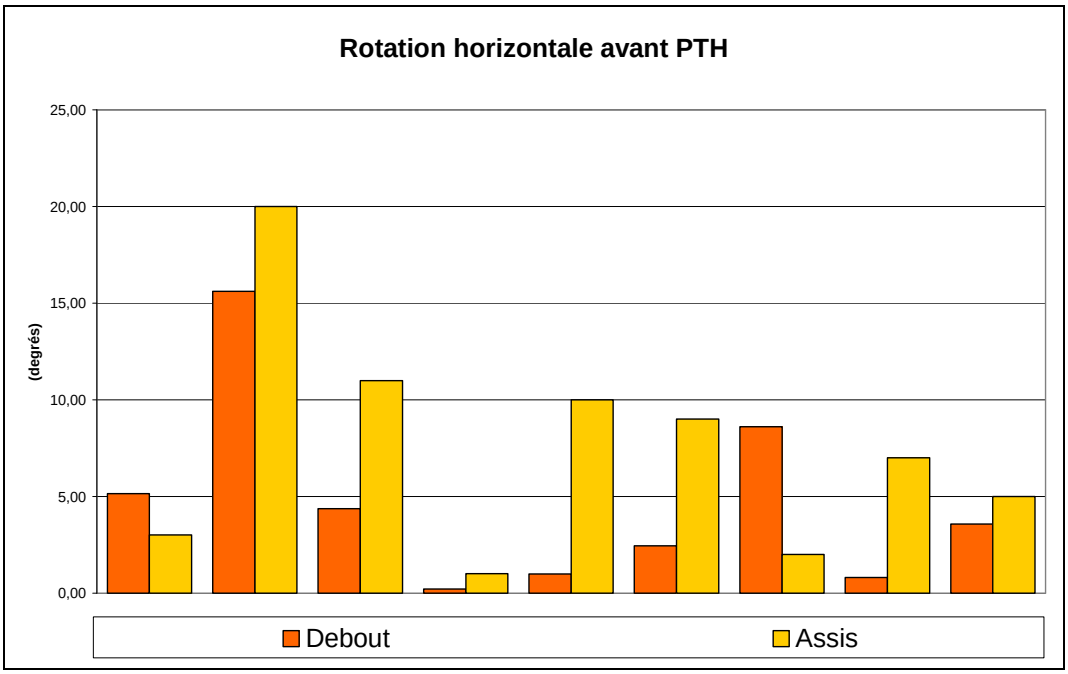


Figure 80 : Comparaison des rotations frontales debout et assis entre les différents groupes de sujets étudiés.

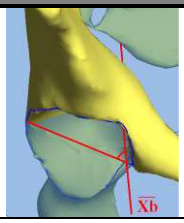
Les patients avant prothèse totale de hanche et avant reprise ont une rotation horizontale du bassin plus élevée que les sujets contrôles. Cette différence est statistiquement significative entre les sujets contrôles et les sujets avant reprise ($p=0.03$ debout et $p=0.01$ assis). La rotation horizontale en position debout est corrélée à la rotation horizontale en position assise ($p<0.05$) (Figure 80).

(2) Paramètres acétabulaires

(a) Antéversion acétabulaire

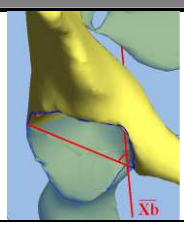
Afin de simplifier la lecture et l'analyse des résultats, nous séparerons les résultats pour les paramètres évalués dans un repère lié au bassin (repère bassin et de Lewinnek) et les repères fonctionnels, dépendant de la position.

Tableau 16 : Evaluation de l'antéversion dans les repères liés au bassin.

	Contrôles (n=24)	Avant prothèse totale de hanche (n=10)	Avant reprise (n=30)	Population totale	Schéma du paramètre
Plan // Plateau sacrum	**40,1°** ***(σ = 8,4°)***	**36,3°** ***(σ = 8,5°)***	**36,3°** ***(σ = 5.6°)***	**38,5°** ***(σ = 8,3°)***	
Plan orthogonal au plan de Lewinnek	**18,4°** ***(σ = 6,3°)***	**22,6°** ***(σ = 12,4°)***	**19,0°** ***(σ = 6,7°)***	**19,3°** ***(σ = 8,1°)***	

Il n'existe pas de différences significatives entre les groupes étudiés. Sur les scanners de 100 bassins contrôles, Stem [Stem et coll. 2006] mesure l'antéversion en se plaçant dans un plan perpendiculaire au plan de Lewinnek et trouve une moyenne de 23°. Maruyama [Maruyama et coll. 2001] effectue une mesure similaire sur 100 bassins cadavériques et relève une moyenne de 19,9°, avec un écart-type de 6,6°. Dans ce même plan d'interprétation, nous calculons une moyenne de 19,3°, avec un écart-type de 8,1°. Nos résultats sont donc proches de ceux obtenus dans la littérature.

Tableau 17 : Mesures des antéversions fonctionnelles.

Antéversion fonctionnelle	Contrôles (n=24/ 6 / 3)	Avant prothèse totale de hanche (n=10/ 10/ 2)	Avant reprise (n=30 / 30 / 7)	Population totale	Schéma du paramètre
Debout	**17,0°** ***(σ = 9,5°)***	**22,0°** ***(σ = 12,1°)***	**16,3°** ***(σ = 6,4°)***	**17,8°** ***(σ = 8,2°)***	
Assis	**29,2°** **(σ = 11,9°)**	**33,2°** ***(σ = 8,0°)***	**32,3°** ***(σ = 7,4°)***	**30,7°** ***(σ = 8,3°)***	
Accroupi	**23,5°** ***(σ = 12,1°)***	**22,9°** ***(σ = 4,2°)***	**32,0°** ***(σ = 13,2°)***	**25,8°** ***(σ = 10,8°)***	

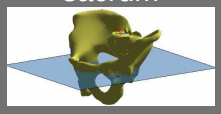
Nous ne trouvons pas de différence significative entre les différents groupes de l'étude. En ce qui concerne la mesure de l'antéversion fonctionnelle, nous pouvons mettre en relation nos valeurs avec celles relevées par Lazennec [Lazennec et coll. 2007] sur 108 hanches saines (méthode radiographie + scanner). Ce dernier trouve en position debout une valeur de 13,2° (σ= 2,4°) et en position assise une valeur de 30,5° (σ=5,7°). Ces données sont comparables à celles que nous avons calculées sur les reconstructions : 17,8° (σ=8,2°) en position debout et 30,5° (σ=8,3°) en position assise. L'antéversion acétabulaire fonctionnelle augmente lorsque la pente sacrée diminue, reflétant ainsi le passage de la position debout à la position assise. C'est le cas pour 50 de nos 52 sujets. Nous notons d'autre part que l'antéversion fonctionnelle

debout et l'antéversion dans le plan orthogonal au plan de Lewinnek sont très proches. Ceci s'explique par le fait qu'en position debout, le plan de Lewinnek est très proche du plan frontal du système de mesure, de part l'orientation pelvienne en position debout. L'écart moyen entre ces deux plans est en effet de 6,7° [Mayr et coll. 2005]. Plus classiquement, l'antéversion est mesurée par scanner, dans un plan perpendiculaire à la table d'examen. Notre protocole ne nous permet pas de simuler ce plan, puisque nous ne connaissons pas l'orientation sagittale du bassin de chaque sujet en position couchée.

(b) Couverture acétabulaire

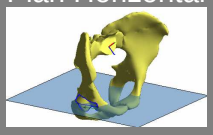
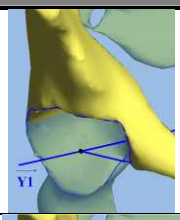
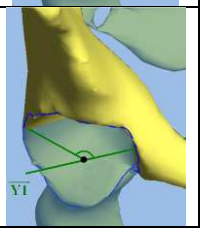
Nous faisons ici également la différence entre les plans d'interprétation liés au bassin (Tableau 18) et les plans d'interprétation fonctionnels.

Tableau 18 : Mesures des couvertures en fonction des plans d'interprétation liés au bassin.

		Contrôles (n=24)	Avant prothèse totale de hanche (n=10)	Avant reprise (n=30)	Population totale
Plan // Plan du sacrum 	**Couverture antérieure**	**30,0°** ***(σ = 14,8°)***	**43,7°** ***(σ = 12,4°)***	**38,5°** ***(σ = 11,4°)***	**34,6°** ***(σ = 14,3°)***
	Couverture postérieure	**107,9°** ***(σ = 14,6°)***	**117,0°** ***(σ = 11,3°)***	**110,4°** ***(σ = 10,0°)***	**110,2°** ***(σ = 14,3°)***
Plan orthogonal au plan de Lewinnek 	**Couverture antérieure**	**55,3°** ***(σ = 20,0°)***	**57,0°** ***(σ = 17,7°)***	**56,9°** ***(σ = 8,8°)***	**56,0°** ***(σ = 19,2°)***
	Couverture postérieure	**89,9°** ***(σ = 14,5°)***	**101,4°** ***(σ = 10,9°)***	**96,5°** ***(σ = 15,0°)***	**93,6°** ***(σ = 20,4°)***

Nous ne montrons pas de différence significative entre les différents groupes. Tallroth [Tallroth et coll. 2006] effectue cette mesure à l'aide d'un scanner sur 70 hanches saines, mais de manière « classique », c'est-à-dire dans un plan perpendiculaire à la table d'examen. Il relève une moyenne de 66° (σ=14°) pour la couverture antérieure et une moyenne de 104° (σ=16°) pour la couverture postérieure. Nous pouvons comparer ceci avec nos valeurs calculées dans le plan orthogonal au plan de Lewinnek, qui s'approche du plan perpendiculaire à la table d'examen (σ=5,6° entre ces plans, [Mayr et coll. 2005]). Nous trouvons dans ce plan une moyenne 56° pour la couverture antérieure et 93,6° pour la couverture postérieure.

Tableau 19 : Mesures des couvertures fonctionnelles

Plan Horizontal 		Contrôles (n=24/ 6 / 3)	Avant prothèse totale de hanche (n=10/ 10/ 2)	Avant reprise (n=30 / 30 / 7)	Population totale	Schéma du paramètre
Couverture antérieure	**Debout**	**53,8°** ***(σ = 15,1°)***	**57,0°** ***(σ = 14,7°)***	**58,0°** ***(σ = 8,1°)***	**55,4°** ***(σ = 13,8°)***	
	Assis	**41,0°** ***(σ = 20,7°)***	**48,3°** ***(σ = 9,7°)***	**37,5°** ***(σ = 14,7°)***	**41,5°** ***(σ = 14,3°)***	
	Accroupi	**47,5°** ***(σ = 34,5°)***	**71,0°** ***(σ = 1,4°)***	**40,3°** ***(σ = 8,4°)***	**46,6°** ***(σ = 17,8°)***	
Couverture postérieure	**Debout**	**88,6°** ***(σ = 14,2°)***	**101,4°** ***(σ = 12,7°)***	**93,8°** ***(σ = 13,8°)***	**92,2°** ***(σ = 14,5°)***	
	Assis	**99,9°** ***(σ = 6,1°)***	**115,1°** ***(σ = 15,2°)***	**104,9°** ***(σ = 10,1°)***	**103,9°** ***(σ = 12,0°)***	
	Accroupi	**95,7°** ***(σ = 41,4°)***	**110,5°** ***(σ = 0,7°)***	**106,3°** ***(σ = 14,0°)***	**103,1°** ***(σ = 11,0°)***	

Nous n'avons pas démontré de différences significatives entre les différents groupes de l'étude pour la mesure de la couverture suivant des plans fonctionnels (Tableau 19). La couverture antérieure diminue entre le passage de la position debout à la position assise. A l'inverse, la couverture postérieure augmente. Ceci reflète la géométrie de l'acétabulum.

(3) Analyse des éléments prothétiques

(a) Antéversion de la cupule

La variabilité de ce paramètre dans le plan orthogonal au plan de Lewinnek est très élevée (variabilité entre 1 et 45°). La valeur moyenne est de 24.9° (ET =14.3°) (figure 68).

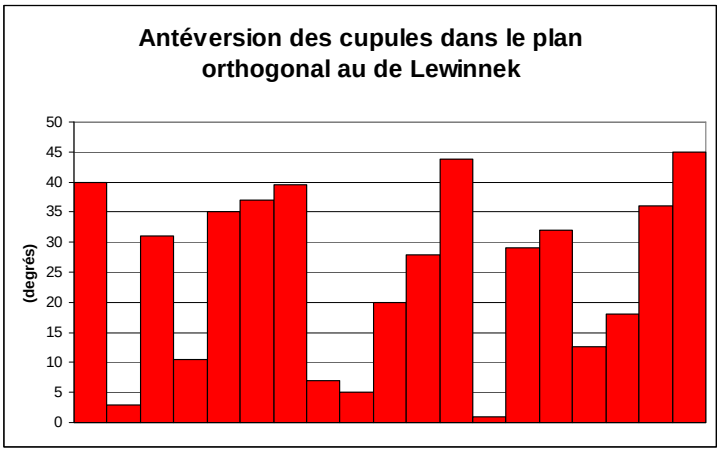


Figure 81 : Mesure de l'antéversion de la cupule pour les patients avec prothèse de hanche dans un plan orthogonal au plan de Lewinnek..

Lewinnek [Lewinnek et coll. 1978] relève 15,6° (σ=8,5°) pour les sujets n'ayant pas subi de luxation et 23,1° (σ=10°) pour les sujets dont les prothèses se sont luxées. Saxler [Saxler et coll. 2004] mesuree une moyenne de 27,3° (σ=15,0°). Masaoka [Masaoka et coll. 2006] mesure 15,5° (σ=11,9°) sur les prothèses n'ayant pas subi de luxation et 12° pour les prothèses luxées. Haaker [Haaker et coll. 2007], enfin, trouve une antéversion de la cupule de 22,2° (σ=1,7°).

On remarque aisément que Lewinnek et Masaoka effectuent des mesures du même ordre de grandeur, mais qui diffèrent de celles de Haaker et de Saxler. Ceci s'explique très certainement par le fait que Lewinnek et Masaoka effectuent des mesures 2D, sur des radiographies de face. Ils se basent sur la forme de l'ellipse représentant le bord de la cupule pour estimer l'antéversion. Les valeurs que nous avons mesurées sur les reconstructions sont en fait plus proches des antéversions mesurées par Haaker et Saxler, mesures effectuées au scanner.

Les résultats pour l'analyse fonctionnelle de l'antéversion de la cupule sont donnés Tableau 20.

Tableau 20 : Antéversion fonctionnelle de la cupule debout, assis et accroupi

Antéversion fonctionnelle de la cupule	
Debout	**25.4°** ***(σ = 12.5°)***
Assis	**43.5°** ***(σ = 9.4°)***
Accroupi	**43.0°** ***(σ = 15.6°)***

L'antéversion fonctionnelle augmente avec la diminution de la pente sacrée et donc le passage de la position debout à la position assise.

(b) Inclinaison de la cupule

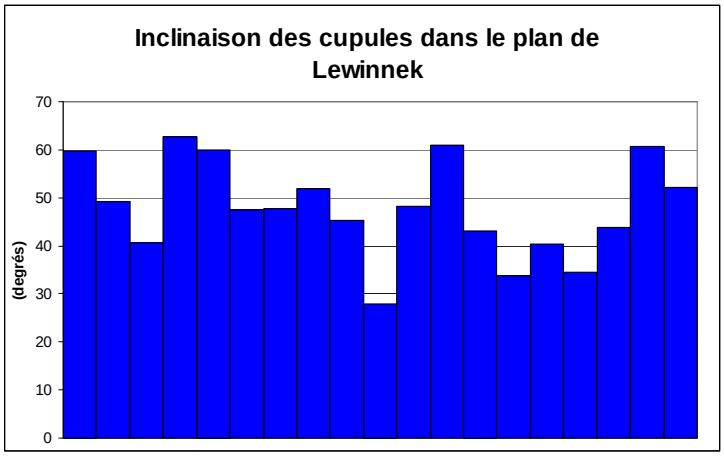


Figure 82 : Mesure de l'inclinaison dans un plan de Lewinnek.

Il y a une grande variabilité interindividuelle, avec des inclinaisons entre 28 et 63°. La moyenne relevée est de 47.9° (σ=10.3°). Lewinnek [Lewinnek et coll. 1978] mesure ce même paramètre sur radiographie. Son étude porte sur 300 sujets avec prothèse totale de hanche. Parmi les prothèses, 3%, c'est-à-dire 9, ont subi une luxation. La moyenne de l'inclinaison est de 44,8° (σ=7,5°) pour les sujets n'ayant pas subi de luxation et de 48° (σ=10°) pour les sujets dont les prothèses se sont luxées. Saxler [Saxler et coll. 2004] utilise la technologie scanner pour mesurer l'inclinaison dans ce même plan, et ce sur 105 patients dont les prothèses n'ont présenté ni luxation, ni instabilité. Il relève une moyenne de 45,8° (σ=10,1°). Se basant sur la même méthode uniquement radiographique que Lewinnek, Masaoka [Masaoka et coll. 2006]

mesure l'inclinaison de la cupule sur 317 prothèses, dont 10 se sont luxées. La valeur obtenue est de 41,5° (σ=8,7°) sur les prothèses n'ayant pas subi de luxation et de 46,8° (σ=6,5°) pour les prothèses luxées. Haaker [Haaker et coll. 2007], enfin, sur un principe de mesure équivalent à celui de Saxler, obtient une inclinaison de 45,7° (σ=9,1°) sur une population représentant 69 prothèses.

Tableau 21 : Inclinaison de la cupule dans les plans fonctionnels.

Inclinaison cupule	Plan anatomo-gravitaire	Plan frontal EOS
Debout	**45.1°** ***(σ = 10.1°)***	**45,2°** ***(σ = 9.9°)***
Assis	**35.5°** ***(σ = 12.4°)***	**34.4°** ***(σ = 11,8°)***
Accroupi	**32.6°** ***(σ = 14.3°)***	**33,2°** ***(σ = 13.6°)***

Le Tableau 21 donne les résultats de mesure de l'inclinaison dans des repères fonctionnels. Il existe une forte variabilité interindividuelle pour la mesure de ce paramètre. L'inclinaison fonctionnelle debout est globalement plus élevée que l'inclinaison fonctionnelle assis.

Nous pouvons représenter l'implantation des cupules de notre groupe dans un graphique. L'inclinaison y étant mesurée dans le plan de Lewinnek, et l'antéversion dans le plan qui lui est orthogonal. Nous y présentons également les résultats évoqués plus haut et trouvés dans la littérature.

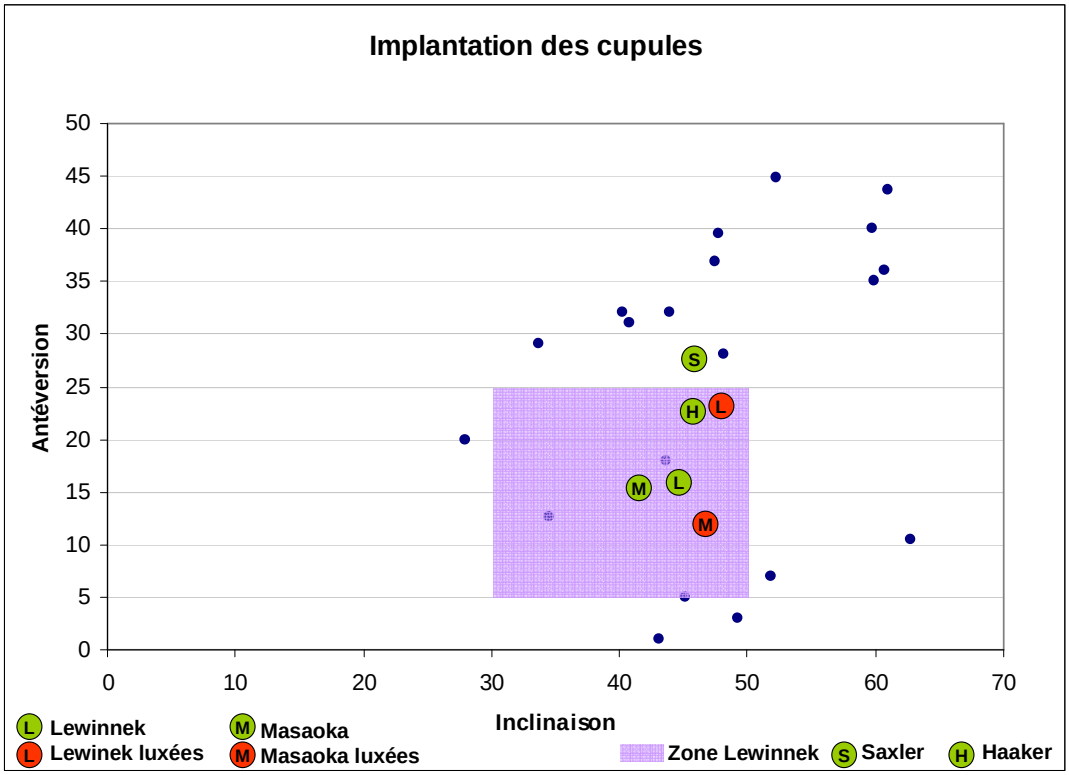


Figure 83 : Implantation des cupules dans un plan Inclinaison / Antéversion.

Nous pouvons constater que peu de cupules sont dans la zone d'implantation de sécurité, dite zone de Lewinnek. Il faut garder à l'esprit que Lewinnek [Lewinnek et coll. 1978], comme Masaoka [Masaoka et coll. 2006], effectue des mesures d'antéversion sur radiographies de face. Haaker [Haaker et coll. 2007] et Saxler [Saxler et coll. 2004] effectuent des mesures d'antéversion scanner et trouvent des moyennes plus élevées mais plus proches des mesures effectuées à l'aide du système EOS®. De plus, sur son échantillon de 105 patients implantés avec bon résultat fonctionnel, Saxler montre que seulement 27 cupules se trouvent dans la zone de sécurité de Lewinnek. Il est également important de remarquer que notre population présente des antéversions de cupules très fortes ou très faibles. Lewinnek, puis Masaoka démontrent qu'une antéversion trop élevée est liée à une luxation antérieure et qu'une antéversion trop faible est liée à une luxation postérieure.

(c) Angle AT

Tableau 22 : Mesure de l'acetabular tilt (Angle AT).

AT (Acetabulat Tilt)	
Debout	**22,6°** ***(σ = 15,4°)***
Assis	**50,6°** ***(σ = 15,4°)***
Accroupi	**54,8°** ***(σ = 14,5°)***

La mesure debout de l'angle AT est plus faible que la mesure assise du fait de la rétroversion du bassin en position debout. Les valeurs en position assis et accroupi sont similaires.

(d) Angle SA

L'angle SA moyen mesuré est de 59,3° (σ=13,8°). La cupule acétabulaire est donc « ouverte vers l'avant ».

3. Conclusion

La mesure des paramètres de la hanche se présente aujourd'hui comme un élément essentiel dans la planification et le suivi des implantations de prothèses totales de hanche. Classiquement, les mesures sont réalisées par l'intermédiaire de radiographies ou par scanner. Nous avons montré que le système EOS® est un outil particulièrement adapté pour calculer des paramètres essentiels de la hanche, et ce dans différentes positions et selon plusieurs plans d'interprétations. De plus, les acquisitions se font en charge et pour une très faible dose d'irradiation pour le patient.

La reproductibilité *in vivo* ainsi que la précision ont été évalué sur les paramètres calculés sur l'acétabulum sain. La reproductibilité, pour les couvertures et l'antéversion, est inférieure à 7°, quelques soient les plans de projections utilisés, ce qui est en accord avec les résultats obtenus lors de l'évaluation de la méthode développée pour le bassin.

De très nombreuses études démontrent d'autre part l'importance d'un bon positionnement de la cupule pour éviter les conflits cinématiques et les luxations. Les calculs que nous avons effectués sur les recalages des implants nous ont démontré une reproductibilité très

encourageante, comparable à celle obtenue sur scanner. Elle est inférieure à 4,4° pour l'antéversion et à 2,7° pour l'inclinaison, quelques soient les plans de projection étudiés. Il serait maintenant intéressant de disposer d'une plus large gamme de modèles d'implants, afin de procéder à des recalages plus précis.

De plus, cette étude a mis en évidence certaines différences statistiquement significatives entre les groupes de notre étude. Nous pouvons ainsi retenir que les bassins du groupe « avant reprise » présentent une bascule frontale et une rotation horizontale significativement plus élevées que celles des sujets sains. D'autres disparités entre les groupes se dessinent, mais il conviendrait d'élargir la population étudiée.

La méthode présentée est un nouveau mode d'accès au positionnement de la cupule. Rapide et peu irradiante, cette méthode permet la mesure selon plusieurs plans d'interprétations et dans diverses positions. L'analyse des patients dans des positions fonctionnelles (debout et assis particulièrement), permet une compréhension plus poussée de l'articulation de la hanche, saine ou prothésée.

Les perspectives offertes sont donc extrêmement intéressantes. En effet, grâce à la collaboration mise en place avec le Professeur Lazennec, de nouveaux sujets effectuent des radiographies EOS®. L'étude sera donc bientôt renforcée par un échantillon de population plus important, mais également plus représentatif puisque des sujets implantés présentant un bon résultat fonctionnel seront bientôt intégrés. Enfin, le suivi des patients ayant eu une reprise serait très intéressant. Une patiente a d'ailleurs effectuée les clichés avant et après la reprise de sa prothèse totale de hanche. La Figure 84 présente les modélisations tridimensionnelles des membres inférieurs effectuées. L'utilisation du système EOS® pour l'analyse de l'articulation de la hanche est donc une alternative particulièrement pertinente au scanner pour cette application.

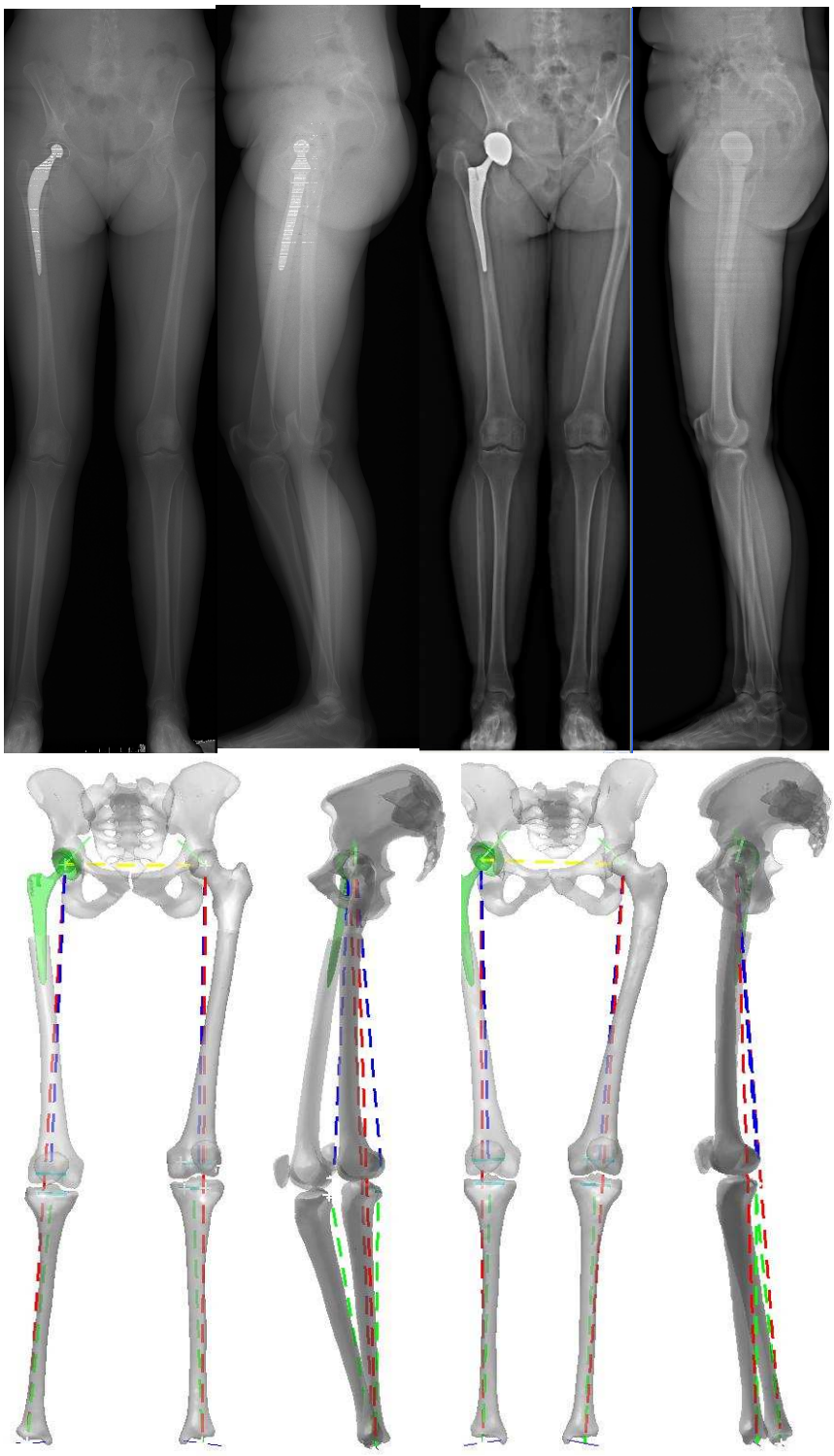


Figure 84 : Radiographie et reconstruction 3D pour une patiente avant et après chirurgie de reprise.

Conclusion et Perspectives

Ce travail de recherche s'inscrit dans la continuité des travaux entrepris en collaboration par le Laboratoire de BioMécanique (LBM, ENSAM-CNRS Paris), le Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO ETS-CRCHUM, Montréal, Québec), l'Hôpital Saint Vincent de Paul et la société Biospace Med, pour la modélisation tridimensionnelle de structure osseuse à partir de l'imageur basse dose EOS®.

Le but de ce travail de thèse était, à moyen terme, la mise en place d'un outil clinique de diagnostic et d'analyse de l'articulation de la hanche. Pour atteindre cet objectif, nous avons du, dans un premier temps, améliorer et valider les algorithmes de reconstruction à partir de vues biplanaires. Une reconstruction tridimensionnelle précise et reproductible du fémur proximal et du bassin est désormais possible *in vivo* grâce à l'introduction d'un modèle paramétré pré-personnalisé. Dans un second temps, une étude d'analyse de l'articulation de la hanche pour des patients nécessitant la pose ou la reprise d'une prothèse totale de hanche.

Une revue bibliographique a permis de clarifier le contexte clinique lié à l'étude de l'articulation de la hanche. Cette étude a mis en avant les limites actuelles des analyses effectuées, notamment la difficulté à mesurer des paramètres fonctionnels en 3D. D'autre part, les méthodes de reconstruction tridimensionnelle de la hanche à partir de la stéréoradiographie n'étaient pas validées *in vivo*.

Dans un premier temps, nous avons donc évalué les méthodes existantes de reconstruction tridimensionnelle du fémur proximal et du bassin pour une utilisation *in vivo*. La reproductibilité inter-opérateurs étant élevée, des nouvelles méthodes de reconstruction ont été mises en place. Celles-ci sont fondées sur l'utilisation d'une base de données de reconstructions tridimensionnelles. Ainsi, les informations non détectables sur les radiographies, du fait de l'atténuation des rayons X, liée aux tissus mous et à la superposition des structures osseuses notamment sur la vue de profil, sont obtenues à l'aide d'informations statistiques. Dans le cas particulier de la reconstruction du fémur proximal, un objet paramétrique pré-personnalisé est calculé et devient l'objet déformé par l'algorithme de reconstruction. Concernant le bassin, un repère bassin est préalablement calculé et permet

l'évaluation de 42 points stéréo-correspondants. Des inférences transversales sont alors utilisées pour améliorer la déformation en temps réel de l'objet par l'opérateur.
Ces algorithmes ont été évalués *in vitro* afin de vérifier qu'aucun biais de mesure n'ait été introduit par rapport aux méthodes précédentes. Puis une validation *in vivo* a été réalisée. Des paramètres morphologiques, positionnels ainsi que la forme des objets reconstruits ont été analysés. La reproductibilité inter-opérateur ainsi obtenue est inférieure à 2,6 mm pour le bassin et à 2,2 mm pour le fémur proximal.

Une fois ces méthodes validées, nous les avons exploitées pour réaliser les reconstructions tridimensionnelles de patients nécessitant la pose ou la reprise d'une prothèse de hanche. Un protocole spécifique de prise de clichés a été réalisé, avec l'aide du Pr. Lazennec. Le but étant de réaliser une analyse fonctionnelle de l'articulation de la hanche, en charge. Les résultats obtenus nous ont permis de comparer trois populations : des sujets sains, des patients avant pose de prothèse et enfin des patients nécessitant une reprise de prothèse, suite par exemple à une luxation. Les paramètres positionnels du bassin ont été démontrés comme statistiquement différents entre les sujets sains et les patients. Il s'agit d'une étude originale, permettant d'analyser la position du bassin, en trois dimensions, pour des patients suivant différentes positions. Ces analyses permettent une visualisation tridimensionnelle de l'articulation de la hanche. Elles permettront très certainement une meilleure compréhension des phénomènes de conflits cinématiques pouvant conduire à des luxations précoces.

Si nos travaux permettent déjà d'apporter une vision nouvelle sur l'analyse tridimensionnelle de l'articulation de la hanche, certaines améliorations doivent encore être apportées afin d'obtenir un outil clinique. Cela passera par l'utilisation de détections automatiques des contours afin de diminuer les temps de reconstructions qui ont été réduits grâce à ce travail, mais qui restent non négligeables (trois minutes pour le fémur proximal et neuf environ pour le bassin). Grâce à une plus grande semi-automatisation, l'utilisation de la modélisation tridimensionnelle pourra alors être envisagée en routine clinique.
Un outil d'analyse pré-opératoire pourrait être réalisé afin de déterminer les paramètres optimaux pour la pose des éléments prothétiques. Il serait envisageable de coupler les modélisations pré-opératoires à des systèmes de navigation per-opératoires afin d'effectuer un positionnement « quantitatif » des pièces prothétiques. Les simulations et calculs effectués avant l'opération serait alors utilisés lors de la pose, en prenant en compte notamment les

postions du bassin en position debout ou assis. Enfin, une analyse post-opératoire pourrait également être effectuée afin de confirmer les critères de pose de la prothèse.

Par ailleurs, les méthodologies mises en place au cours de ces travaux pour les reconstructions du bassin et du fémur proximal ont d'ores et déjà été étendues à la reconstruction semi-automatisée de l'ensemble des membres inférieurs.

Table des figures

FIGURE 1 : REPERES GLOBAUX DU CORPS HUMAIN [DUBOUSSET 1994] 15
FIGURE 2 : BASSIN OSSEUX DE FACE [WEB1 2007] 17
FIGURE 3 : FEMUR PROXIMAL [WEB2 2007] 17
FIGURE 4 : COUPE DE L'ARTICULATION COXO-FEMORALE [CABROL 1990] 18
FIGURE 5 : LES LIGAMENTS ENTOURANT LE FEMUR PROXIMAL (A. VUE ANTERIEURE; B. VUE POSTERIEURE).[CABROL 1990] 19
FIGURE 6 : MUSCLES DU BASSIN ET DES JAMBES [WEB3 2007] 21
FIGURE 7 : MOBILITES DE LA HANCHE [KAPANDJI 2002] 23
FIGURE 8 : MOUVEMENT DE FLEXION DE LA HANCHE (ACTIVE GENOU TENDU, ACTIVE GENOU FLECHI ET PASSIVE) [KAPANDJI 2002] 23
FIGURE 9 : MOUVEMENT D'EXTENSION (ACTIVE GENOU ETENDU ET GENOU FLECHI) [KAPANDJI 2002] 24
FIGURE 10 : MOUVEMENT D'ABDUCTION-ADDUCTION [KAPANDJI 2002] 24
FIGURE 11 : ROTATION MEDIO-LATERALE [KAPANDJI 2002] 25
FIGURE 12 : PARAMETRES POSITIONNELS ET MORPHOLOGIQUES DU BASSIN [LEGAYE ET COLL. 1998] 28
FIGURE 13 : ANGLE VCE DE WIBERG. 30
FIGURE 14 : CLASSIFICATION DE SEVERIN. [SEVERIN 1941] 31
FIGURE 15 : RADIOGRAPHIE D'UN BASSIN DE FACE D'UN ENFANT DE 5 ANS [WEB4 2007] 31
FIGURE 16 : VUE DE DESSUS DE LA POSITION DU PATIENT LORS D'UNE RADIOGRAPHIE EN FAUX PROFIL DE LEQUESNE [LEQUESNE ET COLL. 1961] 32
FIGURE 17 : MESURE DE L'ANGLE VCA SUR UNE RADIOGRAPHIE EN FAUX PROFIL DE LEQUESNE. A REPRESENTE LE POINT LE PLUS ANTERIEUR DU BORD DE L'ACETABULUM [DELAUNAY ET COLL. 1997] 32
FIGURE 18 : ANGLE HTE [DELAUNAY ET COLL. 1997] 33
FIGURE 19 : L'ANGLE CERVICO-DIAPHYSAIRE (CC'D) [LEQUESNE ET COLL. 2004] 34
FIGURE 20 : COXARTHROSE (ARTHROSE DE L'ARTICULATION DE LA HANCHE,[WEB3 2007]) 37
FIGURE 21: PROTHESE DE CHARNLEY DITE LFA CLASSIQUE (LOW FRICTION ARTHROPLASTY, [DELAUNAY 1999]) 38
FIGURE 22 : PROTHESE DE RESURFAÇAGE [WEB5 2007] 39
FIGURE 23 : CALQUES DE PROTHESE DE HANCHE POSITIONNES SUR UNE VUE DE FACE DU BASSIN [CARTIER 2003] 40
FIGURE 24 : INCISION AVANT L'OPERATION DE PROTHESE TOTALE DE HANCHE [SWANSON 2004] 41
FIGURE 25 : FRAISAGE ET MISE EN PLACE DU COMPOSANT ACETABULAIRE [SWANSON 2004] 42
FIGURE 26 : MISE EN PLACE DE LA PIECE FEMORALE [SWANSON 2004] 42
FIGURE 27 : LE CINTRE CERVICO-OBTURATEUR (EN POINTILLES ROUGE) 43
FIGURE 28 : MECANISME D'IMPINGEMENT ENTRAINANT UNE LUXATION (DISLOCATION) DE LA HANCHE [WEB6 2007] 44
FIGURE 29 : ANGLES CALCULES A PARTIR DU SCANNER [JACOBSEN ET COLL. 2005] 49
FIGURE 30 : ORIENTATION DES PLANS DE COUPES SCANNER (C) EN FONCTION DES VALEURS DE PENTE SACREE MESUREE SUR DES RADIOGRAPHIES DE PROFIL (B) EN POSITION DE BOUT ET ASSISE [LAZENNEC ET COLL. 2004] 51
FIGURE 31: KRIGEAGE TEMPS REEL DU BASSIN. LES POINTS JAUNES ET BLEUS SONT DES POINTS DE CONTROLE [BAYLAC 2003; MITTON ET COLL. 2006] 54
FIGURE 32: CONTOURS ET POINT STEREO-CORRESPONDANT IDENTIFIES SUR LES RADIOGRAPHIES FACE ET PROFIL [LE BRAS ET COLL. 2004] 56
FIGURE 33 : PARAMETRES DEFINIS PAR LE BRAS. [LE BRAS ET COLL. 2004] 57
FIGURE 34 : CONTOURS SELECTIONNES SUR LES VUES DE FACE ET DE PROFIL. [MITTON ET COLL. 2006] 58
FIGURE 35 : PARAMETRES 3D MORPHOMETRIQUES CALCULES SUR L'ENSEMBLE DU BASSIN. [MITTON ET COLL. 2006] 59
FIGURE 36 : MODELISATION DE L'ACETABULUM A L'AIDE DE LA STEREORADIOGRAPHIE 60
FIGURE 37 : SCHEMA D'INSTALLATION DU SYSTEME DE STEREORADIOGRAPHIE [SATO ET COLL. 2004] 63
FIGURE 38 : METHODE DE DETERMINATION DES REPERES LIES AUX FEMURS ET TIBIA. [SATO ET COLL. 2004] 64
FIGURE 39 : RECALAGE ET DEFORMATION DU MODELE GENERIQUE SUR LES DEUX VUES STEREORADIOGRAPHIQUES. [SATO ET COLL. 2004] 65
FIGURE 40 : REPRESENTATION QUALITATIVE DES MAXIMA. EN NOIR, VALEURS SUPERIEURES A 7 ET 10 MM POUR, RESPECTIVEMENT LE FEMUR PROXIMAL ET LE BASSIN. 71
FIGURE 41: CONTOURS SELECTIONNES *IN VITRO* (A) ET *IN VIVO* (B). 72
FIGURE 42 : DETERMINATION DE L'ANGLE CERVICO-DIAPHYSAIRE 3D 76
FIGURE 43 : PARAMETRES DEFINIS PAR LE BRAS. [LE BRAS ET COLL. 2004] 77

FIGURE 44 : OBJET PARAMETRIQUE PERSONNALISE 78
FIGURE 45 : MODELE 3D GENERIQUE PRE-PERSONNALISE ET LE MODELE PARAMETRIQUE ASSOCIE 79
FIGURE 46 : ECARTS POINTS/SURFACES POUR L'ETUDE DE REPRODUCTIBILITE INTER-OPERATEUR (LES VALEURS AFFICHEES SONT CELLES DE L'EVALUATION GLOBALE). 83
FIGURE 47: REPARTITION GEOMETRIQUE DE L'INCERTITUDE DE MESURE (DE 0 MM EN BLANC A 2,2 MM EN NOIR) 84
FIGURE 48 : REPRODUCTIBILITE INTER-OPERATEURS POUR LES PARAMETRES (EN BLEU, METHODE ACTUELLE ; EN VIOLET, METHODE PRECEDENTE). 84
FIGURE 49 : RECONSTRUCTION D'UN PATIENT UNE DEFORMATION DU COL FEMORAL ET LA RECONSTRUCTION 3D ASSOCIEE 87
FIGURE 50 : BASSIN, SPHERES ACETABULAIRES ET AXE TRANSVERSE 90
FIGURE 51 : CONTOUR DU PLATEAU SACRE SELECTIONNE SUR LA VUE DE PROFIL (EN ROUGE) 90
FIGURE 52 : LONGUEURS EVALUEES LORS DU CALCUL DU REPERE BASSIN (EN NOIR) 93
FIGURE 53 : DISTANCES CALCULEES SUR LES BASSINS POUR LA MISE EN PLACE DE LA BASE DE DONNEES 94
FIGURE 54 : METHODOLOGIE DE RECONSTRUCTION. COMPARATIF ENTRE L'ETUDE PRECEDENTE [MITTON ET COLL. 2006] (A GAUCHE) ET L'ETUDE ACTUELLE (A DROITE) 96
FIGURE 55 : RETROPROJECTION D'UN MODELE BASSIN OBTENU APRES L'ETAPE 1.1. LES POINTS BLEUS ET JAUNES SONT UTILISES POUR LE KRIGEAGE TEMPS REEL (ETAPE 1.2). 97
FIGURE 56 : EVALUATION DE LA PRECISION *IN VITRO* POUR LA RECONSTRUCTION DU BASSIN. 99
FIGURE 57 : REPARTITION SPATIALE DES ECARTS MAXIMAUX (0 MM EN BLEU A 9,7 MM EN ROUGE). 101
FIGURE 58 : ALIGNEMENT NORMAL DES MEMBRES INFERIEURS; VARUS DES GENOUX; VALGUS DES GENOUX [WEB7 2007] 103
FIGURE 59 : (A) MESURE D'ANTEVERSION CLASSIQUE; 103
FIGURE 60 : EVALUATION DE L'ANTEVERSION DES ACETABULUMS POUR DES COUPES SCANNER ORIENTEES. 103
FIGURE 61 : MESURE EFFECTUEE A L'AIDE DU SCANNER DES LONGUEURS DU TIBIA, DU FEMUR ET DES MEMBRES INFERIEURS (IMAGE D'UN PATIENT AYANT PARTICIPE AU PROTOCOLE). 103
FIGURE 62 : SUJET EN POSITION DEBOUT 103
FIGURE 63 : SCHEMA ET IMAGES REPRESENTANT LA POSITION ASSISE 103
FIGURE 64 : SCHEMA DE LA POSITION ACCROUPIE. 103
FIGURE 65 : LE PLAN FRONTAL ANATOMO-GRAVITAIRE DU BASSIN 103
FIGURE 66 : LA ROTATION INTERNE/EXTERNE DU BASSIN 103
FIGURE 67 : L'INCLINAISON LATERALE DU BASSIN 103
FIGURE 68 : PLAN PARALLELE AU PLATEAU DU SACRUM 103
FIGURE 69 : PLAN DE LEWINNEK ET PLAN ORTHOGONAL A CELUI-CI. 103
FIGURE 70 : PLAN HORIZONTAL OU PLAN D'ANALYSE FONCTIONNEL 103
FIGURE 71 : MESURE DE L'ANTEVERSION ACETABULAIRE (A), DE LA COUVERTURE POSTERIEURE (B), DE LA COUVERTURE ANTERIEURE (C) 103
FIGURE 72 : MODELES CAO REALISES POUR LA CUPULE *«CONCEPT DELTA GR 47»* ET LES PROTHESES *« GLOBAL 12 » ET « FTP 2 »* 103
FIGURE 73 : RECONSTRUCTION 3D AVEC LES ELEMENTS PROTHETIQUES RECALES SUR LA POSITION DEBOUT ET POUR LA CUPULE ACETABULAIRE POUR LES TROIS POSITIONS ETUDIEES. 103
FIGURE 74 : ANGLE SA ET AT EVALUES SUR UNE VUE DE PROFIL STRICT [LAZENNEC ET COLL. 2004] 103
FIGURE 75 : RETROPROJECTION DES MODELES SCANNER (CONTOURS EN VERT) SUR LES RADIOGRAPHIES EOS® (EN ROUGES LES AXES DES DIAPHYSES) 103
FIGURE 76 : MESURE DE LA BASCULE FRONTALE EN POSITION DEBOUT ET ASSIS 103
FIGURE 77 : COMPARAISON DES BASCULES FRONTALES DEBOUT ET ASSIS ENTRE LES DIFFERENTS GROUPES DE SUJETS ETUDIES. 103
FIGURE 78 : RECONSTRUCTION POUR UN SUJET POSSEDANT UNE BASCULE FRONTALE EN POSITIONS DEBOUT ET ASSISE. 103
FIGURE 79 : MESURE DE LA ROTATION HORIZONTALE EN POSITION DEBOUT ET ASSIS 103
FIGURE 80 : COMPARAISON DES ROTATIONS FRONTALES DEBOUT ET ASSIS ENTRE LES DIFFERENTS GROUPES DE SUJETS ETUDIES. 103
FIGURE 81 : MESURE DE L'ANTEVERSION DE LA CUPULE POUR LES PATIENTS AVEC PROTHESE DE HANCHE DANS UN PLAN ORTHOGONAL AU PLAN DE LEWINNEK.. 103
FIGURE 82 : MESURE DE L'INCLINAISON DANS UN PLAN DE LEWINNEK 103
FIGURE 83 : IMPLANTATION DES CUPULES DANS UN PLAN INCLINAISON / ANTEVERSION. 103
FIGURE 84 : RADIOGRAPHIE ET RECONSTRUCTION 3D POUR UNE PATIENTE AVANT ET APRES CHIRURGIE DE REPRISE. 103
FIGURE 85 : ARBRE DECISIONNEL, CHOIX DU TEST STATISTIQUE A EFFECTUER EN FONCTION DES DONNEES D'ENTREE. [NODE-LANGLOIS 2003] 103
FIGURE 86 : HISTOGRAMME ET LOI NORMALE 103

FIGURE 87 : INCERTITUDE DE MESURE ILLUSTREE A L'AIDE D'UNE CIBLE ET DE FLECHES. 103
FIGURE 88 : OUTILS DE COMPARAISON ENTRE DE OBJETS. COMPARAISON QUALITATIVE PAR SUPERPOSITION DES DEUX OBJETS (MAUVE : REFERENCE, JAUNE : RECONSTRUCTION), B) CARTOGRAPHIE DES ERREURS DE RECONSTRUCTION SUR L'OBJET RECONSTRUIT (DU BLEU AU ROUGE : 0 MM A ERREUR MAXIMALE), C) VISUALISATION DES DISTANCES POINT/SURFACE (BLEU : ERREUR < 1 MM, VERT : ERREUR < 3 MM), D) GRAPHE DE REPARTITION DES ERREURS AVEC AFFICHAGE QUANTITATIF DE LA MOYENNE, DU RMS ET DU MAXIMUM. [LAPORTE 2002] 103
FIGURE 89 : VUE DE FACE ET DE PROFIL STRICT D'UN BASSIN FEMININ 103
FIGURE 90 : DIAMETRE PROMONTO-RETRO-PUBIEN (A. RADIOLOGIE CONVENTIONELLE; B. SCANNER) 103
FIGURE 91 : DIAMETRE TRANSVERSE MEDIAN (MESURE RADIOGRAPHIQUE ET SCANNER) 103
FIGURE 92 : DIAMETRE BI SCIATIQUE (MESURE RADIOGRAPHIQUE ET SCANNER) 103

Tables des tableaux

TABLEAU 1 : EXPLICATION DES PARAMETRES MORPHOMETRIQUES DEFINIS SUR LE BASSIN. 59
TABLEAU 2 : LISTES DES SUJETS AYANT PARTICIPE A L'ETUDE..... 70
TABLEAU 3: RESULTATS DE LA REPRODUCTIBILITE INTER OPERATEURS..... 71
TABLEAU 4 : EVALUATION DES CENTRES DES TETES FEMORALES A L'AIDE DE DEUX METHODES. 72
TABLEAU 5 : EVALUATION DES PARAMETRES POSITIONNELS ET MORPHOLOGIQUE DU BASSIN DEFINIS PAR LEGAYE [LEGAYE ET COLL. 1998]..... 73
TABLEAU 6 : ECARTS POINTS/SURFACES POUR L'EVALUATION *IN VITRO*..... 81
TABLEAU 7 : COEFFICIENT DE VARIATION INTER OPERATEURS POUR LA MESURE DES PARAMETRES..... 85
TABLEAU 8 : EVALUATION DES PARAMETRES DU BASSIN – REPRODUCTIBILITE INTER-OPERATEURS (NC: VALEUR NON COMMUNIQUEE)..... 93
TABLEAU 9 : INCERTITUDE DE MESURE POUR L'ORIENTATION DU PLAN MODELISANT LE BORD DE L'ACETABULUM (AB : ANGLE D'ABDUCTION, AN : ANGLE D'ANTEVERSION). 100
TABLEAU 10 : REPRODUCTIBILITE INTER-OPERATEURS POUR LE BASSIN ET LA REGION ACETABULUM (GAUCHE ET DROITE CONFONDUS). 100
TABLEAU 11: ECARTS ABSOLUS ET RELATIFS POUR LA REPRODUCTIBILITE DES PARAMETRES MORPHOLOGIQUES DU BASSIN..... 102
TABLEAU 12 : BILAN DES SUJETS ET DES POSITIONS ETUDIEES 103
TABLEAU 13 : INCERTITUDE DE MESURE POUR LES PARAMETRES ACETABULAIRES EVALUES SUR UN ACETABULUM NATIF..... 103
TABLEAU 14 : REPRODUCTIBILITE INTER-OPERATEUR DE L'ANTEVERSION ET DE L'INCLINAISON DE LA CUPULE ACETABULAIRE..... 103
TABLEAU 15 : MESURE DE LA PENTE SACREE POUR L'ENSEMBLE DE LA POPULATION ETUDIEE..... 103
TABLEAU 16 : EVALUATION DE L'ANTEVERSION DANS LES REPERES LIES AU BASSIN..... 103
TABLEAU 17 : MESURES DES ANTEVERSIONS FONCTIONNELLES. 103
TABLEAU 18 : MESURES DES COUVERTURES EN FONCTION DES PLANS D'INTERPRETATION LIES AU BASSIN. 103
TABLEAU 19 : MESURES DES COUVERTURES FONCTIONNELLES..... 103
TABLEAU 20 : ANTEVERSION FONCTIONNELLE DE LA CUPULE DEBOUT, ASSIS ET ACCROUPI 103
TABLEAU 21 : INCLINAISON DE LA CUPULE DANS LES PLANS FONCTIONNELS. 103
TABLEAU 22 : MESURE DE L'ACETABULAR TILT (ANGLE AT)..... 103

Bibliographie

[Abdel-aziz, Y. and H. Karara 1971]
"Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry." Symposium on close-range photogrammetry.

[Baylac, F. 2003]
Contribution à la semi-automatisation de la reconstruction tridimensionnelle du bassin par stéréoradiographie. LBM. Paris, ENSAM. **PFE**.

[Boulay, C. 1997]
Morphométrie comparative anatomo-radiologique du bassin humain. LBM. Paris, ENSAM. **DEA**.

[Boulay, C., et coll. 2005]
"Anatomical reliability of two fundamental radiological and clinical pelvic parameters: Incidence and thickness." European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology **15**(3): 197.

[Broughton, N. S., et coll. 1989]
"Reliability of radiological measurements in the assessment of the child's hip." J Bone Joint Surg Br **71**(1): 6-8.

[Brown, R. H., et coll. 1976]
"Spinal analysis using a three-dimensional radiographic technique." J Biomech **9**(6): 355-65.

[Cabrol, C. 1990]
Anatomie de l'appareil locomoteur. Paris, Flammarion.

[Cartier, J. L. 2003]
"La cupule à double mobilité: Principes defonctionnement. Spécificités opératoires." Maîtrise Orthopédique **121**.

[Champain, S., et coll. 2006]
"Validation of new clinical quantitative analysis software applicable in spine orthopaedic studies." Eur Spine J **15**(6): 982-91.

[Chao, E. Y. and K. Rim 1973]
"Application of optimization principles in determining the applied moments in human leg joints during gait." J Biomech **6**(5): 497-510.

[Chevalier, J. M. 2000]
Anatomie de l'appareil locomoteur. Paris, Flammarion.

[Dansereau, J. and I. A. Stokes 1988]

"Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage." J Biomech **21**(11): 893-901.

[De Momi, E. Year]
3D shape iterative reconstruction method based on statistical models. 6th Annual Meeting of CAOS-International Proceedings, Montréal, Canada.

[Delaunay, C. 1999]
"Prothèse totale de Charnley: où en est aujourd'hui le "gold standart" de l'arthroplastie primaire de hanche?" Maîtrise Orthopédique.

[Delaunay, C. 2001]
"Les luxations precoces de prothèses totales de hanche. Quoi de neuf depuis dix ans?" Maîtrise Orthopédique.

[Delaunay, S., et coll. 1997]
"Radiographic measurements of dysplastic adult hips." Skeletal Radiol **26**(2): 75-81.

[Dennis, D. A. 1997]
"Dealing with dislocation." 13th Annual Current Concepts in joint replacement proceedings.

[Dong, X., et coll. 2006]
"Fully automatic estimation of geometrical parameters of proximal femur from calibrated X-ray images through particle filtering." Proceedings of the 6th annaul meeting of CAOS-International.

[Dubousset, J. 1994]
The Pediatric Spine: principles and practice. New York, SL Wenstein, Editor.

[Dubousset, J., et coll. 1991]
The Textbook of Spinal Surgery: Cotrel-Dubousset instrumentation for paralytic neuromuscular deformities with emphasis on pelvic obliquity. Philadelphia, Lippincott-Raven.

[Dubousset, J., et coll. 2005]
"[A new 2D and 3D imaging approach to musculoskeletal physiology and pathology with low-dose radiation and the standing position: the EOS system]." Bull Acad Natl Med **189**(2): 287-97; discussion 297-300.

[Dumas, R., et coll. 2003]
"Explicit calibration method and specific device designed for stereoradiography." J Biomech **36**(6): 827-34.

[Fleute, M., et coll. 1999]
"Incorporating a statistically based shape model into a system for computer-assisted anterior cruciate ligament surgery." Med Image Anal **3**(3): 209-22.

[Haaker, R. G., et coll. 2007]

"Comparison of conventional versus computer-navigated acetabular component insertion." J Arthroplasty **22**(2): 151-9.

[Humbert, L., et coll. 2007]
"3D Evaluation of the acetabular coverage assessed by biplanar X-rays or single anteroposterior X-ray compared with CT-scan." CMBBE **in Press**.

[Humbert, L., et coll. 2007]
"3D reconstruction of the spine from biplanar X-rays using longitudinal and transversal inferences." Computer-Assisted Radiology and Surgery **2**(1 SUPPL.).

[Jacobsen, S., et coll. 2005]
"Degeneration in dysplastic hips. A computer tomography study." Skeletal Radiol **34**(12): 778-84.

[Jacobsen, S., et coll. 2004]
"Pelvic orientation and assessment of hip dysplasia in adults." Acta Orthop Scand **75**(6): 721-9.

[Kalifa, G., et coll. 1998]
"Evaluation of a new low-dose digital x-ray device: first dosimetric and clinical results in children." Pediatr Radiol **28**(7): 557-61.

[Kapandji, A. I. 2002]
Physiologie articulaire du membre inférieur. Paris, Maloine.

[Kitajima, M., et coll. 2006]
"A simple method to determine the pelvic inclination angle based on anteroposterior radiographs." J Orthop Sci **11**(4): 342-6.

[Laporte, S. 2002]
Reconstruction 3D du squelette humain pour la biomécanique par radiographie biplane à dose minimale d'irradiation. LBM. Paris, ENSAM.

[Laporte, S., et coll. 2003]
"A biplanar reconstruction method based on 2D and 3D contours: application to the distal femur." Comput Methods Biomech Biomed Engin **6**(1): 1-6.

[Lavaste, F., et coll. 1992]
"Three-dimensional geometrical and mechanical modelling of the lumbar spine." J Biomech **25**(10): 1153-64.

[Lazennec, J. Y., et coll. 2004]
"Hip-spine relationship: a radio-anatomical study for optimization in acetabular cup positioning." Surg Radiol Anat **26**(2): 136-44.

[Lazennec, J. Y., et coll. 2007]
"Hip spine relationships: Application to total hip arthroplasty." HIP International **17**(SUPPL. 5).

[Le Bras, A., et coll. 2004]
"3D reconstruction of the proximal femur with low-dose digital stereoradiography." Comput Aided Surg **9**(3): 51-7.

[Legaye, J., et coll. 1998]
"Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves." Eur Spine J **7**(2): 99-103.

[Lequesne, M. and S. De Se?ze 1961]
"Le faux profil du bassin. Nouvelle incidence radiographique pour l'e?tude de la hanche. Son utilite? dans les dysplasies et les differentes coxopathies." Rev Rhum Mal Osteoartic **28**: 643.

[Lequesne, M., et coll. 2004]
"The normal hip joint space: variations in width, shape, and architecture on 223 pelvic radiographs." Ann Rheum Dis **63**(9): 1145-51.

[Lewinnek, G. E., et coll. 1978]
"Dislocations after total hip-replacement arthroplasties." J Bone Joint Surg Am **60**(2): 217-20.

[Maruyama, M., et coll. 2001]
"The Frank Stinchfield Award: Morphologic features of the acetabulum and femur: anteversion angle and implant positioning." Clin Orthop Relat Res(393): 52-65.

[Masaoka, T., et coll. 2006]
"Study of hip joint dislocation after total hip arthroplasty." Int Orthop **30**(1): 26-30.

[Mayr, E., et coll. 2005]
"The frontal pelvic plane provides a valid reference system for implantation of the acetabular cup: spatial orientation of the pelvis in different positions." Acta Orthop **76**(6): 848-53.

[Messmer, P., et coll. 2001]
"Volumetric model determination of the tibia based on 2D radiographs using a 2D/3D database." Comput Aided Surg **6**(4): 183-94.

[Milcan, A., et coll. 2004]
"The anterior center edge angle: a study of 102 volunteers." Joint Bone Spine **71**(3): 221-3.

[Mitton, D., et coll. 2006]
"3D reconstruction of the pelvis from bi-planar radiography." Comput Methods Biomech Biomed Engin **9**(1): 1-5.

[Mitton, D., et coll. 2007]
Head to feet 3D reconstruction from biplanar X-rays in standing position. Bioengineering modelling and computer simulation. Y. G. a. M. C. CIMNE. Barcelona, Spain**:** 57 - 71.

[Mitton, D., et coll. 2000]
"3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes." Med Biol Eng Comput **38**(2): 133-9.

[Mitulescu, A. 2001]
Contribution à la reconstruction tridimensionnelle du rachis et du bassin à partir de la stéréoradiographie conventionnelle et basse dose (CHARPAK). LBM. Paris, ENSAM.

[Mitulescu, A., et coll. 2002]
"3D reconstruction of the pelvis using the NSCP technique." Stud Health Technol Inform **88**: 177-81.

[Morrey, B. F. 1997]
"Difficult complications after hip joint replacement. Dislocation." Clin Orthop Relat Res(344): 179-87.

[Nakamura, S., et coll. 2000]
"Evaluation of acetabular dysplasia using a top view of the hip on three-dimensional CT." J Orthop Sci **5**(6): 533-9.

[Nelitz, M., et coll. 1999]
"Reliability of radiological measurements in the assessment of hip dysplasia in adults." Br J Radiol **72**(856): 331-4.

[Node-Langlois, L. 2003]
Analyses tridimensionnelles des déviations angulaires des axes du membre inférieur, en pré per et postopératoire. LBM. Paris, ENSAM.

[Ogata, S., et coll. 1990]
"Acetabular cover in congenital dislocation of the hip." J Bone Joint Surg Br **72**(2): 190-6.

[Omeroglu, H., et coll. 2002]
"Measurement of center-edge angle in developmental dysplasia of the hip: a comparison of two methods in patients under 20 years of age." Skeletal Radiol **31**(1): 25-9.

[Pearcy, M. J. 1985]
"Stereo radiography of lumbar spine motion." Acta Orthop Scand Suppl **212**: 1-45.

[Pierchon, F., et coll. 1994]
"Causes of dislocation of total hip arthroplasty. CT study of component alignment." J Bone Joint Surg Br **76**(1): 45-8.

[Pomero, V., et coll. 2004]
"Fast accurate stereoradiographic 3D-reconstruction of the spine using a combined geometric and statistic model." Clin Biomech (Bristol, Avon) **19**(3): 240-7.

[Pomero, V. and W. Skalli 2004]

Radiographic imaging method for three-dimensional reconstruction, device and computer software for carrying out said method. France. **EP1634246**.

[Pouletaut, P., et coll. 2005]
"Automated analysis of MR image of hip: geometrical evaluation of the Legg-Calve-Perthes disease." Med Eng Phys **27**(5): 415-24.

[Sato, T., et coll. 2004]
"Three-dimensional lower extremity alignment assessment system: application to evaluation of component position after total knee arthroplasty." J Arthroplasty **19**(5): 620-8.

[Saxler, G., et coll. 2004]
"The accuracy of free-hand cup positioning--a CT based measurement of cup placement in 105 total hip arthroplasties." Int Orthop **28**(4): 198-201.

[Schaal, J., et coll. 1998]
Mécanique et Technique Obstétricale, SAURAMPS Médical.

[Selvik, G. 1989]
"Roentgen stereophotogrammetry. A method for the study of the kinematics of the skeletal system." Acta Orthop Scand Suppl **232**: 1-51.

[Severin, E. 1941]
"Contribution to the knowledge of congenital dislocation of the hip joint." Acta Chir Scand **84**(SUPPL. 63): 1.

[Skalli, W., et coll. 2003]
Stereoradiography device and method for the use thereof. France, ENSAM CNRS. **US 7241045 B2**.

[Stem, E. S., et coll. 2006]
"Computed tomography analysis of acetabular anteversion and abduction." Skeletal Radiol **35**(6): 385-9.

[Stokes, I. A., et coll. 1981]
"1980 Volvo award in clinical sciences. Assessment of patients with low-back pain by biplanar radiographic measurement of intervertebral motion." Spine **6**(3): 233-40.

[Suh, C. H. 1974]
"The fundamentals of computer aided X-ray analysis of the spine." J Biomech **7**(2): 161-9.

[Swanson, T. V. 2004]
"Intérêt dans la PTH d'une voie d'abord postérieure unique et courte avec la tige sans ciment SL-Plus." Maîtrise Orthopédique **141**.

[Tallroth, K. and J. Lepisto 2006]
"Computed tomography measurement of acetabular dimensions: normal values for correction of dysplasia." Acta Orthop **77**(4): 598-602.

[Trochu, F. 1993]
"A contouring program based on dual kriging interpolation." Eng. Comput. **9**: 160-177.

[Véron, S. 1997]
Modélisation géométrique et mécanique tridimensionelle par éléments finis du rachis cervical supérieur. LBM. Paris, ENSAM.

[Web1 2007], à partir de fr.wikipedia.org/wiki/Sacrum.

[Web2 2007], à partir de http://www.brazoria-county.com/sheriff/id/skeletal/lower-limb-bones/left_femur_proximal.htm.

[Web3 2007], à partir de http://www.virtualpediatrichospital.org/.

[Web4 2007], à partir de www.med.univ-rennes1.fr/.

[Web5 2007], à partir de www.duval.bz.

[Web6 2007], à partir de www.totaljoints.info/.

[Web7 2007], à partir de http://www.zimmer.co.nz/.

[Wiberg, G. 1939]
"Studies on dysplastic acetabula and congenital subluxation of the hip joint. With special reference to the complication of osteoarthritis." Acta Chir Scand **83**(SUPPL. 58): 1.

Publications & communications

Publications à revues internationales avec comité de lecture

'3D Evaluation of the acetabular coverage assessed by biplanar X-rays or single anteroposterior X-ray compared with CT-scan'
L. Humbert, H. Carlioz, A. Baudoin, W. Skalli, D. Mitton
Accepté dans Computer Method in Biomechanics and Biomedical Engineering CMBBE

Communications à congrès scientifiques internationaux avec comité de lecture et actes

'A new method for the evaluation of total hip arthroplasty based on bi-planar low dose X-rays'
A. Baudoin, JY Lazennec, Y Catonne, M Gorin, J Dubousset, D. Mitton, W. Skalli
*20th annual congress of the International Society for Technology in Arthroplasty (**ISTA**), October 2007, Paris(France)*

'The EOS 2D-3D X-ray scanner : a new technology to assess the tridimensional position of THA cups'
JY Lazennec, A. Baudoin, D. Mitton, W. Skalli, A Rangel, Y Catonne
*20th annual congress of the International Society for Technology in Arthroplasty (**ISTA**), October 2007, Paris(France)*

'The EOS™ low irradiation 2D-3D x-ray scanner - a new technology to assess the real tridimensionnal position of T.H.P. implants'
JY Lazennec, A. Baudoin, W. Skalli, D. Mitton, A. Rangel, Y Catonne
*15th Triennial congress of Asia Pacific Orthopaedic Association (**APOA**), September 2007, Seoul(Korea)*

'Parametric subject-specific model for *in vivo* 3D reconstruction using bi-planar X-rays: Application to the upper femoral extremity'
A. Baudoin, W. Skalli, D. Mitton
*21st congress of the International Society of Biomechanics (**ISB**), July 2007, Taipei(Taïwan)*

'Parametric subject-specific model for *in vivo* 3D reconstruction using bi-planar X-rays: Application to the upper femoral extremity'
A. Baudoin, W. Skalli, D. Mitton
*21st congress of Computer Assisted Radiology and Surgery (**CARS**), June 2007, Berlin(Germany)*

'An accurate pelvis axis sytem using a low dose X-ray device'
A. Baudoin, W. Skalli, D. Mitton
*6th annual meeting of Computer Assisted Orthopaedic Surgery (**CAOS**), June 2006, Montréal (Canada)*

Annexe 1 : Méthodes de comparaison des reconstructions

Dans un souci de compréhension des mesures et validations effectuées dans la suite de ce mémoire et dans la littérature, nous détaillerons dans ce chapitre les méthodes communément utilisés pour évaluer les méthodes de reconstructions.

A. Tests de comparaison d'échantillons appariés

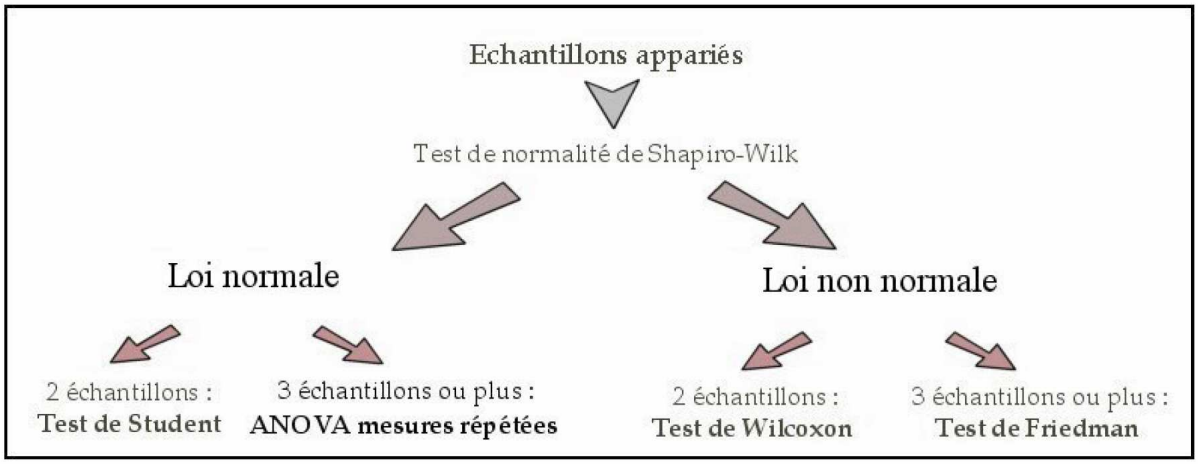


Figure 85 : Arbre décisionnel, choix du test statistique à effectuer en fonction des données d'entrée. [Node-Langlois 2003]

L'objectif des tests de comparaison d'échantillons appariés est de déterminer s'il existe une différence significative entre ces échantillons. Ainsi, pour n radiographies, pour lesquelles p opérateurs reconstruisent une structure osseuse, n*p reconstructions sont disponibles. Il faut vérifier que les n reconstructions de l'opérateur 1 sont significativement différent ou non de ceux de l'opérateur 2 (dans le cas simple où p=2). Si ce test s'avère positif, c'est-à-dire que les échantillons appartiennent à la même population, alors on peut étudier la population dans son ensemble, plutôt que chacun des échantillons indépendamment les uns des autres.

Après avoir vérifié que les données sont distribuées selon une loi normale, nous pourrons calculer une moyenne (μ) et un écart-type (σ) comme données explicatives de cette loi de probabilité. Suivant cette loi, l'intervalle $\pm 1{,}96\sigma$ renferme 95% des valeurs. C'est ce seuil de 95% que nous garderons comme seuil limite explicatif et nous assimilerons l'intervalle à $\mu \pm 2\sigma$.

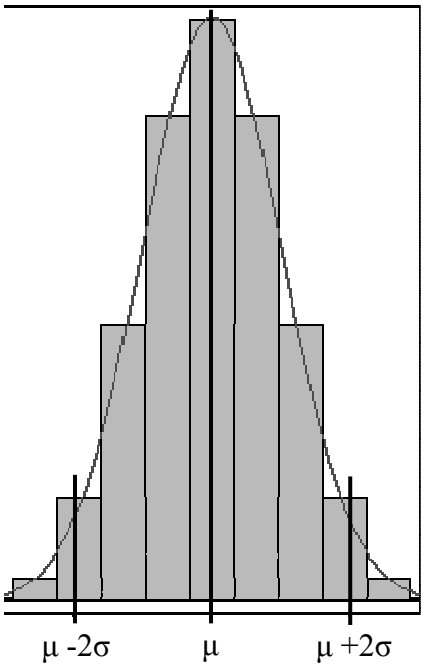


Figure 86 : Histogramme et loi normale.

B. Incertitude de mesure

Afin de faciliter la compréhension des méthodes de comparaison utilisées au cours de ce travail, nous présenterons succinctement leur principe dans ce chapitre. Suivant l'application *in vitro* ou *in vivo*, les méthodes utilisées ne sont pas complètement identiques. Le but étant de caractériser l'incertitude de mesure. Celle-ci peut être soit systématique, soit aléatoire. La Figure 87 représente de manière imagée cette répartition des erreurs.

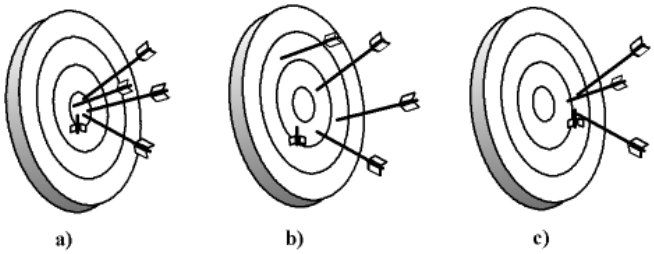


Figure 87 : Incertitude de mesure illustrée à l'aide d'une cible et de flèches.

- Figure 87a) : l'erreur systématique est faible, les flèches sont plantées au centre de la cible. De même pour l'erreur aléatoire moyenne, représentée par la dispersion des flèches, elle est faible car ces dernières sont dans une même zone.

- Figure 87b) : l'erreur aléatoire moyenne est cette fois élevée alors que l'erreur systématique est faible. En effet, la flèche ayant comme position la position moyenne de toutes les flèches, se situerait proche du centre.
- Figure 87c) : l'erreur systématique est faible, toutes les flèches sont regroupées autour d'une même position. Mais cette position est éloignée du centre de la cible ce qui correspond à une erreur aléatoire non négligeable.

Ainsi, pour un ensemble de distances signées, la moyenne des écarts représente l'erreur systématique. La répartition de l'erreur aléatoire, c'est-à-dire son « étendue », est caractérisée par la valeur de plus ou moins deux écarts-types. La moyenne des valeurs absolues de ces distances représente la valeur moyenne de l'erreur aléatoire.

C. Comparaison in vitro

Les études *in vitro* permettent de réaliser des comparaisons sur la forme des objets reconstruits. Afin d'effectuer cette comparaison, il faut un objet reconstruit et un objet de référence. L'objet de référence couramment utilisé est une reconstruction scanner, effectuée à partir de coupes les plus fines possibles. Dans le cas des objets de référence bassin et fémur proximal, il s'agit de coupes millimétriques jointives. Ces objets sont reconstruits manuellement, coupe par coupe, à l'aide de logiciel de segmentation tel Slice-O-matic® (TomoVision). Les objets ainsi obtenus sont des objets au format vrml, constitués de nœuds et de polygones. Les objets reconstruits à partir de la stéréoradiographie sont des objets de même format. Les comparaisons entre les deux objets sont réalisées à l'aide d'un programme spécifique, développé sous Matlab® (Mathworks).

La Figure 88 présente un exemple pour une vertèbre isolée. Dans un premier temps, les objets reconstruits et de référence sont recalés l'un par rapport à l'autre à l'aide d'un algorithme moindres carrés (Figure 88a). En effet, les deux objets ne sont pas dans le même repère, du fait de la position différente entre l'acquisition scanner et stéréoradiographique. Une fois ce recalage effectué, les points de l'objet reconstruit sont projetés sur la surface de l'objet de référence. Ainsi, un ensemble de distances point/surface est obtenu pour chaque objet reconstruit (Figure 88c). La moyenne et l'écart-type de ces distances signées sont calculés. La moyenne ainsi calculée permet de déterminer s'il existe une erreur systématique de

reconstruction. De plus, à partir des distances absolues, la moyenne de ces distances absolues représentant l'erreur moyenne aléatoire, le « root mean square » et le maximum sont évalués. Il est également possible de régionaliser l'objet reconstruit et ainsi obtenir des résultats de comparaison par régions anatomiques.

Si l'erreur systématique est nulle, il reste à quantifier l'erreur aléatoire qui correspond à l'incertitude de mesure lié à l'outil et à la méthode de reconstruction. Cette erreur est déterminée à l'aide d'une étude de reproductibilité intra et inter opérateur, *in vivo*.

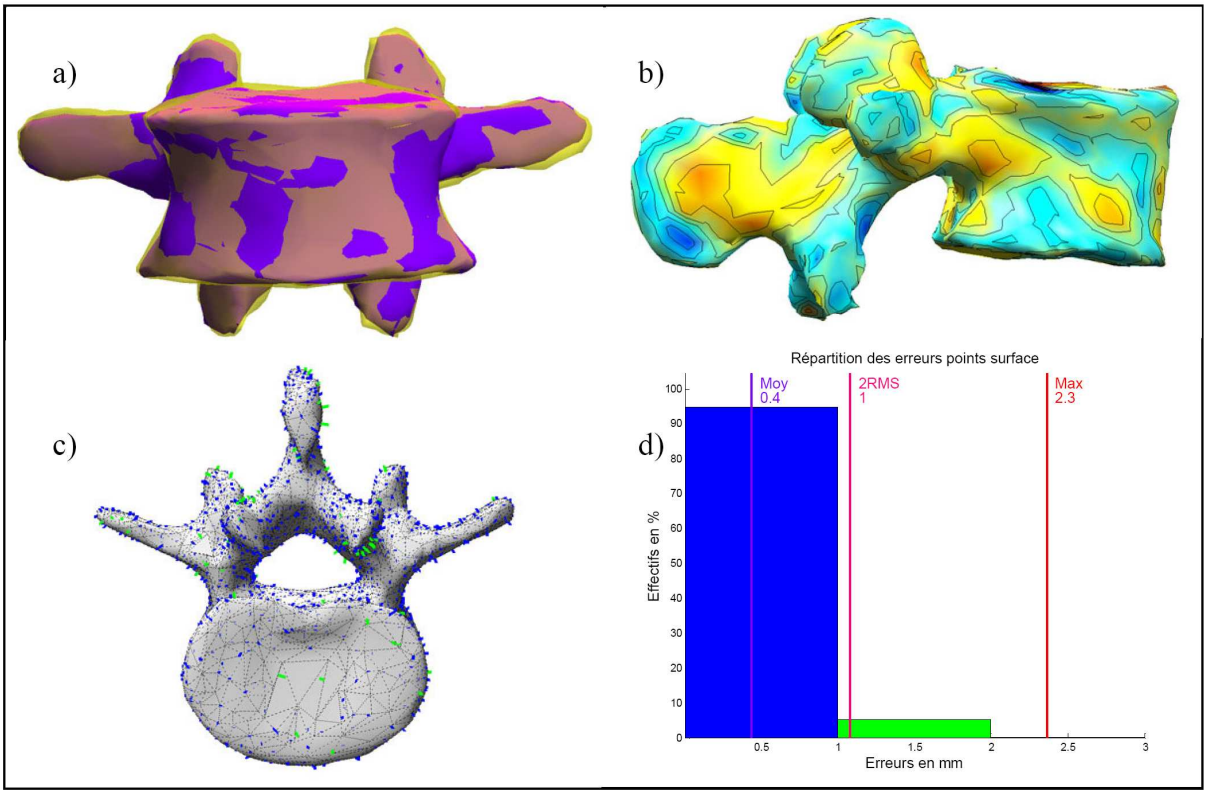


Figure 88 : Outils de comparaison entre de objets. Comparaison qualitative par superposition des deux objets (mauve : référence, jaune : reconstruction), b) cartographie des erreurs de reconstruction sur l'objet reconstruit (du bleu au rouge : 0 mm à erreur maximale), c) visualisation des distances point/surface (bleu : erreur < 1 mm, vert : erreur < 3 mm), d) graphe de répartition des erreurs avec affichage quantitatif de la moyenne, du RMS et du maximum. [Laporte 2002]

D. Comparaison in vivo

Une fois les comparaisons *in vitro* effectuées, une étude *in vivo* doit être menée afin de valider les algorithmes de reconstruction pour des patients. La particularité des études *in vivo* provient de l'absence d'objet de référence. En effet, de part la dose délivrée, il est impensable de réaliser des scanners avec des coupes millimétriques au niveau du bassin et des fémurs

proximaux. Dès lors, si l'absence d'erreur systématique est avérée, un objet de référence peut être construit à partir des diverses reconstructions réalisées. La méthode précédemment décrite pour la validation *in vitro* est alors utilisée afin de quantifier l'erreur aléatoire et donc l'incertitude de mesure liée aux méthodes de reconstruction.

Annexe 2 : La pelvimétrie obstétrique

Le but de la pelvimétrie obstétrique est d'appréhender les dimensions du bassin osseux. Ainsi, le gynécologue-obstétricien peut se prononcer lors de présomption d'un accouchement à risque. Dans le cadre de notre étude, la mesure de ces paramètres sera effectuée pour valider la morphométrie des bassins reconstruits.

La pelvimétrie obstétrique [Schaal et coll. 1998] est réalisé soit à l'aide de radiographies conventionnels de face et de profil strict, soit à l'aide d'un examen scanner. Pour ce dernier, des vues radiographiques identiques à celles de la radiographie conventionnelle sont utilisées. L'apport du scanner se fait par l'utilisation de coupes selon un plan transverse et par une mesure plus précise des paramètres.

Le cliché de face permet d'obtenir vue panoramique du bassin osseux et étudier la forme du détroit supérieur. Le cliché de profil du bassin permet d'explorer la cavité pelvienne (excavation pelvienne) : la symphyse, sa forme, sa position et son angulation puis les distances qui la séparent de la paroi postérieure du pelvis et enfin la forme et la courbure de cette paroi postérieure peuvent être analysées (Figure 89).

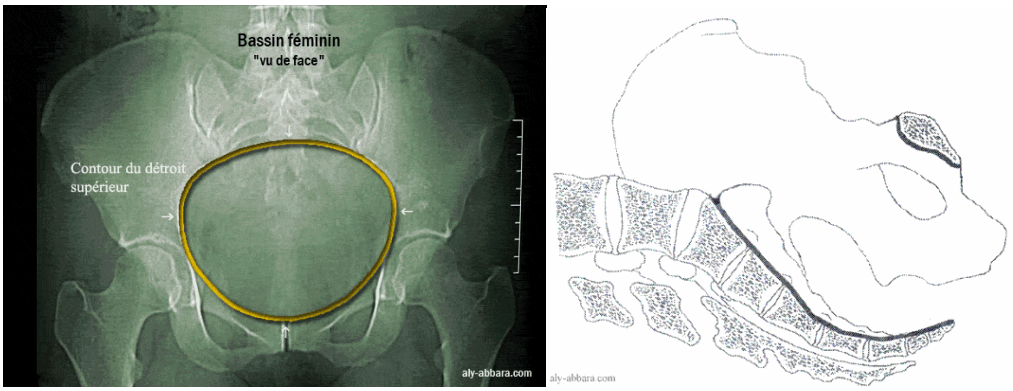


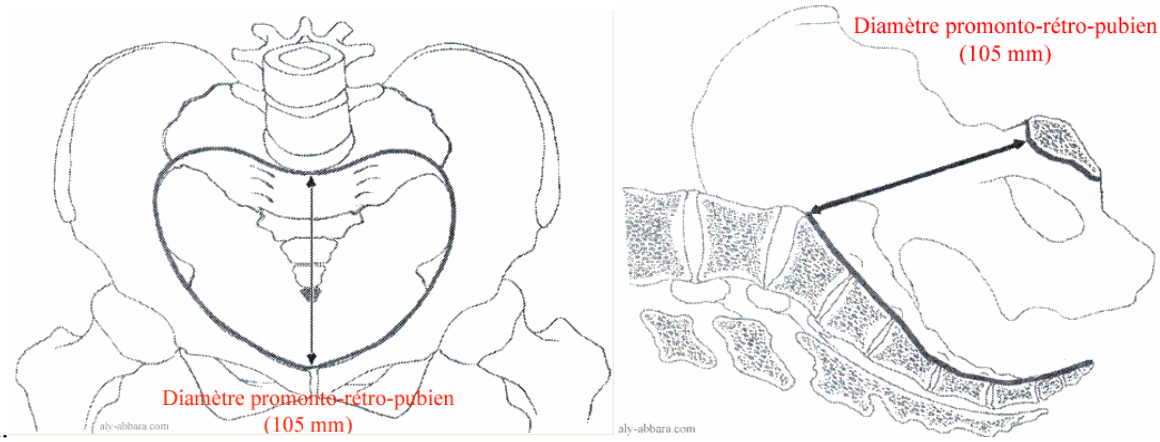
Figure 89 : Vue de face et de profil strict d'un bassin féminin

Dans cette partie, nous ne décrirons que les principaux paramètres, calculés à l'aide de ces deux modalités.

A. Le diamètre promonto-rétro-pubien (PRP)

Habituellement, le radiologue mesure, sur la vue de profil, le diamètre promonto-rétro-pubien (PRP) (ou le diamètre conjugué vrai ; le diamètre sagittal utile de Pinard ; Figure 90) ; il est mesuré du promontoire au point le plus éminent de la face postérieure du pubis (culmen rétro-pubien). La valeur normale de ce diamètre est d'au moins 105 mm.

A.



B.

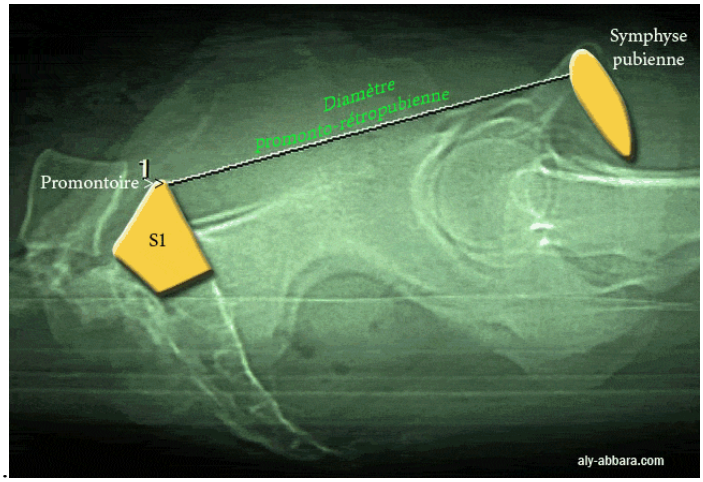


Figure 90 : Diamètre promonto-rétro-pubien (A. Radiologie conventionelle; B. Scanner)

B. Le diamètre transverse médian (TM)

Le cliché de profil permet de mesurer le diamètre transverse médian (TM) (ou diamètre transverse utile du détroit supérieur, Figure 91) qui correspond au diamètre mesuré à mi-distance entre le promontoire et le bord supérieur du pubis. La valeur normale moyenne de ce diamètre est égale à 125 mm

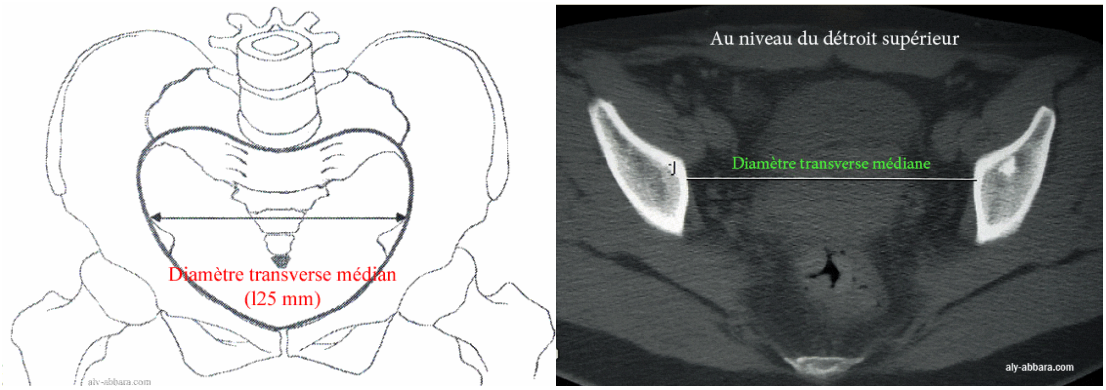


Figure 91 : Diamètre transverse médian (mesure radiographique et scanner).

C. Le Diamètre Bi Sciatique

Il s'agit de la distance séparant les deux épines sciatiques (ou diamètre Bi épineux, Figure 92). La valeur moyenne de ce diamètre est égale à environ 100 mm.

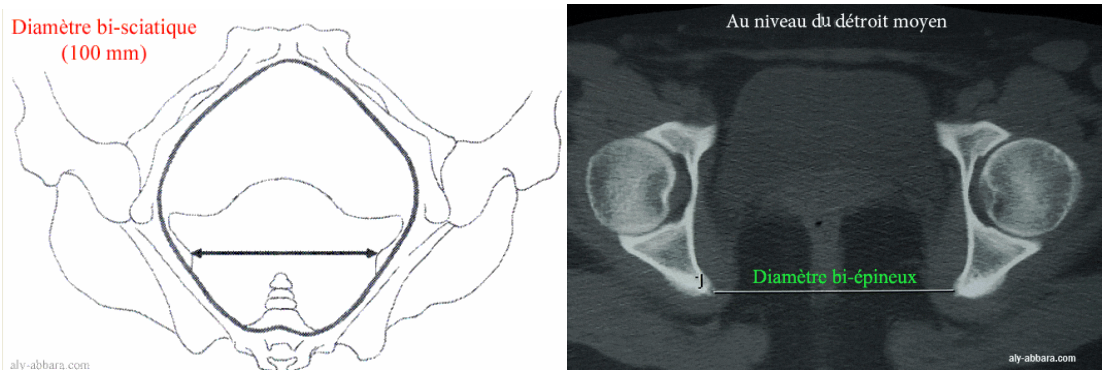


Figure 92 : Diamètre Bi Sciatique (mesure radiographique et scanner)

Annexe 3 : Tableaux bibliographiques : Paramètres radiographiques acétabulaire (Variabilité interindividuelle et Reproductibilité, puis variabilité interindividuelle seule)

Paramètre	Auteurs	Modalité	Population étudiée					Variabilité inter individuelle				Reproductibilité						
												Méthode			Résultats			
			Nbre et sexe	Type hanches	Moy.	2ET	Etendue		Moy.	2ET	Etendue	Nb Op.	Mesure / Op.		Moy.	2ET	Etendue	ICC
VCE	Omeroglu[Omeroglu et coll. 2002]	Radio Face	27 ♂ 6 ♀	51 traitées, 15 saines	9,5 ans	-	3 – 20 ans	♂ et ♀	28,2°	7,2°	7 – 53°	4	2	Intra	3,1°	3,0°	0 – 17°	-
														Inter	4,0°	3,6°	0 – 26°	
	Nelitz [Nelitz et coll. 1999]	Radio Face	100	100 dysplasies	24,6 ans	-	16 – 32 ans	♀ et ♂	23,5°	15,6°	0 – 44°	2	2	Intra	-	11,8°	-	0,88 – 0,92
												3	1	Inter	-	13,9°	-	0,85 – 0,88
	Broughton[Broughton et coll. 1989]	Radio Face	170	-	-	-	> 5 ans	♀ et ♂	-	-	0 – 42°	1	2	Intra	-	9,3°	-	-
												2	1	Inter	-	9,1°	-	-
	Jacobsen[Jacobsen et coll. 2005]	Vue frontale CT scan	51 ♂ 142 ♀	198 dysplasiques, 78 saines	35,5 ans	-	15 – 61 ans	Dysplasiques	6,5°	21,2°	-34 - 20°	1	2	Intra	-	-	-	0,85
								Saines	32,1°	10,2°	23 – 43°							
	Pouletaut[Pouletaut et coll. 2005]	Vue frontale IRM	46 ♂	23 saines, 23 pathologiques	5 ans et 2 mois	-	4 – 7 ans	Saines	19,2°	10,4°	-	3	1	Inter	-	-	-	0,828
								Pathologiques	13,8°	11,2°	-							
VCA	Milcan[Milcan et coll. 2004]	Radio Faux Profil Lequesne	23 ♂ 79 ♀	saines	48,1 ans	14,5 ans	18 – 76 ans	♀ et ♂	49,7°	15,4°	24,7 - 68,7°	2	2	Intra Gauche				0,97
														Intra Droite				0,98
								♂	48,8°	14,8°	-			Inter				0,97
								♀	50,6°	17,4°	-							

Paramètre	Auteurs	Modalité	Population étudiée					Variabilité inter individuelle				Reproductibilité						
												Méthode			Résultats			
			Nbre et sexe	Type hanches	Moy.	2ET	Etendue		Moy.	2ET	Etendue	Nb Op.	Mesure / Op.		Moy.	2ET	Etendue	ICC
HTE	Nelitz [Nelitz et coll. 1999]	Radio face	100	100 dysplasies	24,6 ans	-	16 – 32 ans	♀ et ♂	10,8°	15,2°	-7 – 32°	2	2	Intra	-	0,1°	-	0,86 – 0,89
												3	1	Inter	-	11,6°	-	0,82 – 0,88
	Pouletaut [Pouletaut et coll. 2005]	Vue frontale IRM	46 ♂	23 saines, 23 pathologiques	5 ans et 2 mois	-	4 – 7 ans	Saines	17,9°	9,8°	-	3	1	Inter	-	-	-	0,924
								Pathologiques	21,5°	8,4°	-							
AI angle of Sharp	Nelitz [Nelitz et coll. 1999]	Radio face	100	100 dysplasies	24,6 ans	-	16 – 32 ans	♀ et ♂	43,5°	8,6°	35 – 55°	2	2	Intra	-	3,6°	-	0,70 – 0,82
												3	1	Inter	-	7,2°	-	0,74 – 0,78
	Broughton [Broughton et coll. 1989]	Radio Face	170	-	-	-	> 5 ans	♀ et ♂	-	-	4 – 47°	1	2	Intra	-	6,1°	-	-
												2	1	Inter	-	5,5°	-	-

Paramètre	Auteurs	Modalité	Population étudiée					Variabilité inter individuelle				Reproductibilité						
												Méthode			Résultats			
			Nbre et sexe	Type hanches	Moy.	2ET	Etendue		Moy.	2ET	Etendue	Nb Op.	Mesure / Op.		Moy.	2ET	Etendue	ICC
AI of depth to width	Nelitz [Nelitz et coll. 1999]	Radio face	100	100 dysplasies	24,6 ans	-	16 – 32 ans	♀ et ♂	45,7%°	16,4%	24 – 66%	2	2	Intra	-	11,5%	-	0,65 – 0,69
												3	1	Inter	-	2,6%	-	0,58 – 0,63
ACM angle	Nelitz [Nelitz et coll. 1999]	Radio face	100	100 dysplasies	24,6 ans	-	16 – 32 ans	♀ et ♂	47,4°	10,2°	38 – 64°	2	2	Intra	-	1,5°	-	0,56 – 0,74
												3	1	Inter	-	10,8°	-	0,54 – 0,63
	Broughton [Broughton et coll. 1989]	Radio Face	170	-	-	-	> 5 ans	♀ et ♂	-	-	40 – 58°	1	2	Intra	-	4,7°	-	-
												2	1	Inter	-	4,5°	-	-
MZ	Nelitz [Nelitz et coll. 1999]	Radio face	100	100 dysplasies	24,6 ans	-	16 – 32 ans	♀ et ♂	5,3mm	5,6mm	0 – 13 mm	2	2	Intra	-	5,7mm	-	0,69 – 0,76
												3	1	Inter	-	3,8mm	-	0,52 – 0,80
	Broughton [Broughton et coll. 1989]	Radio Face	170	-	-	-	> 5 ans	♀ et ♂	-	-	4 – 17°	1	2	Intra	-	3,3°	-	-
												2	1	Inter	-	3,1°	-	-

Paramètre	Auteurs	Modalité	Population étudiée					Variabilité inter individuelle				
			Nbre et sexe	Type hanches	Moy.	2ET	Etendue			Moy.	2ET	Etendue
VCE	[Jacobsen et coll. 2004]	Vue frontale CT scan	1533 ♂	-	65 ans	-	22 – 92 ans	♂	Gauche	34,0°	15,2°	5,5 – 60,0°
									Droite	35,0°	14,6°	10,0 – 62,0°
			2618 ♀					♀	Gauche	35,0°	15,8°	0,0 – 67,0°
									Droite	35,0°	15,0°	7,0 – 65,0°
	[Tallroth et coll. 2006]	Vue frontale CT scan	20 ♂	saines	43 ans	-	14 – 78 ans	♂		39°	14°	26 – 52°
			20 ♀		52 ans	-	14 – 79 ans	♀		43°	14°	29 – 57°
HTE	[Tallroth et coll. 2006]	Vue frontale CT scan	20 ♂	saines	43 ans	-	14 – 78 ans	♂		5°	10°	-6 – 15°
			20 ♀		52 ans	-	14 – 79 ans	♀		1°	4°	-6 – 8°
	[Jacobsen et coll. 2004]	Vue frontale CT scan	1533 ♂	-	65 ans	-	22 – 92 ans	♂	Gauche	34,0°	15,2°	5,5 – 60,0°
									Droite	35,0°	14,6°	10,0 – 62,0°
			2618 ♀					♀	Gauche	35,0°	15,8°	0,0 – 67,0°
									Droite	35,0°	15,0°	7,0 – 65,0°
AI Angle of Sharp	[Jacobsen et coll. 2004]	Vue frontale CT scan	1533 ♂	-	65 ans	-	22 – 92 ans	♂	Gauche	37,0°	7,2°	23,0 – 50,0°
									Droite	37,0°	7,0°	26,0 – 54,0°
			2618 ♀					♀	Gauche	38,0°	8,0°	24,5 – 56,0°
									Droite	39,0°	7,4°	25,0 – 52,0°
	[Jacobsen et coll. 2005]	Vue frontale CT scan	51 ♂	198 dysplasiques, 78 saines	35,5 ans	-	15 – 61 ans	Dysplasiques		26°	18,6°	10 - 54°
			142 ♀					Saines		9,1°	9,2°	0 – 19°
Femoral Head Extrusion	[Jacobsen et coll. 2004]	Vue frontale CT scan	1533 ♂	-	65 ans	-	22 – 92 ans	♂	Gauche	11,7%	17,2%	0,0 – 42,4%
									Droite	12,5%	17,6%	0,0 – 45,0%
			2618 ♀					♀	Gauche	7,4%	15,4%	0,0 – 45,0%
									Droite	8,0%	15,8%	0,0 – 46,3%
Acetabular depth ratio	[Jacobsen et coll. 2004]	Vue frontale CT scan	1533 ♂	-	65 ans	-	22 – 92 ans	♂	Gauche	293	83,8	163 – 467
									Droite	300	73,6	167 – 452
			2618 ♀					♀	Gauche	300	78,8	151 – 476
									Droite	306	81,8	107 – 543
	[Jacobsen et coll. 2005]	Vue frontale CT scan	51 ♂	198 dysplasiques, 78 saines	35,5 ans	-	15 – 61 ans	Dysplasiques		178	88,4	29 – 250
			142 ♀					Saines		276	42,8	253 – 363

Annexe 4 : Tableaux bibliographiques : Paramètres radiographiques du fémur proximal

Paramètre	Auteurs	Modalité	Population étudiée					Variabilité inter individuelle				Reproductibilité						
												Méthode			Résultats			
			Nbre et sexe	Type hanches	Moy.	2ET	Etendue		Moy.	2ET	Etendue	Nb Op.	Mesure / Op.		Moy.	2ET	Etendue	ICC
Angle cervico-diaphysaire	Nelitz [Nelitz et coll. 1999]	Radio face	100	100 dysplasies	24,6 ans	-	16 – 32 ans	♀ et ♂	137,3°	18,0°	110 – 154°	2	2	Intra	-	2,5°	-	0,76 – 0,90
												3	1	Inter	-	17,1°	-	0,72 – 0,89
	Broughton [Broughton et coll. 1989]	Radio Face	170	-	-	-	> 5 ans	♀ et ♂	-	-	121 – 188°	1	2	Intra	-	10,4°	-	-
												2	1	Inter	-	12,6°	-	-
	Pouletaut [Pouletaut et coll. 2005]	Vue frontale IRM	46 ♂	23 saines, 23 pathologiques	5 ans et 2 mois	-	4 – 7 ans	Saines	140°	14°	-	3	1	Inter	-	-	-	0,508
								Pathologiques	130°	12°	-							
Femoral Head Extrusion	Nelitz [Nelitz et coll. 1999]	Radio face	100	100 dysplasies	24,6 ans	-	16 – 32 ans	♀ et ♂	25,7%°	15,8%	10 – 50%	2	2	Intra	-	9,2%	-	0,73 – 0,87
												3	1	Inter	-	11,9%	-	0,83 – 0,86

Annexe 5 : Tableaux bibliographiques : Paramètres scanner acétabulaire

Paramètre	Auteurs	Modalité	Population étudiée					Variabilité inter individuelle			
			Nbre et sexe	Type hanches	Moy.	2ET	Etendue		Moy.	2ET	Etendue
AASA	Tallroth [Tallroth et coll. 2006]	Vue frontale CT scan	20 ♂	saines	43 ans	-	14 – 78 ans	♂	67°	26°	42 – 92°
			20 ♀		52 ans	-	14 – 79 ans	♀	63°	22°	41 – 86°
	Jacobsen [Jacobsen et coll. 2005]	Vue frontale CT scan	51 ♂	198 dysplasiques, 78 saines	35,5 ans	-	15 – 61 ans	Dysplasiques	42,8°	17,6°	20 – 70°
			142 ♀					Saines	53°	14,8°	35 – 78°
PASA	Tallroth [Tallroth et coll. 2006]	Vue frontale CT scan	20 ♂	saines	43 ans	-	14 – 78 ans	♂	103°	22°	81 – 125°
			20 ♀		52 ans	-	14 – 79 ans	♀	104°	50°	54 – 154°
	Jacobsen [Jacobsen et coll. 2005]	Vue frontale CT scan	51 ♂	198 dysplasiques, 78 saines	35,5 ans	-	15 – 61 ans	Dysplasiques	85,4°	15,4°	52 – 105°
			142 ♀					Saines	93°	15,2°	75 – 107°
AcAv	Tallroth [Tallroth et coll. 2006]	Vue frontale CT scan	20 ♂	saines	43 ans	-	14 – 78 ans	♂	17°	12°	4 – 30°
			20 ♀		52 ans	-	14 – 79 ans	♀	23°	14°	10 – 37°
	Jacobsen [Jacobsen et coll. 2005]	Vue frontale CT scan	51 ♂	198 dysplasiques, 78 saines	35,5 ans	-	15 – 61 ans	Dysplasiques	20,7°	11,0°	2 – 33°
			142 ♀					Saines	20,3°	14,2°	3 – 33°

Titre : ANALYSE EN PRE ET POST OPERATOIRE DE L'ARTICULATION DE LA HANCHE A L'AIDE DE RECONSTRUCTIONS 3D ISSUES DE RADIOGRAPHIES BIPLANAIRES BASSE DOSE

Spécialité : BioMécanique

Présentée par : Aurélien BAUDOIN

Préparée au laboratoire : Laboratoire de BioMécanique (LBM, ENSAM - CNRS Paris)

Sous la direction de : David MITTON

Date, heure, lieu de soutenance prévus : 12 Décembre à 16h à l'ENSAM Paris

Résumé en Français : Avec le vieillissement de la population, la pose de prothèses totales de hanche est devenue une opération courante. Pourtant, des complications peuvent avoir lieu, entrainant des luxations précoces. L'analyse fonctionnelle et tridimensionnelle (3D) de la hanche devient donc un enjeu clinique important. Des méthodes de reconstruction 3D du fémur proximal et du bassin ont été développées *in vitro*, sur des os isolés. Le but de cette recherche est l'analyse tridimensionnelle quantitative de l'articulation de la hanche *in vivo*. Le système EOS® a été utilisé pour obtenir deux radiographies face et profil en position debout, avec une très faible irradiation. La difficulté principale pour la reconstruction de la hanche *in vivo* est liée à la superposition des structures osseuses sur la vue de profil. Afin de lever ce verrou scientifique, des méthodes basées sur la déformation d'objets paramétriques pré-personnalisés, obtenus à partir d'une base de données, ont été développées afin d'obtenir un outil précis et reproductible de reconstruction. Cette méthodologie a été développée pour le fémur proximal et pour le bassin. La reproductibilité inter-opérateurs obtenues est de 2,2 mm et de 2,6 mm (2 écart-types) pour respectivement le fémur proximal et le bassin. Ces méthodes ont également été utilisées pour l'analyse de patients nécessitant la pose ou la reprise d'une prothèse totale de hanche. Des stéréoradiographies en positions debout, assis et accroupi ont été réalisées. Un ensemble de paramètres positionnels et morphologiques ont été évalués. Des différences statistiquement significatives ont été remarquées entre les patients avant chirurgie et un groupe de sujets contrôle, notamment pour la position du bassin. Ces recherches ont permis la réalisation d'un outil d'analyse de la hanche *in vivo*. Elles ont également souligné le potentiel du système EOS® pour l'analyse quantitative fonctionnelle et tridimensionnelle de l'articulation de la hanche saine et prothésée.

<u>Mots-clés :</u> Biomécanique, Fémur proximal, Bassin, Prothèse totale de hanche, Modélisation 3D, paramétrique, analyse fonctionnelle, personnalisation

Résumé en Anglais: Due to ageing, total hip arthroplasty is becoming a common surgery. However complications such as early dislocations may occur. Therefore functional and three-dimensional (3D) evaluation of the hip joint is of major interest for health-care. 3D reconstruction methods were elaborated *in vitro*, on excised bones, for the proximal femur and the pelvis. The purpose of this research was the *in vivo* quantitative 3D evaluation of the hip joint. The EOS® device was used to obtain frontal and sagital standing X-rays with extra low dose of radiation. The main difficulty for the *in vivo* hip 3D reconstruction is the bone superposition on the lateral view. In order to unlock this problem, methods based on the deformation of patient specific models using a database were developed in order to obtain a reproducible and precise reconstruction tool. These methods were developed for the proximal femur and the pelvis. The inter-observer reproducibility was 2.2 mm and 2.6 mm (2 standard deviations) for respectively the proximal femur and the pelvis. These methods were then used for patients needing primary or secondary hip arthroplasty. Standing, sitting and squatting EOS® X-rays were performed. Positional and morphological parameters were then evaluated. Statistically significant differences were found between control subjects and patients, especially for the pelvis position. An *in vivo* hip analysis tool was developed thanks to this research. The EOS® device potential was also highlighted for 3D quantitative functional analysis of healthy or implanted hip.

<u>Keywords :</u> Biomechanics, proximal femur, pelvis, total hip arthroplasty, 3D reconstruction, parametric, functional analysis, subject-specific