



Potentialities evaluation of EOS

Anthony Le Bras

► To cite this version:

Anthony Le Bras. Potentialities evaluation of EOS. Engineering Sciences [physics]. Arts et Métiers ParisTech, 2004. English. NNT : 2004ENAM0003 . pastel-00001149

HAL Id: pastel-00001149

<https://pastel.hal.science/pastel-00001149>

Submitted on 5 Apr 2005

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.

**Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers
Centre de Paris**

THÈSE

présentée pour obtenir le titre de

DOCTEUR

de

**L'ÉCOLE NATIONALE SUPÉRIEURE
D'ARTS ET MÉTIERS**

Spécialité : BioMécanique

par

Anthony LE BRAS

**EXPLORATION DES POTENTIALITES DU SYSTEME EOS™ POUR LA
CARACTERISATION MECANIQUE DE STRUCTURES OSSEUSES :
APPLICATION A L'EXTREMITÉ SUPERIEURE DU FEMUR.**

soutenue le 6 avril 2004 devant le jury composé de

M.	P.J.	MEUNIER	Professeur des Universités, Faculté Laennec, Lyon	Examinateur
Mme	M.	MEYNADIER	Docteur ès Science, BIOSPACE Instruments, Paris	Examinateur
M.	D.	MITTON	Maître de Conférence, HDR, ENSAM, Paris	Codirecteur de Thèse
M.	L.	SEDEL	Professeur des Universités, PH, CHU Lariboisière-St Louis, Paris	Rapporteur
Mme	W.	SKALLI	Professeur des Universités, ENSAM, Paris	Directeur de Thèse
M.	P.	SWIDER	Professeur des Universités, CHU Purpan, Toulouse	Rapporteur

Remerciements

Si la thèse de doctorat est un travail personnel, il est aussi le résultat d'un travail d'équipe. C'est pourquoi, je tiens à exprimer ma reconnaissance à toutes les personnes qui m'ont aidé, orienté et soutenu durant ces 3 années de doctorat, je remercie donc :

Le Pr. Wafa SKALLI, directrice adjointe du LBM, directrice de cette thèse, pour ses conseils avisés, ainsi que pour le partage de son expérience scientifique dans le domaine de la biomécanique.

David MITTON, maître de conférences au LBM, codirecteur de cette thèse, pour sa constante disponibilité, le partage de ses connaissances dans la biomécanique du tissu osseux, sa gentillesse et la pertinence de ses remarques.

Marie MEYNADIER, PDG de la société BIOSPACE Instruments, pour m'avoir accueillie en thèse CIFRE dans sa société, ainsi que pour son soutien et la liberté d'action qu'elle m'a laissée tout au long de ce doctorat.

Le Pr. François LAVASTE, directeur du LBM, pour m'avoir accueilli dans son laboratoire.

Le Pr. Jacques de GUISE, directeur du LIO, pour son accueil chaleureux lors de mon stage de recherche dans son laboratoire.

La société BIOSPACE Instruments et toute son équipe pour leur accueil et plus particulièrement, I. DORION, S. MAITREJEAN, K. MEDJOUBI et S. TEYSSEYRE pour leur aide, leur enthousiasme et leur soutien.

Le Pr. Christian ROUX, le Dr. Sami KOLTA et le Dr. Jacques FECHTENBAUM du Centre d'Evaluation des Maladies Osseuses pour leur intérêt et leur soutien ainsi que pour leur expertise essentielle pour le développement et l'amélioration de nos travaux. Je tiens tout

particulièrement à remercier le Dr. Sami KOLTA pour sa participation active et sa disponibilité permanente tout au long des travaux réalisés sur les systèmes DXA.

Le Pr. Jean-Denis LAREDO, les Dr. Valérie BOUSSON et Catherine BERGOT du Service de Radiologie de l'Hôpital Lariboisière pour leur collaboration et le partage de leur expertise dans le domaine de la tomodensitométrie.

Sébastien LAPORTE, docteur en mécanique, pour sa participation active à ces travaux, ses explications sur les principes mathématiques de la reconstruction 3D, sa gentillesse ainsi que pour la qualité du travail qu'il a réalisé et qui est pour beaucoup dans le travail présenté ici. Encore Merci pour tout.

Benjamin AUBERT, programmeur au LBM, qui a su implémenter mes travaux dans un logiciel fonctionnel pour en faire une application plus opérationnelle.

Sophie CAMPANA étudiante en thèse de doctorat et Vincent POMERO docteur en mécanique pour leur aide dans la mise en place et la compréhension des algorithmes multi-énergie, ainsi que pour leur gentillesse.

Les différents étudiants en thèse de doctorat, en DEA et en Projet de fin d'étude au LBM qui, par leurs travaux et leurs remarques, ont contribué à faire avancer nos recherches. Je souhaiterais exprimer plus particulièrement mes remerciements aux personnes suivantes : Nicolas CHAMPAIN, Claire CHEDEVILLE, Laure DUCHEMIN, Raphaël DUMAS, Bertrand FRECHEDE, Emeric GALLARD, Virginie LAFAGE, Yoann LAFON, Thomas MOSNIER, Laurent NODE-LANGLOIS, Sylvain PERSONN, Mélanie SAVIDAN et Philippe SOUBRANE. Bien que j'espère n'avoir oublié personne, je prie de m'excuser auprès de ceux que je n'aurais pas cités.

Les membres du LIO, pour leur accueil, leur sympathie et leurs conseils lors de mon stage et plus particulièrement, Sylvain DESCHÊNES, Imed GARGOURI, Pierre GRAVEL, Benoît GODBOUT, Stefan PARENT et bien sûr Brigitte DUBREUIL. Encore merci pour votre accueil ...

Le Pr. KALIFA pour son accueil au sein du service de radiologie de l'hôpital Saint Vincent de Paul, ainsi que les manipulatrices radio, pour les clichés sur pièces osseuses sèches. Encore merci pour le temps que vous nous avez accordé.

Le Pr. DUBOUSSET, pour le partage de sa grande connaissance dans le domaine des pathologies scoliotiques et des déformations tridimensionnelles associées.

L'institut d'Anatomie de Paris et son Directeur le Pr. LASSAU, pour le prêt des pièces anatomiques sans lesquelles la plupart des travaux n'aurait pu être effectué.

Vanessa VALMINOS et Christophe CANU, secrétaires du LBM, pour leur sympathie, leur disponibilité, la qualité de leur travail et leur bonne humeur.

Toutes les personnes ayant participé de près ou de loin à cette étude et que je n'aurais pas encore cité ici.

Enfin, ma famille, pour son soutien moral au cours de ces trois dernières années et Frédérique pour avoir accepté mon infidélité avec l'ordinateur portable qui a accouché de ce mémoire.

Tables des matières

<i>Remerciements.....</i>	<i>2</i>
<i>Tables des matières.....</i>	<i>5</i>
<i>Glossaire.....</i>	<i>9</i>
<i>Introduction Générale.....</i>	<i>10</i>
<i>Première Partie : Imagerie Médicale et Reconstruction 3D.....</i>	<i>14</i>
<i>Chapitre 1 : Etude bibliographique sur les principes de l'imagerie médicale.....</i>	<i>15</i>
1. L'Imagerie par Rayons X _____	15
1.1. Production de Rayons X.....	15
1.2. Interactions des Rayons X avec la matière	16
1.3. Les systèmes de détection.....	17
2. La Tomodensitométrie ou CT-Scan _____	22
3. L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) _____	23
4. L'Imagerie par Ultrasons _____	25
4.1. Production et réception des Ultrasons.....	25
4.2. Interactions des Ultrasons avec la matière	25
5. Synthèse _____	27
<i>Chapitre 2 : Etude Bibliographique sur l'Imagerie Médicale et la Reconstruction 3D.....</i>	<i>28</i>
1. La Radiographie Multiplanaire _____	28
1.1. Principe Général	28
1.2. Calibrage de l'environnement radiographique	29
1.3. Méthodes Basées sur la Reconstruction 3D de Repères Ponctuels.....	30
1.4. Méthodes Basées sur la Reconstruction 3D de Contours.....	32
1.5. Etudes de validation et tableaux de Synthèse.....	33
2. CT-Scan et Reconstruction 3D _____	40
2.1. Principe de la méthode de reconstruction 3D	40
2.2. Les études de validation	41
3. IRM, Ultrasons et Reconstruction 3D _____	43

4. Synthèse sur la reconstruction 3D à partir de l'imagerie médicale	43
<i>Chapitre 3 : Travail Personnel : Modélisation 3D par radiographie bi-planaire.....</i>	<i>45</i>
1. Amélioration de la définition des modèles 3D de vertèbres reconstruites par la technique NSCP	46
1.1. Introduction.....	46
1.2. Article publié dans « European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology » (Le Bras et coll., 2003).....	47
2. Extension du champs d'application de la technique NSCC au fémur proximal ____	58
2.1. Introduction.....	58
2.2. La reconstruction tridimensionnelle du fémur proximal.....	58
2.3. DXA Tridimensionnelle.....	73
<i>Deuxième Partie : Imagerie Médicale et Caractérisation Mécanique de Structures Osseuses.....</i>	<i>88</i>
<i>Chapitre 4 : Etude bibliographique sur l'imagerie médicale et l'accès aux propriétés mécaniques du tissu osseux</i>	<i>89</i>
1. La Radiographie et l'absorptiométrie	89
1.1. L'absorptiométrie simple énergie.....	90
1.2. La multi-énergie et les systèmes DXA (Dual energy X-ray Absorptiometry)	91
2. La Tomodensitométrie Quantitative	95
3. L'IRM	96
4. Les Ultrasons Quantitatifs.....	96
5. Synthèse	98
<i>Chapitre 5 : Etude bibliographique sur l'ostéoporose et les fractures de l'extrémité supérieure du fémur (FESF).....</i>	<i>101</i>
1. Ostéoporose et Epidémiologie des fractures de l'ESF	101
2. Corrélation entre Résistance à la rupture de l'Extrémité Supérieure du Fémur et données issues de l'Imagerie Médicale	103
2.1. Les essais en appui monopodal	103
2.2. Les essais en configuration de chute sur le côté	111
3. Géométrie et risque fracturaire de l'ESF.....	118
3.1. Introduction.....	118
3.2. Etude bibliographique concernant études cliniques	118
4. Synthèse sur les études in vitro et in vivo	126

5. Synthèse Bibliographique et Intérêt du Système EOS™	127
 Chapitre 6 : Travail Personnel : Mise en place et évaluation de protocoles d'acquisition multi-énergie sur le système EOS™	
1. Introduction	130
2. Protocole 4 énergies	130
2.1. Introduction	130
2.2. Matériels et Méthodes	132
2.3. Résultats	134
2.4. Discussions et Conclusion	135
3. Protocole 2 énergies	136
3.1. Introduction	136
3.2. Matériels et Méthodes	136
3.3. Résultats	138
3.4. Discussions et Conclusion	140
4. Conclusion	141
 Chapitre 7 : Travail Personnel : Association de la multi-énergie et de la stéréoradiographie pour la caractérisation mécanique de structures osseuses	
1. Introduction	142
2. Estimation par la DXA-3D de la résistance mécanique d'ESF testées en configuration d'appui monopodal	142
2.1. Introduction	142
2.2. Matériels et Méthodes	142
2.3. Résultats	144
2.4. Discussions et Conclusion	147
3. Estimation par la 3D Multi-Energie de la résistance mécanique d'ESF testées en configuration de chute sur le côté	152
3.1. Introduction	152
3.2. Matériels et Méthodes	152
3.3. Résultats	154
3.4. Discussions et Conclusion	160
4. Conclusion	163
Conclusion et Perspectives	165
Publications	169
Bibliographie	171

<i>Index des Figures</i>	185
<i>Index des Tableaux</i>	188
<i>ANNEXE I :</i>	190
<i>Calibrage de l'environnement radiographique</i>	190
<i>ANNEXE II : Version originale de l'article publié dans la revue EJOST</i>	195
<i>3D Detailed Reconstruction of Human Vertebrae from Low Dose Digital Stereoradiography</i>	195
<i>ANNEXE III : Version originale de l'article soumis à la revue « Computed Aided Surgery »</i>	207
<i>3D Reconstruction of the Proximal Femur with Low Dose Digital Stereoradiography</i>	207
<i>ANNEXE VI : Version originale de l'article soumis dans la revue « Journal of Bone and Mineral Research »</i>	223
<i>The 3-Dimensional X-ray Absorptiometry (3D-XA):</i>	223
<i>A method for reconstruction of human bones using a Dual X-ray Absorptiometry device</i>	223
<i>ANNEXE V :</i>	250
<i>Tableaux des mesures DMO DXA et DMO EOS</i>	250
<i>ANNEXE VI :</i>	253
<i>Comparaison des données DXA et EOS pour les expérimentations biomécaniques en configuration de chute sur le côté.</i>	253

Glossaire

CSA : « Cross Section Area » ou aire de la section

minCSA : « minimal Cross Section Area » ou aire de la section minimale

DMO : Densité Minérale Osseuse

DXA : Dual energy X-ray Absorptiometry

ESF : Extrémité Supérieure du Fémur

FESF : Fracture de l'Extrémité Supérieure du Fémur

FHD : « Femoral Head Diameter » ou Diamètre de la tête fémorale

FNAL : « Femoral Neck Axis Length » ou longueur de l'axe du col fémoral

HAL : « Hip Axis Length » ou longueur de l'axe de la hanche

HAP : Hydroxyapatite

HW : Head Width, largeur de la tête fémorale

NSA : « Neck Shaft Angle » ou angle cervico diaphysaire

NW : « Neck Width » ou largeur du col fémoral

QCT : « Quantitative Computed Tomography » ou tomodensitométrie quantitative

SI : Singh Index, index

Introduction Générale

Ces travaux ont pour origine le développement et l'amélioration d'un nouveau système de radiologie bi-planaire : le système **EOS™**, fruit d'une collaboration entre le Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM, UMR CNRS 8005, Paris (LBM), le Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie, ETS et CHRCUM, Montréal (LIO), l'Hôpital St-Vincent de Paul, Paris, et la société Biospace Instruments[®], Paris.

Ce système de radiologie bi-planaire, caractérisé par un système de balayage vertical et une acquisition simultanée de deux radiographies orthogonales possède de nombreux avantages tels que :

- la faible irradiation du patient par rapport à la radiologie classique, du fait de détecteurs gazeux hypersensibles (G. Charpak, prix Nobel de Physique 1992) et d'une collimation fine du faisceau incident de rayons X,
- la possibilité de réaliser des radiographies en position érigée sous charge,
- la possibilité d'accéder à des modélisations tridimensionnelles en appliquant des méthodes de reconstruction 3D basées sur les principes de la stéréoradiographie,
- et la capacité d'appliquer sur cet appareil des protocoles multi-énergie, permettant d'accéder ainsi à des informations sur la nature des tissus et notamment sur la densité osseuse.

Les précédents travaux sur les systèmes de stéréoradiographies se sont principalement intéressés à leur capacité à fournir des informations tridimensionnelles (*Stokes et coll., 1981 ; Percy et Whittle, 1982 ; Selvik et coll., 1983 ; Dansereau et Stokes, 1988 ; Mitton et coll., 2000 ; Mitulescu et coll., 2001 ; Laporte et coll., 2003*). Les récentes évolutions concernant cette technique se sont situées principalement dans l'amélioration des algorithmes de reconstruction 3D, dans l'extension de ces algorithmes au maximum de zones anatomiques, et dans l'accroissement de la précision et de la définition des modèles tridimensionnels reconstruits. Ces améliorations visaient à fournir aux cliniciens un outil 3D performant

ouvrant de nouvelles perspectives dans le domaine du diagnostic et du suivi de pathologies à caractère tridimensionnel ainsi que des modélisations robustes permettant d'aider les praticiens pendant la phase per-opératoire.

Cependant, parallèlement à ce premier grand axe de recherche, les potentialités multi-énergie de ce système, permettant d'accéder à des informations liées aux propriétés mécaniques du tissu osseux, n'avaient pas encore été étudiées. Dans un contexte où le vieillissement de la population des pays industrialisés s'accroît, les pathologies liées à l'âge telles que l'ostéoporose, posent des problèmes majeurs de santé publique. La définition actuelle de l'ostéoporose date de 1994, date à laquelle l'Organisation Mondiale de la Santé définit cette pathologie comme « une maladie généralisée du squelette, caractérisée par une baisse de Densité Minérale Osseuse et des altérations de la microarchitecture osseuse trabéculaire, conduisant à une fragilité osseuse exagérée et donc à un risque élevé de fracture ».

Les conséquences les plus graves de l'ostéoporose sont les Fractures de l'Extrémité Supérieure du Fémur (FESF) ainsi que les tassements vertébraux et les fractures vertébrales. Concernant les FESF, les experts prédisent qu'au niveau mondial, leur nombre passera de 1,7 millions en 1990, à 6,3 millions par an en 2050 (rapport de l'OMS, 1997). Le traitement de ce type de fracture nécessite autant d'hospitalisations, d'opérations chirurgicales et de périodes de suivi.

Ainsi, concernant le traitement des FESF en France, le coût moyen direct est évalué à un peu plus d'un demi milliard d'euros par an (rapport de la Fondation pour la Recherche Médicale, 2000). A ce coût direct, s'ajoute des coûts indirects tels que la perte de production, l'atteinte de la qualité de vie ou la modification des rôles sociaux et familiaux. Ce constat montre l'intérêt majeur de pouvoir diagnostiquer le plus tôt possible une éventuelle ostéoporose et de pouvoir évaluer individuellement les risques fracturaires associés, afin de diminuer les coûts socio-économiques et humains associés.

Les objectifs de ce travail de thèse sont de poursuivre l'amélioration des méthodes de reconstruction 3D et d'étendre leurs champs d'application à de nouvelles structures osseuses, mais également d'explorer les potentialités multi-énergie du système EOS™ afin de disposer d'un outil permettant d'accéder simultanément à la macro-architecture 3D de la structure osseuse étudiée, ainsi qu'à la qualité mécanique du tissu. Pour chacun de ces travaux, la

validation des méthodes sur spécimens osseux était un élément primordial des objectifs à atteindre.

Les différents travaux réalisés lors de ce projet de thèse, l'ont été en étroite collaboration entre le Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM, UMR CNRS 8005, Paris (LBM), le Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie, ETS-CHRCUM, Montréal (LIO), le Centre d'Evaluation des Maladies Osseuses de l'Hôpital Cochin, Paris (CEMO), les service de radiologie de l'Hôpital Lariboisière et de l'Hôpital Saint-Vincent de Paul, Paris et la société Biospace Instruments[®], Paris.

Les revues de bibliographies se focaliseront sur les systèmes d'imagerie permettant d'obtenir à la fois des modélisations géométriques 3D personnalisées et des informations de nature mécanique sur structures osseuses. Que ce soit pour la modélisation tridimensionnelle ou pour l'accès aux données mécaniques, nous prendrons soin de décrire les capacités et les performances des différentes modalités d'imagerie aux travers de travaux publiés dans la littérature internationale. Nous insisterons particulièrement sur les études de validation. Une fois cette revue des technologies existantes réalisée, nous nous intéresserons plus particulièrement aux études ayant utilisé ces systèmes d'imagerie afin de confronter les données issues de l'image à la résistance à rupture d'extrémités supérieures du fémur testées sous différentes configurations.

Nous exposerons ensuite pour chaque partie, les travaux personnels réalisés pendant cette thèse. Un certain nombre d'entre eux seront présentés sous forme d'articles publiés ou soumis dans des revues scientifiques internationales.

Dans un premier temps, seront exposés les études s'attachant plus particulièrement à améliorer et à étendre le champ d'application des méthodes de reconstruction 3D par stéréoradiographie. La première de ces études présentera une méthode permettant d'augmenter la définition des modèles de vertèbres reconstruits, la deuxième étude s'attachera à étendre à l'extrémité supérieure du fémur la méthode de reconstruction tridimensionnelle par identification des contours radiographiques osseux.

Dans un second temps, nous décrirons les travaux visant à associer les méthodes de reconstruction 3D bi-planaire et les méthodes multi-énergie, afin d'obtenir à partir d'une même acquisition radiographique des informations géométriques et des données

densitométriques caractérisant respectivement la macro-architecture 3D de la structure et la résistance mécanique du tissu osseux.

Enfin, la pertinence de cette association sera évaluée en estimant la relation entre les données issues de cette nouvelle modalité et les résultats d'expérimentations biomécaniques à rupture réalisées sur des extrémités supérieures de fémurs en configuration d'appui monopodal et de chute sur le côté.

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

Première Partie : Imagerie Médicale et Reconstruction 3D

Dans un premier temps, une revue de bibliographie se focalisera sur les différentes modalités d'imagerie médicale permettant d'obtenir à la fois une modélisation géométrique personnalisée tridimensionnelle du système ostéo-articulaire, et un accès aux informations mécaniques du tissu osseux.

Pour chaque modalité d'imagerie, le principe physique permettant d'accéder à l'information sera décrit. Du fait de l'utilisation de systèmes radiologiques et tomodensitométrique dans la suite de nos travaux, une attention toute particulière sera mise sur les bases physiques de l'imagerie par rayons X, les principes de l'IRM et de l'imagerie par ultrasons étant décrite de manière plus succincte. Ensuite, pour les différentes techniques de reconstruction 3D, nous exposerons les bases théoriques. Une synthèse sera alors proposée sur les précisions géométriques des différentes modalités recensées.

Dans un deuxième, nous exposerons les différents travaux réalisés sur les systèmes stéréoradiographiques, et notamment sur le système EOS™, afin d'en améliorer les potentialités de modélisation tridimensionnelle.

Chapitre 1 : Etude bibliographique sur les principes de l'imagerie médicale

Cette synthèse sur la description sommaire des principes physiques de l'imagerie médicale résulte de la consultation du livre (*Giron et Joffre, 1993*), des cours d'imagerie médicale l'Université de Technologie de Compiègne, ainsi que de plusieurs ressources accessibles sur Internet (*Web1, 2 et 3*).

1. L'Imagerie par Rayons X

1.1. Production de Rayons X

Les rayons X sont des ondes électromagnétiques de hautes énergies (entre 10 keV et 100 MeV) dont une faible part du spectre (de 10 keV à 150 keV) peut être utilisée pour une application radiodiagnostic.

La production de ces rayons X est réalisée au moyen d'appareils appelés tubes à rayons X. Ils sont généralement constitués d'une enveloppe de verre ou de métal maintenue sous vide, d'une anode et d'une cathode (alliages de tungstène de rhénium). Lorsque l'on applique une forte différence de potentiel entre l'anode et la cathode, il y a production d'électrons par effet thermo-ionique, lesquels vont alors être accélérés par la différence de potentiel et frapper l'anode à très grande vitesse. C'est l'interaction entre les électrons accélérés et la cible en tungstène qui va produire les rayons X (**Figure 1**).

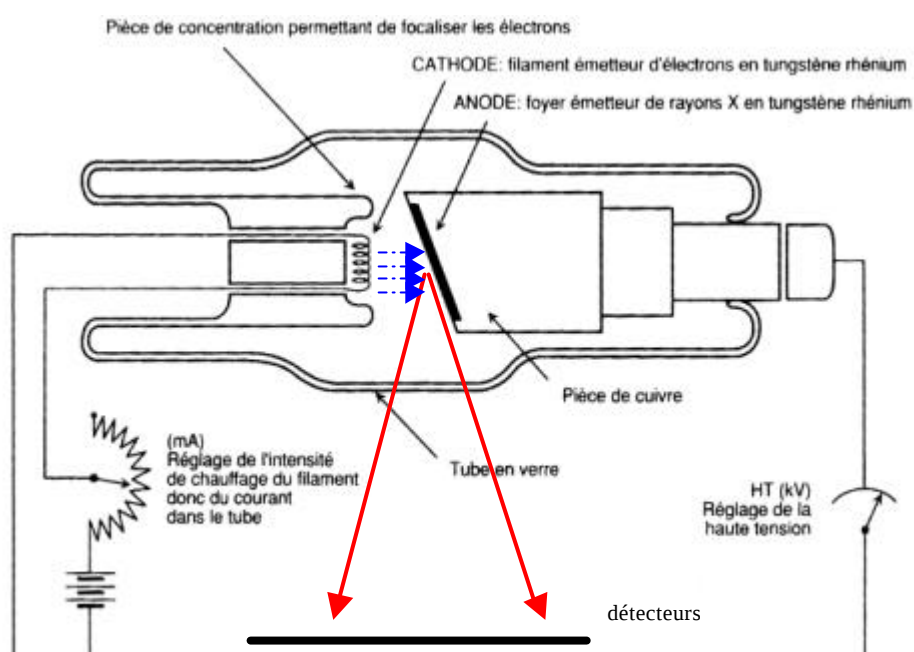


Figure 1 : Schéma classique d'un tube à rayons X à anode fixe : Les électrons (flèches pointillées) percutent l'anode produisent un flux de rayons X (flèches pleines). D'après *Giron et Joffre, 1993*

Lors de cette interaction, deux phénomènes se superposent :

- L'émission d'un spectre continu dû au freinage (interaction des électrons incidents avec les noyaux de tungstène), appelé spectre de Bremsstrahlung.
- L'émission d'un spectre de raies (interaction des électrons incidents avec les atomes de tungstène).

Un tube à rayons X est réglable par sa tension maximale régissant l'accélération des électrons (en kVp), son intensité ou nombre d'électrons produit par la cathode (en mA), et le temps d'exposition (s) de la cible de tungstène au flux d'électrons provenant du filament.

1.2. Interactions des Rayons X avec la matière

Un faisceau incident de photons d'énergie E et d'intensité I_0 (nombre de photons/unité de temps et de surface), traversant un matériau aux propriétés atténuantes homogènes d'épaisseur x génère un faisceau émergent d'intensité I selon l'expression :

$$I = I_0 e^{-m(Z,E).X}$$

Équation 1

Avec m : coefficient d'atténuation linéaire du matériau

Z : numéro atomique des atomes constitutifs du matériau

E : énergie du faisceau de photons

X : épaisseur du matériau

Aux énergies utilisées en radiodiagnostic, les rayons X interagissent avec la matière selon 3 modes plus ou moins prévalent suivant l'énergie à laquelle l'on se situe et le matériau exposé. Ces 3 types d'interaction sont nommés :

- L'Effet Photoélectrique
- L'Effet Compton
- L'Effet Thomson-Rayleigh

Aux énergies utilisées dans la radiographie (entre 20 et 150 keV), l'effet Thomson-Rayleigh est habituellement négligé car il ne contribue que très faiblement aux coefficients d'atténuation des tissus traversés (**Figure 2**).

On a ainsi l'habitude de définir les coefficients d'atténuation massique de chaque tissu en fonction de la contribution des effets photoélectriques et Compton.

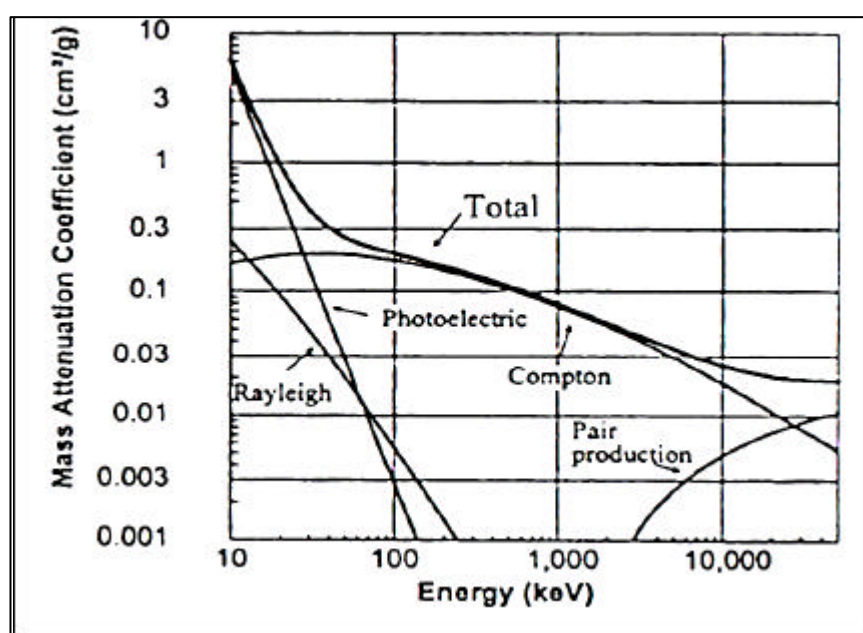


Figure 2 : Contribution des différentes interactions dans les tissus mous en fonction de l'énergie des photons incidents.

1.3. Les systèmes de détection

1.3.1. La Radiologie Conventionnelle

1.3.1.1. Les Films Radiologiques

Les films radiologiques sont des émulsions de bromure d'argent (AgBr) très sensibles à la lumière mais relativement peu aux rayons X (rendement de 5%). Pour augmenter ce rendement, ils sont donc placés entre des écrans renforçateurs (l'ensemble constituant une cassette) constitués de cristaux aux propriétés scintillantes appelés phosphores (CaWO_4 , $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$, YTaO_4 , CsI ...). Lorsque les rayons X interagissent avec ces derniers, il se crée des photons lumineux qui vont impressionner le film.

La qualité d'un couple écran-film est dépendante de la sensibilité et de la résolution spatiale de chacun des 2 composants. Ces deux paramètres sont très dépendants l'un de l'autre. Le choix d'un film est donc le résultat d'un compromis entre sensibilité et résolution spatiale. Pour bien choisir, il faut prendre en compte la finesse de la structure que l'on veut

détecter ainsi que la dynamique du film (plage de fonctionnement) définie par la courbe sensitométrique.

1.3.1.2. La courbe sensitométrique (Figure 3)

Cette courbe est composée de 5 parties :

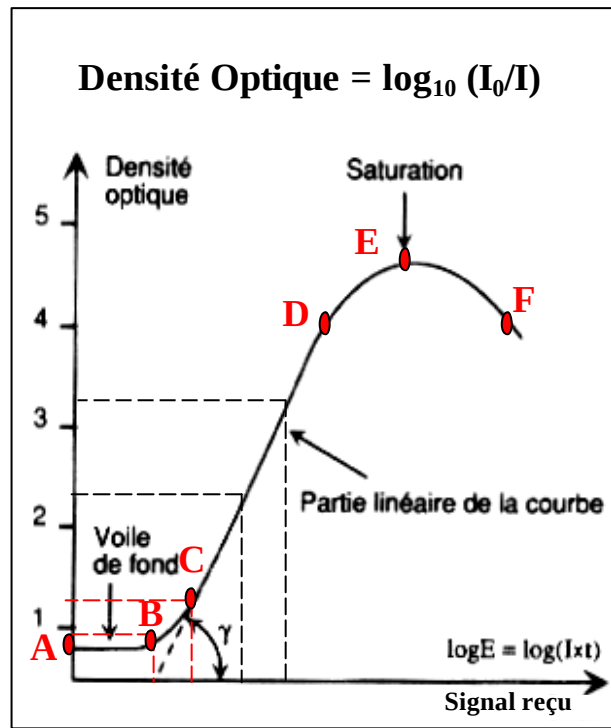


Figure 3 : Représentation graphique des caractéristiques définissant la courbe sensitométrique d'un film radiologique - d'après Giron et Joffre, 1993 -

- Voile de Fond A → B : Le nombre de photons est insuffisant pour créer un signal.
- Pied de la courbe B → C : Des variations importantes de lumière n'entraînent que des faibles variations de densité.
- Zone linéaire C → D : La Densité Optique croît linéairement avec le logarithme de l'exposition. C'est la partie utile de la courbe dans laquelle les radiographies doivent être prises pour obtenir le meilleur contraste possible permettant la meilleure analyse clinique possible
- Épaulement de la courbe D → E : Diminution de la pente, on approche de la saturation du film
- Zone de surexposition E → F : Une exposition supplémentaire ne change pas la DO. Pour des énergies très élevées la DO peut même diminuer (détérioration chimique)

1.3.1.3. Avantages et Inconvénients

Bien qu'encore largement installée dans la plupart des hôpitaux, la radiologie conventionnelle tend à être remplacée par la radiologie numérique car elle présente de nombreux inconvénients :

- Elle impose la nécessité d'un choix éclairé des constantes du tube à rayons X (mAs, kVp) en fonction du patient (épaisseur, pourcentage de graisse...) et de la sensibilité du film. Il existe donc une possibilité d'échec de l'acquisition non négligeable du fait du peu de dynamique du film choisi. Ces échecs sont autant de clichés à refaire et sont donc sources d'irradiation supplémentaire pour le patient.
- Elle ne permet pas de traitement informatisé à posteriori des images radiologiques (sauf si numérisation...)
- Elle augmente le temps manipulateur (développement du film...)
- Elle impose un coût pour tous les consommables (films à usage unique, produit de développement...) et engendre des difficultés de stockage.

Néanmoins, cette technologie donne la possibilité de visualiser les radiographies sur des supports physiques et son coût d'installation reste faible au regard des équipements numériques. Enfin, cette technologie reste pour l'instant non égale dans certaines applications nécessitant de très fortes résolutions spatiales (mammographies).

1.3.2. La Radiologie Numérique

L'image numérique est une description discrète d'une image bidimensionnelle continue. L'image numérique est caractérisée par la taille de la matrice, dont la partie élémentaire est appelé pixel, et par la profondeur du pixel, codée de 8 à 16 bits, qui caractérise le nombre de niveaux de gris différentiables. Plusieurs systèmes de détecteurs numériques permettent d'avoir accès à ce type d'image avec des performances plus ou moins intéressantes, selon la dimension et la profondeur du pixel élémentaire.

1.3.2.1. Les écrans photo-stimulables ou phosphores à mémoire

Ce type de détecteurs numériques, couramment appelé PCR (Phosphore Computed Radiography), ressemble extérieurement à une cassette de film radiographique conventionnelle. Seulement à la place du couple film-écran ordinaire, cette cassette contient une matrice de cristaux de phosphores dopés à l'Euripium (BaFBr : Eu). Lorsque cette

matrice est exposée, la distribution d'intensité (image) est enregistrée sous forme d'électrons capturés dans des couches semi-stables. Une fois l'exposition terminée, la plaque est alors placée dans un lecteur dédié, où le balayage d'un faisceau laser va engendrer l'émission d'un signal lumineux proportionnel à l'intensité du rayonnement X subit par cet endroit. Une fois la cassette lue, une exposition lumineuse de forte intensité permet une remise à zéro de la plaque et sa réutilisation instantanée.

1.3.2.2. Les détecteurs plats indirect

Comme pour le film radiographique, ces systèmes utilisent un écran renforceur (cristaux de CsI le plus souvent) transformant les rayons X en lumière visible. La lumière est ensuite transformée en électron par l'intermédiaire de photo-détecteurs (silicium amorphe hydrogéné). Les charges sont alors accumulées dans des condensateurs dédiés à chaque pixel.

1.3.2.3. Les détecteurs plats directs

Pour ces détecteurs, la couche de semi-conducteur (sélénium amorphe) assure directement la conversion des rayons X en électrons. La particularité de cette couche réside dans sa polarisation (application d'une différence de potentiel). Les électrons sont directement collectés par les capteurs électroniques (condensateurs) dédiés à chaque pixel. Cette différence de potentiel évite ainsi la dispersion des électrons ce qui permet d'augmenter l'épaisseur de la couche (augmentation de la sensibilité) sans perte de la résolution spatiale.

1.3.2.4. Les détecteurs gazeux micromégas et le système EOS™

Ces détecteurs, appelés chambres proportionnelles multi-fils, sont constitués d'une série de chambres contenant des fils alignés parallèles, reliés à l'anode, et placés entre deux plaques cathodiques. L'espace est rempli d'un mélange de gaz sous pression (principalement de l'argon). Lorsque des rayons X pénètrent dans le détecteur, le gaz est ionisé, déclenchant une réaction en cascade qui a pour conséquence d'augmenter de manière très importante le signal initial. Ainsi, ces détecteurs sont capables de détecter de très faibles expositions aux rayons X sans être saturé rapidement. On obtient donc une très grande dynamique d'image permettant de pouvoir visualiser sur une même acquisition tissus mous et tissus osseux. Ces détecteurs appliqués à l'imagerie médicale sont issus des travaux ayant valu le prix Nobel de Physique au Pr. G. Charpak en 1992. Un système monoplan a été évalué en 1996 à l'Hôpital St. Vincent de Paul, à Paris. La grande dynamique d'image obtenue couplée à la possibilité de fenêtrage localisé avec un contraste adapté a permis à l'équipe du Pr. Kalifa de montrer les atouts majeurs que ce soit pour le suivi des anomalies du rachis et du bassin ou l'analyse

de tissus mous profonds (Kalifa et coll., 1998). Pour une qualité de cliché comparable d'un point de vue du diagnostic, les résultats cliniques montrent que la dose de rayon X nécessaire à l'obtention des images est de 10 à 30 fois inférieure pour une radiographie « Charpak » par rapport à la radiographie conventionnelle (Kalifa et coll., 1998). Cette réduction importante diminue donc les risques liés aux rayons X lors de suivis prolongés de patients sur de longues périodes (de plusieurs mois à plusieurs années).

Une dernière génération d'appareil a été mise au point par la Société BIOSPACE Instruments, en collaboration entre l'équipe du Pr. Charpak, le service de radiologie de l'Hôpital St. Vincent de Paul, le Laboratoire de BioMécanique (LBM) et le Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie (LIO). BIOSPACE Instruments a augmenté la résolution de l'image en augmentant le nombre de voies de détections. Sur ces travaux, un nouveau prototype, le système EOS™, a été réalisé ; il est équipé de deux sources et de deux détecteurs permettant une acquisition simultanée de deux images d'incidences 0° et 90° avec une vitesse de balayage pouvant atteindre 0,5 m/s. (Figure 4).

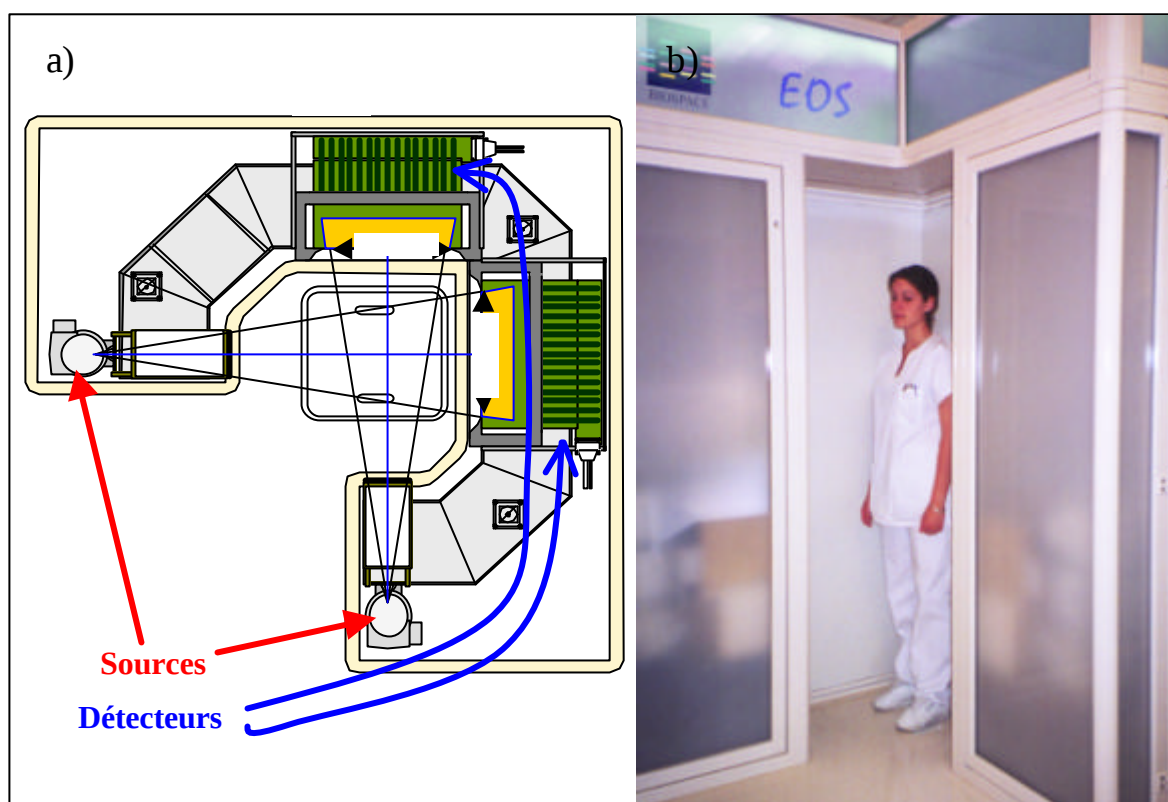


Figure 4 : Le système EOS™ bi-plan à détecteurs gazeux « micromégas »
a) Principe de l'imageur EOS™, b) Système EOS™ installé à l'hôpital Saint-Vincent de Paul.

1.3.2.5. Avantage et Inconvénients

Les avantages de la radiologie numérique par rapport à la radiologie conventionnelle sont nombreux :

- Elle permet l'accès à des traitements d'image performants (renforcement des contours, analyse de la texture, étude automatisée de la microarchitecture...)
- Elle offre l'avantage d'avoir à la fois une meilleure dynamique d'image et une meilleure résolution en contraste (possibilité de fenêtrage d'une certaine plage de niveau de gris) limitant ainsi les erreurs d'acquisition dues à un mauvais réglage des constantes du tube.
- Une fois le système installé, il n'existe pas de surcoûts dus à l'utilisation de consommables.
- Elle permet un stockage et un archivage numérique directement dans le dossier patient, permettant ainsi de partager et d'accéder rapidement aux examens (réseau PACS « Picture Archiving Communication System »). De plus, elle ouvre la porte à de nombreuses applications de la télémédecine.

Néanmoins, ces appareils ont des coûts d'investissement importants et sont encore limités pour des examens nécessitant de fortes résolutions spatiales.

2. La Tomodensitométrie ou CT-Scan

La tomodensitométrie est une technologie issue des principes physiques de l'imagerie par rayons X décrits dans le paragraphe précédent. Cependant, contrairement à la radiographie classique qui explore le corps humain à partir de projections bidimensionnelles, la tomodensitométrie permet d'obtenir des informations volumiques par coupe. Le concept mathématique permettant de générer des images CT-scan à partir de projections multiples issues d'angles différents a été développé par Radon en 1917. Ce concept permet de représenter la structure interne d'un objet en utilisant une multitude de projections issues de l'atténuation de faisceau de rayons X par la matière traversée. Pour chaque incidence, l'atténuation du faisceau reçu par chaque détecteur répond à la loi de Beer-Lambert définie précédemment (**Equation 1**).

Les tomodensitomètres font partie intégrante de l'imagerie numérique de part la nécessité de traitement des nombreuses données de transmission, d'émission, et de position de l'ensemble tube-détecteur. C'est pourquoi l'évolution technologique de ces appareils a été limitée au début par la capacité de traitement des équipements informatiques associés. Le CT-scan fonctionne en faisant des révolutions autour d'un objet ce qui permet l'acquisition de

plusieurs projections qui formeront l'image CT-scan par reconstruction (**Figure 5**). Celle-ci n'est en sorte qu'une suite de calculs mathématiques qui s'opèrent sur les données accumulées tout le long du processus de l'acquisition. L'image CT-scan se compose de la juxtaposition verticale et horizontale de plusieurs pixels qui forment la matrice de l'image dont la taille peut varier. Habituellement les matrices font 512 pixels par 512 pixels, notées 512 x 512. Les données acquises sont en fait la numérisation des valeurs de transmissions recueillies par les détecteurs lors de l'acquisition



Figure 5 : Principe d'une acquisition CT-scan

a) Prévisualisation d'une zone potentielle d'acquisition à partir du mode « radio » ; b) délimitation de la zone d'acquisition à partir de la « scout view » ; c) visualisation d'une des coupes axiales obtenues.

Si l'on divise le volume de matière étudiée en une matrice de volumes élémentaires (voxels), il est alors possible de calculer le coefficient d'atténuation moyen de chaque voxel en fonction des projections incluant une participation du voxel.

Pour les systèmes CT-scan classiques, la résolution spatiale de chaque coupe tomodensitométrique acquise est fonction des paramètres d'acquisition tels que la taille de la matrice, la taille du champ d'acquisition, l'épaisseur du faisceau de collimation (« épaisseur de coupe ») et la distance entre les coupes d'acquisition.

Cependant, pour les systèmes hélicoïdaux, une différence importante existe puisque dans ce cas, l'acquisition est volumique et non par coupes successives, ce qui implique qu'il existe une interpolation des données plus ou moins importante en fonction du pas d'incrément de l'hélice. Les données sont alors volumiques et peuvent être générées dans n'importe quel plan de l'espace.

3. L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)

L'IRM est basée sur les propriétés magnétiques de certains atomes ayant un nombre impair de protons dans leur noyau (^1H , ^{13}C , ^{17}O , ^{19}F , ^{31}P , ^{23}Na , ^{39}K). Ces protons ont la

particularité de tourner sur eux-mêmes (« spin ») créant ainsi un champ magnétique dipolaire. Ils deviennent alors assimilables à de petits aimants définis par leur moment magnétique. Cependant, sachant que l'hydrogène a le moment magnétique le plus important et que le corps humain est composé à 70% d'eau (H_2O), l'Imagerie par Résonance Magnétique est souvent appelée imagerie du proton, H^+ .

Pour obtenir une image IRM, c'est sur les variations de signaux émis par ces petits aimants que l'on va s'appuyer, les principales étapes d'une séquence simple d'acquisition sont définies ci-dessous :

- Tout d'abord, un puissant champ magnétique va aligner les moments magnétiques des protons dans la même direction. Cependant si le moment résultant de tous les protons est aligné sur B_0 , les moments magnétiques individuels effectuent un mouvement de précession autour de celui-ci à une fréquence appelée fréquence de Larmor.
- Ensuite, une antenne va émettre brièvement une onde Radiofréquence à la fréquence de Larmor ce qui va faire rentrer les protons en résonance et ainsi perturber l'alignement, modifiant ainsi l'angle des moments magnétiques par rapport à la direction du champ B_0 .
- Enfin, une antenne réceptrice recueille instantanément les informations caractérisant le retour à « l'équilibre » des protons.



Figure 6 : Exemple d'image obtenue à partir d'une séquence d'acquisition IRM.

On peut observer sur cette image les forts contrastes permettant de dissocier des tissus mous de natures différentes

Les informations recueillies sont dépendantes de la densité en proton, du temps de relaxation longitudinal (T_1) et du temps de relaxation transversal (T_2) de la substance organique excitée. Les niveaux de gris qui composeront l'image seront donc principalement

définis à partir de ces trois paramètres (**Figure 6**). Les possibilités des séquences d'acquisitions sont nombreuses et permettent de moduler le type d'informations que l'on souhaite observer.

4. L'Imagerie par Ultrasons

4.1. Production et réception des Ultrasons

Les sondes médicales ultrasonores sont constituées de céramiques aux propriétés piézo-électriques ayant la double capacité d'émettre et de recevoir les ultrasons. La piézo-électricité de ces sondes a pour conséquences l'émission d'ultrasons lorsqu'elles sont soumises à une différence de potentiel (déformation de la céramique engendrant une onde de pression) et de recevoir le signal en convertissant les informations ultrasonores en signaux électriques (polarisation de la céramique sous une contrainte mécanique). Néanmoins, lorsque les ultrasons s'appuient sur leurs propriétés de réflexion, les deux fonctions ne se superposent pas, et si la sonde émet pendant environ 2 msec, elle est réceptrice pendant 998 msec. Des images bidimensionnelles sont alors accessibles en balayant avec la sonde la zone d'intérêt façon à récupérer tous les signaux réfléchis.

4.2. Interactions des Ultrasons avec la matière

Les ultrasons sont des vibrations mécaniques de la matière (comme tous les sons) à des fréquences inaudibles pour l'oreille humaine ($>20\,000$ Hz). Les ultrasons se propagent à une vitesse qui sera fonction de la nature du milieu de propagation, indépendamment de la fréquence de l'onde. Comme la lumière en optique, chaque fois qu'un son rencontre une interface, une partie de l'énergie incidente est transmise (elle traverse l'interface) tandis que l'autre partie est réfléchi.

Lors de leur passage, les tissus présentent une certaine résistance aux ultrasons. Cette résistance, appelée impédance est fonction du module d'élasticité et de la densité du milieu considéré. L'impédance est différente d'un tissu à l'autre et la limite entre deux tissus constitue une interface génératrice de réflexions de l'onde ultrasonore. Chaque changement d'impédance engendrera une réflexion d'une partie du signal et donc une diminution de l'intensité du signal incident. Les directions de la transmission et de la réflexion sont fonction de l'angle d'incidence de l'onde sonore.

Pour former une image à partir des ondes réfléchies, les niveaux de gris d'une interface sont nuancés selon leur impédance : Os $\rightarrow$ Blanc ; Tissus mous $\rightarrow$ Gris ; Eau, Sang, vessie $\rightarrow$ Noir (**Figure 7**).

De plus, l'image bidimensionnelle est construite en se référant au temps que met l'onde à faire le chemin émetteur-interface-récepteur qui est proportionnel à la profondeur de l'interface considérée. Ce codage a été une révolution mais aussi la source d'erreurs : la hauteur du niveau de gris ne traduit pas un tissu caractéristique mais sa structure acoustiquement significative c'est à dire son nombre d'interfaces. Une même image peut correspondre à plusieurs tissus ou le même tissu peut être échographiquement différent selon sa topographie, sa chaleur...

Enfin, concernant la résolution spatiale elle est fonction de deux composantes :

- La résolution axiale décrivant l'aptitude à différencier des détails placés dans l'axe de propagation des ultrasons. Elle est de l'ordre du millimètre et dépend de la longueur d'onde et de la durée de l'impulsion.
- La résolution latérale : c'est l'aptitude à différencier les détails placés dans le plan de coupe perpendiculairement à l'axe de propagation des ultrasons. Elle est moins bonne que la précédente et est liée au diamètre du faisceau (dépendant de la focalisation) et à la densité de récepteurs présents sur la barrette de réception.



Figure 7 : Exemple d'échographie

Il est cependant à noter qu'il est possible d'utiliser les ultrasons uniquement en mode transmission. C'est le cas lorsque l'on cherche à caractériser le tissu osseux. On se désintéresse alors des ondes réfléchies et l'on place un détecteur de l'autre côté de la structure analysée. L'atténuation est alors caractérisée par la réduction de son amplitude du fait de l'absorption (dépendante de la surface d'échange entre les travées osseuses et la moelle) et de la diffusion (redistribution de l'onde incidente en fonction du nombre d'interfaces ou travées osseuses) de l'onde incidente.

5. Synthèse

Cette revue des principes physiques des systèmes d'imagerie médicale couramment utilisés a permis de souligner les avantages et inconvénients de ces différentes modalités pour étudier le système ostéo-articulaire.

Pour l'imagerie ultrasonore (utilisée en mode réflexion) les structures osseuses présentent trop d'écho et beaucoup de bruit de mesures – échos parasites à la forme géométrique des surfaces de structures denses – (*Defontaine et coll., 1999*) et ne permettent pas de recueillir des images de bonne qualité. L'IRM dans son utilisation la plus fréquente s'appuie sur la différence entre les propriétés électromagnétiques des tissus étudiés, très dépendants de la concentration de proton constituant le tissu étudié. La faible proportion de protons au sein du tissu osseux rend donc l'utilisation de l'IRM peu adéquate pour accéder à des informations fiables sur les structures osseuses. Ces deux systèmes d'imagerie restent néanmoins des outils de choix dans l'analyse des systèmes musculaires, ligamentaires, tendineux ainsi que pour l'analyse d'organes vitaux tels que le cerveau ou le cœur.

Il apparaît ainsi que l'imagerie par rayons X (radiographie et CT-scan) semble actuellement la plus appropriée pour l'analyse des structures ostéo-articulaires, il s'agit d'ailleurs du mode d'imagerie le plus répandue dans le monde médical.

Chapitre 2 : Etude Bibliographique sur l'Imagerie Médicale et la Reconstruction 3D

Les systèmes d'imagerie médicale précédemment décrits sont utilisés principalement dans le cadre d'analyses réalisées en 2D. En effet, même pour des systèmes tels que le CT-scan ou l'IRM qui peuvent réaliser des acquisitions volumiques, la plupart des applications cliniques utilisent des images 2D reconstruites dans le plan de coupe voulu par le clinicien. Cependant, les prises en compte du caractère tridimensionnel de certaines pathologies et des biais de mesures 2D dus à la projection radiographique amènent de plus en plus les cliniciens à utiliser des méthodes de reconstructions 3D pour les aider dans leur diagnostic ou dans la planification de leur geste chirurgical. Dans ce chapitre, nous décrirons les méthodes de reconstructions 3D utilisées suivant les systèmes d'imagerie considérés.

1. La Radiographie Multiplanaire

1.1. Principe Général

Le principe de la reconstruction tridimensionnelle à partir de radiographies bi-planaires (ou multi-planaires) est basé sur l'acquisition de deux radiographies (ou plusieurs) avec des angles d'incidence différents. A partir des différentes projections 2D, il est alors possible de définir la position tridimensionnelle de repères anatomiques dans l'environnement radiologique (Figure 8).

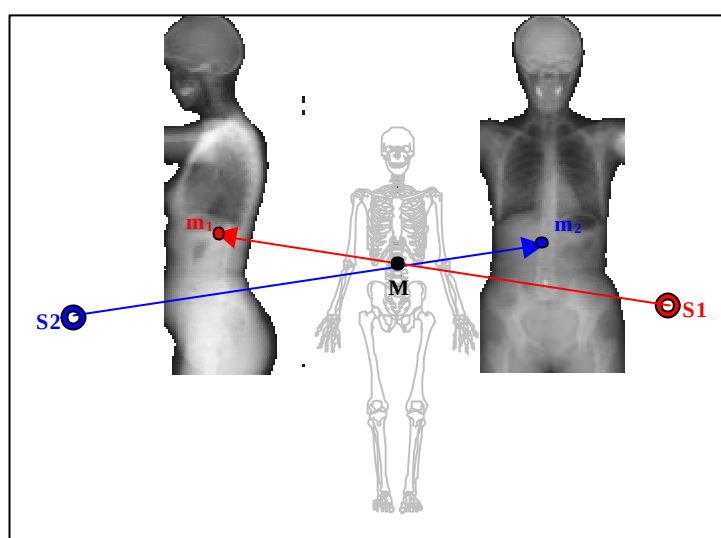


Figure 8 : Principe de la radiographie bi-planaire.

Schéma représentant la configuration géométrique associant les sources de rayons X (S1 et S2), le point 3D (M) et les projections radiographiques correspondantes (m1, m2)

Néanmoins, avant d'appliquer une méthode de reconstruction 3D, il est nécessaire de définir spatialement l'environnement radiologique, c'est à dire, les localisations relatives des plans images et des sources de rayons X. Cette étape est appelée phase de calibrage

1.2. Calibrage de l'environnement radiographique

Le principe de la calibration spatiale d'un environnement radiologique est d'évaluer, au moyen d'un objet de calibrage (généralement une boîte en plexiglas comprenant des billes de plomb de coordonnées 3D connues), la transformation géométrique entre les coordonnées 3D d'un point de l'espace et ses coordonnées 2D projetés sur les différents plans radiologiques.

1.2.1. L'algorithme DLT (Direct Linear Transformation)

L'algorithme DLT (« Direct Linear Transformation ») permet de transformer la relation de colinéarité en une forme linéaire simple à 11 paramètres implicites (*Abdel-Aziz et Karara, 1971*). Connaissant les coordonnées 3D d'un objet de calibrage (contenant au moins 6 repères) ainsi que leurs coordonnées 2D dans le plan image, il est alors possible de déterminer des paramètres implicites dont on déduit les paramètres géométriques (explicites).

Cette étape de calibrage permet ainsi de calculer les coordonnées d'un point dans un repère global, à partir des coordonnées 2D identifiés dans les images radiologiques d'incidences différentes. Les détails de cet algorithme sont donnés dans l'**ANNEXE I**.

Il est à noter que l'objet de calibrage doit entourer la globalité de la zone à étudier, en effet l'extrapolation du calibrage en dehors de la zone de calibrage est imprécise (*Wood et Marshall, 1986 ; Chen et coll., 1994*).

1.2.2. Calibrage explicite

Si l'on connaît l'angle entre deux vues, et que l'on sait que la distance source-film et la hauteur de la source par rapport au film est constante, des hypothèses simplificatrices peuvent être faites ce qui permet de calculer explicitement les paramètres spatiaux de l'environnement radiographique (*Dumas, Skalli et coll., 2003*). Cette méthode explicite permet de calibrer le volume compris dans un objet de calibrage simplifié, facilitant ainsi la tâche de l'opérateur.

1.2.3. Calibrage de systèmes à projection cylindrique : Algorithme CLT

La méthode de calibrage citée précédemment doit être adaptée à la technique d'acquisition de système à balayage type EOS™. En effet, dans ces systèmes la géométrie du

faisceau de rayons X est de type éventail (« fan beam »), donnant lieu à une projection dite cylindrique. Dans le cas des systèmes « fan beam », la source ponctuelle est finement collimatée de façon à obtenir un étroit faisceau de rayons X se déplaçant linéairement à vitesse constante. En se déplaçant ainsi le faisceau de rayons X génère un plan de coupe orthogonal mobile.

Quelques modifications ont donc dû être apportées à l'algorithme DLT (travail interne ENSAM - LIO) et un nouvel algorithme développé (algorithme CLT, pour Cylinder Linear Transformation, détails donnés dans l'ANNEXE I). Cependant, il faut noter que dans le cadre de l'utilisation de ce système d'imagerie le calibrage ne sera pas nécessaire à chaque acquisition. Effectivement, la géométrie du système est imposée et invariable dans le temps.

1.2.4. Conclusion sur le calibrage

Par la suite, le calibrage sera toujours supposé réalisé et donc les localisations des sources de rayons X ou des droites de sources, des différents plans radios et des différentes matrices de passage des repères images vers le repère global seront supposées connues.

1.3. Méthodes Basées sur la Reconstruction 3D de Repères Ponctuels

Les repères ponctuels sont de deux types : stéréo-correspondants (visibles simultanément sur les deux images) et non stéréo-correspondants (visibles uniquement sur une seule des incidences).

1.3.1. Reconstruction de Points Stéréo-Correspondants

Une fois identifiée la position des points stéréo-correspondants sur les radiographies, leurs positions dans l'espace sont définies par l'intersection des 2 droites de contraintes joignant les sources aux identifications 2D sur les plans images (**Figure 8**). En pratique, cette intersection idéale n'est pas réalisable du fait des erreurs induites lors de l'identification des points anatomiques sur les images radiologiques. L'intersection est donc approximée comme le milieu du plus petit segment joignant les 2 droites de contraintes.

Cette méthode peut être appliquée pour reconstruire des repère anatomiques visibles dans les deux vues, mais elle est également utilisée dans le cadre d'une méthode appelée Roentgen Stereophotogrammetry Analysis (RSA). Cette technique développée par Selvik en 1974, repose sur l'implantation périostale in vivo de marqueurs biocompatibles radio-opaques (Selvik et coll., 1983 ; Selvik, 1989 ; Selvik, 1990). Ces marqueurs, billes de tantale

de faible diamètre (0,5 - 2 mm), se trouvent ainsi aisément identifiables dans les différentes radiographies.

1.3.2. Reconstruction de Points Non Stéréo-Correspondants

Cette méthode (Véron, 1997 ; Mitton et coll., 2000) permet d'ajouter à la reconstruction de points Stéréo-Correspondants (visible sur les 2 radiographies), la reconstruction 3D de points dits Non Stéréo-Correspondants (visibles seulement sur l'une des radiographies). Cette technique NSCP (« Non Stereo-Corresponding Points ») permet ainsi d'augmenter le nombre de repères anatomiques reconstruits par objet.

Les seules informations disponibles pour ces points sont que leur position 3D est placée sur la droite joignant la source de rayons X à leur projection 2D dans le plan image. Pour résoudre ce problème, l'idée est d'ajouter de l'information *a priori* sur la géométrie de l'objet à reconstruire, en considérant l'hypothèse qu'il doit être le plus proche possible d'un objet appelé objet générique. Ainsi, une fonction de minimisation de l'énergie de déformation du maillage de l'objet générique est appliquée, de façon à ce que l'hypothèse faite sur l'objet à reconstruire soit satisfaite. Cet algorithme peut être utilisé tel quel, lorsque aucun point stéréo-correspondant n'est identifiable, ou bien en complément de l'acquisition des points stéréo-correspondants. Dans ce cas, les positions 3D de ces points constitueront des contraintes supplémentaires pour la reconstruction des points non stéréo-correspondants.

1.3.3. Déformation d'objets 3D par « Krigeage »

Le krigeage est un algorithme permettant de déformer un objet générique en considérant un ensemble de points de contrôle, et en appliquant des transformations géométriques associées à des déplacements de ces points de contrôle (Trochu, 1993).

L'objet générique est une surface ou un volume ayant une forme du même type que celle de l'objet que l'on veut obtenir. Si l'on prend le cas d'une vertèbre (Delorme, 1996), cet objet peut être une vertèbre quelconque du niveau considéré ou bien une vertèbre « moyenne » dont la géométrie a été obtenue moyennant les mesures d'un ensemble de vertèbres du même type. L'objet générique peut être obtenu à partir de différentes modalités, par exemple les mesures directes (Fastrak®) ou les reconstructions 3D à partir d'acquisition CT-scan. Il est représenté par un nuage de points.

Les points de contrôle sont des points de positions tridimensionnelles connues, appartenant à l'objet que l'on veut reconstruire. Dans le cas de la stéréoradiographie, les points de contrôle pour le krigeage sont les repères anatomiques reconstruits par DLT et/ou NSCP.

1.4. Méthodes Basées sur la Reconstruction 3D de Contours

L'algorithme NSSC (« Non-Stereo-Corresponding Contour ») est issu d'une thèse précédente (*Laporte et coll., 2003*) visant à reconstruire de manière précise et rapide des os longs possédant des contours dans les clichés radiographiques, et pour lesquels peu de repères anatomiques ponctuels sont identifiables (**Figure 9**).

Le principe général de l'algorithme NSCC peut-être décomposé en six étapes :

1. Définition d'un objet générique surfacique décomposé en régions « anatomiques »,
2. Identification, dans les clichés radiologiques, des contours projetés associés aux régions « anatomiques » tridimensionnelles, et de repères anatomiques,
3. Calcul d'une solution initiale pour l'algorithme d'optimisation : recalage d'un objet 3D par rapport aux informations radiologiques (points et contours),
4. Projection des contours tridimensionnels de l'objet 3D dans les plans radiographiques et association avec les contours radiologiques identifiés.
5. Algorithme d'optimisation de la solution initiale à partir des associations précédentes : recalage élastique itératif,
6. Déformation non linéaire itérative par krigeage optimisé de l'objet 3D à partir des associations et obtention de la reconstruction personnalisée.

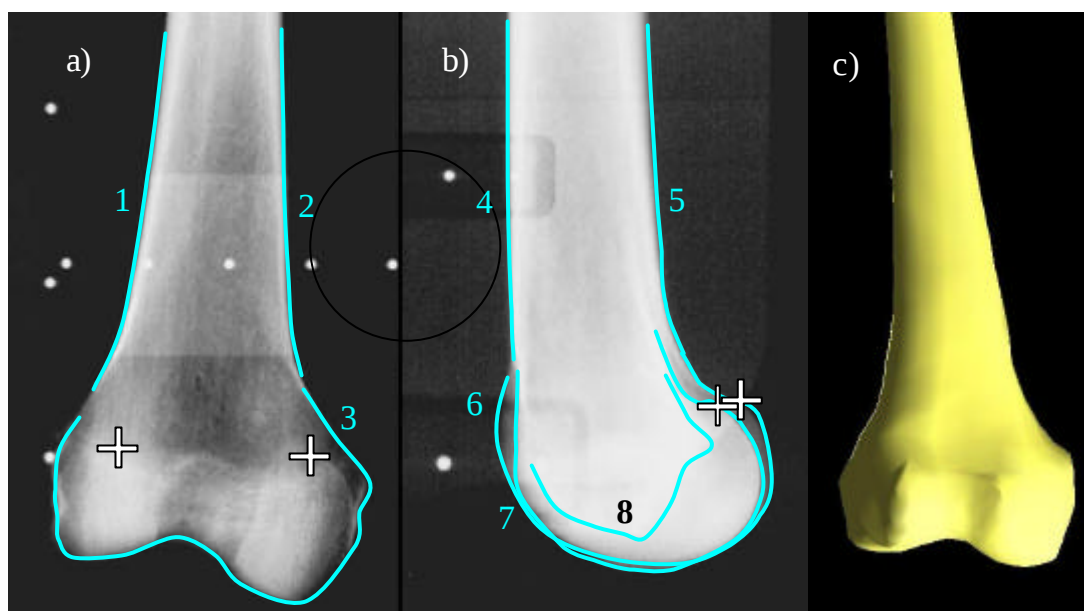


Figure 9: Illustration du principe de la méthode NSCC appliquée sur le fémur distal - d'après *Laporte et coll., 2003* –

Identification des contours dans les radiologies en vue de face (a) et en vue latérale (b) et obtention du modèle 3D personnalisé correspondant (c)

La méthode de reconstruction par algorithme NSCC nécessite un objet générique représentant la structure à reconstruire. Cet objet générique obtenu à partir d'un système d'acquisition tridimensionnel précis (Fastrak® ou CT-scan) est défini par un ensemble de points et de triangles permettant de décrire une surface. Contrairement à la méthode de reconstruction tridimensionnelle par algorithme NSCP, les points de l'objet générique ne sont pas étiquetés. Cependant, la géométrie générique est décomposée en « *régions anatomiques* » permettant de définir la localisation d'un point ou d'un triangle. Le découpage de ces régions est dépendant des contours 2D générés dans les radiographies.

1.5. Etudes de validation et tableaux de Synthèse

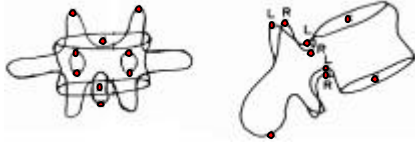
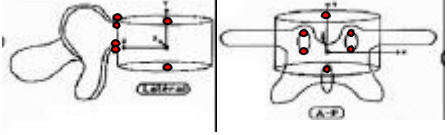
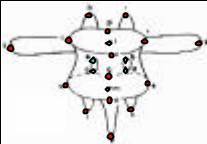
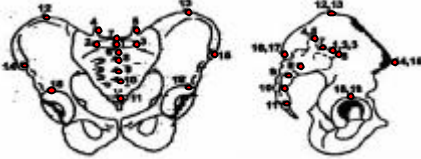
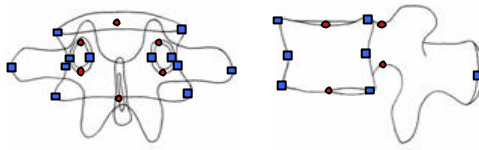
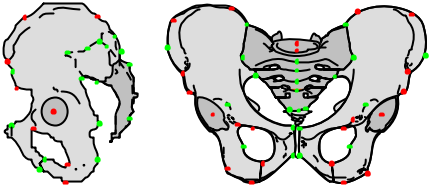
Les résultats des études cités dans ce chapitre sont synthétisés dans les 2 tableaux récapitulatifs (Tableau 1 & Tableau 2).

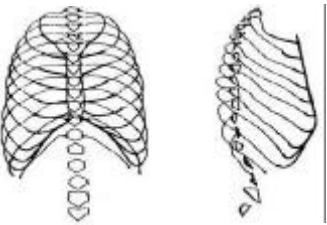
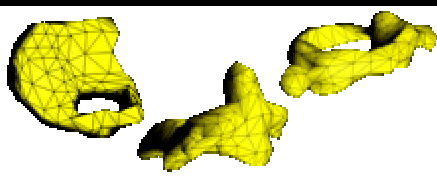
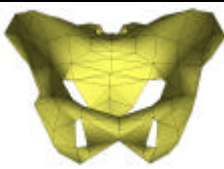
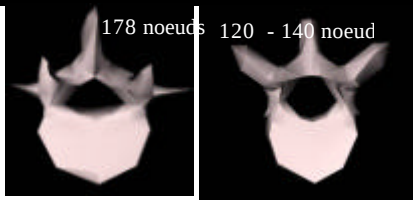
Concernant, les études de validation des méthodes de reconstruction à partir de repères ponctuels les détails sont données dans le Tableau 1.

Pour les études de validation basées sur la méthode NSCC, les méthodes et résultats sont explicités Erreur ! Source du renvoi introuvable. Tableau 2

.

Tableau 1 : Tableau récapitulatif des études de validation des techniques de reconstruction stéréoradiographique à partir de repères ponctuels.

Auteurs	Méthodes	Echantillons
Stokes & Coll. (1981)	<u>Radios face / profil - DLT</u> 9 repères / vertèbre 	<u>Rachis lombaires :</u> 16 volontaires 60 patients lombalgiques
Pearcy (1985)		<u>Rachis lombaires :</u> patients lombalgiques
Dansereau et Stokes (1988)	<u>Radios face 0 - 20° et profil - DLT & Splines Itérations</u> 6 repères / vertèbre 11 repères / côte Repères radios opaques externes 	10 cages thoraciques saines 7 côtes isolées 1 objet de référence pièces anatomiques saines 16 rachis de sujets normaux
Plamondon & Coll. (1988)		5 patients scoliotiques 50 billes métalliques
André & Coll. (1994)	<u>Radios face 0°, face 20° et profil - DLT : 6 repères / vertèbres</u>	fantôme en résine
Aubin & Coll. (1997)	<u>Radios face / profil</u> Modèle 1 : 6 points DLT (vert) + Krigeage Modèle 2 : 21 points DLT (rouge) + Krigeage 	1 rachis thoraco-lombaire sain (17 vertèbres)
Gauvin & Coll. (1998)	<u>Radios face / profil - DLT & DLT avec coefficients de confiance</u> 19 repères/ bassin 	11 patients scoliotiques 2 bassins secs
Véron, Mitton & Coll. (1997, 2000)	<u>Radios face / profil - NSCP & Krigeage :</u> 21 à 28 points / vertèbres (suivant le niveau vertébral)	6 Rachis cervicaux supérieurs (18 vertèbres)
Mitulescu & Coll. (2001)	<u>Radios face / profil - DLT & NSCP & Krigeage :</u> 21 à 33 points / vertèbre (SCP-rouge- et NSCP-bleus-) 	6 rachis lombaires non pathologiques (26 vertèbres)
Mitulescu & Coll. (2001)	<u>Radios face / profil - DLT & NSCP & Krigeage :</u> 20 à 47 points / bassin (SCP-rouge- & NSCP-vert-) 	8 bassins isolés
Mitulescu & Coll. (2002)	<u>Radios conventionnelles face / profil - DLT & NSCP & Krigeage :</u> 21 à 33 points / vertèbre Reconstruction de vertèbres thoraciques et lombaires	Validation in vivo de la méthode NSCP sur 58 vertèbres provenant de 14 patients scoliotiques (24° < angle de Cobb < 71°)

Type de Validation	Modèles 3D	Résultats
Etude des mobilités intervertébrales.	Pas de validation 3D des géométries vertébrales	<u>Erreurs :</u> 1,2 - 2,6° en rotation 0,8 - 1,5 mm en translation
Etude des mobilités intervertébrales. Répétabilité de l'identification des repères dans les images		Calibrage → RMS = 0,09 mm Anatomique → RMS < 1 mm
Répétabilité de la méthode pour un thorax		<u>Erreurs absolue point/point :</u> Ecart moyen : 1,2 mm Ecart type : 1,0 mm
Comparaison à des mesures directes		Ecart moyen : 1,1 mm Ecart type : 0,7 mm
Calculs de paramètres linéaires et comparaison aux mesures directes		<u>Erreur relative :</u> ± 2 %
Comparaison à des mesures directes pour les 6 repères anatomiques		Erreur absolue point/point : Inférieure à 1 mm
Analyse de l'influence des mouvements des patients entre les deux radios		Erreur d'identification de 2 mm entraîne une erreur 3D de 5 mm
Influence des erreurs d'identification des repères dans les radios		Points supérieurs et inférieurs des pédicules sont les mieux reconstruits : Orientation de 20°
Optimisation de l'orientation d'une 3 ^{ème} prise de vue de face		
<u>Evaluation des erreurs point-point / modèles mesures directes :</u> <u>Evaluation des erreurs sur plusieurs paramètres linéaires :</u>		Modèle 1 : 2,6±2,4 mm Modèle 2 : 2,6±2,4 mm Modèle 1 : 2,3±2,0 mm Modèle 2 : 1,8±2,0 mm
Evaluation des erreurs de rétro projection des points reconstruits		<u>Courbure sacrée :</u> 0,2 (0,1) mm* <u>Crêtes iliaques :</u> 6,4 (7,2) mm*
Idem & Comparaison avec des mesures directes pour les 19 repères anatomiques		<u>Erreur de Rétro projection</u> = 1 mm <u>Erreur 3D :</u> Base du Sacrum: 1,8 (0,5) mm* Autres régions : 3,0 (1,6) mm*
Comparaison des reconstructions 3D à des modèles obtenus par mesures directes par une méthode point surface		<u>Erreurs points surfaces :</u> <i>Occiput (194 points) :</i> Moy : 1,9 mm; RMS : 2,7 mm; Max: 16,0 mm <i>Atlas (199 points) :</i> 1,0 ; 1,2 ; 4,3 mm <i>Axis (211 points) :</i> 0,8 ; 1,0 ; 3,9 mm
<u>Erreurs points / surfaces :</u> Références : mesure directe (178 points) Calcul de paramètres linéaires et angulaires	 178 noeuds	<u>Erreurs points / surfaces :</u> Moy : 1,1 mm ; RMS : 1,4 mm ; Max: 7,8 mm <u>Erreur relative</u> < 9 %
Erreurs point-surface/ Références par mesure directe (193 points)	 193 noeuds	<u>Erreurs points / surfaces :</u> Moy : 3,4 mm ; RMS : 5,6 mm; Max: 17,1 mm
<u>Erreurs points / surfaces :</u> Références modèle CT-scan provenant d'acquisitions bi-millimétriques.	 178 noeuds 120 - 140 noeuds	<u>Erreurs points / surfaces :</u> Résultats global : Moy : 1,5 mm ; 2 RMS : 4,0 mm; Max: 19,7 mm <u>Précision en fonction de la qualité de la radio :</u> <i>Bonne (7 patients) :</i> Moy : 1,3 mm 2 RMS : 3,6 mm Max: 6 mm <i>Moy (4 patients) :</i> Moy : 1,4 mm 2 RMS : 3,6 mm Max: 7,2 mm <i>Mauvaise (3 patients) :</i> Moy : 1,9 mm ; 2 RMS : 5,4 mm; Max: 19,7 mm

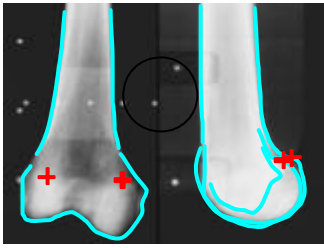
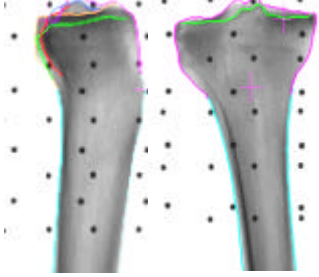
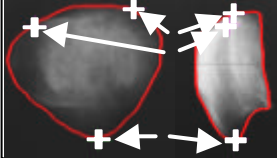
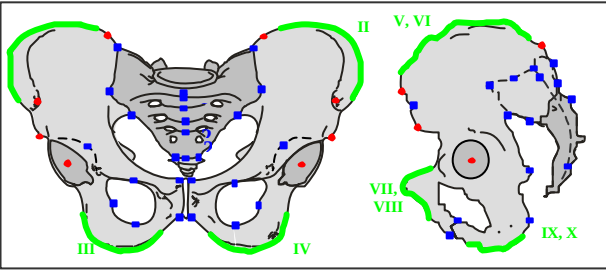
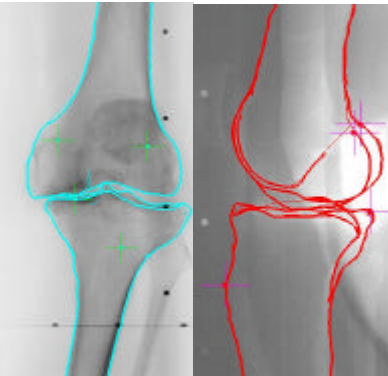
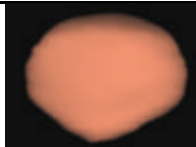
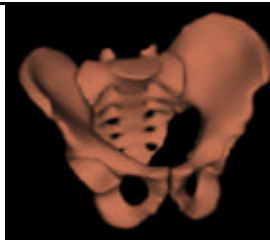
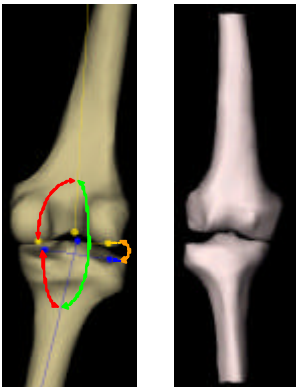
Auteurs (Années)	Méthodes	Echantillons
Laporte (2002)	Identification de : • 2 points SCP (croix rouges) • 3 contours sur la radio de face • 5 contours sur la radio de profil 	8 fémurs distaux secs
	Identification de : • 2 points SCP • 4 contours sur la radio de face • 8 contours sur la radio de profil 	7 tibias proximaux secs
	Identification de : • 3 points SCP (croix blanches) • 1 contour sur la radio face et • 1 contour sur la radio profil 	7 rotules sèches
	Méthode hybride, identification de : • 8 points SCP (points rouges) • 4 contours et 16 points NSCP (points bleus) sur la radio de face • 6 contours et 20 points NSCP sur la radio de profil 	3 bassins secs
Bauer (2003)	Identification des contours du fémur distal, de la rotule, du tibia proximal comme défini ci-dessus dans l'étude de Laporte & Coll (2002), plus identifications par méthode SCP du centre de la tête fémorale ainsi que le centre de cheville défini comme le milieu du dôme astragalien 	4 patients présentant une arthrose du genou
Node- Langlois (2003)		10 patients présentant une arthrose du genou

Tableau 2 : Tableau récapitulatif des études de validations des techniques de reconstruction stéréoradiographique à partir de contours

Type de Validation	Modèles 3D	Résultats
Calcul des erreurs point-surface / références 3D issues d'une acquisition scanner (coupes millimétriques)	 Modèle surfacique de 556 nœuds et 1100 triangles	Erreur points surface : Radiographie EOS™ : Moy : 0,9 mm RMS : 1,2 mm Max : 5,5 mm Radiographies Conventionnelles : Moy : 1,2 mm RMS : 1,3 mm Max : 5,3 mm
Calcul des erreurs point-surface / références 3D issues d'une acquisition scanner (coupes millimétriques)	 Modèle surfacique de 1400 nœuds et 2800 triangles	Erreur points surface : Radiographie EOS™ : Moy : 0,7 mm RMS : 0,9 mm Max : 5,0 mm Radiographies Conventionnelles : Moy : 0,9 mm RMS : 1,2 mm Max : 6,0 mm
Calcul des erreurs points-surface / une référence 3D issue d'une acquisition scanner (coupes millimétriques)	 Modèle surfacique de 1190 nœuds.	Erreur points surface : Radiographies Conventionnelles : Moy : 0,6 mm RMS : 0,8 mm Max : 3,3 mm
Calcul des erreurs point-surface / références 3D issues d'une acquisition scanner (coupes millimétriques)	 Modèle surfacique de 9000 nœuds	Erreur points surface : Radiographies EOS™ : Moy : 2,6 mm RMS : 2,8 mm Max : 7,9mm
Calcul des erreurs point-surface / références 3D issues d'acquisition scanner (coupes millimétriques)		Erreur points surface : Radiographie EOS™ Fémur distal : 0,9 < Moy < 1,2 mm ; Max < 7 mm Tibia proximal : 1,2 < Moy < 1,6 mm ; Max < 7,3 mm
- Calcul des erreurs point-surface entre reconstructions intra et inter observateurs - Calcul des erreurs intra et inter observateurs sur un set de 5 paramètres angulaires calculés à partir de la modélisation du genoux et des points SCP reconstruits au niveau de la tête fémorale et de la cheville		<u>Reproductibilité intra-observateur :</u> Fémur distal : Moy = 1 mm ; RMS = 0,8 mm ; Max = 5,3 mm Tibia proximal : Moy = 1 mm ; RMS = 0,7 mm ; Max = 7,2 mm <u>Reproductibilité inter-observateurs :</u> Fémur distal : Moy = 1 mm ; RMS = 1,2 mm ; Max = 9,1 mm Tibia proximal : Moy = 1 mm ; RMS = 1,2 mm ; Max = 10,1 mm <u>Paramètres angulaires :</u> 2RMS < 2,8°

1.5.1. Méthodes Basées sur la Reconstruction 3D de points

Avant de détailler les différentes études de validation basées sur la reconstruction 3D de repères radiographiques générés par la structure osseuse elle-même, nous allons rapidement présenter les études de validation liées à la Roentgen Stereophotogrammetry Analysis (RSA).

Du fait de la très faible incertitude dans l'identification des billes de tantale, la précision de reconstruction de cette méthode est située entre 0,5 et 1 mm (*Karrholm, 1989 ; Selvik, 1989*). De nombreuses études, principalement conduites dans les pays scandinaves ont été réalisées, plus de 3 000 patients y ont été inclus et plus de 150 articles scientifiques publiés. Les sujets étudiés ont été multiples : fixation de prothèses (*Ryd, 1992 ; Valstar et coll., 2000*), stabilité et cinématique des articulations (*Uvehammer et coll., 2000*), stabilisation de fractures (*Ragnarsson et coll., 1992*) et fusion rachidienne (*Johnsson et coll., 1990*). Cette méthode permet un accès facile et précis à des points stéréo correspondants mais présente néanmoins 2 inconvénients majeurs : l'invasivité engendrée par l'implantation périostale des billes de tantale et la définition d'une géométrie personnalisée basée sur des repères n'appartenant pas réellement à la structure osseuse. Ce sont pour ces 2 raisons que nous ne détaillerons pas plus les études précitées.

Concernant les techniques de stéréoradiographie basées sur l'identification de repères anatomiques sur les radiographies, les premières applications cliniques se sont tout d'abord intéressées à l'étude des pathologies associées à la colonne vertébrale du fait de leur caractère tridimensionnel. Dans l'objectif d'étudier les mobilités et les déformations rachidiennes, les premiers auteurs ont reconstruit de 6 à 9 points stéréo correspondant par vertèbre (*Stokes et coll., 1981 ; Percy, 1985*). La technique de reconstruction par points stéréo correspondants ne s'est pas cantonnée exclusivement aux vertèbres et les paramètres morphologiques tridimensionnels d'autres structures osseuses tels que la cage thoracique (*Dansereau et Stokes, 1988*) et le bassin (*Gauvin et coll., 1998*) ont été abordées par l'intermédiaire de cette technique. Néanmoins, les informations obtenues ne donnaient pas entière satisfaction en terme de définition géométrique des objets étudiés.

Une étude de validation associant reconstruction par points stéréo-correspondants et « krigeage » a permis d'augmenter la précision et la définition des modèles reconstruits (*Aubin et coll., 1997*).

La dernière amélioration dans le domaine de la reconstruction 3D stéréoradiographique, à partir de repères ponctuels, a été apportée par la méthode des points

non stéréo correspondants. D'une part, cette méthode a permis d'accéder à des représentations géométriques de structures auparavant inaccessibles par les précédentes techniques (Véron, 1997 ; Mitton et coll., 2000) ; d'autre part, l'algorithme NSCP est d'autant plus performant lorsqu'il est associé aux techniques de reconstruction par points SCP et «krigeage». Les évaluations de ces méthodes associées ont montré que ces modèles plus détaillés étaient aussi plus précis (Mitulescu et coll., 2001 ; Mitulescu et coll., 2002). Cependant, l'aspect des modèles tridimensionnels de vertèbre reste relativement facétisé.

1.5.2. Méthodes Basées sur la Reconstruction 3D de contours

La méthode de reconstruction 3D NSCC ayant été développée très récemment (*Laporte, 2002 ; Laporte et coll., 2003*), les études de validation sont essentiellement issues de ces travaux. Pour l'instant, les structures osseuses accessibles par cette méthode sont essentiellement le fémur distal, le tibia proximal et la rotule. Pour chacune de ces structures, une étude in vitro a permis d'évaluer la validité des reconstructions, les résultats indiquant des erreurs de précision inférieures à 2,6 mm dans le plus mauvais des cas.

De plus, une étude de validation utilisant une méthode hybride associant les algorithmes NSCP et NSCC a été réalisée in vitro sur 3 bassin secs (*Laporte, 2002*), permettant d'obtenir une amélioration substantielle de la précision de reconstruction comparée à la méthode NSCP seule (*Mitulescu, 2001*).

Enfin, concernant les études de validation in vivo basées sur la technique NSCC, une étude préliminaire s'appuyant sur 4 patients souffrant de gonarthrose a permis d'évaluer la précision de la technique avec en moyenne des erreurs comprises entre 0,9 et 1,6 mm (*Bauer, 2003*).

Une seconde étude réalisée sur 10 patients souffrant d'arthrose du genou a permis d'évaluer la reproductibilité de la technique in vivo. Les principaux résultats de cette étude indiquent qu'in vivo, 95% des points des modèles 3D personnalisés sont reconstruits avec une erreur de reproductibilité inférieure à 2,4 mm (*Nodé-Langlois, 2003*).

2. CT-Scan et Reconstruction 3D

Une acquisition tranche par tranche ou volumique, réalisée avec un CT-Scan permet d'obtenir une reconstruction tridimensionnelle d'une structure anatomique par des techniques de rendu surfacique ou volumique. Nous présenterons ici les principes fondamentaux de ces méthodes de reconstruction tridimensionnelle ; ces techniques nous ayant permis d'obtenir des modélisations géométriques de référence pour la validation de nos études.

2.1. Principe de la méthode de reconstruction 3D

En général, les techniques de reconstruction tridimensionnelle par coupes sériées sont basées sur une segmentation automatique et/ou manuelle des structures à reconstruire dans les images 2D. Cette segmentation est un traitement d'image permettant de rechercher les pixels de même intensité lumineuse et représentant le même objet pour les relier (**Figure 10**).

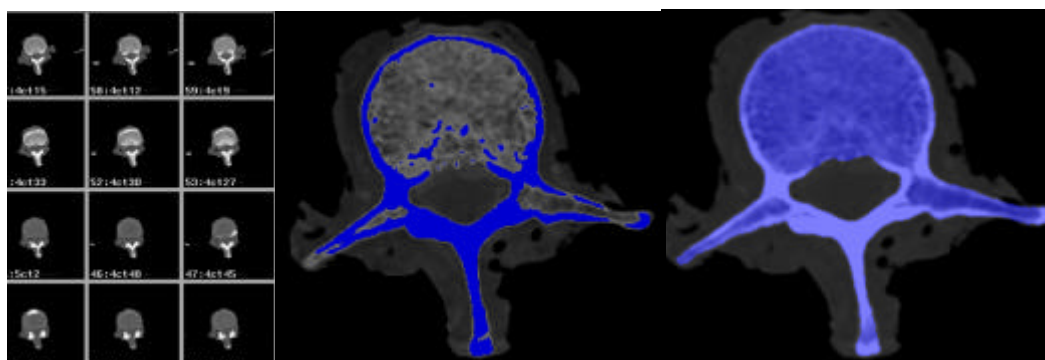


Figure 10 : Exemple de segmentation, a) coupes originales, b) exemple sur une coupe, du résultat issu de la segmentation automatique sur les niveaux de gris, c) même coupe après correction manuelle de la segmentation automatique.

Si les méthodes de segmentation automatique permettent une reconstruction rapide, elles sont néanmoins beaucoup moins précises que les techniques acceptant une correction manuelle (suite à un pré seuillage automatique par exemple) des biais dus à d'éventuels artefacts (*De Guise et Martel, 1988*).

L'algorithme des « marching cubes » a été conçu par William E. Lorensen et Harvey E. Cline (*Cline et coll., 1987 ; Lorensen et Cline, 1987*) pour extraire des informations de surfaces à partir d'un champ de données 3D. Le principe de base est de subdiviser l'espace en une série de petits cubes (ou voxels). Puis, pour chacun des cubes, on teste les huit sommets pour connaître leur appartenance ou non à l'objet et on remplace alors ce cube par un ensemble de polygones appropriés. L'association de tous ces polygones génère alors une surface approximant celle que les données décrivent.

Cet algorithme permet d'obtenir de très bonnes approximations des surfaces d'origines et, associé à un algorithme de lissage, les surfaces obtenues sont très proches de la réalité, avec une faible densité d'échantillonnage (nombre de cubes pour le volume étudié).

2.2. Les études de validation

Plusieurs facteurs influencent la précision et la qualité des méthodes de reconstructions 3D à partir des acquisitions en coupes sériées : l'épaisseur des tranches la distance (ou pas) entre deux tranches d'acquisition successives (**Figure 11**), la qualité de la segmentation (extraction des informations dans les images 2D) et l'algorithme de reconstruction utilisé.

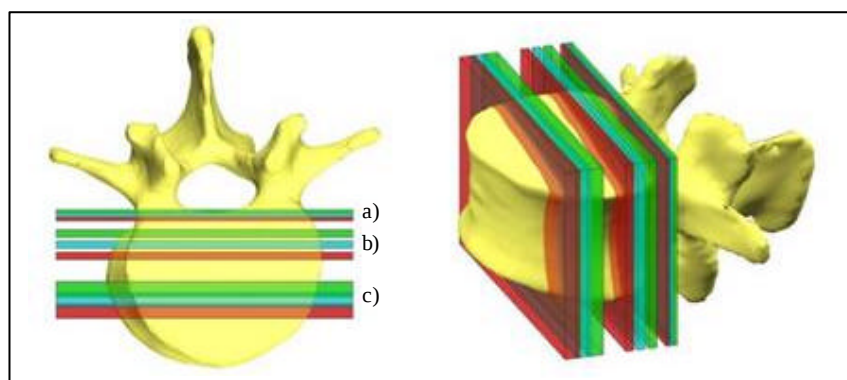


Figure 11 : Epaisseur de tranche et distance entre deux tranches successives (d'après Laporte S., 2002).

a) coupes millimétriques distantes d'un millimètre – b) coupes de 2 mm d'épaisseur et pas de 3 mm – c) coupes de 4 mm d'épaisseur et pas de 3 mm (coupes jointives).

Il est bien sûr évident que plus les tranches sont fines et rapprochées, meilleure sera la précision des reconstructions tridimensionnelles obtenues. Cependant, la précision des reconstructions 3D par CT-Scan est peu référencée dans la littérature.

Les premières évaluations de reconstructions 3D par CT-Scan sont proposées par Véron (*Véron S., 1997*), les erreurs de forme sont évaluées en calculant les distances point/surface entre un modèle surfacique obtenu par mesure directe (dispositif électromagnétique Fastrak®, précision de mesure de 0,2 mm contrôlée dans le volume de mesure (*Le Borgne et coll., 1995*) et un nuage de points issu des reconstructions CT-Scan. L'évaluation pour les vertèbres du rachis supérieur conclut à des erreurs moyennes de 0,4 à 0,8 mm et des maxima locaux de 1,6 mm à 4 mm suivant le niveau vertébral. La même méthode d'évaluation est utilisée par Mitulescu & Coll. (*Mitulescu et coll., 2001*) sur 6 rachis

lombaires cadavériques et les résultats obtenus confirment les résultats précédents avec des erreurs moyennes de 0,7 à 0,9 mm et des maxima locaux de 3,4 à 3,9 mm suivant le niveau vertébral. De plus, ces auteurs proposent une validation par mesures de paramètres anatomiques ; les différences obtenues sur les paramètres est inférieure à 10% et ne dépassent pas 2,3 mm.

En 1997, Aubin & Coll. (*Aubin et coll., 1997*) proposent de comparer la mesure de 21 repères anatomiques ponctuels extrait de reconstructions 3D de vertèbres sèches par CT-Scan et par mesures directes avec une machine à mesurer tridimensionnelle (précision 0,1 mm). L'erreur moyenne obtenue pour l'ensemble de ces 21 points est de 1,1 mm.

Cavalcanti & Coll. (*Cavalcanti et coll., 1999*) propose une étude sur des crânes cadavériques. Pour chacune des pièces anatomiques, plusieurs paramètres morphométriques sont évalués sur les reconstructions 3D par CT-Scan et comparés avec les valeurs relevées par mesure directe avec un dispositif électromagnétique ; les différences obtenues sont non significatives.

Enfin l'influence sur la précision des reconstructions 3D de deux différents algorithmes de segmentation et de reconstructions par « marching cube » des coupes scanner est étudiée par Viceconti & Coll. (*Viceconti et coll., 1999*) sur des fémurs. Sa méthode consiste en la comparaison des surfaces internes et externes des fémurs. Ils obtiennent pour les deux techniques étudiées des résultats semblables sur les coupes reconstruites, avec des erreurs moyennes de 0,3 mm et des maxima locaux inférieurs à 1,6 mm.

Auteur (année)	Echantillon	Type de validation	Nombre de points/paramètres		Erreur Moyenne	Erreur Maximale
Véron (1997)	6 Rachis cervicaux supérieurs (18 vertèbres)	Distances point/surface	C0	194 points	0,8 mm	4 mm
			C1	199 points	0,4 mm	1,6 mm
			C2	211 points	0,4 mm	1,6 mm
Cavalcanti (1999) Cavalcanti. (2000)	9 Crânes cadavériques Tissus mous	Paramètres anatomiques linéaires	Non renseignée			2 mm
Aubin (1997)	1 rachis T1-L5 (17 vertèbres)	Distances point/point	21 points		Moy. (écart-type) : 1,1 mm (0,8)	
Mitulescu (2001)	6 Rachis Lombaires (26 vertèbres)	Paramètres anatomiques	4 paramètres linéaires		1,3 mm (<10%)	2,3 mm
		Distances point/surface	178 points		0,8 mm	3,9 mm

Tableau 3 : Tableau de synthèse pour la validation des reconstructions 3D à partir de CT-Scan.

3. IRM, Ultrasons et Reconstruction 3D

En ce qui concerne les reconstructions 3D, les méthodes appliquées à l'IRM sont les mêmes que celle appliquées en tomodensitométrie, elles sont basées sur les algorithmes types « marching cube » et ont pour principe d'associer entre eux des voxels compris dans une plage de niveaux de gris prédéfinie. Comme pour le CT-scan, la qualité et la précision des reconstructions obtenues sont dépendantes de la résolution spatiale définie au moment de l'acquisition. Cependant, si l'IRM est la référence pour l'analyse des tissus mous (riche en eau), cette modalité d'imagerie n'est pas l'outil de prédilection pour l'évaluation morphologique de structures osseuses.

Les techniques de reconstructions 3D à partir d'acquisitions ultrasonores sont assez récentes et encore peu utilisées (*Buck et coll., 1997 ; Lu, 1997*). De plus, la propagation des ultrasons étant pratiquement interrompue par les interfaces tissus mous/tissus osseux, la reconstruction de structures osseuses par les modes d'acquisitions actuels semble très compromise. C'est pourquoi, nous n'explicitons pas ces méthodes qui n'ont pas été utilisées dans la suite de cette thèse.

Nous n'avons pas trouvé d'étude de validation sur la reconstruction de structures osseuses à partir de ces deux modalités d'imagerie.

4. Synthèse sur la reconstruction 3D à partir de l'imagerie médicale

L'accès au 3D par CT-scan est la méthode de référence en terme de précision. En effet, les méthodes de reconstruction 3D par CT-scan permettent d'accéder à la géométrie de n'importe quelle structure osseuse avec une précision et une définition des modèles 3D fonction des paramètres d'acquisition. Pour des acquisitions avec coupes millimétriques jointives, les erreurs moyennes ne dépassent pas 1,1 mm (*Aubin et coll., 1997*), les erreurs maximales répertoriées atteignant 4 mm (*Véron, 1997*). De plus, les informations 3D fournies par le CT-scan sont volumiques et permettent d'avoir accès à des données pertinentes à l'intérieur même des structures reconstruites.

Cependant, les doses d'irradiation conséquentes à des acquisitions sur des segments anatomiques étendus avec de forte résolution spatiale en font une méthode trop irradiante pour une application clinique courante dans le cadre du suivi de pathologies nécessitant un accès à des informations 3D. Il faut ajouter à cela le fait que les examens CT-scan actuels se font en position couchée ce qui ne permet pas d'avoir d'informations relatives à la configuration géométrique de l'articulation étudiée lorsque le patient est en posture naturelle, en charge.

Les méthodes de reconstruction par stéréoradiographie sont pour l'instant limitées par la définition de certains modèles génériques (modèles vertébraux facétisés) et par le fait que certaines zones anatomiques ne sont pour l'instant pas accessibles. Ainsi, l'extrémité supérieure du fémur n'est pour l'instant pas modélisable alors que cette structure osseuse fait partie d'une des articulations les plus importantes du squelette humain puisque qu'elle est le lieu de transmission d'efforts importants entre les membres inférieurs et le haut du corps.

Enfin, concernant l'IRM et les ultrasons les principes physiques de ces systèmes rendent difficiles leur utilisation en vue de modélisation 3D de structures osseuses, aucune étude de validation utilisant des modélisations 3D basées sur ces types d'acquisition n'a pu être répertoriée.

Chapitre 3 : Travail Personnel : Modélisation 3D par radiographie bi-planaire

La partie précédente a permis de réaliser une revue des principales modalités d'imagerie médicale permettant d'accéder à une modélisation tridimensionnelle de systèmes ostéo-articulaires.

Dans un premier temps, les travaux réalisés au cours de cette thèse, se sont penchés sur l'amélioration des méthodes existantes de reconstruction 3D par stéréoradiographie EOS™ et l'extension de leur champ d'application à d'autres structures osseuses.

Les objectifs définis étaient donc :

- De contribuer à l'amélioration des techniques de reconstruction par stéréoradiographie.
- D'étendre le champ d'application de ces méthodes à d'autres structures anatomiques et notamment l'extrémité supérieure du fémur.

1. Amélioration de la définition des modèles 3D de vertèbres reconstruites par la technique NSCP

1.1. Introduction

Cette partie a fait l'objet d'une publication dans l'«European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology» (*Le Bras et coll., 2003*) et sera présentée traduite en français, mais sous sa forme publiée. La version anglaise est disponible dans l'**ANNEXE II**.

Le travail présenté dans l'article ci-dessous a répondu à un problème concernant la qualité des reconstructions tridimensionnelles NSCP de vertèbres à partir de modèles génériques comprenant un nombre de points limité (de 120 à 200 points suivant le niveau vertébral concerné).

Les inconvénients d'un maillage peu détaillé étaient doubles. Premièrement, le mauvais rendu de la rétroprojection des modèles 3D sur la radiographie altérait le contrôle de la qualité des reconstructions obtenues. Deuxièmement, la précision des reconstructions était diminuée du fait d'un maillage « facétisé » ne prenant pas en compte la morphologie « arrondie » des pédicules ou des plateaux vertébraux.

Dans le travail exposé ci-dessous, nous nous sommes donc attachés à mettre au point une méthode permettant d'augmenter la définition des modèles reconstruits afin d'augmenter le morpho-réalisme des vertèbres reconstruites ainsi que la précision de ces reconstructions.

Suite à la description de la méthode, une étude de validation sur des vertèbres sèches (niveau L5 à C7) est réalisée en comparant les modèles 3D CT-scan aux modèles stéréoradiographiques détaillés.

1.2. Article publié dans « European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology » (*Le Bras et coll., 2003*)

Reconstruction 3D détaillées de vertèbres humaines au moyen d'un système de stéréoradiographie numérique basse dose

Résumé

Introduction : La scoliose nécessitant un examen 3D du sujet en position debout, tant au niveau global qu'au niveau local, la stéréoradiographie apparaît comme un des outils d'imagerie 3D le mieux adapté pour son analyse. Cependant, le niveau de définition des modèles 3D utilisés dans cette technique reste encore trop faible pour une analyse locale réellement performante.

Objectifs : 1) augmenter la définition des modèles 3D reconstruits par stéréoradiographie de façon à obtenir des modèles morpho-réalistes, et 2) valider la précision de cette technique en utilisant des radiographies provenant d'un système numérique à basse dose d'irradiation.

Méthode : Pour chaque niveau vertébral, des modèles génériques détaillés ont été obtenus en associant des modèles moyens (200 points), fournis par une base de donnée de mesures directes, avec des modèles 3D CT-scan (2000 points). Pour 36 vertèbres sèches, la comparaison des reconstructions stéréoradiographiques obtenues à partir de ces modèles détaillés avec les reconstructions CT-scan correspondantes a été réalisée, permettant ainsi une validation des modèles.

Résultats : Les résultats du protocole de comparaison indiquent des erreurs moyennes de reconstruction de 0,7 mm (0,9 RMS), 0,9 mm (1,2 RMS) et 0,9 mm (1,2 RMS) pour les niveaux cervicaux, thoraciques et lombaires, respectivement.

Conclusion : Cette étude propose donc une méthode stéréoradiographique permettant de reconstruire des modèles de vertèbres 3D morpho-réalistes et personnalisés (précision proche des reconstructions CT-scan) avec une faible dose d'irradiation.

Mots-clés : Scoliose, Reconstruction 3D, Précision, Stéréoradiographie, Radiographie Numérique Basse Dose

Introduction

Plusieurs cliniciens insistent sur l'importance des déformations 3D globales et locales dans l'analyse du rachis pathologique (*Perdriolle, 1979 ; Perdriolle et Vidal, 1987 ; Dubousset, 1992 ; Rainaut, 1994 ; Labelle et coll., 1995*). Dans le but de planifier et d'évaluer leurs actes chirurgicaux, les orthopédistes ont de plus en plus besoin d'informations morphologiques précises, fournies par des systèmes d'imagerie médicale tels que l'IRM, le CT-scan ou la stéréoradiographie. Parmi ces méthodes d'acquisition 3D, la stéréoradiographie demeure la seule permettant une représentation globale de l'ensemble de la colonne vertébrale en position debout avec une dose d'irradiation acceptable. De plus, le développement d'un nouveau système de stéréoradiographie numérique basse dose (EOS™, Biospace Instruments, France) permet de diminuer d'un facteur 10 à 30 la dose d'irradiation par rapport aux systèmes de radiographie conventionnelle (*Kalifa et Boussard, 1996 ; Kalifa et coll., 1998*), et fait de cette technique un outil prometteur pour le diagnostic clinique de routine.

Dans les premières applications de la stéréoradiographie, les représentations 3D de la colonne vertébrale étaient obtenues en utilisant l'algorithme DLT (« Direct Linear Transformation Algorithm ») (*Brown et coll., 1976 ; Stokes et coll., 1981 ; Percy et Whittle, 1982 ; Selvik et coll., 1983 ; Dansereau et Stokes, 1988 ; Andre et coll., 1994 ; Aubin et coll., 1997*). Du fait de la nécessité d'identifier des repères anatomiques présents sur les deux radiographies (Points Stéréo-Correspondants ou « Stereo-Corresponding Points », SCP), l'algorithme DLT permettait de reconstruire un nombre très limité de points par vertèbre. Bien que, les données 3D obtenues par cet algorithme fournissaient une approche globale 3D relativement intéressante, le manque d'information était patent au niveau local.

Une avancée certaine de cette technique s'est révélée être le développement de l'algorithme NSCP (*Mitton et coll., 2000*). Cet algorithme, basé sur une connaissance *a priori* de la géométrie de l'objet 3D (objet générique) donne la possibilité de reconstruire des points visibles sur une seule des deux radiographies, appelés points Non Stéréo-Correspondants (« Non Stereo-Corresponding Points », NSCP). Cette amélioration a permis des représentations 3D personnalisées ayant une précision proche des modèles 3D obtenus à partir du traitement manuel de coupes millimétriques (*Mitton et coll., 2000 ; Mitulescu et coll., 2001*). En dépit de cette bonne précision, les reconstructions personnalisées n'étaient

pas assez morpho-réalistes à cause du nombre limité de points utilisés pour définir le maillage de l'objet générique (214 points pour le modèle de vertèbre le plus détaillé)

L'objectif de cette étude était de proposer et de valider une méthode permettant des reconstructions personnalisées précises et morpho-réalistes (2000 points par modèle vertébral) en utilisant le système de stéréoradiographie numérique basse dose, EOS™.

Matériels et Méthodes

58 vertèbres sèches non pathologiques fournies par l'Institut d'Anatomie René Descartes (Paris, France) ont été utilisées dans cette étude. Ces vertèbres ont été divisées en deux échantillons.

L'échantillon A contenait une vertèbre par niveau, de C3 à L5 (i.e 22 vertèbres). Il a été utilisé pour définir un modèle générique détaillé pour chaque niveau vertébral. Ces vertèbres n'ont pas été prises en compte dans le protocole de validation. Toutes les vertèbres de l'échantillon A ont été scannées au moyen d'un CT-scan.

L'échantillon B, contenant 36 vertèbres (10 vertèbres cervicales inférieures, 12 vertèbres thoraciques et 14 vertèbres lombaires), a été utilisé pour le protocole de validation. Toutes ces vertèbres ont été imagées par CT-scan, puis radiographiées à partir du système de stéréoradiographie numérique basse dose (EOS™, Biospace Instruments, France). La précision des reconstructions détaillées issues du procédé stéréoradiographique de reconstruction 3D a été évaluée en utilisant les reconstructions 3D CT-scan comme références géométriques.

Méthode de Reconstruction 3D détaillée par stéréoradiographie

Nous rappellerons tout d'abord, brièvement la méthode existante NSCP précédemment décrite (*Mitton et coll., 2000*):

Etape 1 : Identification des repères anatomiques et des billes de calibrage sur les deux radiographies.

Etape 2 : Calibrage géométrique de l'environnement radiologique

Etape 3 : Reconstruction des points stéréo-correspondants, SCP (visibles sur les deux vues) et des points non stéréo-correspondants, NSCP (visibles sur une vue uniquement)

Etape 4: Krigeage ou “déformation géométrique” (Trochu, 1993 ; Delorme, 1996) de l’objet générique en utilisant les points reconstruits (provenant de l’étape 3) comme points de contrôle de manière à obtenir les modèles 3D personnalisés, contenant entre 140 – 214 points descripteurs de la morphométrie vertébrale.

Dans la méthode présentée dans notre travail, l’étape 4 a été améliorée. Cette amélioration réside dans l’augmentation de la définition géométrique des objets génériques afin de permettre des reconstructions précises et morpho-réalistes.

Objets Génériques : Les objets génériques utilisés dans la méthode précédente provenaient d’une base de données de mesures directes en 3D (erreur de précision < 0,2mm) obtenues à partir d’études précédentes (Maurel, 1993 ; Ismaël, 1995 ; Parent et coll., 2000 ; Semaan et coll., 2001). Cette base de données fournit la géométrie moyenne (10 à 30 vertèbres par niveau) pour un ensemble d’environ 200 points par niveau vertébral.

Objets Génériques Détaillés : Pour améliorer la définition morphologique des objets génériques à 200 points décrits ci-dessus, nous avons utilisé pour chaque niveau vertébral une reconstruction 3D CT-scan contenant jusqu’à 2000 points.

Les vertèbres sèches appartenant à l’échantillon A ont toutes été scannées dans un appareil de tomodensitométrie (GE Medical System, USA) au Centre d’Imagerie Vétérinaire (Billancourt, France) avec les paramètres d’acquisition Ct-scan suivants : coupe millimétriques jointives, images 512x512, dimension des pixels de 0.234x0.234 mm.

Les reconstructions 3D ont été effectuées à partir du logiciel SliceOmatic®, en empilant les coupes tomodensitométriques des vertèbres et en appliquant l’algorithme de reconstruction 3D CT-scan standard, l’algorithme « marching cube » [4]. Tout d’abord, les pixels appartenant à la structure osseuse ont été sélectionnés à partir d’un algorithme de seuillage des niveaux de gris, ensuite les erreurs éventuelles du seuillage automatique étaient corrigées manuellement. Finalement, la reconstruction 3D contenant jusqu’à 2000 points était appliquée. La précision de cette technique a été évaluée à environ $\pm 1\text{mm}$ (Landry et coll., 1997).

Dans une phase 1 (**Figure 12**), une méthode spécifique (Véron, 1997) a été utilisée, afin d'extraire des modèles 2000 points, un sous ensemble de points appartenant aux modèles génériques précédemment décrits (150, 214 et 178 points pour les vertèbres cervicales, thoraciques et lombaires respectivement).

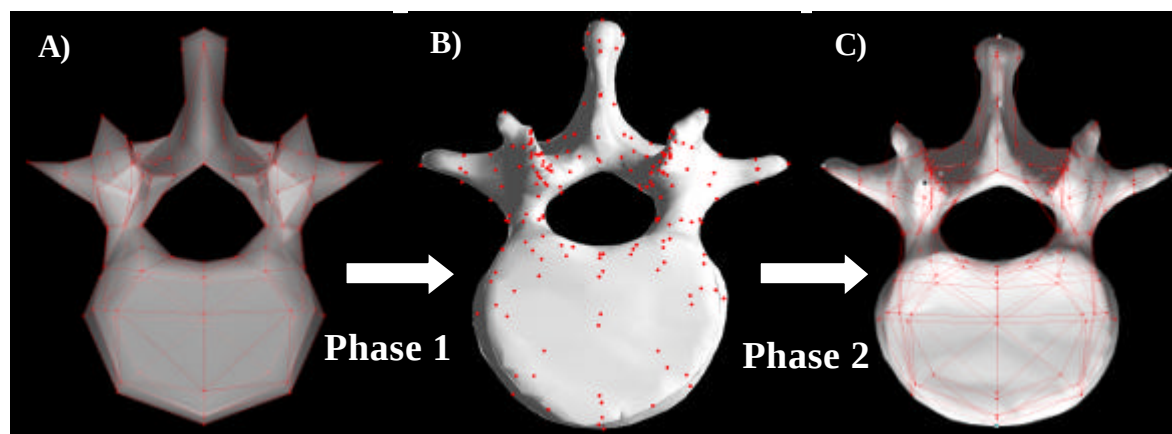


Figure 12: Méthode pour la génération des modèles génériques de 2000 points : Cas de la vertèbre L3

A : Modèle générique de la vertèbre L3 issue des mesures de la base de données (les points et les lignes représentent le maillage à 200 points).

B : Reconstruction CT-scan d'une vertèbre L3 quelconque. Les points représentent les 200 points (correspondant au modèle A), extraits de manière semi-automatique (Phase 1), associés avec la surface de la reconstruction 3D CT-scan.

C : Modèle moyen 2000 points de la vertèbre L3. Les 200 points ont les mêmes coordonnées géométriques que l'objet générique que ceux de l'objet générique A). Ces points sont des points de contrôle pour la déformation, de l'ensemble des 2000 points, réalisée dans la phase 2.

Dans une phase 2, les sous-ensembles de points ont été utilisés comme points de contrôle pour déformer le modèle CT-scan spécifique (2000 points) et l'adapter à l'objet moyen du même niveau vertébral. Le résultat de cette phase de krigeage est un modèle moyen de 2000 points pour chaque niveau vertébral (**Figure 12**).

Application de la méthode à partir de radiographies basses doses.

Tout d'abord, les vertèbres de l'échantillon B ont été radiographiées (PA-0, i.e. vue postéro-antérieure 0°, et LAT, i.e. vue latérale, **Figure 13**) par le système de radiographie numérique basse dose, avec des constantes radiographiques de 70 kVp et 0.2 mAs.

L'objet de calibrage, nécessaire pour calculer un ensemble de paramètres géométriques de l'environnement radiologique, était une boîte composée de 4 panneaux de Plexiglas contenant 80 billes métalliques de 0,7 mm de diamètre. Les coordonnées 3D de ces billes étaient connues du fait de mesures réalisées par l'intermédiaire d'une machine à mesurer tridimensionnelle de précision $\pm 0,01$ mm. Un algorithme de calibrage, basé sur le DLT (Selvik et coll., 1983 ; Dansereau et Stokes, 1988 ; Andre et coll., 1994) et modifié pour

s'adapter à la projection cylindrique du système EOS™ (Mitulescu, 2001), a été appliqué de façon à obtenir les paramètres 3D de l'environnement radiographique.

Pour tous les spécimens de l'échantillon B, 20 à 28 repères anatomiques ont été identifiés en fonction de la spécificité du niveau vertébral étudié et de leur visibilité sur les radiographies. Parmi ces points, 8 à 13 étaient des points stéréo-correspondants et 13 à 19 des points non-stéréo-correspondants. Un exemple d'identification des repères pour une vertèbre lombaire est illustré **Figure 13**.

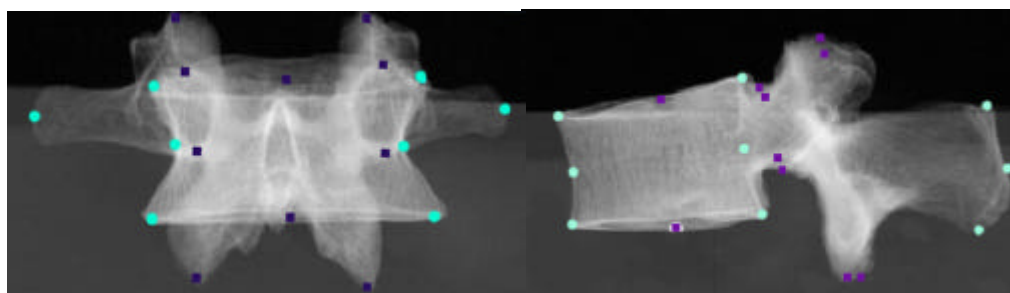


Figure 13: Exemple des 27 repères identifiés pour une vertèbre lombaire.

Les 10 marqueurs carrés représentent les points stéréo-correspondants (visible sur les deux vues), les 17 autres points représentent les points non stéréo-correspondants (visible sur une seule radiographie).

Une fois que les coordonnées de ces points anatomiques sont obtenues (DLT+NSCP), la déformation de l'objet générique détaillé est appliquée au moyen de l'algorithme de krigeage. Cette étape permet ainsi d'obtenir un modèle détaillé personnalisé de 2000 points.

Enfin dans un dernier temps, on effectue un contrôle itératif du modèle reconstruit, en visualisant la rétroprojection des contours du modèle 3D sur les contours radiographiques visualisables sur les radiographies PA-0 et LAT (**Figure 14**). Si les contours rétroprojetés sont en adéquation avec les contours radiographiques réels le modèle 3D est accepté. Si tel n'est pas le cas, quelques repères identifiés sont modifiés de manière à ce que les contours rétroprojetés du modèle 3D correspondent aux contours radiographiques.

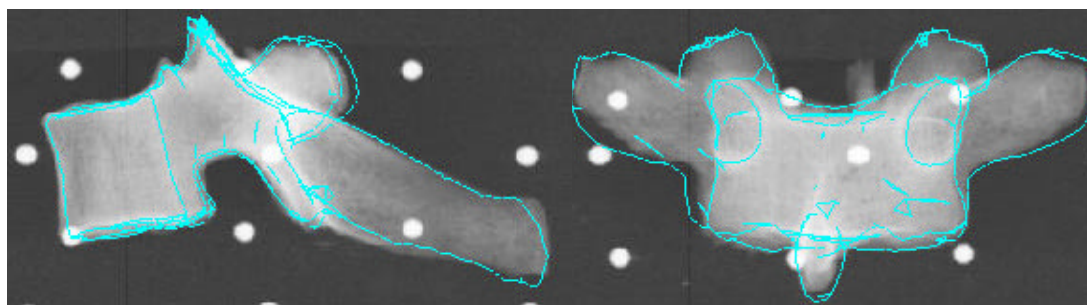


Figure 14: Exemple de la rétroprojection des contours du modèle 3D reconstruit sur les contours radiographiques réels après l'étape de contrôle qualitatif.

Reconstruction CT-scan : Mesures de référence

Le protocole d'acquisition CT-scan utilisé pour obtenir les reconstructions 3D de référence (échantillon B) était le même que celui décrit précédemment pour les acquisitions de l'échantillon A. Des coupes jointives millimétriques ont également été effectuées et les reconstructions 3D de référence ont été obtenues à partir du logiciel SliceOmatic® avec une précision voisine du millimètre.

Protocole de Comparaison

Le protocole de comparaison consiste à superposer la reconstruction 3D CT-scan et la reconstruction stéréoradiographique détaillée correspondante en utilisant des transformations géométriques (rotation, translation) et une méthode de recalage moindre carré.

Dans un premier temps, une comparaison qualitative était effectuée de façon à se faire une idée de la qualité la vertèbre reconstruite au regard de la topologie du modèle 3D de référence (CT-scan). De plus, cette visualisation des modèles 3D superposés permet de se rendre compte des zones anatomiques pour lesquelles les maximums d'erreurs peuvent apparaître.

Dans un deuxième temps, dans l'objectif de quantifier la précision de la technique stéréoradiographique présentée par rapport à la technique de référence (CT-scan), les résultats des comparaisons sont exprimés en distances *point-surface* (Mitton et coll., 2000 ; Mitulescu et coll., 2001).

Comparaison globale : La comparaison globale consiste à calculer la moyenne des distances *point-surface*, le 2 RMS ($2 * \text{Root Mean Square}$), et la valeur maximum des distances *point-surface*. Les valeurs 2 RMS représentent le maximum de distance trouvé pour 95% des 2000 points, tandis que les valeurs des distances maximums représentent les écarts extrêmes localisés obtenus sur l'ensemble des 2000 points. Ce processus de comparaison a été appliqué sur la totalité des 2000 points par vertèbre, et ceci pour l'ensemble des vertèbres de l'échantillon B.

Comparaison locale : Dans une analyse complémentaire nous avons définis les zones vertébrales pour lesquelles la reconstruction 3D stéréoradiographique permettait d'obtenir des informations géométriques détaillées. Comme la plupart des repères anatomiques reconstruits par DLT et NSCP, considérés comme points de contrôle pour le krigeage, sont

localisés sur le corps vertébral et les pédicules, le maillage de 2000 points constituant les vertèbres a été divisé en 5 régions :

- *corps vertébral*
- *pédicules*
- *processus transverse*
- *processus épineux*
- *arche postérieure (processus transverse, processus épineux et facettes articulaires)*

Dans l'objectif de quantifier la précision de reconstruction de ces 5 régions, les reconstructions stéréoradiographiques 3D de ces régions vertébrales ont été comparées à celles obtenues par la technique CT-scan.

Résultats

Une évaluation qualitative de vertèbres reconstruites par la nouvelle méthode stéréoradiographique est illustrée sur la **Figure 15**. Les résultats des comparaisons *point-surface* entre les reconstructions CT-scan et stéréoradiographiques sont présentés dans le **Tableau 4** pour chaque niveau vertébral.

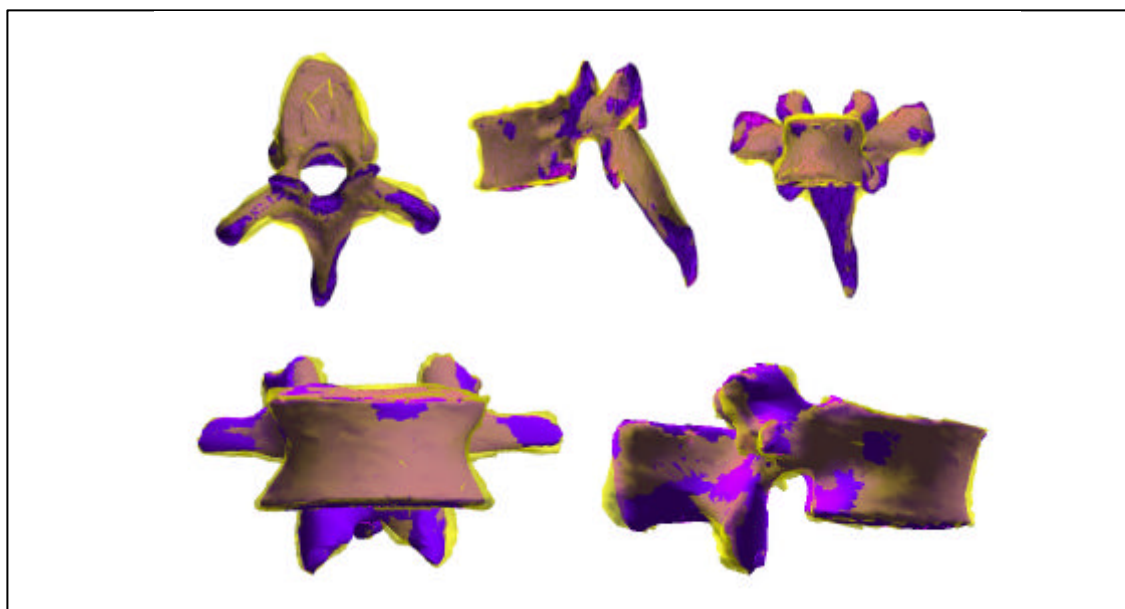


Figure 15: Comparaison qualitative entre une reconstruction CT-scan et stéréoradiographique après recalage des 2 modèles par une méthode moindre carré.

En gris : reconstruction scanner, en noir : reconstruction stéréoradiographique détaillée 2000 points. a) exemple d'une vertèbre thoracique, b) exemple d'une vertèbre lombaire.

Les résultats de l'étude évaluant la précision géométrique des différentes régions anatomiques, telles que le corps vertébral, les pédicules, les processus transverses, le processus épineux et l'arche postérieure sont également présentés dans le **Tableau 4** pour chaque niveau vertébral. Les résultats sont globalement meilleurs pour les pédicules et le corps vertébral que pour les processus transverses et l'arche postérieure.

	Distance point-surface (mm)	Comparaison globale	Corps vertébral	Pédicules	Processus transverses	Processus épineux	Arche postérieure
Vertèbres cervicales inférieures (N=10)	moyenne	0.7	0.6	0.6	0.7	0.7	0.7
	2RMS	1.7	1.5	1.4	1.8	1.8	1.8
	Max	4.2	4.2	2.4	3.5	4.0	4.0
	Nombre de points	2056	579	185	333	363	1273
Vertèbres thoraciques (N=12)	moyenne	0.9	0.8	0.7	1.2	0.9	1.0
	2RMS	2.4	2.2	1.7	3.0	2.3	2.5
	Max	5.6	4.8	3.8	5.0	4.2	5.6
	Nombre de points	2174	715	182	311	186	1047
Vertèbres lombaires (N=14)	moyenne	0.9	0.8	0.9	1.1	0.9	1.0
	2RMS	2.4	2.2	2.3	2.7	2.2	2.5
	Max	5.8	5	4.4	5.8	4.0	5.8
	Nombre de points	2083	662	213	234	215	1127

Tableau 4: Résultats des comparaisons globales et locales pour les 3 niveaux vertébraux

Discussion

L'évaluation qualitative des vertèbres reconstruites à partir de la méthode de stéréoradiographie indique que les morphologies vertébrales obtenues sont réalistes et très similaires à celle obtenues par CT-scan. De plus, il s'agit de la première étude, de précision des reconstructions stéréoradiographiques, qui considère les spécificités géométriques de chaque niveau vertébral visible sur un cliché classique de colonne vertébrale (de C3 à L5).

Les résultats quantitatifs des différents niveaux vertébraux (erreur moyenne de, 0,9 mm [1,2 RMS] ; 0,9 mm [1,2 RMS] et 0,7 mm [0,9 RMS] pour les vertèbres lombaires, thoraciques et cervicales inférieures respectivement), indiquent des erreurs comparables aux études précédentes. En effet, l'étude précédente la plus précise indiquait une erreur moyenne de 1,1 mm [1,4 RMS] pour des vertèbres lombaires (*Mitulescu et coll., 2001*). Cette relative bonne précision est à ajouter au fait que les modèles obtenus prennent en compte un nombre

beaucoup plus important de points, puisque approximativement 2000 points sont reconstruits par la présente méthode alors que les modèles précédents les plus détaillés ne comportaient que 178 points (*Mitulescu et coll., 2001*). Ainsi, comparée aux précédentes méthodes de reconstructions 3D stéréoradiographique (*Andre et coll., 1994 ; Aubin et coll., 1997 ; Mitton et coll., 2000 ; Mitulescu et coll., 2001*), la méthode actuelle constitue une réelle amélioration. Ces résultats prometteurs sont certainement dus, d'une part, à la qualité des images radiographiques (utilisation du système EOS™) permettant une bonne visibilité des points anatomiques et des contours de la vertèbre radiographiée, et d'autre part, au contrôle itératif opéré pour évaluer de manière qualitative l'adéquation entre les contours rétroprojetés du modèle 3D et les contours radiographiques réels. Il est à noter que cette capacité de contrôle qualitatif n'est rendue possible que par le niveau de détail important des modèles 3D reconstruits, qui permet d'obtenir une rétroprojection réaliste (**Figure 14**).

Les erreurs maximales (~ 6mm) obtenues pour certaines des vertèbres peuvent s'expliquer par la présence d'ostéophytes sur celles-ci. En fait, la méthode de reconstruction, s'appuyant sur la déformation de l'objet générique au vu d'un nombre de point de contrôle limité, peut engendrer des déformations locales induites par une déformation globale (cas des pathologies scoliotiques dégénératives par exemple), mais cette méthode ne peut prendre en compte des déformations locales importantes causées par des pathologies dégénératives telles que celles produisant des ostéophytes. Ceci s'explique par le nombre limité de points de contrôle déformant l'objet.

Cette explication s'applique aussi aux différences de précision rencontrées entre les principales zones anatomiques. Ainsi, les pédicules et le corps vertébral sont décrits d'une manière suffisante par les repères identifiés sur les radiographies, ce qui donne des résultats meilleurs en terme de précision (erreur moyenne [RMS] de 0,7 mm [0,9] et 0,8 mm [1,1] respectivement, pour le niveau thoracique), que des sites tels que les processus transverses ou l'arche postérieure pour lesquels peu de repères anatomiques sont visibles (erreur moyenne [RMS] de 1,2 mm [1,5] et 1,0 mm [1,3] respectivement, pour le niveau thoracique).

Conclusion

Nous avons montré dans cette étude, la capacité de la méthode présentée, à fournir des modèles vertébraux 3D personnalisés précis (erreur moyenne [RMS] de 0,9 mm [1,2]) et morpho-réalistes à partir d'une paire de radiographies face et profil. De plus, la dose de rayons X est largement diminuée grâce au système de radiographie numérique basse dose

(EOS™). Ainsi, cette technique permet d'obtenir des modèles géométriques 3D personnalisés (précision proche des reconstructions CT-scan obtenues à partir de coupes millimétriques jointives) avec une faible dose d'irradiation.

Cette technique d'imagerie 3D se place donc comme une alternative aux méthodes existantes pour le suivi de patients scoliotiques, permettant à la fois de réaliser une analyse 3D quantitative et d'obtenir une géométrie précise et détaillée pour des modélisations éléments finis. Elle se place ainsi comme un réel progrès dans la planification d'actes chirurgicaux.

2. Extension du champ d'application de la technique NSCC au fémur proximal

2.1. Introduction

Les études suivantes se placent dans une évolution globale des techniques de reconstruction par stéréoradiographie qui tendent à modéliser de manière la plus exhaustive les structures ostéo-articulaires du squelette humain. Comme décrit dans la revue de bibliographie, la principale application de la technique NSCC (*Laporte et coll., 2003*) s'est située au niveau de l'articulation du genou permettant ainsi de valider cette technique sur une articulation importante du membre inférieur. Cette validation ouvre les portes de futures applications dans le domaine de la planification chirurgicale, ainsi que dans l'assistance per-opératoire et le suivi post-opératoire (*Nodé-Langlois, 2003*).

Néanmoins, les articulations coxo-fémorales, transmettant le poids du haut du corps aux membres inférieurs, n'étaient pas accessibles par cette technique. L'intérêt d'une modélisation du fémur proximal était donc d'obtenir d'une part l'élément manquant de cette articulation, le bassin étant déjà accessible à partir des méthodes précédentes (*Mitulescu, 2001 ; Laporte, 2002*), mais également d'avoir une modélisation tridimensionnelle d'un site anatomique stratégique dont les conséquences fracturaires sont les plus dramatiques, en terme de mortalité et de morbidité, des fractures ostéoporotiques.

2.2. La reconstruction tridimensionnelle du fémur proximal

2.2.1. Introduction

Cette partie a fait l'objet de la rédaction d'un article soumis à « Computer Aided Surgery ». Dans ce document, nous exposerons tout d'abord de quelle manière l'algorithme NSCC a été appliqué au fémur proximal afin d'obtenir des modèles 3D personnalisés de cette structure osseuse à partir de seulement 2 radiographies orthogonales. Puis, nous présenterons une étude de validation en appliquant cette méthode sur des spécimens osseux afin de comparer les modèles 3D personnalisés obtenus à partir d'acquisitions stéréoradiographiques EOS™, aux modèles 3D de références obtenus à partir d'acquisitions CT-scan.

2.2.2. Article soumis à « Computer Aided Surgery »

Reconstruction 3D du fémur proximal à partir de la stéréoradiographie basse dose

Résumé

Objectif : L'accès à une géométrie 3D précise du fémur proximal est d'un grand intérêt pour l'évaluation du risque fracturaire ainsi que pour la planification et l'assistance des actes chirurgicaux. Le but de cette étude était d'appliquer et de valider sur le fémur proximal une méthode de reconstruction 3D basée sur l'identification de contours issus de deux radiographies planes.

Matériels et Méthodes : 25 fémurs proximaux excisés non-pathologiques ont été radiographiés au moyen d'un système de radiographie numérique basse dose. Les modèles 3D personnalisés ont été reconstruits en utilisant l'algorithme "Non Stereo-Corresponding Contours", NSCC. Un protocole de comparaison s'appuyant sur des reconstructions 3D issues d'acquisitions CT-scan, définies comme références géométriques, nous a permis d'évaluer la précision et la reproductibilité des reconstructions stéréoradiographiques 3D personnalisées. De plus, nous avons évalué la fiabilité d'un certain nombre de paramètres 3D issues des modèles stéréoradiographiques.

Résultats : Cette étude montre la validité de la méthode NSCC appliquée au fémur proximal avec de bons résultats en terme de précision (erreur moyenne = 0.7 mm) et de reproductibilité (test de Wilcoxon $p > 0.28$). De plus, pour l'étude de reproductibilité des paramètres 3D, des coefficients de variation inférieurs à 5% ont été obtenus pour l'ensemble de ces paramètres.

Conclusions : Une fois cette méthode validée in vivo, ses applications devraient être multiples tant dans le domaine thérapeutique (planification chirurgicale, chirurgie assistée par ordinateur...), que dans le domaine diagnostique (étude de l'équilibre, évaluation du risque fracturaire associée à l'ostéoporose...)

Mots clés : Reconstruction 3D, Stéréoradiographie basse dose, Précision, Reproductibilité

Objectif

La connaissance précise de la géométrie de l'extrémité supérieure du fémur est d'un très grand intérêt pour dans le cadre d'applications diagnostiques et thérapeutiques liées à la fracture du col du fémur ou aux pathologies de l'articulation de la hanche. La radiographie conventionnelle, le CT-scan et l'IRM sont les modalités d'imagerie habituellement utilisées pour récupérer des informations relatives à la géométrie de la hanche et du fémur.

Les radiographies conventionnelles fournissent uniquement des paramètres géométriques 2D, sensibles à l'orientation ainsi qu'à la structure tridimensionnelle complexe du fémur (*Burr et coll., 1981 ; Kay et coll., 2000*), ne donnant ainsi qu'une approximation de la géométrie fémorale (*Rubin et coll., 1992*). Les reconstructions 3D sont actuellement accessibles à partir d'acquisition CT-scan ou IRM (*Cline et coll., 1987 ; Gautsch et coll., 1994 ; Mortelet et coll., 2002*). Cependant, ces modalités d'imagerie sont assez coûteuses, et pour le CT-scan la précision des modèles 3D est très dépendantes des paramètres d'acquisitions définissant la résolution spatiale, et par conséquent de la dose d'irradiation reçue par le patient (*Shrimpton et coll., 1991*).

De récentes évolutions des techniques de reconstruction 3D par stéréoradiographie ont permis d'obtenir la géométrie 3D de structures osseuses à partir de contours identifiés en 2D sur radiographies conventionnelles biplanaires. Cette méthode de reconstruction 3D appelée algorithme « Non Stereo-Corresponding Contour », i.e. NSCC, a déjà été appliquée sur le fémur distal à partir de radiographies conventionnelles, avec une précision de reconstruction proche de celle obtenue à partir d'acquisitions CT-scan (*Laporte et coll., 2003*). Cet algorithme est basé sur la déformation d'un modèle 3D relativement à des contours 2D identifiés sur des radiographies. Cette technique a également été implémentée dans un logiciel associé à un système de stéréoradiographie basse dose (EOS™, *Biospace Instruments*, Paris, France). Ce système de radiographie constitué de détecteurs gazeux, développés par G. Charpak (prix Nobel de physique 1992), permet de diminuer d'une manière importante la dose d'irradiation par rapport aux systèmes de radiographie conventionnelle (*Kalifa et coll., 1998*). Une autre caractéristique de ce système réside dans sa capacité à réaliser simultanément deux acquisitions radiographiques orthogonales, avec le patient debout en posture d'équilibre naturel.

Le but de cette étude était d'appliquer et de valider la méthode de reconstruction NSCC sur le fémur proximal, à partir d'acquisitions issues d'un système de radiographie basse dose.

Matériels et Méthodes

25 fémurs non-pathologiques provenant de donneurs humains (fournis par l'Institut d'Anatomie René Descartes (Paris, France)), ont été considérés pour cette étude dans le but d'évaluer la précision des reconstructions 3D obtenus par la technique NSCC. Les spécimens fémoraux étaient issus de 20 femmes et 5 hommes, âgés de 54 to 103 ans (âge moyen 84 ± 13 ans). L'ensemble de ces fémurs a été coupé 10 cm en dessous du petit trochanter et leurs parties proximales gardées pour cette étude.

Les 25 fémurs proximaux ont tout d'abord été scannés (CT-scan) de manière à obtenir les références géométriques 3D, puis radiographiés par le système de stéréoradiographie basse dose afin d'être reconstruits en 3D en appliquant l'algorithme NSCC. La précision du modèle 3D stéréoradiographique de chaque fémur a été évaluée en le comparant avec le modèle 3D CT-scan correspondant.

Acquisition CT-scan et Reconstruction 3D

Les 25 spécimens ont été acquis sur un appareil CT-scan multibarette (Somatom Plus 4, Volume Zoom, *SIEMENS*, Allemagne). Les fémurs proximaux ont été scannés dans l'eau de manière à éviter les artefacts de reconstruction d'image. L'acquisition comprenait la prévisualisation de la zone d'acquisition (« scout view »), la sélection du volume d'acquisition, l'acquisition et la reconstruction des images. Les paramètres d'acquisition étaient fixés à 140kVp, 300mAs, et un pitch de 0,75. Les coupes axiales de 1,25 mm étaient reconstruites tous les 0,7 mm, avec un filtre « os » et un champ d'acquisition de 130 mm. Les images CT-scan obtenues possédaient des pixels de résolution spatiale 0,25x0,25 mm.

Les reconstructions 3D ont été obtenues en utilisant le logiciel SliceOmatic® (*Tomovision Inc.*, Montreal, Quebec, Canada). Un seuillage automatique des niveaux de gris, ainsi qu'une correction manuelle des erreurs potentielles a été effectué pour chaque coupe, afin d'identifier tous les voxels osseux. Enfin, les coupes CT-scan ont été empilées et les reconstructions 3D obtenues (environ 10 000 points par modèle). Le temps de reconstruction était d'environ 1 heure par spécimen. La précision de cette technique a été évaluée à ± 1 mm (*Landry et coll.*, 1997). Ainsi, une reconstruction 3D de référence était obtenue pour chaque fémur proximal.

Acquisition stéréoradiographie par le système numérique basse dose et reconstruction 3D

Tous les fémurs proximaux ont alors été radiographiés en vue frontale et latérale avec un prototype du système de radiographie numérique basse dose (EOS™™, *Biospace Instruments*, France). La calibration spatiale de l'environnement radiographique a été

effectuée à partir d'une version modifiée de l'algorithme DLT, afin de prendre en compte la géométrie cylindrique du faisceau de rayons X du système EOS™. Ceci a permis de déterminer la localisation spatiale de la source et des détecteurs de rayons X dans un référentiel global.

Cet algorithme est basé sur la déformation du modèle générique en fonction des contours radiographiques identifiés. Le fémur proximal générique (connaissance *a priori* de la structure étudiée) utilisé par la méthode NSCC a été obtenu avec le protocole de reconstruction 3D CT-scan précédemment décrit. Un spécimen provenant d'une femme de 89 ans a été considéré pour l'obtention de ce modèle générique. Il n'appartenait pas à l'échantillon qui a servi pour le protocole de comparaison. Le maillage du fémur proximal générique était constitué de 11442 points. Différentes régions anatomiques ont été définies sur ce modèle générique : la tête fémorale, la partie supérieure et inférieure du col fémoral, le grand trochanter, le petit trochanter, et les parties médiale, latérale antérieure et postérieure de la diaphyse (**Figure 16**).

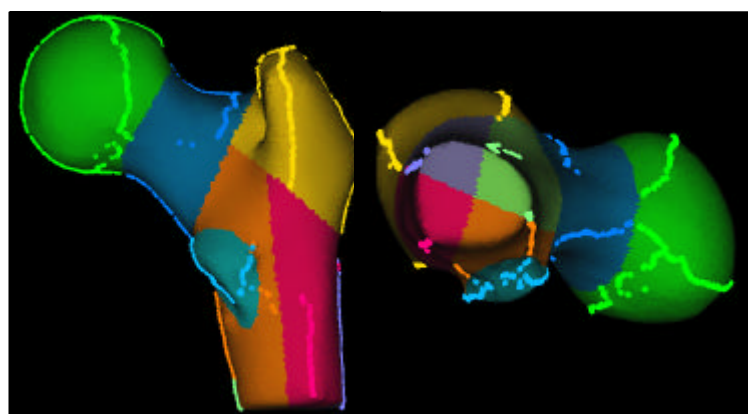


Figure 16 : Régions de l'objet générique

Représentation du modèle générique 3D avec ses différentes régions anatomiques (gauche : vue antéropostérieure – droite : vue du dessous). Sur cette figure, les contours 3D du modèle sont générés comme si ils étaient projetés sur les radiographies postéro-antérieures et latérales.

Ensuite, les contours 2D sont identifiés de manière semi-automatique à l'aide des techniques de contours actifs (*Kass et coll., 1988*) pour tous les spécimens. Sept contours étaient identifiés sur la vue postéro-antérieure (tête fémorale, col fémoral inférieur, col fémoral supérieur, diaphyse médiale et latérale, petit et grand trochanter comme indiqués **Figure 17-a**) et six contours sur la vue latérale (tête fémorale, col fémoral, diaphyse antérieure, diaphyse postérieure, grand trochanter et petit trochanter comme illustrés **Figure 17-b**).

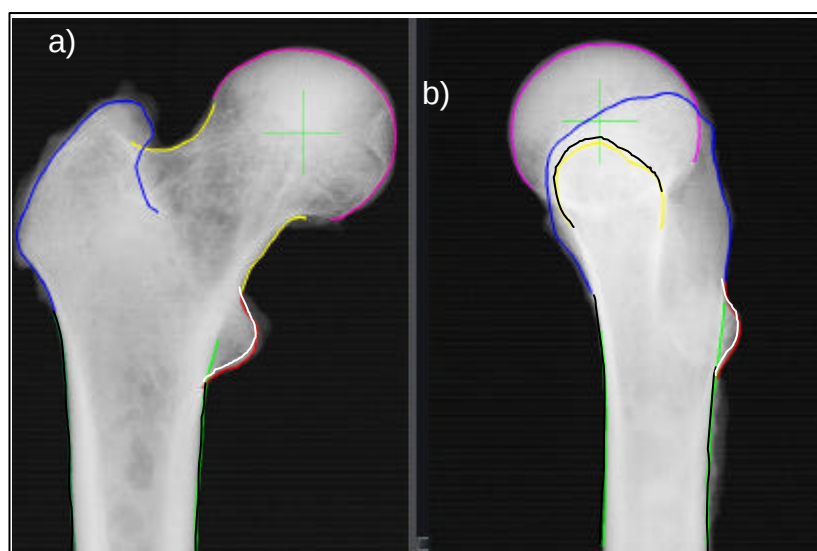


Figure 17: Identification des contours

Identification des différents contours radiographiques sur les vues of a) frontale et b) latérale

Finalement, l'algorithme NSCC est appliqué. Il opère premièrement un recalage rigide et une déformation non-linéaire de l'objet générique afin de minimiser la distance entre les contours 3D rétroprojetés et les contours des régions correspondantes identifiés sur les deux radiographies (**Figure 18**). Le temps de reconstruction pour l'ensemble du procédé était approximativement de 20 minutes.

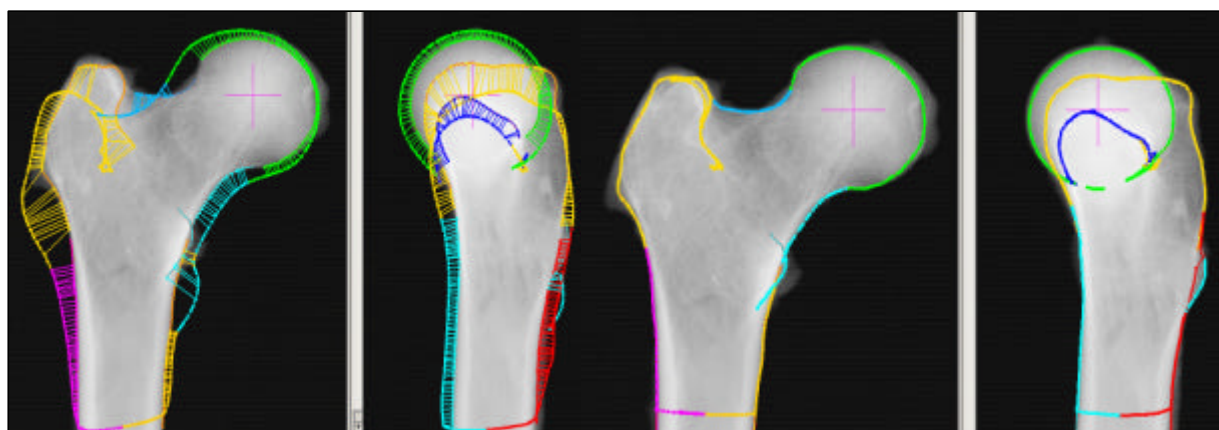


Figure 18 : Processus de recalage-déformation, les contours 3D projetés sont déformés jusqu'à ce qu'ils coïncident avec les contours identifiés correspondants.

a) Contours projetés du modèle 3D au début du processus de déformation. Les barres reliant les contours identifiés et projetés représentent le critère de distance à minimiser. b) Les contours projetés du modèle 3D obtenu à la fin de l'étape de déformation sont visibles pour les deux vues.

Protocole de Comparaison

Avant de réaliser les comparaisons géométriques, les deux modèles 3D étaient superposés à l'aide de transformations géométriques (rotation, translation) et d'une méthode de recalage moindre carré.

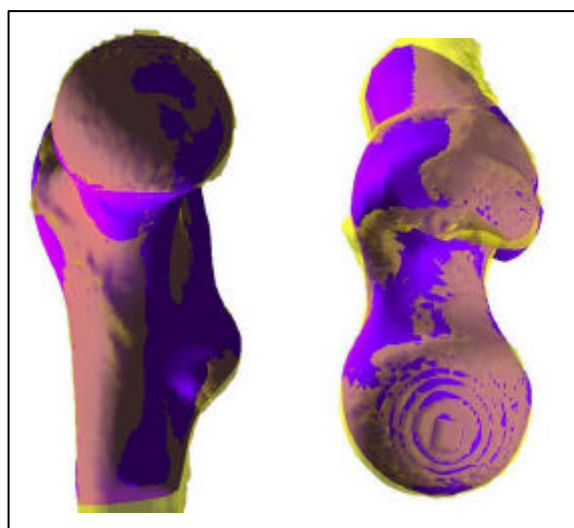


Figure 19: Evaluation qualitative :

Superposition des modèles 3D stéréoradiographiques (sombre) et CT-scan (clair).

Dans un premier temps, une comparaison qualitative a été effectuée entre le modèle à évaluer et la référence géométrique (reconstruction CT-scan). Ainsi, la visualisation des reconstructions superposées permettait de se rendre compte de l'éventuelle localisation des problèmes de reconstructions (**Figure 19**).

Dans un deuxième temps, nous avons quantifié la précision de la modélisation 3D stéréoradiographique par rapport à la technique de référence. Les résultats de ces comparaisons sont exprimés en terme de distance *point-surface*. Cette méthode de quantification de l'erreur de reconstruction implique que chaque point du modèle à évaluer (obtenu par stéréoradiographie) était projeté orthogonalement sur la surface la plus proche du modèle de référence (obtenu par CT-scan) de manière à calculer la distance *point-surface* (Mitton et coll., 2000 ; Mitulescu et coll., 2001).

Comparaison Globale : La comparaison globale a consisté à calculer la moyenne des distances *point-surface*, le 2 RMS ($2 \times \text{Root Mean Square}$) et la valeur maximum des distances *point-surface* obtenues. La valeur du 2RMS représente l'intervalle de confiance à 95% des écarts *point-surface* pour l'ensemble des points, tandis que le maximum indique une valeur extrême isolée obtenue sur l'ensemble des points du modèle reconstruit. Ce processus de comparaison a été appliqué sur l'ensemble des 10 000 points de chaque modèle 3D stéréoradiographique.

Comparaison locale : Une analyse complémentaire a été appliquée de manière à définir les zones anatomiques les mieux reconstruites.

- *Tête fémorale*
- *Col fémoral*
- *Grand trochanter*
- *Petit Trochanter*
- *Diaphyse fémorale*

Dans le but de quantifier les différences de précision entre ces 5 sous-régions, les représentations 3D stéréoradiographiques de ces régions fémorales ont été comparées à celles obtenues sur les modèles CT-scan.

Paramètres 3D

Un ensemble de paramètres 3D associés à chaque modèle 3D stéréoradiographique a été calculé. Le diamètre de la tête fémorale était obtenu directement à partir de la sphère moindre carrée calculée sur la région tête fémorale. L'aire de la section à mi-col (CSA) était calculée à partir de la section du plan généré par le barycentre et le vecteur d'inertie principal de la région col fémoral. La longueur de l'axe du col fémoral (FNAL) était définie à partir de l'intersection entre la droite générée par le vecteur précédemment décrit et le modèle 3D. Finalement, le calcul de l'angle entre le vecteur principal d'inertie de la région col fémoral et du vecteur principal d'inertie de la région de la diaphyse nous fournissait la valeur de l'angle cervico-diaphysaire 3D (NSA). Les illustrations graphiques de ces paramètres 3D sont présentées **Figure 20**.

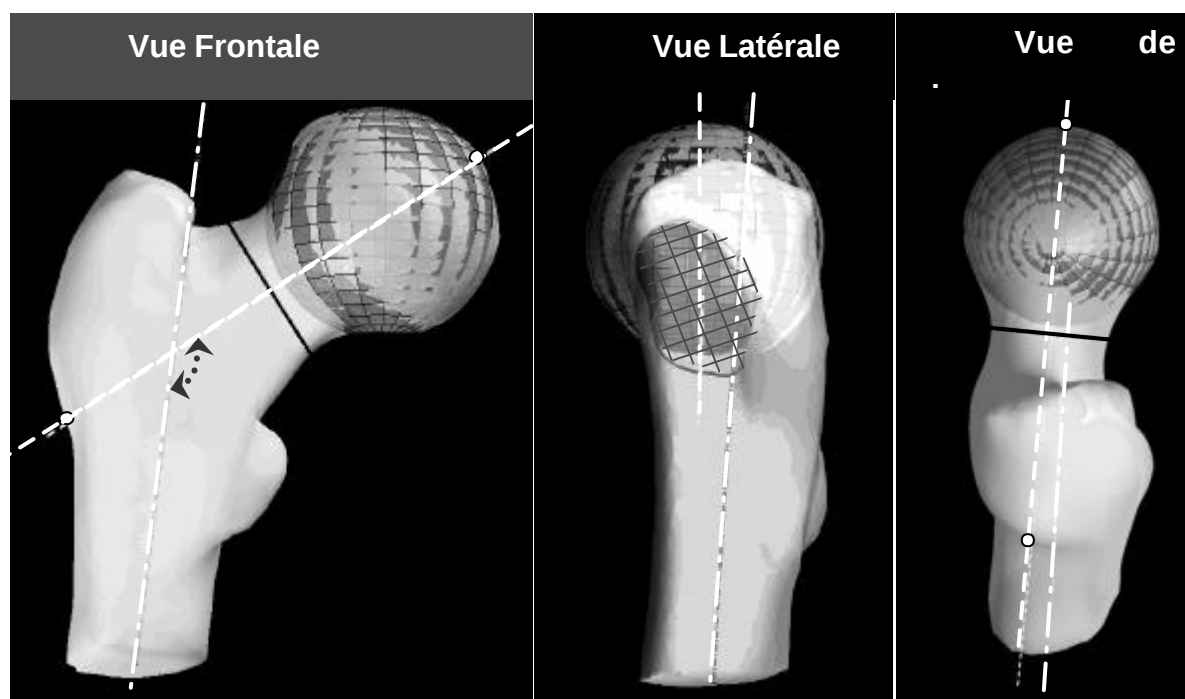


Figure 20 : 3D Parameters: Graphical illustration of frontal, lateral and top views of 3D parameters.

Les axes d'inertie 3D du col fémoral et de la diaphyse sont représentés en lignes pointillées blanches (G et ? respectivement). Les projections frontales et de dessus de la section à mi-col fémoral sont représentées par les segments AA' et BB' respectivement. Sa projection latérale est caractérisée par la surface hachurée. La projection de l'angle cervico-diaphysaire 3D (NSA) est illustrée sur la vue frontale, et la longueur de l'axe cervico-diaphysaire (FNAL) est représentée par le segment CC' sur les vues frontale et de dessus. La sphère moindre carrée permettant le calcul du diamètre de la tête fémorale (FHD) est visualisable sur chaque vue.

Reproductibilité et technique de comparaison

La reproductibilité intra-observateur des reconstructions stéréoradiographiques 3D a été évaluée sur un échantillon de 15 fémurs proximaux prélevés au hasard. Chacun de ces spécimens a été reconstruit deux fois par l'investigateur principal. Pour la reproductibilité inter-observateur, un second investigateur (clinicien) a reconstruit chacun des 15 spécimens de l'échantillon.

Premièrement, un test non-paramétrique de Wilcoxon a été réalisé sur les valeurs des moyennes et des RMS obtenues à partir du protocole de comparaison appliqué sur les différentes reconstructions 3D intra et inter-observateur. De plus, le coefficient de variation (CV) et l'erreur standard estimée (SEE), ainsi que les valeurs absolues correspondantes, ont été calculés pour l'ensemble des paramètres 3D provenant des reconstructions 3D intra et inter-observateurs.

Résultats

De 15 à 20 minutes étaient requises pour obtenir le modèle personnalisé 3D final. Ce temps de reconstruction prenait en compte l'identification des contours sur les deux radiographies, ainsi que le processus de reconstruction 3D en lui-même.

Les résultats pour l'ensemble des comparaisons *point-surface* effectuées entre les reconstructions stéréoradiographiques et CT-scan sont présentés dans le **Tableau 5** avec les valeurs moyennes, 2RMS et maximales.

Erreur <i>point- surface</i> (mm)		Comparaison Globale	Tête Fémorale	Col Fémoral	Grand Trochanter	Petit Trochanter	Diaphyse
Fémurs proximaux (N=25)	Moyenne	0.7	0.5	0.7	0.9	1.1	0.7
	2RMS	2.0	1.4	1.8	2.4	2.8	2.0
	Max	6.7	5	4.4	5.6	6.7	5.7
	Nombre de points	11442	3381	1898	2812	471	3214

Tableau 5 : Valeur Moyenne, 2RMS et maximale (Max) des distances *point-surface* entre les modèles stéréoradiographiques et CT-scan. Pour chaque région, le nombre de points inclus dans le protocole de comparaison est également donné.

Les résultats de l'analyse s'intéressant à la différence de précision entre les régions tête fémorale, col fémoral, grand trochanter, petit trochanter et diaphysaire sont également présentés **Tableau 5**. Les résultats sont globalement meilleurs pour les régions tête fémorale, col fémoral et diaphysaire que pour les régions petit et grand trochanter. Le test non-paramétrique de Wilcoxon indique des différences non significatives ($p = 0.30$ et $p = 0.28$ respectivement) entre les résultats issus des protocoles de comparaison intra et inter-observateurs.

La moyenne (Moy.), l'écart-type (SD), ainsi que les valeurs minimales (Min.) et maximales (Max.) obtenues pour les paramètres 3D de l'ensemble des 25 spécimens sont présentés dans le **Tableau 6**.

	FHD (mm)	CSA (mm ²)	NSA (degré)	FNAL (mm)	Age (années)
Moy.	42.7	644	126.5	91.5	84
SD	3.3	120	7.2	6.6	13
Min.	37.4	470	112.3	82.4	54.0
Max.	53.6	986	136.9	111.7	103

Tableau 6 : Moyenne (Moy.), Ecart-type (SD) et valeurs minimale (Min.) et maximale (Max.) pour les paramètres obtenues à partir des modèles 3D personnalisés (n=25).

Le coefficient de variation (CV), l'erreur standard estimée (SEE) et les valeurs réelles correspondantes sont présentées dans le **Tableau 7** pour les paramètres 3D calculés sur le sous échantillon de 15 spécimens prélevés au hasard.

Ainsi, l'application de l'algorithme NSCC sur le fémur proximal fournit des modèles géométriques 3D précis (proche du CT-scan) et reproductible (CV < 5% pour l'ensemble des paramètres 3D).

	FHD	CSA	NSA	FNAL
Intra CV %	0.5	1.6	0.3	0.4
(valeur réelle)	(0.2 mm)	(10.3 mm ²)	(0.4°)	(0.3 mm)
Intra SEE %	1.3	6.3	0.8	1.0
(valeur réelle)	(0.6 mm)	(28.7 mm ²)	(1.0°)	(0.9 mm)
Inter CV %	0.6	4.3	0.6	0.3
(valeur réelle)	(0.3 mm)	(28 mm ²)	(0.7°)	(0.3 mm)
Inter SEE %	1.7	12.1	1.6	0.9
(valeur réelle)	(0.7 mm)	(79 mm ²)	(2.0°)	(0.9 mm)

Tableau 7 : Coefficient de Variation (CV), l'erreur Standard Estimée (SEE) et la valeur réelle sont données pour les paramètres 3D issus des 15 spécimens issus dans le protocole d'évaluation de la reproductibilité des reconstructions 3D.

Discussion

Il s'agit, à notre connaissance, de la première étude permettant la modélisation géométrique 3D de l'extrémité supérieure du fémur à partir d'une méthode stéréoradiographique. L'évaluation qualitative de tous les fémurs proximaux reconstruits indique des modèles 3D morpho-réalistes très similaires à ceux obtenus par CT-scan, considéré comme la technique de référence pour l'acquisition de la géométrie 3D des structures osseuses. Comparés aux modèles CT-scan, les modèles 3D stéréoradiographiques ne fournissent qu'une forme surfacique sans information volumique. Néanmoins, cette restriction mise à part, les résultats quantitatifs des protocoles de comparaison ont indiqué une erreur moyenne très basse (Erreur moyenne = 0,7 mm ; 95% des erreurs < 2,0 mm), sans la forte dose d'irradiation induite par une acquisition CT-scan 3D précise (*Shrimpton et coll., 1991*).

Les erreurs locales maximales concernaient principalement le petit et le grand trochanter (**Figure 21**), qui ne sont pas réputés pour être des zones critiques d'un point de vue clinique. Ces erreurs sont probablement dues aux importantes variations anatomiques liées à ces zones de fortes insertions musculaires. En effet, il est connu que les muscles relativement puissants présents dans ces zones peuvent créer des déformations locales

importantes de l'os à leurs sites d'insertion tels que la ligne âpre, le petit et le grand trochanter.

La limite de cette méthode de reconstruction réside principalement dans la capacité de l'opérateur à distinguer les caractéristiques géométriques pertinentes à partir des signaux radiographiques. Des erreurs de précision assez importantes peuvent donc être expliquées par la difficulté à dissocier les contours antérieurs et postérieurs sur la vue latérale. Ainsi pour la région du petit trochanter, la projection radiographique de la diaphyse fémorale se confondait avec les contours du petit trochanter sur plusieurs acquisitions stéréoradiographiques (en vue de face aussi bien qu'en vue de profil), diminuant ainsi la précision des reconstructions. Il faut également noter que la fovéa n'était pas détaillée sur le modèle générique engendrant ainsi une erreur de reconstruction systématique pour cette zone.

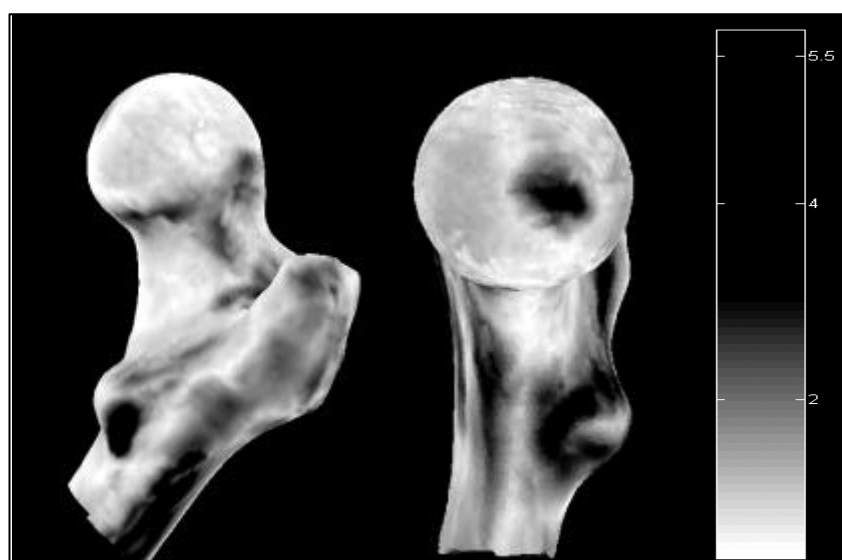


Figure 21 : Carte des erreurs maximales

Carte des erreurs maximales : pour chaque point du maillage, l'erreur de précision maximale trouvée sur l'ensemble de l'échantillon (n=25) a été reportée sur l'objet générique. Les zones noires représentent les erreurs maximales supérieures à 3 mm. Les autres zones (du blanc au gris) représentent les erreurs maximales allant de 0 à 3 mm.

Une des principales forces de l'étude actuelle réside dans le grand niveau de définition de l'objet générique utilisé (maillage d'environ 10 000 points). Cette « résolution » du modèle permet de générer des contours 3D virtuels très lisses. Ceci peut expliquer en partie l'amélioration globale des résultats de précision comparés aux premiers résultats de l'algorithme NSCC appliqué sur le fémur distal (erreur moyenne = 1,0 mm ; 2RMS = 2,8 ; max = 5 mm – Laporte et coll., 2003). En effet, pour cette étude le maillage du fémur distal n'était constitué que de 556 nœuds.

En plus de sa relative bonne précision, cette méthode de reconstruction présente deux autres avantages : la réduction du nombre d'image à stocker (seulement deux images pour la présente méthode contre plus de 200 pour les méthodes 3D CT-scan) et le temps relativement faible de reconstruction pour l'ensemble du processus. Ce temps de reconstruction peut être amélioré en utilisant des algorithmes de traitement d'image, comme les modèles à formes actives (*Behiels et coll., 2002*), afin de réduire le temps assigner à l'étape la plus longue : l'identification des contours radiographiques.

D'un autre côté, il faut souligner que les effets d'agrandissement induits par le faisceau de rayons X en éventail sont automatiquement corrigés par l'algorithme de reconstruction, de telle façon que les géométries et les paramètres 3D associés sont donnés en dimension réelle.

Peu d'études précédentes ont calculé en 3D les paramètres géométriques associés au fémur proximal. Le FNAL et le diamètre de la tête fémorale (FHD) calculés à partir d'images CT-scan (*Cody et coll., 1999*) ont montré des valeurs plus élevées (FNAL = 97 ± 8 mm ; FHD = 47 ± 4 mm) que l'étude actuelle (FNAL $91,5 \pm 6,6$ mm ; FHD = $42,7 \pm 3,3$ mm). De même, une autre étude CT-scan réalisée à partir de coupes de 10 mm (*Cheng et coll., 1997*) a indiqué des valeurs des aires de section à mi-col (CSA) supérieures à celles présentées dans le **Tableau 6** (CSA = 880 ± 138 mm² contre 664 ± 136 mm² respectivement). De tels écarts peuvent être expliqués principalement par la différence d'âge et de sexe entre les spécimens utilisés pour ces études. Pour les deux études précédentes, plus de la moitié des sujets étaient masculins, tandis que dans notre étude seulement 5 des 25 spécimens étaient des hommes. De *facto*, il est reconnu que les hommes ont des os de plus grandes dimensions que les femmes.

Les résultats présents peuvent également être comparés aux études précédentes ayant mesuré le même type de paramètres en 2D. Comparée aux mesures 2D manuelles ou automatiques réalisées à partir d'images radiographiques ou DXA (*Beck et coll., 1990* ; *Kukla et coll., 2001* ; *Bergot et coll., 2002* ; *Kukla et coll., 2002*), notre étude indique des résultats de même ampleur. Par exemple, les mesures manuelles sur images DXA (*Bergot et coll., 2002*) et sur radiographies (*Kukla et coll., 2002*) indiquent des angles cervico-diaphysaire moyens de $125,6 \pm 3,6^\circ$ et $124 \pm 7,5^\circ$ respectivement (contre $126,5 \pm 7,2^\circ$ pour la présente étude) des FNAL moyens de $93,3 \pm 3,8$ mm et $100,3 \pm 8,8$ mm respectivement (contre $91,5 \pm 6,6$ mm pour l'étude actuelle). Les différences entre ces études 2D et notre étude s'explique principalement par l'aspect 3D de l'étude actuelle et la manière de calculer les paramètres. Pour le FNAL et le NSA, l'antéversion du col fémoral et la torsion de la diaphyse peuvent engendrer des erreurs dans les mesures 2D. Ainsi, dans une étude sur 64 spécimens (*Cheng et coll., 1997*), des modifications significatives ont été observées sur les

mesures de FNAL faites en 2D sur images DXA (erreurs allant de -7,6% à 4,3%), du fait de changement imposé de l'angle d'antéversion. La méthode 3D proposée dans cette étude permet de résoudre les problèmes de mesure induits par la projection en 2D de paramètres géométriques sensibles à l'orientation du fémur.

Les études de reproductibilité intra et inter-observateur menées sur les paramètres 3D, indiquent des résultats similaires à ceux reportés dans des études 2D précédentes (*Faulkner et coll., 1993 ; Bergot et coll., 2002*). Ainsi, dans l'étude de Bergot et al., des coefficients de variation inter-observateurs de 1,45% (erreur réelle de 0,3 mm) et de 1% (erreur réelle de 1,3°) ont été observés pour la mesure du FNAL et du NSA respectivement. Dans l'étude de Faulkner et al., les coefficients de variation calculés étaient inférieurs à 1% pour le NSA et le FNAL. Ces résultats correspondent aux conclusions de l'étude actuelle concernant la reproductibilité des paramètres 3D (inter CV= 0.3% et 0.6% pour le FNAL et le NSA respectivement).

Dans cette étude, nous avons choisi la vue frontale parce qu'elle est habituellement utilisée par les chirurgiens et les rhumatologues pour l'analyse de l'articulation de la hanche et la vue latérale a été considérée parce que les méthodes stéréoradiographiques utilisent habituellement des vues orthogonales. Pour des applications *in vivo*, la radiographie latérale pourrait ne pas fournir suffisamment de signaux radiographiques pour une bonne identification des contours anatomiques. En effet, les projections radiographiques superposées du pelvis, et des deux extrémités supérieures du fémur pourraient ne pas permettre l'identification des contours. Si tel était le cas, l'application de cette méthode *in vivo* devrait nécessiter une nouvelle incidence radiographique à associer à la vue frontale. Une vue oblique (*Lequesne et Laredo, 1998*) devrait ainsi fournir assez d'informations radiographiques pour pouvoir appliquer cette méthode stéréoradiographique avec des résultats suffisamment précis.

Dans un objectif diagnostic, des paramètres géométriques structuraux tels que la longueur de l'axe du col fémoral, le diamètre de la tête fémorale, la section minimale du col fémoral, l'angle cervico-diaphysaire ou les épaisseurs de cortical devraient fournir des informations intéressantes sur le risque de fracture l'extrémité supérieure du fémur (*Faulkner et coll., 1993 ; Gluer et coll., 1994 ; Gnudi et coll., 1999*) et la résistance mécanique du fémur proximal (*Pinilla et coll., 1996 ; Cheng et coll., 1997*). A l'heure actuelle, ces informations ne sont accessibles qu'à partir de mesures 2D réalisées sur des images planaires, pouvant ainsi engendrer des erreurs du fait de la sensibilité de ces mesures à l'antéversion du

col fémoral et au positionnement du patient (*Cheng et coll., 1997 ; Michelotti et Clark, 1999 ; Kay et coll., 2000*)

Dans un but thérapeutique, l'accès à un modèle 3D personnalisé du fémur proximal peut fournir au chirurgien un nouvel outil en vue de la planification d'actes chirurgicaux où pour l'assister durant la procédure chirurgicale.

Les résultats de cette étude, indiquent qu'il est possible d'obtenir à partir de deux radiographies bi-planaires des reconstructions 3D précises et reproductibles du fémur proximal. L'application de cette méthode sur le fémur proximal peut permettre de calculer des paramètres géométriques structuraux tridimensionnels tels que la longueur de l'axe du col fémoral, l'angle cervico-diaphysaire qui sont de grandes importances pour la planification chirurgicale ou la chirurgie assistée par ordinateur. De plus, il est à noter que ces paramètres sont pour la plupart corrélés à la résistance mécanique de l'extrémité supérieure du fémur et peuvent donc être considérés comme des paramètres prédictifs des fractures ostéoporotiques du fémur proximal (*Faulkner et coll., 1993 ; Gluer et coll., 1994 ; Gnudi et coll., 1999*). Cette étude ouvre la voie à des applications cliniques s'intéressant à l'évaluation 3D de l'extrémité supérieure du fémur.

2.3. DXA Tridimensionnelle

2.3.1. Introduction

La mesure de la densité minérale osseuse par DXA est considérée, à l'heure actuelle, comme le “gold standard” dans l'évaluation du risque fracturaire de l'extrémité supérieure du fémur (**Chapitre 4 :5**). Néanmoins, l'évaluation du risque fracturaire par cette mesure n'est pas suffisante, puisque pour une DMO donnée, il existe un chevauchement entre les populations fracturées et non fracturées.

Plusieurs études cliniques et *in vitro*, ont démontré l'importance de paramètres géométriques structuraux dans l'évaluation du risque fracturaire et la résistance mécanique de l'extrémité supérieure du fémur. Cependant, les mesures de ces paramètres sont principalement effectuées sur des supports bidimensionnels (radiographie ou images DXA), engendrant des biais dus à la projection radiographique (**Chapitre 5 :3**). Nous avons dans le travail suivant cherché à adapter et évaluer la méthode de reconstruction précédente (**Chapitre 3 2.2**) à partir de deux images DXA prises selon deux incidences, cette technique d'imagerie pouvant permettre d'associer la géométrie tridimensionnelle et la densité minérale osseuse.

2.3.2. Article soumis à « Journal of Bone and Mineral Research »

L'absorptiométrie double énergie 3D (3D-DXA) : Une méthode pour la reconstruction 3D d'os humains à partir de systèmes DXA

Résumé

Objectif : Une évaluation 3D précise de la géométrie de l'extrémité supérieure du fémur peut être d'une grande aide pour l'évaluation du risque fracturaire. L'objectif de cette étude était d'appliquer et de valider sur l'extrémité supérieure du fémur une méthode reconstruction 3D par stéréoradiographie, basée sur l'identification de contours anatomiques visibles sur des images bi-planaires obtenues par DXA.

Matériels et Méthodes : 25 fémurs proximaux humains excisés ont été scannés à partir d'un appareil DXA. Les modèles 3D personnalisés ont été reconstruits en utilisant un algorithme spécifique appelé « Non Stereo Corresponding Contours » (NSCC). Les reconstructions 3D CT-scan obtenus à partir d'une unité CT-scan utilisée en clinique ont été définies comme références pour le protocole de comparaison, afin d'évaluer la précision et la reproductibilité des reconstructions stéréoradiographiques 3D. Nous avons également évalué la reproductibilité d'un groupe de paramètres géométriques 3D obtenus à partir des modèles stéréoradiographiques (longueur de l'axe du col fémoral, aire de la section à mi-col, angle cervico-diaphysaire...)

Résultats : Cette étude montre que la méthode NSCC appliquée à des acquisitions DXA biplanaires permet d'obtenir des reconstructions 3D. Cette méthode appliquée au fémur proximal affiche une bonne précision géométrique comparée aux modèles 3D personnalisés obtenus par CT-scan (erreur moyenne = 0.8 mm). De plus, l'étude de reproductibilité réalisée sur le groupe de paramètres géométriques 3D indique des Coefficients de Variation (CV) inférieurs à 5%.

Conclusions : Il s'agit de la première étude permettant d'accéder à des paramètres géométriques 3D à partir de l'utilisation de la méthode NSCC sur des images DXA standard. L'étude actuelle réalisée sur des fémurs cadavériques, indique de bons résultats en terme de précision et de reproductibilité de la méthode de reconstruction 3D. Des études prospectives *in vivo* sont néanmoins nécessaires afin d'évaluer les potentialités discriminantes de cette méthode pour la prédiction du risque fracturaire au niveau de l'extrémité supérieure du fémur.

Mots Clés : Reconstruction 3D, Dual X-Ray Absorptiometry, Fémur Proximal, Précision, Reproductibilité, Risque Fracturaire

Introduction

La fracture de l'extrémité supérieure du fémur est la plus sévère des fractures ostéoporotiques, et un problème majeur de santé publique dans les pays industrialisés, du fait du fort vieillissement de leur population (*Magaziner et coll., 1997 ; Cummings et Melton, 2002*). Les causes principales de ce type de fractures sont la propension à chuter et la résistance mécanique du fémur proximal (*Grisso et coll., 1991 ; Hayes et coll., 1993*) dépendante de la densité minérale osseuse (DMO) et de l'architecture osseuse. La DMO surfacique (g/cm^2) mesurée par les appareils de "dual energy X-ray absorptiometry" (DXA) est un critère établi pour l'évaluation du risque fracturaire de l'ESF. Il existe cependant un chevauchement important des DMO mesurées entre les patients avec et sans fracture de l'ESF (*Riggs et coll., 1982 ; Bohr et Schaadt, 1983*). Il a également été montré que les paramètres géométriques sont des facteurs capables de discriminer les populations fracturées des populations contrôles, et ce, indépendamment de la DMO (*Faulkner et coll., 1993 ; Gluer et coll., 1994*). Ces deux types d'évaluation du risque fracturaire ont néanmoins leurs propres limitations. Ainsi, la DMO mesurée par DXA n'est pas une densité vraie, mais plutôt une densité surfacique très sensible au bon positionnement du patient lors de l'examen (*Girard et coll., 1994 ; Goh et coll., 1995*) et aux variations anatomiques inter-individuelles (*Cheng et coll., 1997*). Les paramètres géométriques mesurés à partir d'images 2D, radiographies conventionnelles ou images DXA, ont déjà été évalués dans des études prospectives afin d'estimer le risque fracturaire de l'ESF. Cependant, des désaccords existent entre les différentes études publiées, concernant la capacité de ces paramètres à prédire le risque de fracture de l'ESF. Par exemple, pour la longueur de l'axe de la hanche (HAL) ou la longueur de l'axe du col fémoral (FNAL) plusieurs études ont trouvé que ceux-ci étaient des prédicateurs pertinents du risque fracturaire (*Faulkner et coll., 1993 ; Nakamura et coll., 1994 ; Peacock et coll., 1995 ; Gnudi et coll., 1999 ; Bergot et coll., 2002*), mais plusieurs autres études ont abouti à des conclusions contraires (*Gluer et coll., 1994 ; Karlsson et coll., 1996 ; Gomez et coll., 2000*). De telles disparités ont également été relevées pour l'angle cervico-diaphysaire avec des valeurs prédictives significatives pour certains auteurs (*Gnudi et coll., 1999 ; Gomez et coll., 2000 ; Partanen et coll., 2001*) et non-prédictives pour d'autres (*Faulkner et coll., 1993 ; Peacock et coll., 1995*). Plusieurs causes telles que les différences entre les populations étudiées ou les différences entre les types de fractures observées (cervicale ou trochanterienne) peuvent expliquer ces désaccords. Plusieurs équipes ont également souligné l'influence du positionnement du patient sur la précision de la mesure 2D réalisée (*Cheng et coll., 1997 ; Michelotti et Clark, 1999*). L'évaluation de ces paramètres

géométriques en 3D est une façon de contourner la dépendance des mesures 2D au positionnement du patient (*Kim et coll., 1998*). L'accès à la modélisation 3D est actuellement réalisable à partir d'acquisitions CT-scan ou IRM (*Viceconti et coll., 1999*). Cependant, ces techniques possèdent un coût élevé et une accessibilité limitée. De plus, les précisions des modèles 3D obtenus à partir du CT-scan sont fortement dépendantes de la résolution spatiale définie lors de mise au point des paramètres d'acquisition, et donc de la dose d'irradiation (*Shrimpton et coll., 1991*). Les appareils DXA sont plus largement répandus, moins cher et délivrent au patient une dose d'irradiation beaucoup plus faible (*Genant et coll., 1996*).

De récentes innovations dans le domaine de la reconstruction 3D par stéréoradiographie permettent d'obtenir la géométrie 3D de fémur proximaux à partir de contours 2D identifiés sur des radiographies biplanaires (*Laporte et coll., 2003 ; Le Bras et coll., 2003*). L'objectif de cette étude était d'évaluer la faisabilité, la précision et la reproductibilité des reconstructions 3D de l'extrémité supérieure du fémur à partir de deux images 2D orthogonales fournies par un appareil de DXA standard : une technique appelée 3D-DXA pour « 3 Dimensional Dual X-ray Absorptiometry ».

Matériels et Méthodes :

28 spécimens excisés de fémurs proximaux humains ont été inclus dans cette étude. Trois d'entre eux ont été exclus de l'étude suite à des problèmes d'acquisition (mouvement du système de fixation permettant d'effectuer les rotations manuelles entre les acquisitions postéro-anterieur (AP) et latérale. Ainsi, seulement 25 spécimens (20 sujets féminins et 5 sujets masculins) provenant de sujets âgés de 54 à 103 ans au moment de leur décès (âge moyen = 83 ± 13 ans) ont finalement été inclus dans cette étude.

Reconstructions 3D-DXA

Les acquisitions DXA ont été effectuées sur un appareil Delphi-W (Hologic Inc., Waltham, MA, USA). La calibration spatiale de l'environnement DXA a été réalisée préalablement à l'acquisition des spécimens. Cette étape est indispensable afin de pouvoir appliquer la méthode de reconstruction 3D NSCC (« Non Stereo Corresponding Contour » – *Laporte et coll., 2003*). L'objet de calibration, nécessaire pour calculer l'ensemble des paramètres géométriques définissant l'environnement DXA, était une boîte composée de 4 plaques de Plexiglas contenant 80 billes métalliques (0,7 mm de diamètre) de coordonnées connues, précédemment mesurées avec une précision de 0,001 mm grâce à une machine à mesure tridimensionnelle. L'algorithme de calibrage utilisé pour obtenir les paramètres 3D de l'environnement spatial DXA était basé sur un algorithme DLT modifié (*Abdel-Aziz et Karara, 1976*) de manière à s'adapter aux spécificités géométriques de l'appareil DXA

(balayage linéaire et faisceau de type éventail). Comme l'appareil DXA que nous avons utilisé n'était pas équipé d'un C-arm permettant des acquisitions latérales, les vues AP et latérale de la boîte de calibrage ont été obtenues successivement grâce à un système permettant une rotation de 90° autour de l'axe parallèle à la direction de balayage.

Ensuite, chaque fémur proximal a été fixé par la diaphyse au système décrit ci-dessus en faisant attention à garder le col fémoral parallèle à la table d'examen. Un balayage linéaire de chaque spécimen a ensuite été effectué dans les deux positions orthogonales (vues AP et latérale). Les tissus mous étaient simulés en immergeant les spécimens dans un bac rempli d'eau à une hauteur de 14 cm.

Afin d'appliquer la technique de reconstruction stéréoradiographique, un fémur proximal générique est requis. Le maillage de ce fémur proximal générique (11442 noeuds) a été obtenu à partir de l'acquisition CT-scan d'un fémur proximal issu d'un sujet féminin de 89 ans n'appartenant pas à l'échantillon de 28 spécimens précédemment décrits. Le protocole d'acquisition CT-scan utilisé sera décrit en détail ultérieurement. Neuf régions anatomiques permettant la génération de contour 3D ont été définies sur cet objet générique (**Figure 22**): la tête fémorale, les parties inférieure et supérieure du col fémoral, le grand trochanter, le petit trochanter, les parties médiale, latérale, antérieure et postérieure (moitié) de la diaphyse fémorale. Pour chacune de ces régions, les contours 3D générés projettent des contours 2D associés, en fonction des positions de la source de rayon X et des détecteurs.

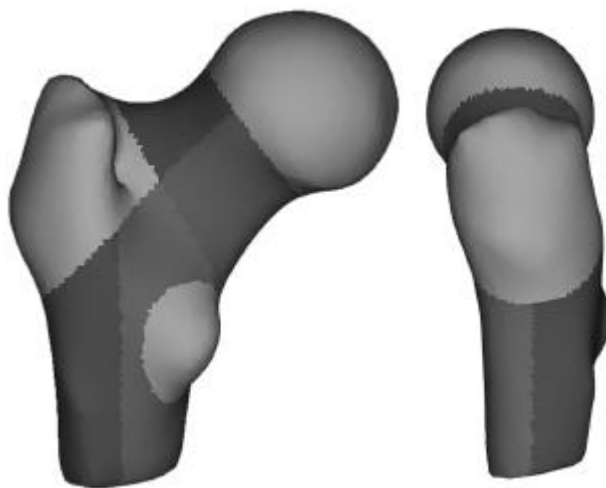


Figure 22 : Représentation des régions anatomiques du modèle générique gauche (vues postéro-antérieure et latérale)

Les contours 2D, correspondants aux régions anatomiques définis sur l'objet générique, sont alors extraits des images DXA AP et latérale (**Figure 23**). Sept contours sont identifiés sur la vue AP : la tête fémorale, la partie inférieure du col fémoral, la partie supérieure du col fémoral, la partie médiale de la diaphyse, la partie latérale de la diaphyse,

le grand trochanter et le petit trochanter. Six contours sont identifiés sur la vue latérale : la tête fémorale, le col fémoral, la partie antérieure de la diaphyse, la partie postérieure de la diaphyse, le grand trochanter et le petit trochanter.



Figure 23 : Identification des contours non-stéréocorrespondants sur les vues frontale et latérale issues de l'acquisition DXA stéréoradiographique d'un fémur proximal.

Enfin, l'algorithme NSCC (*Laporte et coll., 2003*) est appliqué. Un recalage rigide est tout d'abord effectué, puis une déformation non-linéaire de l'objet générique est réalisée de manière à minimiser les distances entre les projections 2D des contours de l'objet générique 3D et les contours correspondants identifiés sur les deux vues (**Figure 24**). Le temps global de reconstruction pour l'ensemble du processus était approximativement de 20 minutes. Cette méthode permet ainsi d'obtenir des modèles 3D personnalisés de fémurs proximaux.

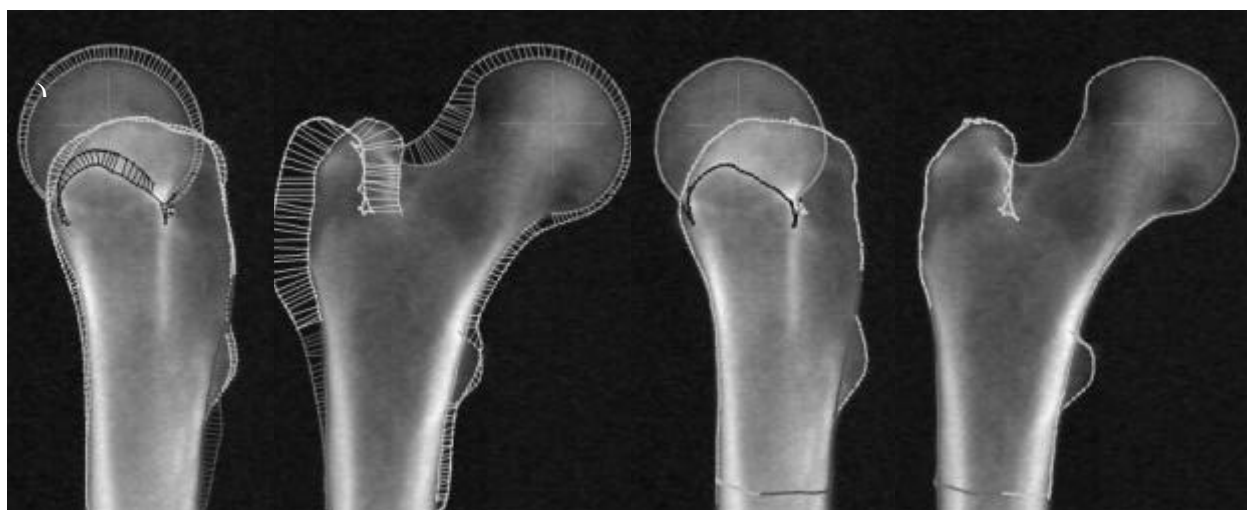


Figure 24 : Les contours 3D projetés sont déformés jusqu'à ce qu'ils se confondent avec les contours correspondants identifiés.

a) Contours 2D projetés du modèle 3D au début du processus de déformation. Les barres entre les contours identifiés et projetés représentent le critère de distance à minimiser b) Contours 2D projetés du modèle 3D obtenu à la fin du processus de déformation.

Reconstructions 3D CT-Scan :

Les fémurs ont été examinés au département de radiologie de l'hôpital Lariboisière (Paris, France) à l'aide d'un appareil CT-scan volumique multibarrette (Somatom Plus 4, Volume Zoom, SIEMENS, Germany). Les fémurs proximaux ont été scannés dans de l'eau afin d'éviter les artefacts de reconstruction de l'image. Le protocole d'acquisition comprenait la prévisualisation du spécimen ("scout view"), la sélection du volume d'examen, l'acquisition du volume et la reconstruction des images. Les paramètres d'acquisition de l'appareil étaient fixés à 140 kVp, 300 mAs, pitch 0.75. Les images axiales, d'une épaisseur 1,25 mm, étaient reconstruites tous les 0,7 mm, avec un filtre « os » et un champ d'acquisition de 130 mm. Les images CT-scan obtenues possédaient des pixels d'une résolution spatiale d'environ 0,25 mm.

Les reconstructions 3D CT-scan ont été obtenues à l'aide d'un logiciel semi-automatique de reconstruction 3D (SliceOmatic®). Afin d'identifier tous les voxels « os » dans chaque coupe, nous avons effectué un seuillage des niveaux de gris, puis une correction manuelle des potentielles erreurs de seuillage. Enfin, les coupes CT-scan ont été empilées de manière à obtenir des reconstructions 3D des fémurs proximaux contenant approximativement 10 000 points. Ainsi, une reconstruction 3D de référence était obtenue pour chaque fémur proximal. La précision de cette technique a été précédemment évaluée à 1 mm (Landry et coll., 1997). Ces reconstructions 3D ont servi de « gold standard » pour la géométrie fémorale de chaque spécimen.

Contrôle qualitatif :

Pour chaque modèle 3D-DXA reconstruit, un contrôle qualitatif était effectué en comparant les projections 2D du modèle 3D et les contours fémoraux présents sur les images DXA natives.

Protocole de Comparaison :

Les modèles 3D-DXA étaient ensuite comparés aux modèles géométriques de référence obtenus à partir du CT-scan, afin d'évaluer la précision de la méthode de reconstruction. Le protocole de comparaison consistait, tout d'abord, à superposer de manière grossière les deux modèles à l'aide de transformations géométriques élémentaires (rotation, translation), puis à optimiser cette superposition à l'aide d'une méthode de recalage moindre carré (**Figure 25**). Les résultats de cette comparaison étaient exprimés en distances *point-*

surface : après superposition optimisée, chaque point du modèle 3D-DXA était projeté orthogonalement sur la surface la plus proche du modèle de référence superposé, de façon à calculer la distance *point-surface* (Mitton *et coll.*, 2000 ; Mitulescu *et coll.*, 2001). Cette comparaison était effectuée sur la totalité des 10 000 points par modèle 3D-DXA obtenus. Les valeurs des distances moyenne, le “2 Root Mean Square” (2RMS) et maximale étaient calculés pour l’ensemble des spécimens. La distance 2 RMS représentait l’erreur maximale possible pour 95% des points du modèle, alors que les valeurs des distances maximales représentaient les des valeurs extrêmes isolées obtenues sur l’ensemble des 10 000 points.



Figure 25 : Superposition des reconstructions 3D-DXA (en foncé) et CT-scan (en clair) pour les vues latérale et postero-anterieure.

Paramètres 3D

Un ensemble de paramètres géométriques, sélectionnés pour leur implication potentielle dans la détermination de la résistance mécanique et du risque fracturaire de l’ESF, ont été calculés à partir des modèles 3D-DXA (**Figure 26**). Tous ces paramètres 3D ont été calculés à l’aide du logiciel Matlab®. Le diamètre de la tête fémorale (FHD) était directement obtenu à partir de la sphère moindre carrée calculée à partir du maillage de la région « tête fémorale ». L’aire de la section à mi-col (CSA) a été calculée à partir de la section du plan généré par le barycentre de la région col fémoral et le vecteur d’inertie principal associé. La longueur de l’axe du col fémoral (FNAL) était définie comme l’intersection entre la droite générée par le vecteur précédemment décrit et le modèle 3D-DXA. Enfin, le calcul de l’angle entre le vecteurs d’inertie principal de la région col fémoral et le vecteur d’inertie principal de la région diaphysaire permettait d’obtenir l’angle cervico-diaphysaire 3D (NSA).

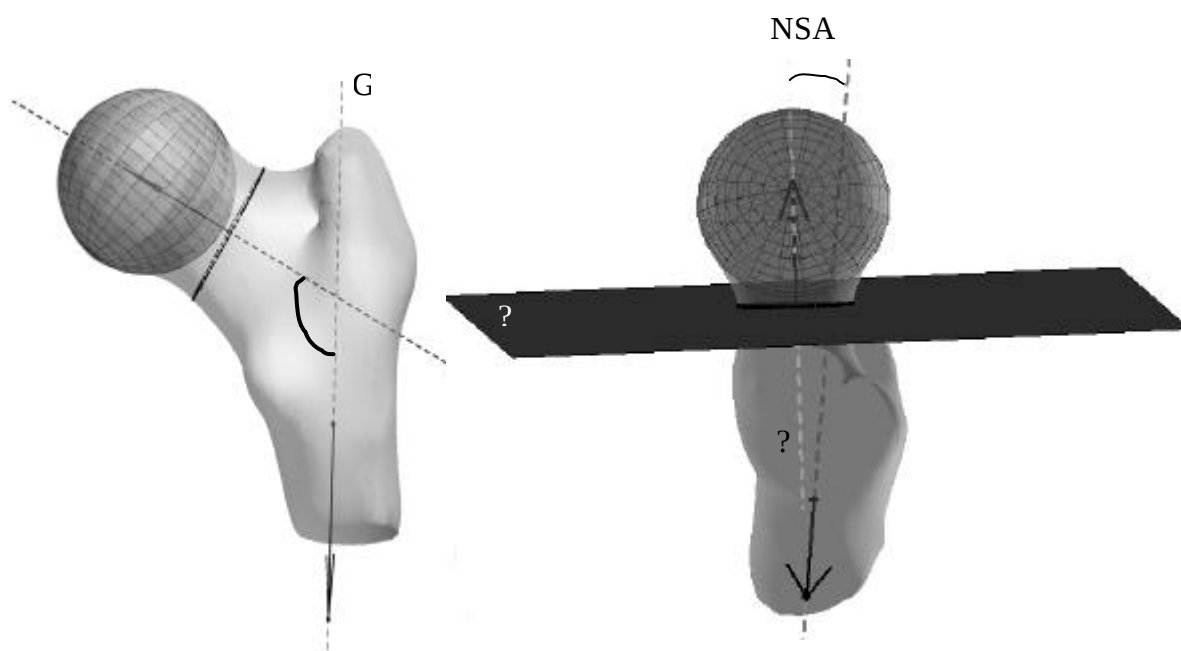


Figure 26: Illustration des paramètres 3D calculés automatiquement à partir des modèles reconstruits

Les axes d'inertie principaux de la diaphyse (G) et du col fémoral (?) sont représentés en lignes pointillées. La section à mi-col (CSA) est générée par l'intersection entre le modèle et le plan ?. L'angle cervico-diaphysaire 3D (NSA) est illustré sur les vues de dessus et postéro-antérieure.

Reproductibilité

La reproductibilité de cette technique a été évaluée sur les reconstructions 3D de 15 fémurs proximaux prélevés au hasard et reconstruits 2 fois par le même opérateur pour la reproductibilité intra-observateur, et par deux opérateurs différents (1 clinicien et 1 ingénieur) pour la reproductibilité inter-observateur. Le test non-paramétrique de Wilcoxon a été appliqué sur les valeurs moyennes obtenues à la suite des comparaisons effectuées sur les différentes reconstructions intra et inter observateur. Le coefficient de variation (CV, %) et l'erreur standard estimée (SEE, %), ainsi que leurs valeurs réelles correspondantes, ont été calculés pour l'ensemble des paramètres géométriques issus des reconstructions intra et inter observateur.

Résultats :

Les résultats de précision de cette technique, évalués à partir du protocole de comparaison entre les modèles 3D-DXA et CT-scan, sont présentés dans le **Tableau 8** à partir des valeurs moyenne, 2RMS et maximale obtenues sur l'ensemble des spécimens. Les

précisions des reconstructions région par région sont également présentées pour la tête fémorale, le col fémoral, le grand trochanter, le petit trochanter et la diaphyse.

Erreurs <i>point-surface</i> (mm)		Comparaison Globale	Tête Fémorale	Col Fémoral	Grand Trochanter	Petit Trochanter	Diaphyse
Fémurs Proximaux (N=25)	Moy.	0.8	0.6	0.8	0.9	1.2	0.7
	2RMS	2.1	1.6	1.9	2.5	3.0	2
	Max	7.8	5.4	5.6	6.7	7.8	6.3
	Nombre de points	11442	3381	1898	2812	471	3531

Tableau 8 : Valeurs moyenne, 2RMS et maximale (Max) des distances *point-surface* obtenues entre les modèles 3D-DXA et CT-scan. Le nombre de points compris dans le protocole de comparaison est également fourni pour chaque région anatomique.

Les comparaisons quantitatives entre les reconstructions 3D - DXA et les reconstructions CT-scans indiquent un écart moyen de $0.06 \pm 1,02$ mm. L'écart moyen absolu était de 0,8 mm, et 95% des écarts étaient inférieurs à 2,1 mm. Les écarts maximaux pouvaient atteindre 7,8 mm dans des zones anatomiques tels que le grand, le petit trochanter ou la ligne âpre.

Les valeurs de la moyenne, de l'écart-type (SD), du minimum (Min.) et du maximum (Max.) obtenues pour les paramètres 3D de l'ensemble des 25 spécimens sont présentées dans le **Tableau 9**.

	FHD (mm)	CSA (mm ²)	NSA (degré)	FNAL (mm)	Age (année)
Mean	43	640	125.9	92.0	84
SD	3.9	120	6.4	7.8	13
Min	37.9	488	116.1	83.6	54
Max	53.7	894	134.5	111.9	103

Tableau 9 : mean, standard deviation (SD), minimal (Min) and maximal (Max) values for the 3D parameters obtained from the whole sample of the personalized 3D model

Le coefficient de variation (CV, %), l'erreur standard estimée (SEE, %) et les valeurs réelles correspondantes sont présentés dans le **Tableau 10** pour les paramètres 3D calculés sur le sous échantillon des 15 spécimens prélevés au hasard.

		FHD	CSA	NSA	FNAL
Moy.	Inter	42.7 mm	622 mm ²	126°	90.9 mm
	Intra	43 mm	639 mm ²	125.8°	92.1 mm
SD	Inter	4.0 mm	116 mm ²	6.8°	7.8 mm
	Intra	3.9 mm	121 mm ²	6.6°	7.8 mm
CV	Inter	1.4 %	5 %	0.7 %	1.1 %
	(valeur réelle)	(0.6 mm)	(31 mm ²)	(0.9°)	(1.0 mm)
	Intra	1.1 %	3.8 %	0.5 %	0.5 %
	(valeur réelle)	(0.5 mm)	(24 mm ²)	(0.7°)	(0.5 mm)
SEE	Inter	3.8 %	15 %	2.1 %	3.0 %
	(valeur réelle)	(1.6 mm)	(86 mm ²)	(2.5°)	(2.7 mm)
	Intra	3.0 %	11 %	1.5 %	1.5 %
	(valeur réelle)	(1.3 mm)	(68 mm ²)	(1.9°)	(1.3 mm)

Tableau 10 : Résultats de l'étude de reproductibilité intra et inter-observateur.

Le Coefficient de Variation (CV), l'Erreur Estimée Standard (SEE) et les valeurs réelles correspondantes sont données pour les paramètres 3D associés aux modèles 3D-DXA personnalisés obtenus à partir des 15 spécimens prélevés au hasard.

Discussion

Il s'agit, à notre connaissance, des premières reconstructions 3D de structures osseuse obtenues à partir de deux acquisitions DXA perpendiculaires. Cette étude préliminaire confirme la faisabilité de cette technique de reconstruction sur des systèmes DXA. La comparaison des modèles 3D-DXA aux reconstructions 3D CT-scan indique que les modèles 3D-DXA personnalisés sont précis (écart moyen = 0,8 mm, 95% des écarts < 2.1 mm), et ce, sans la forte dose d'irradiation associée aux acquisitions CT-scan pour l'obtention de modèles 3D précis (*Shrimpton et coll., 1991*). Les valeurs maximales répertoriées sont essentiellement localisées dans les zones du petit trochanter et du grand trochanter (**Figure 27**) qui sont des sites anatomiques géométriquement complexes, mais d'importance limitée dans l'évaluation des paramètres 3D. Ces erreurs sont probablement dues aux variabilités géométriques importantes situées dans ces zones de fortes insertions musculaires. Il est en effet reconnu que les muscles fémoraux assez puissants peuvent créer des déformations locales importantes de l'os, aux sites d'insertion des tendons comme la ligne âpre, le petit et le grand trochanter.

La limitation de la méthode de reconstructions 3D-DXA réside dans sa dépendance à pouvoir réaliser une identification précise des contours géométriques à partir des images DXA. Ainsi, les erreurs plus importantes présentes sur la partie supérieure du grand

trochanter peuvent être expliquées par la difficulté de séparer les contours antérieurs, des contours postérieurs sur la vue latérale. Sur certaines images DXA, les contours du petit trochanter sont également difficilement identifiables du fait de la superposition des informations ostéodensitométriques générés par la diaphyse, affectant ainsi la précision des reconstructions.

De plus, il est à noter que la fovéa n'est pas modélisée sur l'objet générique, ce qui engendre une erreur systématique dans cette zone. Enfin, il faut remarquer que par rapport au CT-scan, les modèles 3D-DXA personnalisés ne fournissent qu'une reconstruction surfacique sans possibilité d'accéder à des informations volumiques.

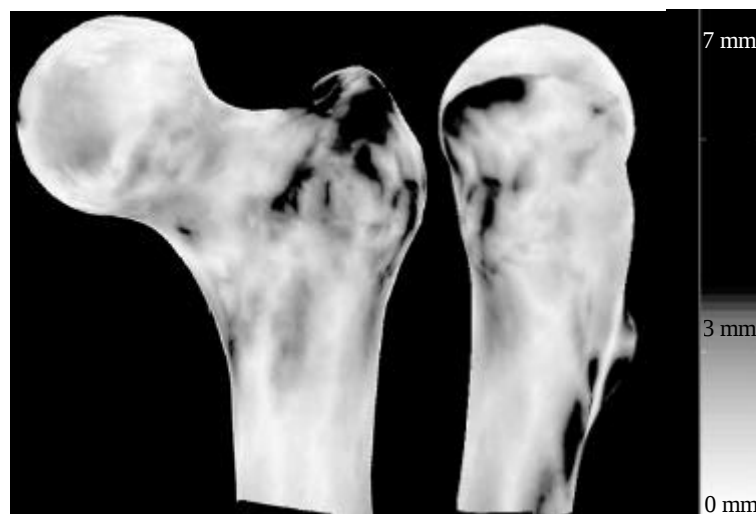


Figure 27 : Cartographie des erreurs maximales pour les reconstructions 3D-DXA

Cartographie des erreurs maximales : Pour chaque point du maillage, l'erreur maximale trouvée parmi l'ensemble des 25 spécimens est reportée sur l'objet générique. Les zones noires représentent les erreurs supérieures à 3,5 mm. Les autres zones (du blanc au gris) représentent les erreurs maximales allant de 0 à 3,5 mm.

Les études de reproductibilité intra et inter-observateur réalisées sur les paramètres 3D indiquent des résultats similaires voire meilleurs que ceux reportés précédemment publiés sur des paramètres mesurés en 2D, à partir de supports radiographiques et DXA (*Faulkner et coll., 1993 ; Duboeuf et coll., 1997 ; Gnudi et coll., 1999 ; Bergot et coll., 2002*), ou en 3D à partir d'images CT-scan (*Cody et coll., 2000*). Il a été montré que certains paramètres géométriques (antéversion du col fémoral et l'angle cervico-diaphysaire) sont très dépendants du positionnement du patient, notamment de l'adduction, de l'abduction et de la rotation interne ou externe du membre inférieur (*Michelotti et Clark, 1999 ; Kay et coll., 2000*), ainsi que des variations anatomiques inter-individuelles, lorsque leurs mesures est effectuées après projection sur un support 2D. Ainsi ,dans une étude incluant 64 fémurs (*Cheng et coll.,*

1997), les FNAL mesurés en 2D à partir d'images DXA variaient en fonction de l'angle d'antéversion du col fémoral (erreurs allant de -7.6% à 4.3%).

Un des avantages de la méthode actuelle, réside dans le fait que les effets d'agrandissement induits par la projection du faisceau en éventail sont corrigés automatiquement par l'algorithme de reconstruction 3D, permettant ainsi d'obtenir les paramètres géométriques en dimension réelle. Il a été préalablement démontré que les agrandissements et les distorsions associés aux acquisitions radiographiques et DXA « fan beam » sont responsables de différences importantes pour les mesures de FNAL et de HAL, comparés aux mêmes mesures réalisées sur des images issues de systèmes possédant des faisceaux de type « pinceau » (« pencil beam ») (*Pocock et coll., 1997 ; Michelotti et Clark, 1999*).

Ces limites ont amené certains chercheurs à développer des méthodes de mesure 3D à partir d'acquisitions CT-scan (*Kim et coll., 2000*) de manière à s'affranchir des erreurs de projection et d'agrandissement inhérentes aux mesures en 2D. La méthode 3D-DXA présentée dans notre étude, remplit également ces exigences mais ne présente pas l'inconvénient de la forte dose d'irradiation associée à un examen CT-scan.

Peu d'études précédentes ont calculé en 3D les paramètres géométriques associés au fémur proximal. Dans une étude précédente (*Cody et coll., 1999*), les valeurs mesurées du FNAL et du diamètre de la tête fémorale étaient supérieures (FNAL = 97 ± 8 mm; FHD = 47 ± 4 mm) à celles trouvées dans l'étude actuelle FNAL $92,0 \pm 7,8$ mm; FHD = $43,0 \pm 3,9$ mm). De même, une étude réalisée à partir de coupes CT-scan de 10 mm (*Cheng et coll., 1997*) les a reporté des valeurs de CSA supérieures à celles calculées dans notre étude (CSA = 880 ± 138 mm² contre 640 ± 120 mm² respectivement). De telles différences peuvent s'expliquer en partie par la différence entre le sexe des sujets dont provenaient les spécimens étudiés. En effet, pour ces deux études, plus de la moitié des spécimens provenaient de sujets masculins alors que seulement 5 des 25 spécimens étudiés dans notre travail étaient issus de sujets masculins.

En vue d'une d'application *in vivo*, la vue latérale peut ne pas être la vue optimale. En effet sur cette vue, la projection superposée du pelvis, et du fémur controlatéral peut empêcher une identification précise des contours. Si tel était le cas, l'application de cette méthode *in vivo* devrait nécessiter des incidences différentes. Des vues obliques (*Lequesne et Laredo, 1998*) devraient pouvoir fournir des informations suffisantes afin d'obtenir des reconstructions précises. Néanmoins, dans une telle perspective des modifications devraient être réalisées sur les systèmes DXA équipés d'un C-arm afin de rendre possible des

acquisitions selon des incidences différentes du face-profil classiquement utilisé. Du fait de la très basse dose d'irradiation générée par les systèmes DXA, l'utilisation de vues complémentaires ajoutées aux acquisitions face-profil ne devrait pas être un problème d'ordre éthique, et les informations supplémentaires fournies devraient améliorer la précision globale des reconstructions.

La DMO surfacique mesurée par DXA (en g/cm^2) n'est pas le seul facteur prédictif de la fracture de la hanche. La macro-architecture osseuse est également un facteur de risque indépendant de la DMO. Les os plus larges sont moins enclins à la fracture que ceux plus fins. Pour un même Contenu Minéral Osseux (CMO, g), les os avec un diamètre plus large et une DMO surfacique plus basse, sont plus solides (*Burr et Turner, 1990*). Les os longs augmentent en taille et en diamètre durant la croissance, mais ceci, avec de larges variations inter-individuelles. Ainsi, ces changements de morphologie dues à l'âge diffèrent entre homme et femme (*Ruff et Hayes, 1988 ; Seeman, 2003*), du fait d'une activité différentes des mécanismes de résorption endostéale et d'apposition périostale entre les deux sexes. L'élargissement des diamètres périostals et endocorticaux survient dans les deux sexes, mais avec une amplitude plus importante pour les hommes, expliquant en partie la préservation des capacités de résistance mécanique à la flexion chez l'homme, mais pas chez la femme (*Duan et coll., 2003*). Il est donc important de pouvoir mesurer la taille de l'os, et pas seulement sa densité, pour pouvoir prédire de façon optimum le risque de fracture chez les personnes âgées. Ces changements géométriques peuvent expliquer certaines différences d'incidence fracturaire qui ne sont pas prises en compte par la mesure seule de densité minérale osseuse.

Les reconstructions 3D-DXA peuvent également être utiles dans le suivi clinique d'enfants atteints d'*Osteogenesis Imperfecta*, car l'accroissement de leur masse osseuse est le résultat de la double augmentation de la densité osseuse et des dimensions osseuses (*Rauch et coll., 2003*).

Plusieurs auteurs ont essayé de calculer des valeurs volumiques de DMO (*Cummings et coll., 1994 ; Peel et Eastell, 1994 ; Jergas et coll., 1995*), à partir des données de la combinaison de paramètres géométriques 2D et de DMO surfaciques issus d'acquisitions DXA ou radiographiques. Des paramètres biomécaniques tels que moment d'inertie de section (CSMI, cm^4), le module de section (Z, cm^3) ont également été obtenus à partir de l'association de ces deux types d'information (*Beck et coll., 1990 ; Faulkner et coll., 1994 ; Sievanen et coll., 1996*). Néanmoins, pour obtenir certains de ces paramètres, les auteurs font des approximations imprécises sur la forme réelle de la structure osseuse étudiée. Dans leurs calculs, ils émettent l'hypothèse que des segments osseux relativement complexes, comme le

col fémoral, la diaphyse fémorale, le corps vertébral et même le radius distal, peuvent être assimilés à des géométrie simple comme un cylindre (*Jergas et coll., 1995*), un cylindre elliptique (*Peel et Eastell, 1994 ; Sabin et coll., 1995 ; Tabensky et coll., 1996*) ou même un cube (*Van Pottelbergh et coll., 2003*). Une technique procurant des modèles géométriques 3D plus réalistes devrait donc contribuer à améliorer la précision de ces calculs volumiques dérivés et leurs capacités discriminantes.

Conclusion

Cette étude montre la faisabilité d'une méthode de reconstruction 3D permettant d'obtenir des modèles 3D personnalisés précis et reproductibles de fémurs proximaux à partir de deux acquisitions DXA standard. Des études supplémentaires sont nécessaires afin d'évaluer la capacité des paramètres géométriques issus des modèles 3D-DXA, à discriminer les patients ostéoporotiques des sujets contrôles.

Deuxième Partie : Imagerie Médicale et Caractérisation Mécanique de Structures Osseuses

Dans cette deuxième partie de l'étude, les objectifs étaient d'explorer les potentialités du système EOS™ en vue de caractériser les propriétés mécaniques de structures osseuses.

Dans un premier temps, nous avons effectué une revue de bibliographie des différents systèmes d'imagerie permettant d'accéder, *in vivo*, à des informations en relation avec les propriétés mécaniques du tissu osseux et permettant ainsi d'évaluer les risques de fracture.

Dans un second temps, nous nous intéresserons à la résistance mécanique d'une structure osseuse, supportant des sollicitations mécaniques importantes, et dont les conséquences fracturaires ont le taux de mortalité et de morbidité le plus important : l'Extrémité Supérieure du Fémur (ESF). Après une brève description de l'épidémiologie des Fractures de l'Extrémité Supérieure du Fémur (FESF), nous réaliserons une revue des différentes études ayant utilisé les modalités d'imagerie médicale précitées (**Chapitre 1** :), afin de prédire, d'une part, la résistance à la rupture *in vitro*, ainsi que le risque fracturaire *in vivo*.

Enfin, nous aborderons le travail réalisé sur le système EOS™, afin d'exploiter les capacités multi-énergie de celui-ci et d'obtenir ainsi des informations densitométriques, en relation avec les propriétés mécaniques de structures osseuses. Nous évaluerons ensuite les potentialités d'associer paramètres macro-architecturaux 3D et informations densitométriques, de manière à prédire la résistance mécanique d'extrémités supérieures de fémurs testées dans des configurations expérimentales très proches de celles provoquant des fractures de type clinique.

Chapitre 4 : Etude bibliographique sur l'imagerie médicale et l'accès aux propriétés mécaniques du tissu osseux

Après avoir décrit les principes et les potentialités de reconstruction 3D des principaux systèmes d'imagerie médicale, nous allons maintenant nous focaliser sur la capacité de ceux-ci à accéder à des informations en lien avec les propriétés mécaniques du tissu osseux. Ceci, dans le but d'évaluer les systèmes capables d'associer à la fois des informations sur la macro-architecture et les propriétés mécaniques du tissu osseux.

Ce travail se positionnant sur l'aspect macro-architectural des structures osseuses, nous ne nous considérerons pas dans cette partie, les modalités d'imagerie permettant d'avoir accès à des paramètres relatifs à la microarchitecture du tissu osseux. Les systèmes tels que les tomodensitomètres périphériques quantitatifs (pQCT), les IRM et CT-scan permettant des acquisitions à haute résolution, ne seront donc pas décrits

1. La Radiographie et l'absorptiométrie

Les techniques basées sur ce principe permettent l'accès au contenu minéral osseux (CMO en g) et à la densité minérale osseuse (DMO en g/cm²).

L'absorptiométrie osseuse est basée sur la quantification de l'atténuation d'un faisceau de rayons X traversant des sites osseux. Lors de sa traversée, le faisceau de rayons X interagit avec le tissu osseux, la moelle osseuse ainsi que les tissus péri-osseux, souvent appelés tissus mous. Chacun de ses tissus possède des caractéristiques physiques différentes :

Le tissu osseux est constitué :

- d'une trame organique composé de collagène (densité=1) et de substance fondamentale (densité=1,38).
- d'une phase minérale, composé de cristaux d'hydroxyapatite (densité=3,15), dont 40% de la masse est due au poids des atomes de calcium.
- Et d'eau (d=1).

La moelle osseuse qui a tendance à se transformer en graisse avec l'âge possède une densité comprise entre 0,92-0,94.

Les tissus péri-osseux sont constitués de muscles ou «tissus maigres» dont la densité est équivalente à celle de l'eau et d'une certaine proportion de tissu graisseux ($d=0,92$).

Lors de l'irradiation d'une zone anatomique comportant une structure osseuse, le faisceau de rayon X interagit donc selon un modèle à 3 inconnues : l'eau, la graisse et l'hydroxyapatite.

Si l'on reprend la loi générale de l'absorption pour un faisceau d'énergie donnée (**Equation 1**), on a dans ce cas un modèle d'atténuation à 3 inconnues, exprimé par :

Équation 2

$$I = I_0 e^{-(m_{\text{tissusmaigres}} \cdot X_{\text{tissusmaigres}} + m_{\text{graisse}} \cdot X_{\text{graisse}} + m_{\text{HAP}} \cdot X_{\text{HAP}})}$$

Avec

I_0 : l'énergie initiale émise

I : l'énergie résiduelle

μ : coefficients d'atténuation linéique (en cm^{-1}) pour les 3 types de tissus (données disponibles dans les tables)

x : inconnues correspondant aux épaisseurs de tissus traversées

1.1. L'absorptiométrie simple énergie

La première solution pour résoudre ce problème à 3 inconnues est donnée par les systèmes d'absorptiométrie simple énergie. D'une part, la graisse et les tissus maigres sont regroupés pour ne considérer que deux types de tissus, tissus mous et tissus osseux. D'autre part, on considère l'épaisseur totale traversée par les rayons X comme constante, et connue (zone anatomique plongée dans un bac d'eau de dimension connue). On obtient ainsi un système de deux équations à deux inconnues :

$$\begin{cases} I = I_0 e^{-(m_{\text{tissusmous}} X_{\text{tissusmous}} + m_{\text{HAP}} X_{\text{HAP}})} \\ \text{epaisseur} = x_{\text{tissusmous}} + x_{\text{HAP}} \end{cases}$$

Équation 3

Avec

I_0 : l'énergie initiale émise

I : l'énergie résiduelle

μ : coefficients d'atténuation linéique (en cm^{-1}) pour les 3 types de tissus (données disponibles dans les tables)

x : inconnues correspondant aux épaisseurs de tissus traversées

épaisseur : épaisseur totale traversée (donnée connue)

Cette technique permet la mesure du contenu minéral osseux pour des sites périphériques tels que le radius distal et le calcaneum. Par contre, il est impossible d'utiliser cette technique sur des zones d'intérêt osseux où il existe des variations importantes de l'épaisseur des tissus mous (fémur proximal, rachis lombaire). Il est alors indispensable de prendre en compte la contribution de ces tissus dans l'atténuation mesurée. Ceci est permis par les appareils multi-énergie qui ont peu à peu remplacés ces systèmes simple énergie

1.2. La multi-énergie et les systèmes DXA (Dual energy X-ray Absorptiometry)

La deuxième solution pour résoudre l'Équation 2, à 3 inconnues, en permettant d'accéder à la densité minérale osseuse dans des sites d'épaisseurs variables est fournit par les systèmes multi-énergie qui reposent sur la mesure des absorptions d'au moins 2 faisceaux de photons X d'énergies différentes. L'absorption des faisceaux par les milieux traversés dépend de leur énergie d'émission, de la nature et de l'épaisseur des milieux traversés. Dans cette partie, nous expliciterons le cas le plus simple réalisé à partir de 2 énergies différentes, et à la base des systèmes DXA (Dual Energy X-ray Absorptiometry) utilisés couramment dans le suivi des patients atteints d'ostéoporose.

Si l'on reprend, la loi générale de l'absorption pour un faisceau d'énergie donnée (Equation 1), et que l'on introduit dans l'équation la densité du matériau, on obtient :

$$I = I_0 e^{-\frac{\mu(Z,E)}{d} \cdot x}$$

Équation 4

Avec I_0 : l'énergie initiale émise

I : l'énergie résiduelle

ρ : densité du matériau (g/cm³)

μ : le coefficient d'atténuation linéique (cm⁻¹)

x : l'épaisseur de tissu traversé (cm)

Si l'on définit alors la densité surfacique, $d = \rho \cdot x$ (exprimée en g/cm²), et le coefficient d'atténuation massique, $\mu_m = \mu / \rho$, et que l'on considère, comme pour

l'absorptiométrie simple énergie, que la zone à mesurer est divisée en partie « dure » (tissu osseux) et partie « molle » (muscle et graisse), l'Equation 4 devient:

$$I = I_0 e^{-(m_{m1}d_1 + m_{m2}d_2)}$$

Equation 5

Avec μ_1, μ_2 : coefficient d'atténuation massique moyen pour le tissu osseux (1) et les tissus mous (2)

d_1, d_2 : densité surfacique du tissu osseux (1) et des tissus mous (2)

Une telle équation peut être résolue en considérant constante l'épaisseur des parties molles (principe de l'absorptiométrie mono-énergétique), ou en utilisant deux énergies incidentes (basse et haute) constituant ainsi un système de deux équations à deux inconnues :

$$\begin{aligned} I_H &= I_{0H} e^{-(\mu_{m1H}d_1 + \mu_{m2H}d_2)} \\ I_B &= I_{0B} e^{-(\mu_{m1B}d_1 + \mu_{m2B}d_2)} \end{aligned}$$

Equation 6 :

D'où :

$$\begin{aligned} -\text{Log} \frac{I_H}{I_{0H}} &= m_{m1H}d_1 + m_{m2H}d_2 \\ -\text{Log} \frac{I_B}{I_{0B}} &= m_{m1B}d_1 + m_{m2B}d_2 \end{aligned}$$

Equation 7 :

Avec I_{0H} : l'énergie initiale du faisceau haute énergie,

I_{0B} : l'énergie initiale du faisceau basse énergie,

I_H : l'énergie résiduelle du faisceau haute énergie,

I_B : l'énergie résiduelle du faisceau basse énergie,

μ_{m1H}, μ_{m2H} : coefficient d'atténuation massique moyen du tissu osseux (1) et des tissus mous (2), pour le faisceau de haute énergie

μ_{m1B}, μ_{m2B} : coefficient d'atténuation massique moyen du tissu osseux (1) et des tissus mous (2), pour le faisceau de basse énergie

Les coefficients μm sont connus pour chaque énergie (haute et basse) et exprimés à partir de matériaux références : l'hydroxyapatite pour l'os, et une composition moyenne

standard de tissus maigre et gras pour les parties molles. On peut ainsi récupérer la densité surfacique du tissu osseux d_1 et des tissus mous d_2 , il s'agit du principe de l'absorptiométrie biphotonique. Le terme d est exprimé en g/cm^2 ; il est en pratique appelé « densité ».

Enfin, en dernier lieu, une correction par « ligne de base » est effectuée, en considérant que le signal en hydroxyapatite est nul à l'extérieur de la zone osseuse (*Blake et Fogelman, 1997*).

La mesure de densité minérale osseuse corrigée de la ligne de base est alors exprimée par :

$$d_{HAP}^{corrigé} = d_{HAP}^{Os} - d_{HAP}^{lignedebase} \quad \text{Équation 8}$$

Dans les systèmes DXA, les deux énergies (haute et basse) sont obtenues soit en faisant varier la tension du tube à rayons X afin d'obtenir deux spectres (*pulses* à 70 et 140 kVp), soit en filtrant l'émission par des terres rares (cérium, néodyme), le tube restant alimenté par une énergie constante. Néanmoins, une différence notable existe entre les coefficients d'atténuation des graisses et des tissus maigres, des corrections pour les contenus graisseux sont donc réalisées. Celles-ci varient d'un constructeur à l'autre et sont une des causes des différences de résultats selon les types d'appareil.

Le faisceau peut également être en éventail, tous les points d'une même ligne étant mesurés simultanément (« fan beam » ou « array mode »). La ligne est perpendiculaire au sujet, le déplacement de l'appareil se fait dans le sens longitudinal. Cette technique utilise une barrette de détecteurs; l'association d'un faisceau et d'une barrette multidétecteurs diminue beaucoup le temps d'examen. Si la source est ponctuelle, le temps de l'examen dure de 6 à 15 minutes. Si la source est un faisceau, le temps de l'examen est de 2 minutes ou moins.

Les appareils de DXA peuvent mesurer toutes les parties du squelette, les deux zones de mesures les plus utiles et les plus courantes en clinique étant le rachis lombaire et l'extrémité supérieure du fémur (**Figure 28**).

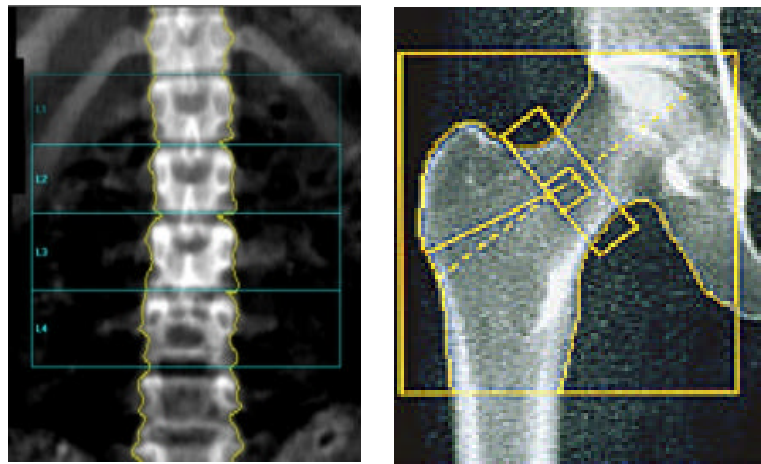


Figure 28: Exemples d'analyses DXA.

a) sur un rachis lombaire et b) sur un fémur proximal. Pour chaque région définie, une valeur moyenne de densité minérale osseuse est calculée en g/cm^2 .

La reproductibilité *in vivo* des examens DXA est comprise entre 0.5% et 3% (1-3% pour le fémur proximal) avec une précision allant de 5 à 15% (6% pour le fémur proximal). La présence d'ostéophytes, de calcification aortique, d'hypertrophie dégénérative, ou d'ostéoarthrose peuvent provoquer une augmentation artificielle de la densité minérale osseuse (Roux, 1999). En effet, un inconvénient de la DXA est qu'elle utilise l'image projetée de la zone mesurée et ne permet pas de distinguer l'os cortical de l'os spongieux. La mesure de la densité ne tient donc pas compte du volume osseux. Ces problèmes de dégénération osseuse au niveau vertébral ont été pris en compte par les fabricants de systèmes DXA et des appareils permettant des acquisitions de profils du rachis ont été conçus.

De nombreuses études *in vitro* ont prouvé la capacité de la DMO surfacique de différentes régions à évaluer la résistance mécanique d'échantillons ou de structures osseuses (Moro *et coll.*, 1995 ; Njeh *et coll.*, 1997 ; Ebbesen *et coll.*, 1999).

De plus, de nombreuses études prospectives (Wasnich *et coll.*, 1989 ; Cummings *et coll.*, 1993 ; Melton *et coll.*, 1993) et des méta-analyses regroupant ces études (Marshall *et coll.*, 1996 ; Woodhouse *et Black*, 2000) ont montré l'importance des variations des mesures DMO aux différents sites d'intérêt osseux (rachis lombaire, fémur proximal, radius) dans l'évaluation du risque de fracture. Ces études ont notamment montré que des variations d'un écart-type de la mesure de DMO au col fémoral, par rapport à la DMO référence d'une population saine et jeune, est ainsi responsable d'une augmentation du risque de fracture de 2,4.

Enfin, il faut ajouter que cette technique peu irradiante (1-10 μSv par examen) est actuellement considérée comme la référence dans la détection et le suivi de l'ostéoporose. Ces systèmes d'ostéodensitométrie sont les plus répandus - environ 6000 centres dans le monde *Genant et coll., 1996* - et c'est d'ailleurs à partir des bases de données de mesures DXA que les seuils définissant les patients atteints d'ostéoporose ont été définis par l'OMS en 1994.

2. La Tomodensitométrie Quantitative

L'accès aux propriétés mécaniques du tissu par tomodensitométrie est appelé tomodensitométrie quantitative ou QCT (Quantitative Computed Tomography). Cette technique est la seule permettant d'obtenir directement une mesure de la densité minérale osseuse (DMO) exprimée en g/cm^3 . La mesure peut être réalisée sur la plupart des CT-scan commercialisés mais nécessite un calibrage préalable de l'appareil au moyen de fantômes constitués de tubes d'hydroxyapatite (HAP) de densités différentes.

Le site privilégié de cette technique est le rachis lombaire, et la mesure se fait principalement sur des volumes d'os trabéculaire du corps vertébral. Néanmoins, une des forces de cette technique réside dans sa capacité à pouvoir dissocier les mesures des zones composées d'os trabéculaire et des zones composées d'os cortical.

Les protocoles d'acquisition classiques utilisent des coupes d'environ 10 mm d'épaisseur et d'une résolution pixel de 0,5 à 1 mm. Une fois la zone acquise, les résultats exprimés en unités Hounsfield sont corrigés par la droite de calibrage afin d'obtenir la valeur de densité en g (HAP)/ cm^3 . Les mesures sont réalisées sur plusieurs vertèbres lombaires et le chiffre considéré est la moyenne des mesures (**Figure 29**). Plusieurs études cliniques ont montré la capacité des mesures QCT à estimer le risque fracturaire au niveau vertébral (*Grampp et coll., 1996* ; *Kudlacek et coll., 1998*), le QCT étant même considéré comme « gold standard » pour cette évaluation (*Adams et coll., 2000*).

Les erreurs in vivo reportées dans le cas d'étude QCT sur la colonne vertébrale sont de 2 à 4 % pour la reproductibilité et de 5-15% pour la précision (*Genant et coll., 1996*). Cette technique de mesure est largement répandue et plus de 4000 centres l'utilisent à travers le monde.

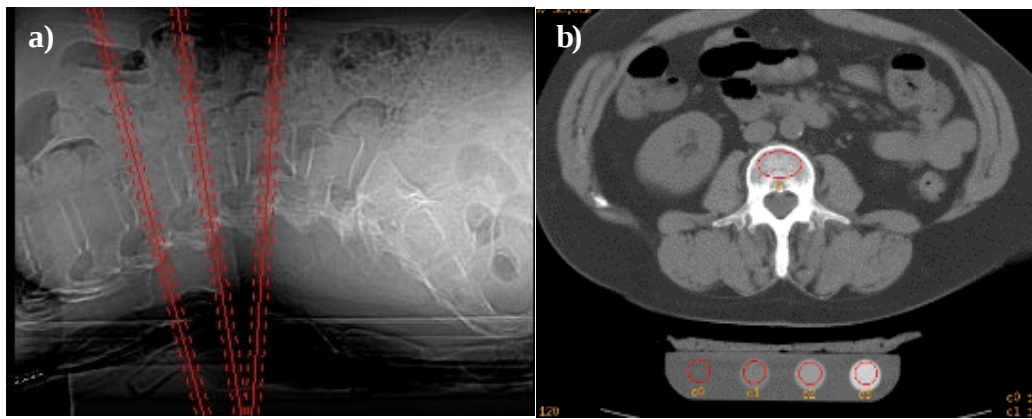


Figure 29 : a) choix des sections d'analyses sur la « scout view », b) zone d'analyse sur la région trabéculaire d'une vertèbre lombaire (le fantôme de calibrage comprenant les différentes références en densités est également visible).

Cependant il n'existe pas pour l'instant, à notre connaissance, de protocole clinique acceptable sur le fémur proximal du fait de son architecture complexe, de variations tridimensionnelles rapides de la DMO le long de la structure (*Genant et coll., 1996*) et des problèmes de reproductibilité de positionnement des zones de mesure que cela engendre.

3. L'IRM

Très récemment, l'IRM a été utilisée afin d'évaluer les altérations du tissu osseux. Si le signal du tissu osseux cortical est presque inexistant du fait de son très faible contenu hydrique, il est néanmoins possible de mettre en évidence des inhomogénéités de signal du tissu spongieux en raison des différences magnétiques aux frontières entre la moelle hématopoïétique et le tissu osseux (*Chung et coll., 1993*). D'après ces travaux, les changements de temps de relaxation apparent transverse ($T2^*$) sont reliés aux modules d'Young des échantillons osseux testés ($r=0,91$) ainsi qu'à la microarchitecture du réseau trabéculaire. Ainsi, la diminution du temps de relaxation est plus prononcé pour un tissu osseux présentant un réseau trabéculaire normal que pour un os spongieux ostéoporotique.

Des techniques de μ MR générant des images de hautes résolutions ont également permis de réaliser des études histomorphométriques précises en s'appuyant sur des analyses automatisée d'images binarisées (*Majumdar et Genant, 1995 ; Majumdar, 1998*).

4. Les Ultrasons Quantitatifs

La plupart des systèmes d'imagerie ultrasonore utilisent la double capacité des sondes d'émettre et de recevoir pour travailler à partir des informations issues de la réflexion des ondes émises. Cependant, et contrairement aux modes d'acquisition basés sur la réflexion des ondes aux interfaces (utilisé en échographie et en échocardiographie), le mode utilisé pour

mesurer les caractéristiques mécaniques du tissu osseux est basé sur les modifications de transmission du signal. Après émission du premier pulse ultrasonore, le signal traverse de part en part la structure osseuse et la réception du signal se fait à l'autre extrémité de la structure étudiée. En traversant le tissu osseux, l'onde ultrasonore subit des modifications en fonction de la densité et de certaines propriétés mécaniques du matériau (élasticité, microarchitecture, densité du matériau...). Un accès à ces modifications est permis par les mesures de la vitesse, Speed of Sound (SOS en m/s^{-1}), et de l'atténuation, Broadband Ultrasound Attenuation (BUA en dB.MHz^{-1}), de l'onde ultrasonore émise (**Figure 30**).

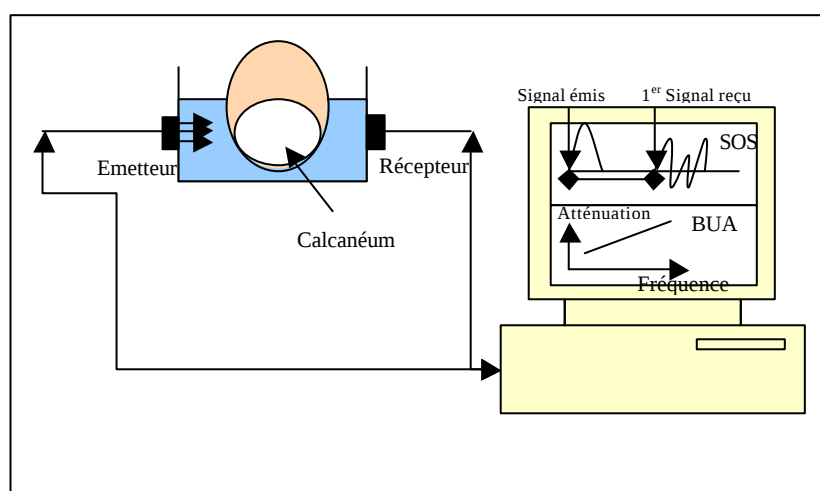


Figure 30 : Schéma de principe d'un appareil ultrasonore utilisé in vivo sur un calcanéum

Les données expérimentales in vitro montrent qu'il existe une bonne corrélation entre le module d'Young, la résistance mécanique à rupture d'échantillon osseux et ces paramètres ultrasonores (Langton et coll., 1996 ; Njeh et coll., 1997). D'autre part, plusieurs études ont également prouvé la bonne corrélation entre l'atténuation et la densité physique mesurée par des techniques classiques (Ashman et coll., 1987).

Plusieurs études cliniques ont montré la faisabilité in vivo de cette technique lorsqu'elle est appliquée au calcaneum (Schott et coll., 1995), et la capacité prédictive des mesures fournies (SOS, BUA) sur la survenue de fracture du col fémoral chez les sujets âgés (Porter et coll., 1990 ; Hans et coll., 1996). Sa reproductibilité in vivo est de 2 à 4 % pour la mesure de l'atténuation et inférieure à 1% pour celle de la vitesse (Genant et coll., 1996).

Cependant, pour permettre le suivi de patients ostéoporotiques, il est indispensable de pouvoir observer dans le temps l'évolution des variables quantitatives mesurées, la reproductibilité de cette technique doit être rapportée à la variation biologique des paramètres quantifiés. Ainsi, plusieurs études transversales et longitudinales ont démontré que les variations annuelles observées étaient inférieures aux coefficients de variation des paramètres

mesurés (Schott et coll., 1995 ; Krieg et coll., 1996). Les travaux de Van Daele & Coll. (van Daele et coll., 1997) sur le suivi d'une population de 543 sujets dont 224 hommes, ont notamment montré que seulement 16% des sujets masculins et 14% des sujets féminins disposaient d'une diminution des paramètres ultrasonores non imputable à l'erreur de mesure.

En conclusion, si la mesure ultrasonore présente des avantages considérables (non invasif, non irradiant, faible coût), elle semble de plus en plus délaissée par les cliniciens puisqu'elle semble moins efficace que la DXA et le QCT lors du suivi des patientes et de leur traitement.

5. Synthèse

La revue de bibliographie des différentes modalités d'imagerie médicale utilisées pour accéder aux propriétés mécaniques du tissu osseux a donc permis de situer la place de chaque système dans une utilisation clinique courante.

Les potentialités de l'IRM dans ce domaine sont encore en cours d'évaluation et l'utilisation de ces appareils à des fins de caractérisation du tissu osseux reste pour l'instant dans le cadre d'études expérimentales. Néanmoins, la disponibilité réduite et le coût d'investissement important de tels systèmes sont des inconvénients majeur dans l'optique d'une utilisation clinique importante.

Concernant les systèmes quantitatifs ultrasonores, des avantages tels que leur coût, leur faible encombrement et leur caractère non irradiant ont fait de cet instrument un outil très prometteur pour la détection et le suivi de l'ostéoporose. Malheureusement, les études prospectives réalisées sur des populations suivies pour des problèmes d'ostéoporose ont mis en avant des problèmes dus à la capacité de ces systèmes à mesurer une variation biologique significative. Néanmoins cette technique pourrait être complémentaire des mesures de DMO DXA ou QCT puisque les paramètres ultrasonores restent prédictifs du risque fracturaire après ajustement de la DMO (Hans et coll., 1996).

La DXA et la QCT sont actuellement les instruments de prédilection des rhumatologues pour évaluer le risque fracturaire lié à l'ostéoporose. Ces deux instruments permettent la mesure de DMO, mais si la DMO DXA, exprimée en g/cm^2 , n'est que surfacique et ne permet pas de différencier entre os cortical et os trabéculaire du fait de leur superposition sur l'image analysée, la QCT réalise quant à elle une mesure volumique de la DMO, exprimée en g/cm^3 , et permet d'accéder indépendamment à l'os cortical ou trabéculaire à partir d'une même acquisition. Leurs capacités en terme de précision et de reproductibilité sont relativement comparables.

Cependant la DXA demeure la plus utilisée car elle possède des avantages non négligeables par rapport à la QCT. En effet, cette technique biénergie est en moyenne 10 fois moins irradiante et possède un temps d'examen plus court. De plus, elle représente un coût d'investissement moindre et le prix d'un examen est environ deux fois moins cher que pour la QCT (**Tableau 11**). Enfin, la DXA permet l'analyse de tous les sites d'intérêt osseux dont l'extrémité supérieure du fémur qui n'est pour l'instant pas accessible par QCT.

Type (nombre de centres utilisant l'appareil dans le monde)	Sites préférentiels	Paramètres mesurés	Erreur de reproductibilité	Précision	Coût moyen par examen (\$)	Dose effective (mSv)	Temps d'examen
SXA (3000 centres)	Radius, Calcanéum	DMO g (HAP)/cm ²	1-2%	4-6%	25-65	<1	1 minute
DXA (6000 centres)	Vertèbres lombaires Fémur proximal Corps entier	DMO g (HAP)/cm ²	1-3%	5-10%	100-175	1-3	5 minutes
QCT (4000 centres)	Colonne lombaire Fémur proximal (expérimental)	DMO g (HAP)/cm ³	2-4%	5-15%	200-275	50	10 minutes
Ultrasons Quantitatifs (2000 centres)	Calcanéum	BUA en dB.Mhz ⁻¹	1.5-4%	?	40-70	0	1 minutes
	Tibia	SOS en m.s ⁻¹	<1%				
IRM	Expérimental	T2*	3.8-9.5%	?	?	0	?

Tableau 11 : Tableau récapitulatif des performances des différents systèmes d'imagerie dans le domaine de la caractérisation mécanique du tissu osseux - d'après Genant et coll., 1996 ; Genant et coll., 1996 –

Concernant les doses d'irradiation délivrées, elles peuvent être comparées aux doses moyennes délivrées lors d'une radiographie du rachis lombaire (2100µSv), une radiographie pulmonaire (50µSv), d'un scanner cérébral (3300-5500 µSv) ou de l'irradiation naturelle quotidienne (7µSv) *Shrimpton et coll., 1991*

Chapitre 5 : Etude bibliographique sur l'ostéoporose et les fractures de l'extrémité supérieure du fémur (FESF)

Après avoir récapitulé les potentialités de chaque modalité d'imagerie le domaine de la caractérisation du tissu osseux et de l'accès aux informations géométriques 3D de structures osseuses, nous allons nous intéresser plus spécifiquement à la fracture de l'Extrémité Supérieure du Fémur. Dans un premier temps, nous nous intéresserons à l'épidémiologie de cette fracture, puis par l'intermédiaire de deux revues bibliographiques, nous soulignerons l'importance d'associer aux protocoles d'analyse classique, des informations géométriques macro-architecturales de l'ESF afin de mieux évaluer les risques de fracture de cette structure osseuse. La première de ces revues bibliographiques sera axée sur la relation entre géométrie et prédiction du risque fracturaire et la seconde sur l'estimation *in vitro* de la résistance mécanique de l'ESF à partir de données densitométriques et géométriques issues de systèmes d'imagerie médicale,

1. Ostéoporose et Epidémiologie des fractures de l'ESF

L'âge et le sexe sont les principaux facteurs déterminants de l'incidence des fractures dans la population mondiale. Si les nombreuses études épidémiologiques montrent une très faible incidence de ces fractures chez le sujet jeune (inférieure à 30/100 000 avec une prédominance chez les sujets masculins), elle croît de manière exponentielle avec l'âge (*Gullberg et coll., 1997*). Les hommes et les femmes ne sont pas égaux devant ce risque puisque pour les personnes de plus de 80 ans, l'incidence moyenne est de 630/100 000 pour les hommes et atteint 1289 /100 000 pour les femmes (*Gullberg et coll., 1997*).

De fortes disparités existent également suivant les localisations géographiques des populations. Les populations nord européenne et nord américaines sont les plus touchées par la fracture du fémur proximal, les populations issues du continent africain étant les plus avantagées (*Gullberg et coll., 1997*). Les facteurs génétiques interraciaux peuvent expliquer en partie les disparités entre populations (variations de Densité Minérale Osseuse), mais ces modifications de DMO apparaissent négligeables après correction par la taille du squelette (*Marquez et coll., 2001*). Les différences géométriques, os plus larges chez les noirs ou plus courts chez les asiatiques (*Nakamura et coll., 1994 ; Mikhail et coll., 1996*), seraient plus vraisemblablement à l'origine des différences de résistance osseuse (*Einhorn, 1992*).

Si l'on s'intéresse aux types de fracture, trochanteriennes (type A) ou cervicales (type B), tels que définies par la classification AO (Muller, 1980) (**Figure 31**), des prédominances de l'une ou l'autre de ces types de fracture existent suivant l'âge et le sexe des sujets (Baudoin et coll., 1993). Ainsi, le rapport fracture cervicale sur fracture trochanterienne est proche de un pour les hommes quelque soit la tranche d'âge du sujet (légère augmentation de C/T avec l'âge), alors que pour les femmes, ce rapport très proche de deux à l'âge de 50 ans a tendance à diminuer pour s'approcher de 1 dans les tranches d'âge supérieures à 75 ans (Lofman et coll., 2002). Les explications à ces tendances sont nombreuses. La perte importante de DMO suite à la ménopause est sans aucun doute un des facteurs primordiaux responsable de l'incidence fracturaire défavorable pour le sexe féminin.

La perte osseuse continue liée à l'âge est sans doute à l'origine d'une égalisation (voire d'un inversement) du rapport de fracture C/T. La «coque» d'os cortical étant de plus en plus fragile avec l'âge, un impact direct sur le grand trochanter peut être responsable d'un prolongement du trait de fracture à partir du point d'impact.

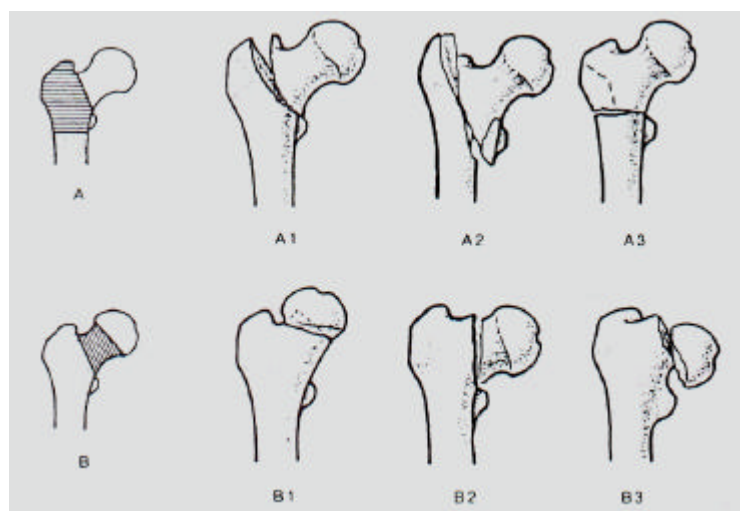


Figure 31 : Classification AO des fractures selon Muller, 1980.

En haut, les fractures trochanteriennes dites de type A, et les sous-types associés en fonction du lieu et de l'orientation de la fracture. En bas, les fractures cervicales dites de type B, et les sous-types associés en fonction du lieu et de l'orientation de la fracture.

L'âge est un élément prépondérant : une augmentation exponentielle de l'incidence des fractures due à la perte des capacités moto et neurosensorielles engendrant l'augmentation du nombre de chute. En effet, si 90% des fractures de l'ESF sont liées à une simple chute de la hauteur du sujet (Greendale et Barrett-Connor, 2001), seulement 1% de ces chutes engendre des fractures.

2. Corrélation entre Résistance à la rupture de l'Extrémité Supérieure du Fémur et données issues de l'Imagerie Médicale

L'étiologie de la fracture de la hanche demeure imprécise. Les deux facteurs prépondérants de cette lésion sont indéniablement la fragilité de l'os (dépendant de la densité osseuse, de la qualité de la minéralisation, de la géométrie...) et la propension à chuter. S'il apparaît qu'une très forte proportion de ces fractures (environ 90%) sont diagnostiquées suite à une chute (*Hayes et coll., 1993 ; Cumming et Klineberg, 1994*), le doute demeure quant à la source de la fracture. Ainsi, de nombreuses études biomécaniques (*Cotton et coll., 1994*) et histologiques ont suggéré que pour une partie de ces lésions, c'est la rupture de l'extrémité supérieure du fémur qui engendrait la chute et non la chute qui engendrait la fracture. Cette question a amené plusieurs équipes à réaliser des études biomécaniques afin de reproduire *in vitro* les types de fractures observées en clinique. C'est sur les résultats de ces différents travaux que nous nous sommes basés pour mettre au point les essais produisant des fractures de types cliniques.

Par ailleurs, l'intérêt principal de ces nombreuses études réside dans la caractérisation de la résistance à rupture de l'extrémité supérieure du fémur à partir de données issues de différents systèmes d'imagerie médicale. Toutes ces équipes ont ainsi essayé de trouver des relations entre des paramètres mesurés à partir de systèmes DXA, ultrasons, CT-scan, et les limites à la rupture enregistrées lors des essais expérimentaux.

2.1. Les essais en appui monopodal

A la base des différents travaux qui seront présentés dans ce paragraphe, on trouve une étude expérimentale (*Hirsch et Frankel, 1960*) qui s'est attachée à reproduire des fractures de types cliniques au moyen de montage expérimentaux essayant de recréer les contraintes issues des actions musculaires et du poids du corps sur le fémur proximal. Les conclusions principales de cette étude mettent en avant la nécessité d'appliquer simultanément une force de cisaillement et une force axiale sur le col fémoral afin d'obtenir des fractures observées en clinique.

Dans ces différentes études, les auteurs ont tenté de reproduire un essai mécanique permettant d'estimer la résistance de l'extrémité supérieure du fémur dans une configuration d'essai la plus bio-fidèle à l'appui monopodal. Néanmoins, quelques différences existent

entre les configurations utilisées notamment concernant la direction de la charge et la vitesse de compression utilisée.

Si l'on classe ces essais mécaniques selon l'adduction de l'ESF, définis par rapport à la sollicitation verticale en compression sur la tête fémorale, 3 grands groupes se dégagent (**Tableau 12**).

Un premier groupe d'auteurs (*Esses et coll., 1989 ; Beck et coll., 1990 ; Lochmuller et coll., 1998 ; Lochmuller et coll., 2002*) utilise une configuration d'essai avec la direction de la force de compression parallèle à l'axe diaphysaire (**Figure 32-a**), engendrant ainsi un cisaillement important du col fémoral, la composante axiale de la sollicitation étant limitée. Un deuxième groupe d'équipes de recherche (*Leichter et coll., 1982 ; Alho et coll., 1988 ; Bonnaire et coll., 2002 ; Kukla et coll., 2002*) s'est attaché à représenter une configuration plus proche de l'appui monopodal physiologique (**Figure 32-b**). Enfin, un dernier groupe (*Kaufer et coll., 1974 ; Smith et coll., 1992 ; Lang et coll., 1997 ; Cody et coll., 1999*) s'est efforcé d'appliquer les recommandations de l'étude de Hirsch et Frankel afin de réaliser un type d'essai accentuant la composante de compression axiale appliquée sur le col fémoral (**Figure 32-c**). Parmi ces trois types d'essai monopodal, seules les études utilisant une configuration avec une forte sollicitation axiale du col fémoral ont permis d'obtenir uniquement des fractures cliniques de type cervicales (**Tableau 12**).

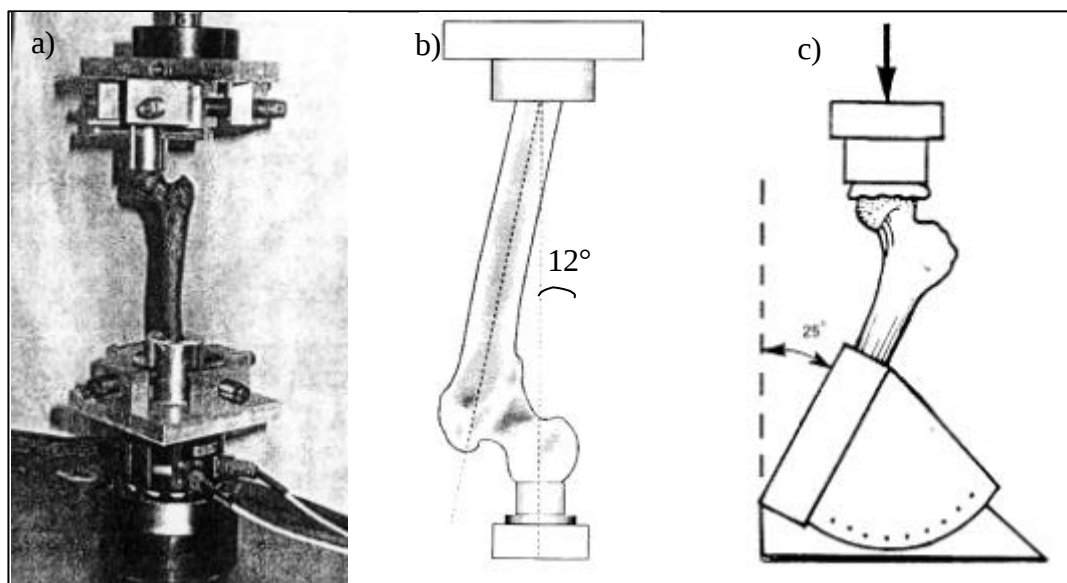


Figure 32 : a) Illustration de l'essai à rupture de Beck & Coll. (1990), b) Schéma de l'essai mécanique utilisé dans l'étude de Kukla & Coll. (2002), c) Schéma de l'essai mécanique utilisé dans l'étude de Cody & Coll. (1999).

La plupart de ces études sont des essais classiques de compression à rupture avec des vitesses de déplacement comprises entre 5 mm/min. et 390 mm/min. Une seule des études

recensées (*Lochmuller et coll., 1998*) étudie la résistance du fémur au cours d'un essai de compression en fatigue.

Les systèmes d'imagerie médicale utilisés afin d'estimer des paramètres en relation avec la résistance mécanique de pièces testées sont ceux décrits dans la revue de bibliographie : la DXA, le QCT, les US et l'IRM. Néanmoins, la majorité des travaux sont basés sur les systèmes utilisés de manière courante en clinique : la DXA et la QCT. Seul deux auteurs utilisent en parallèle les US et l'IRM afin d'évaluer la résistance à rupture de spécimens d'ESF (*Lochmuller et coll., 2002 ; Link et coll., 2003*).

Du fait du lien entre la DMO et les propriétés mécaniques du tissu osseux (**Chapitre 4 :1.2 et Chapitre 4 :2**), toutes les études répertoriées évaluent les limites à la rupture des spécimens testés par rapport à des DMO surfaciques ou volumiques mesurées en différents sites par QCT ou DXA. De plus, la plupart d'entre elles réalisent des mesures de paramètres géométriques 2D (à partir d'image radiographique ou DXA) ou 3D (à partir des acquisitions CT-scan) (*Cody et coll., 1999 ; Bonnaire et coll., 2002 ; Kukla et coll., 2002*) afin d'évaluer directement leur influence sur la résistance des pièces testées et/ou de les intégrer dans des analyses multifactorielles associant DMO et paramètres géométriques. D'autres études intègrent ces paramètres géométriques dans des analyses biomécaniques structurales (*Beck et coll., 1990 ; Bonnaire et coll., 2002*). L'objectif de ces deux types d'approches étant d'estimer au mieux les limites à rupture des spécimens testés.

Les résultats des relations entre DMO DXA et limites à la rupture indiquent des coefficients de détermination compris entre 0,42 et 0,72 lorsque la mesure est réalisée au col fémoral et entre 0,45 et 0,66 lorsque la mesure est réalisée au grand trochanter (*Beck et coll., 1990 ; Lochmuller et coll., 1998 ; Cody et coll., 1999 ; Kukla et coll., 2002*). Pour les relations entre DMO de l'os trabéculaire mesurées par QCT et limites à la rupture, les coefficients de détermination sont à peu près du même ordre avec des valeurs comprises entre 0,26 et 0,64. Une étude se différencie cependant quant à la méthode de mesure des DMO puisque ces mesures ne sont pas réalisées sur des coupes mais sur des zones volumiques (*Lang et coll., 1997*). Dans ce cas, la résistance à la rupture des spécimens testés est expliquée à 79% par la DMO trabéculaire de la zone du grand trochanter. Enfin, concernant les DMO corticales (souvent mesurés dans la zone calcar), si une étude basée sur la méthode classique indique qu'il n'existe aucune relation avec la résistance mécanique (*Smith et coll., 1992*), l'étude basée sur la méthode volumique affiche un coefficient de détermination de 66%.

	Nombre et sexes des spécimens	Age moy $\pm$ SD	Angle de la diaphyse / Direction de la Force	Vitesse de Compression	Répartition des Fractures		Limite à la rupture moy $\pm$ SD
					cervicales	trochanteriennes	
<i>Esses & Coll. (1989)</i>	4 hommes, 4 femmes	62-92 ans	Axe de la diaphyse parallèle à la direction verticale de la force de compression	52,8 mm/min.	100%	0%	5020 N (200-9550)
<i>Beck & Coll (1990)</i>	11 hommes 11 femmes	69,8 $\pm$ 13,8 ans (34-90 ans)	Axe de la diaphyse parallèle à la direction verticale de la force de compression	5 mm/min.	95%	5%	1500- 13000N
<i>Lochmüller & Coll. (1998)</i>	34 hommes 24 femmes	<u>Hommes :</u> 81,2 $\pm$ 8,7 ans <u>Femmes :</u> 83,7 $\pm$ 10,6 ans	Axe de la diaphyse parallèle à la direction verticale de la force de compression	60 mm/min. (premier seuil à 500N puis augmentation du seuil de 200N jusqu'à rupture : essai en fatigue)	83%	17%	933-7000N
<i>Lochmüller & Coll (2002).</i>	103 fémurs : 42 hommes 63 femmes	80 $\pm$ 10 ans 46-97 ans	Axe de la diaphyse parallèle à la direction verticale de la force de compression	390 mm/min.	90%	10%	Hommes : 4420 $\pm$ 1680 N Femmes : 2910 $\pm$ 930 N
<i>Leichter & Coll. (1982)</i>	9 hommes, 9 femmes	63 $\pm$ 15 ans (32-83 ans)	Adduction de 9° de la diaphyse / direction verticale de la force de compression	5 mm/min.	100%	0%	6480 $\pm$ 3453 N (1599-12753)
<i>Alho & Coll. (1988)</i>	18 hommes, 18 femmes	57-87 ans	Appui des fémurs sur les condyles (« configuration physiologique »)	5 mm/min.	95% (5% diaphysaire)	0%	5490 (2750 -9610N)
<i>Bonnaire& Coll. (2002)</i>	42 fémurs : 13 hommes 10 femmes	31-83 ans	Adduction de 9° de la diaphyse / direction verticale de la force de compression	150mm/min.	100%	0%	9265 $\pm$ 2899 N (4000-12000N)
<i>Kukla & Coll. (2002)</i>	13 hommes 7 femmes	78 $\pm$ 11,4ans 48 – 92 ans	Adduction de 12° de la diaphyse / direction verticale de la force de compression	10 mm /min.	100%	0%	Moy. : 8430 N
<i>Kaufer & Coll. (1974)</i>	4 fémurs, sexes non définis	Moy : 22 ans	Adduction de 24° de la diaphyse / direction verticale de la force de compression	12,7 mm/min.	100%	0%	10202 $\pm$ 2393 N
<i>Smith & Coll (1992)</i>	22 fémurs		Adduction de 24° de la diaphyse / direction verticale de la force de compression	12,7 mm/min.	100%	0%	4937-16148 N
<i>Lang & Coll (1997)</i>	13 fémurs	73 $\pm$ 11 ans (55-92 ans)	Adduction de 20 $\pm$ 3° de la diaphyse / direction verticale de la force de compression	30 mm/min.	100%	0%	3500- 13000N
<i>Cody & Coll. (1998)</i>	28 hommes, 23 femmes	42-93 ans	Adduction de 25° de la diaphyse / direction verticale de la force de compression	12,7 mm/min.	100%	0%	9920 $\pm$ 3219 N

Tableau 12 : Tableau récapitulatif des différentes études ayant utilisés des essais mécaniques en configuration d'appui monopodal.

Les trois grands groupes de configuration sont différenciés selon l'adduction de la diaphyse par rapport à la direction de la force : en jaune, adduction = 0° ; en rose, adduction ~ 12° ; en vert, adduction ~ 24°

Pour ce type de configuration, peu d'auteurs (*Bonnaire et coll., 2002 ; Kukla et coll., 2002*) ont estimé les relations directes entre paramètres géométriques et données mécaniques. Pour ces deux études, les résultats concernant la largeur du col fémoral (NW) et l'angle cervico-diaphysaire (NSA) sont assez cohérents puisque une relation faible mais significative est annoncée pour la largeur du col fémoral ($0,25 < r^2 < 0,28$) alors que pour l'angle cervico-diaphysaire la relation n'est pas significative dans les deux cas. Par contre, concernant la longueur de l'axe du col fémoral (FNAL) ces deux études divergent avec une relation moyennement significative annoncée dans l'étude de Kukla & Coll. ($r^2=0,40$) alors que Bonnaire & Coll. ne trouve aucun lien significatif de ce paramètre avec la limite à la rupture des fémurs testés. Enfin, le diamètre de la tête fémorale (HW) mesuré par Bonnaire & Coll. semble expliquer une partie de la variabilité des limites à la rupture enregistrées lors de son étude.

Les approches multifactorielles utilisant des régressions multiples classiques ou pas à pas sont difficiles à comparer entre-elles puisque, suivant les études, les paramètres géométriques mesurés par les auteurs ne sont pas les mêmes. Néanmoins, dans toutes les études utilisant cet outil statistique, la variable principale est une variable densitométrique, l'apport des paramètres géométriques en tant que variable secondaire étant significatif (*Lang et coll., 1997 ; Cody et coll., 1999 ; Kukla et coll., 2002*). Le meilleur modèle statistique (*Lang et coll., 1997*) utilise comme paramètre densitométrique, la DMO du col fémoral (mesuré par QCT), et comme paramètres géométriques, la FNAL et la section minimale du col, tous deux mesurés en 3D par QCT. Ainsi dans cette étude, 93% de la variabilité de la résistance mécanique des fémurs testés est expliquée par ce modèle.

Enfin, quelques auteurs ont réalisé des analyses biomécaniques calculant les efforts théoriques limites en fonction des densités et des paramètres géométriques mesurés (*Beck et coll., 1990 ; Cody et coll., 1999 ; Bonnaire et coll., 2002*). L'analyse structurale 2D proposée par Beck & Coll. à partir d'une acquisition DXA indique un coefficient de détermination de 0,77 (contre 0,62 pour la mesure de DMO seule) entre la limite à la rupture prédite et celle enregistrée au cours de l'expérimentation (*Beck et coll., 1990*). Une approche un peu plus simple *Bonnaire et coll., 2002* calculant la contrainte au niveau du col fémoral (Force à rupture divisée par une approximation de la section du col) permet d'obtenir un coefficient de détermination de 0,59. Enfin, l'approche de modélisation 3D pas éléments finis à partir d'acquisitions QCT mis au point par Cody & Coll. donne de bons résultats puisque leurs

modèles expliquent 84% de la variabilité des charges maximales enregistrées avant la fracture.

Pour conclure sur cette partie, il apparaît que l'intégration de paramètres géométriques dans des analyses multivariées ou biomécanique permet de mieux appréhender la résistance mécanique des spécimens testés, d'autant plus si les données macro-architecturales sont intégrées dans une approche 3D (*Lang et coll., 1997 ; Cody et coll., 1999*).

Auteurs	Echantillons	Essais Mécaniques	Mesures : Imagerie Médicale
<i>Esses & Coll.</i> (1989)	8 fémurs proximaux - conservation -20°C 4 hommes-4 femmes - âges ; 62-92 ans	- Diaphyse parallèle à l'axe de chargement - compression verticale (52,8 mm/min.) appliquée à travers un moule sur la tête fémorale	<u>QCT :</u> DMO trabéculaire 2 sections situées en zones subcapitale et mi-col
<i>Beck & Coll.</i> (1990)	20 fémurs proximaux - Conservation dans du formol	- Diaphyse parallèle à l'axe de chargement - Encastrement de la diaphyse à une longueur égale à 5 fois la distance de la longueur du col - compression verticale (5 mm/min.) appliquée à travers un moule sur la tête fémorale	<u>DXA :</u> DMO : Col fémoral et triangle de Ward Géométrie et paramètres biomécaniques : <i>Angle Cervico-diaphysaire (NSA)</i> <i>Aire de la Section à mi-col (CSA)</i> <i>Moment d'inertie (CSMI)</i> <i>Force de tension du col</i> <i>Force de compression du col</i> <i>Force de cisaillement du col</i>
<i>Smith & Coll.</i> (1992)	22 fémurs proximaux - conservation : -10°C - âges et sexes inconnus	- Adduction de 24° - compression verticale (12,7 mm/min.) appliquée à travers un moule sur la tête fémorale	<u>Radiographie ; Singh Index</u> <u>QCT :</u> DMO trabéculaire sur 6 cylindres répartis dans la tête fémorale, le col et le grand trochanter DMO corticale dans la zone calcar
<i>Lang & Coll</i> (1997)	13 fémurs proximaux dont 11 appariés 5 hommes, 8 femmes 73 ± 11 ans (55-92 ans)	- Adduction de 20 ± 3° - compression verticale (30 mm/min.) appliquée à travers un moule sur la tête fémorale	<u>QCT :</u> DMO trabéculaire et corticale de 3 zones : volume col fémoral, volume trochanter et volume englobant les 2 précédents Géométrie 3D : FNAL, minCSA
<i>Lochmüller & Coll</i> (1998)	58 fémurs proximaux, excisés 18 cm en dessous du petit trochanter - Conservation dans du formol 34 hommes, âge moy. : 81,2 ± 8,7 ans 24 femmes, âge moy. : 83,7 ± 10,6 ans	- Diaphyse parallèle à l'axe de chargement - Fixation de la diaphyse (appui ponctuel) - Cycle de compression verticale à 60 mm/min. (pas de 200N), appliquée à travers un moule sur la tête fémorale	<u>DXA (réalisé <i>in situ</i>) :</u> CMO et DMO fémur : grand trochanter, col fémoral, triangle de Ward - DMO vertébrale : L2-L4 <u>Ultrasons au Calcanéum :</u> SOS, BUA, Index de Rigidité (IR)
<i>Cody & Coll.</i> (1999)	51 fémurs proximaux 28 hommes, 23 femmes 42-93 ans 2 sous groupes de 23 fémurs : 1 pour constituer les modèles (groupe 1), l'autre pour les évaluer (groupe 2).	- Adduction de 25 ° - Encastrement 14 cm en dessous du petit trochanter - pré chargement de 22 kg - compression verticale (12,7 mm/min.) appliquée à travers un moule sur la tête fémorale	<u>DXA :</u> DMO totale, grand trochanter, et col fémoral <u>QCT :</u> Géométrie 3D : FNAL, diamètre de la tête, largeur du col DMO : coupes de 3 cm au col fémoral, grand trochanter et tête fémorale <u>MEF :</u> Détermination d'une raideur globale en de la structure en fonction des propriétés matériaux définies à partir des données QCT.
<i>Bonnaire & Coll.</i> (2002)	42 fémurs proximaux 13 hommes, 10 femmes - âge : 31-83 ans - conservation : -20°C	- Adduction de 9° - Encastrement 10-15 cm en dessous du petit trochanter - Compression verticale (150mm/min) préchargement de 20N	<u>Radiographie PA 0 (rotation interne 10°) :</u> Géométrie : FNAL, Longueur du col, diamètre du col, angle collo-diaphysaire, longueur du bras de levier <u>QCT :</u> DMO : Tête fémoral-Col fémoral - grand trochanter <u>Paramètres Biomécaniques :</u> Calcul de contrainte au col fémoral Correction de la force du bras de levier et de l'angle
<i>Kukla & Coll</i> (2002)	20 fémurs proximaux 13 hommes, 7 femmes - âge moy. : 78,6±11,4 ans	- Adduction de 12° - Encastrement 10-15 cm en dessous du petit trochanter - Compression verticale (10mm/min.) appliquée à travers un moule sur la tête fémorale	<u>Radiographie LAT et PA :</u> Géométrie : FNAL, diamètre de la tête, largeur du col, angle cervico-diaphysaire. <u>DXA :</u> Mesure de la DMO au grand trochanter, totale et au col fémoral

Résultats	Conclusion
Fractures : 100% de fractures cervicales Régression linéaire : - DMO : Col Fémoral (section subcapitale) $\rightarrow r^2=64\%$ Régression non-linéaire : - DMO vs. Energie : $r^2=0,90$	Les résultats de cette étude montrent que la mesure de DMO par QCT au niveau du col fémoral est un bon indicateur de la résistance mécanique fémorale. Néanmoins, la forte relation trouvée entre énergie à rupture et DMO QCT peut être mise en doute du fait d'une modélisation non-linéaire appliquée sur un échantillon de faible taille.
Fractures : 96% de fractures transcervicales, 4% de fracture pertrochantériennes Régression linéaire : - DMO : Col Fémoral ($r^2=62\%$) - Grand trochanter ($r^2=55\%$) - Triangle de Ward ($r^2=51\%$) - Géométrie : CSA – CSMI – NSA - Calculs biomécaniques : Prédiction de la force en compression : $r^2=43\%$ Prédiction de la force en tension : $r^2=77\%$ Prédiction de la force en cisaillement : $r^2=69\%$	Les paramètres biomécaniques calculés par le logiciel HSA permettent de prédire les limites à rupture enregistrées lors des essais de meilleure façon que les paramètres DMO classiquement mesurés par les appareils DXA. Pour cette prédiction le meilleur paramètre paraît être la limite du col fémoral en tension sous l'action de la composante normale de la force de chargement.
Fractures : 100% de fractures transcervicales Singh Index : mauvaise reproductibilité inter et intra observateur, mesure laissée de côté Régression linéaire : DMO : tête fémorale ($r^2=65\%$) - Col Fémoral ($r^2=56\%$) - Grand trochanter ($r^2=50\%$) - Métaphyse ($r^2=29\%$) - Corticale ($r^2=4\%$)	L'essai mécanique produit des fractures de même type pour tous les fémurs. Les études évaluant la relation entre la limite à la rupture et les DMO mesurés par QCT mettent en évidence les zones de la tête fémorale, du col et du grand trochanter. La région métaphysaire et corticale n'explique que très peu les limites à la rupture enregistrées.
Fractures : 100% de fractures cervicales Régression linéaire : - DMO trabéculaire : Trochanter ($r^2=79\%$) - Région totale ($r^2=77\%$) - Région col fémoral ($r^2=59\%$) - DMO intégrale : Trochanter ($r^2=66\%$) - Région totale ($r^2=66\%$) - Région col fémoral ($r^2=47\%$) - DMO corticale : Région totale ($r^2=66\%$) Régression multiple pas à pas : - DMO_{trab col} + FNAL + minCSA $\rightarrow r^2=93\%$ - DMO_{trab troch} + FNAL + minCSA $\rightarrow r^2=89\%$ - DMO_{cort total} + FNAL + minCSA $\rightarrow r^2=82\%$	Cette étude utilise un protocole QCT de mesure de la DMO très différents des méthodes classiques. Les mesures sont réalisées sur des volumes définissant des régions d'intérêt osseux. Les résultats sont meilleurs que pour les études précédentes utilisant un protocole de mesure QCT classique et l'addition de données géométriques 3D améliore également la qualité des résultats. L'application clinique de ce type de protocole QCT sur l'ESF serait un outil très intéressant pour l'étude du risque fracturaire.
Fractures : 83% de fractures transcervicales, 17% de fractures pertrochantériennes Régression linéaire (ensemble de l'échantillon) : - Poids, Taille et Poids/Taille : $r^2=34\%$, $r^2=33\%$ et $r^2=37\%$ respectivement - DMO fémur : col fémoral ($r^2=42\%$) – Grand trochanter ($r^2=45\%$) – Triangle de Ward ($r^2=29\%$) - DMO vertèbres : L2-L4 ($r^2=16\%$) - Ultrason calcaneum: SOS ($r^2=36\%$) – BUA ($r^2=36\%$) – IR ($r^2=45\%$) Régression multiple pas à pas : Ensemble de l'échantillon : CMO + IR $\rightarrow r^2=53\%$ Fractures transcervicales : Poids + IR $\rightarrow 64\%$ Analyses séparées homme-femmes : BMD col fémoral est le meilleur prédicteur (pas de quantification...)	Les mesures DXA réalisée in situ montre des relations plus faibles avec la limite à la rupture que celles observées à partir de mesure in vitro. Ce résultat est la conséquence de la prise en compte de graisses lors de la mesure in situ, alors L'index de rigidité mesuré par ultrason semble être un paramètre permettant d'estimer la limite à la rupture de manière équivalente voire supérieure aux mesures de DMO DXA. Néanmoins, l'essai mécanique utilisé et l'utilisation de spécimens conservés au formol peuvent être sources de biais pour une comparaison avec des études de même type.
Fractures : 87 % de fractures sub-capitales (cliniques) ; 13 fractures transcervicales obliques Groupe 1. Constitution du modèle : - DXA, régression linéaire DMO col fémoral : $r^2 \rightarrow 72\%$ - QCT, régression multiple pas à pas avec DMO_{tête fém.} + Larg.Col Fém. : $\rightarrow r^2=66\%$ - MEF, indice de rigidité de la structure : $r^2 \rightarrow 82\%$ Groupe 2. Modèle de prédiction : - DXA, régression linéaire DMO col fémoral : $r^2 \rightarrow 57\%$ (n=24) - QCT, régression multiple pas à pas avec DMO_{tête fém.} + Larg.Col Fém. : $\rightarrow r^2=66\%$ (n=26) - MEF, indice de rigidité de la structure : $r^2 \rightarrow 84\%$ (n=26)	Le modèle de régression utilisant la raideur globale des Modèles Éléments Finis (issus du CT-scan) est le meilleur pour prédire la limite à la rupture pour l'essai mécanique utilisé dans cette étude. Le modèle prédictif créé à partir des mesures géométriques et DMO issues CT-scan fournit des résultats légèrement moins bons, le modèle DMO issu de la mesure DXA étant le plus mauvais. Cependant, la non prise en considération de 2 spécimens dans l'échantillon test pour la DXA génère un doute vis à vis des conclusions tirés à propos de ce système.
Fractures : 100% de fractures cervicales Régression linéaire : - DMO : tête fémorale $\rightarrow r^2=0,55$; col fémoral $\rightarrow r^2=0,26$; trochanter $\rightarrow$ NS - Géométrie : FNAL $\rightarrow$ Non Significatif ; Bras de levier $\rightarrow r^2=0,1$; Diamètre du col $\rightarrow r^2=0,28$; Angle collo-Diaphysaire $\rightarrow r^2=0,14$ - Paramètres biomécaniques : Force corrigée du bras de levier vs. DMO tête fémoral $\rightarrow r^2=0,59$	Les résultats de cette étude indiquent d'une part des relations moyennes entre la DMO QCT et la limite à la rupture selon le site de mesure (sauf pour la zone trochanter), et d'autre part des relations faible (diamètre du col notamment) à non significatives (FNAL) pour les paramètres géométriques évalués. L'approche structurale visant à évaluer la contrainte plutôt que la force ou à corriger celle ci du bras de levier ou de l'angle collo-diaphysaire (approximation du moment à rupture) n'augmente pas significativement la relation avec la DMO.
Fractures : 100% de fractures transcervicales de type B (classification AO) Régression linéaire : - DMO : Grand trochanter ($r^2=66,3\%$) - Région totale ($r^2=62,3\%$) - Région col fémoral ($r^2=51,8\%$) - Paramètres géométriques : Diamètre de la tête fémorale ($r^2=50,8\%$) - FNAL ($r^2=39,7\%$) - Largeur du col ($r^2=25,2\%$) - NSA ($r^2=10,4\%$)* Régression multiple : - DMO_{grd troch} + Diam Tête + Age $\rightarrow r^2=80,5\%$ - DMO_{grd troch} + Diam Tête $\rightarrow r^2=74,4\%$ - DMO_{grd troch} + FNAL + NSA $\rightarrow r^2=72,8\%$	La DMO mesurée au grand trochanter est le paramètre évalué expliquant le mieux la limite à la rupture. Parmi les paramètres géométriques mesurés seuls l'angle cervico-diaphysaire n'explique pas de manière significative la limite à la rupture observée. Si l'on considère les analyses de régression multiple, l'association de la DMO avec un ou deux paramètres géométriques permet d'obtenir des modèles significativement plus prédictifs que les modèles monovariés.

Tableau 13 : Tableau récapitulatif des différentes études ayant utilisés des systèmes d'imagerie pour estimer la résistance mécanique de fémurs proximaux testés dans une configuration d'appui monopodal

2.2. Les essais en configuration de chute sur le côté.

Les mécanismes d'une fracture lors d'une telle chute sont dépendants de nombreux facteurs : la violence de la chute (dépendant notamment de la taille et du poids du sujet), le point d'impact sur le grand trochanter (orientation plus ou moins latérale de la chute), l'amortissement de la chute (épaisseur de tissus mous et capacité du sujet à appréhender la chute) et la capacité structurale du fémur proximal à résister à l'énergie qui lui est transmise lors de l'impact (dépendant de la morphologie et des propriétés mécaniques du tissu osseux). Tout comme pour l'appui monopodal, une étude expérimentale est à la base des différents travaux visant à produire des fractures cliniques de l'ESF suite à une chute sur le grand trochanter (*Backman, 1957*). Une seule étude utilise un montage mécanique différent avec un encastrement de la diaphyse et du grand trochanter de façon à obtenir exclusivement des fractures du col du fémur lorsque la charge est appliquée sur la tête fémorale perpendiculairement à l'axe diaphysaire (*Dalen et coll., 1976*).

Parmi les travaux utilisant une variante du montage mécanique de Backman & coll., des divergences existent au niveau du choix des auteurs à simuler des chutes avec des points d'appui sur le grand trochanter plus ou moins postérieurs et plus ou moins hauts. Le réglage de la rotation interne du col fémoral par rapport à l'axe diaphysaire ainsi que l'adduction imposée permettent de choisir un point d'impact spécifique à un type de chute (**Figure 33 et Figure 34**). Ces disparités de montage ont un effet sur la proportion et le type de fracture relevés. Ainsi, selon le type d'essai, la distribution des sites de fractures se localisera plutôt dans la zone cervicale ou trochanterienne. Il est à noter que les résultats et conclusions des auteurs sont spécifiques au type de configuration adopté et ne peuvent s'extrapoler à tous les cas de chute. La plupart des auteurs utilisent néanmoins un essai avec une rotation interne du col fémoral de 15° et une adduction diaphysaire de 10° (*Courtney et coll., 1994 ; Courtney et coll., 1995 ; Cheng et coll., 1997 ; Lochmuller et coll., 2002*). Afin d'évaluer l'influence des orientations du col fémoral lors de la chute, Pinilla & Coll. (1996) ont étudié trois types de configuration en faisant varier la rotation interne du col fémoral. Pour une vitesse de chargement identique, la résistance à la rupture des spécimens semble diminuer en fonction de l'accroissement de l'angle de rotation interne du col. Cependant, comme il ne s'agissait pas des mêmes spécimens dans les trois types de configuration, ces conclusions ne sont pas définitives.

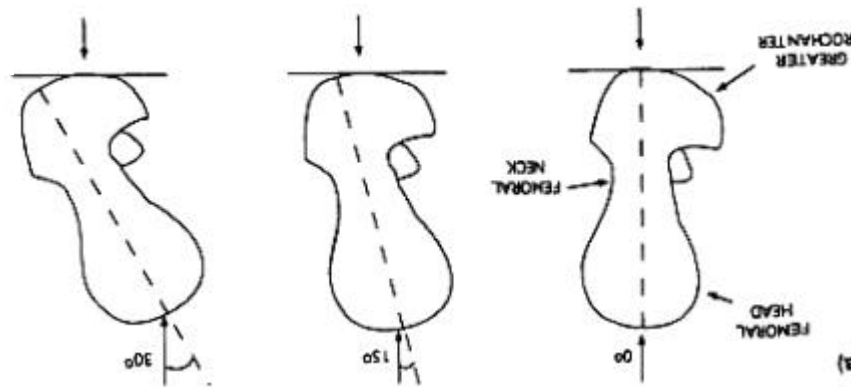


Figure 33 : Schéma illustrant les points d'application des efforts extérieurs au niveau du grand trochanter et de la tête fémorale selon l'orientation du col fémoral par rapport à la direction de la charge de compression - d'après Pinilla et coll., 1996 -

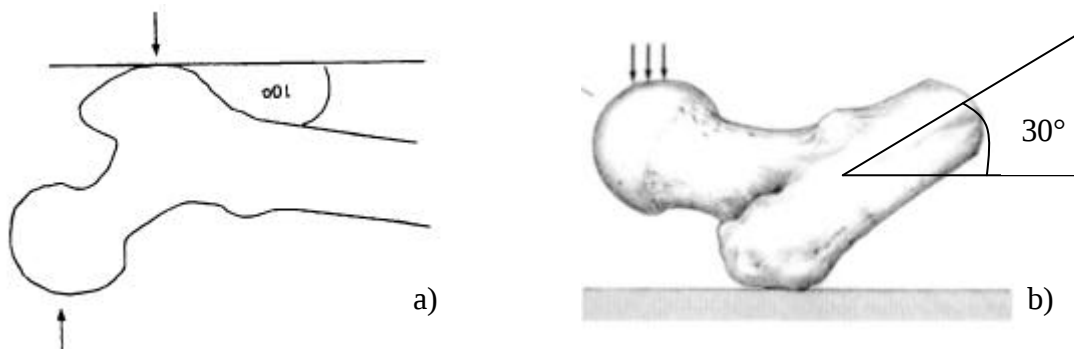


Figure 34 : Illustration schématique des configurations géométriques utilisées pour le positionnement de la diaphyse dans les essais en configuration de chute sur le côté – a) d'après Lotz et Hayes, 1990, b) Pinilla et coll., 1996 .

Il existe également une grande variabilité des vitesses de chargement utilisées par les différentes équipes ($15 < V_{\text{déplacement}} < 6000$ mm/min). Le choix de vitesses élevées (~ 6000 mm/min.) s'explique par la volonté de nombreux auteurs (Courtney et coll., 1994 ; Pinilla et coll., 1996) de reproduire au mieux les vitesses physiologiques mesurés lors d'expérimentations in vivo de chute sur le côté (Robinovitch et coll., 1991 ; van den Kroonenberg et coll., 1996). Cependant à ces vitesses, les capteurs utilisés doivent avoir une très grande fréquence d'acquisition et les modélisations mécaniques doivent prendre en compte les paramètres viscoélastiques du tissu osseux ce qui rend plus complexe la résolution numérique de tels modèles. C'est donc pour ces principales raisons que la majorité des auteurs utilisent des vitesses de chargement quasi statiques (Dalen et coll., 1976 ; Lotz et Hayes, 1990 ; Lang et coll., 1997). L'augmentation des vitesses de chargement influence bien sûr les valeurs de limite à rupture relevées au cours des essais avec une augmentation de la résistance mécanique et de la rigidité de la structure (Courtney et coll., 1994).

	Nombre et sexes des spécimens	Age Moy. (SD) [min-max.]	Configuration			Vitesse de Compression	Répartition des Fractures		Limite à la rupture	
			Rotation interne du col fémoral	Orientation axe diaphysaire	Orientation de la force		cervicales	trochanteriennes	V< 100mm/min.	V>100mm/min.
Dalen & Coll. (1976)	61 fémurs 7 hommes 54 femmes	[31-93 ans]	0°	Verticale	horizontale	15 mm/min.	60% (40% non définie)	0%	1000 - 10000N	
Lotz & Coll. (1990)	12 fémurs 7 hommes 5 femmes	69 (9) ans	30°	30° / horizontale	verticale	42 mm/min.	-	-	778-4039 N	
Lang & Coll. (1997)	26 fémurs : 8 hommes 5 femmes	73 (11) ans	20°	30° / horizontale	verticale	30 mm/min.	38%	46%	~ 600 - 4600N	
Pinilla & Coll. (1996)	33 fémurs, sexes non définis		0°, 15° et 30° 11 fémurs / configuration	10° / horizontale	verticale	6000 mm/min.	0° : 100% 15° : 73% 30° : 100%	0° : 0% 15° : 27% 30° : 0%		0° : 4050 ± 900N 15° : 3820 ± 910N 30° : 3060 ± 890N
Courtney & Coll. (1994)	20 fémurs : 13 hommes 7 femmes	<u>Sujets jeunes :</u> 31,7 (12,5) ans <u>Sujets âgés :</u> 73,8 (7,1) ans	15°	10° / horizontale	verticale	120 mm/min et 6000 mm/min.	66%	33%		<u>Jeunes :</u> 7250±1000N (120mm/min.) 7750±1000N (6000mm/min.) <u>Agés :</u> 3500±1200N (120mm/min.) 4250±1200N (6000mm/min.)
Courtney & Coll. (1995)	17 fémurs : 10 hommes 7 femmes	<u>Sujets jeunes :</u> 33 (7,4) ans <u>Sujets âgés :</u> 74 (7,4) ans	15°	10° / horizontale	verticale	120 mm/min.	100%	0%		<u>Jeunes :</u> 7200±1090N <u>Agés :</u> 3440±1330N
Cheng & Coll (1997)	64 fémurs 36 hommes 28 femmes	<u>Hommes :</u> 67 (15) ans <u>Femmes :</u> 71 (15) ans	15°	10° / horizontale	verticale	840 mm/min.	40%	60%		4000N (1100-8700N)
Lochmüller & Coll. (2002)	103 fémurs : 42 hommes 63 femmes	80 (10) ans [46-97 ans]	15°	10° / horizontale	verticale	390 mm/min.	52%	25%		Hommes : 4230 ±1530N Femmes : 3070 ± 1060 N

Tableau 14 : Tableau récapitulatif des études ayant réalisé des essais mécaniques en configuration de chute sur le côté.

Les systèmes d'imagerie utilisés afin d'estimer les propriétés de résistance mécaniques des spécimens dans cette configuration d'essai sont essentiellement la DXA et la QCT. Quelques soient les sites de mesures, les DMO DXA ont des corrélations fortes ($0,63 < r^2 < 0,92$) avec les limites à la rupture enregistrées au cours des essais (*Dalen et coll., 1976 ; Courtney et coll., 1994 ; Courtney et coll., 1995 ; Pinilla et coll., 1996 ; Cheng et coll., 1997*). Il en est à peu près de même pour les mesures de DMO trabéculaire réalisées par QCT avec des coefficients de détermination compris entre 0,52 et 0,87 (*Lotz et Hayes, 1990 ; Cheng et coll., 1997 ; Lang et coll., 1997*). Pour les DMO corticales, les coefficients de détermination sont plus faibles avec des valeurs comprises entre 0,07 et 0,48 suivant la zone de mesure évaluée (*Lotz et Hayes, 1990 ; Cheng et coll., 1997 ; Lang et coll., 1997*).

Concernant les paramètres géométriques, l'influence de la FNAL (« Femoral Neck Axis Length » ou longueur de l'axe du col fémoral) sur la limite à la rupture semble dépendante de la rotation interne du col fémoral utilisée lors de l'essai puisque pour des rotations de 0° aucune relation n'est trouvée entre ce paramètre et les limites à la rupture (*Lotz et Hayes, 1990 ; Pinilla et coll., 1996*). Par contre, lorsque la rotation interne est de 15° ou 30° des relations moyennes à fortes ($0,24 < r^2 < 0,73$) sont trouvées entre ce paramètre et la résistance mécanique des spécimens (*Pinilla et coll., 1996 ; Cheng et coll., 1997*). Une seule étude s'est intéressée à l'angle cervico-diaphysaire et à la largeur du col pour estimer la résistance mécanique des fémurs testés *Cheng et coll., 1997*, avec une relation faible pour la largeur du col ($r^2 = 0,22$) et non significative pour le NSA. Plusieurs auteurs ont également évalué l'intérêt de l'aire de la section (CSA) et du moment d'inertie de la section (CSMI) pour estimer les limites à la rupture. Cependant pour la mesure de ces paramètres, il est important de différencier les études utilisant comme données sources des images DXA (*Courtney et coll., 1994 ; Courtney et coll., 1995 ; Pinilla et coll., 1996*) de celles utilisant des coupes QCT (*Lotz et Hayes, 1990 ; Cheng et coll., 1997*). En effet, les CSA et CSMI obtenus par DXA ne sont pas calculées à partir de la section réelle mais à partir des profils d'atténuation (*Martin et Burr, 1984 ; Beck et coll., 1990*). Ces valeurs sont donc directement dépendantes des valeurs de DMO DXA et les corrélations avec les données mécaniques sont du même ordre que pour les DMO ($0,64 < r^2 < 0,79$ pour la CSA et $0,36 < r^2 < 0,75$ pour la CSMI). Par contre, les CSA QCT sont des mesures réalisées à partir de vraies sections du col fémoral, et dans ce cas, les mesures d'aires sont indépendantes de la mesure DMO volumique. Dans ce cas le coefficient de détermination entre CSA et limites à la rupture se situe entre 0,21 et 0,60 (*Lotz et Hayes, 1990 ; Cheng et coll., 1997*) pour la section d'os totale et entre 0,66 et 0,83 lorsque seule l'aire corticale est prise en compte (*Cheng et coll., 1997*).

Tout comme pour les études sur les essais en appui monopodal, l'intégration de paramètres géométriques dans des régressions linéaires multiples ayant pour variable principale une valeur de DMO, entraîne une amélioration sensible significative de la prédiction de la limite à la rupture (*Lotz et Hayes, 1990 ; Lang et coll., 1997*).

Auteurs	Echantillons	Essais Mécaniques	Mesures : Imagerie Médicale
<i>Dalen & Coll. (1976)</i>	• 61 spécimens • 7 hommes ; 54 femmes • âge 31-93 ans	• Axe diaphysaire verticale • Force horizontale appliquée sur la tête fémorale • Axe du col : 0° rotation interne • Vitesse de déplacement : 15 mm/min.	<u>Spectrophotométrie à Rayons X (ancêtre de la DXA) :</u> CMO du col fémoral Moment d'inertie Paramètres biomécaniques fonction de la CMO et de paramètres géométriques
<i>Lotz & Coll. (1990)</i>	• 12 fémurs proximaux • 7 hommes, 5 femmes • âge moy. : 69 ± 9 ans	• Configuration de Backman • Axe diaphysaire incliné de 30° / l'horizontale • Axe du col en rotation interne de 30° • Vitesse de déplacement 42 mm/min	<u>Radiographie PA :</u> Mesure de la longueur du col (différent du paramètre classique), diamètre de la tête. <u>OCT :</u> • DMO trabéculaire (g/cm3) : sections subcapitale, basicervicale et intertrochanterienne + DMO corticale de la région calcar • Géométrie : Aire des sections totale ou trabéculaire des 3 régions précitées • Biomécanique : calcul de résistance à rupture max.
<i>Courtney & Coll. (1994)</i>	• 10 paires de fémurs de sujets âgés (âge moy. : 74 ± 7 ans) • 10 paires de fémurs de sujets jeunes (âge moy : 32 ± 12 ans) • conservation : -20°C	• Axe diaphysaire incliné de 10°/l'horizontale • Axe du col en rotation interne de 15 ° • Tête placée dans moule PE • Grand trochanter moulé dans du PMMA • Appui ponctuel au grand trochanter • Translation horizontale et rotation autour de la diaphyse laissée libre • 2 vitesses de chargement : 120 mm/min et 6000 mm/min.	<u>Radiographie PA :</u> Géométrie : FNAL et la largeur du col <u>DXA « pencil beam » :</u> • DMO : région col fémoral et grand trochanter • Géométrie : FNAL + CSA et CSMI à mi-col et ligne intertrochanterienne
<i>Courtney & Coll. (1995)</i>	• 8 paires de fémurs de sujets âgés (âge moy. : 74 ± 7 ans) • 9 paires de fémurs de sujets jeunes (âge moy : 33 ± 13 ans) • conservation : -20°C	Idem, sauf qu'il n'y a qu'une vitesse de chargement utilisé pour cette étude : 120mm/min.	idem
<i>Pinilla & Coll. (1996)</i>	• 3 groupes de 11 fémurs • âges moy. : 79±11ans ; 81±7 ans et 74±11ans • conservation : -20°C	• Axe diaphysaire incliné de 10°/l'horizontale • Axe du col en rotation interne de 0°, 15 ° et 30° suivant les groupes. • Tête placée dans moule PE • Grand trochanter moulé dans du PMMA • Appui ponctuel au grand trochanter • Translation horizontale et rotation autour de la diaphyse laissée libre • vitesse de chargement : 6000 mm/min.	<u>DXA « pencil beam » :</u> DMO : région totale Géométrie : FNAL, CSA et CSMI à mi-col
<i>Lang & Coll (1997)</i>	• 13 fémurs proximaux dont 11 appariés • 5 hommes, 8 femmes • 73 ± 11 ans (55-92 ans)	• compression verticale (30 mm/min.) appliquée à travers un moule sur la tête fémorale	<u>OCT :</u> • DMO trabéculaire et corticale de 3 zones : volume col fémoral, volume trochanter et volume englobant les 2 précédents • Géométrie 3D : FNAL, minCSA
<i>Cheng & Coll (1997)</i>	• 64 fémurs proximaux • 36 hommes (âge moy. : 67±15 ans), • 28 femmes (âge moy. : 71±15 ans) • conservation : -20°C	• Axe diaphysaire incliné de 10°/l'horizontale • Axe du col en rotation interne de 15 ° • Tête placée dans cupule incurvée • Grand trochanter posé sur une gomme • Translation horizontale et rotation autour de la diaphyse laissée libre • vitesse de chargement : 840 mm/min.	<u>Radiographie PA :</u> Géométrie : FNAL, NSA, largeur minimale du col, épaisseur de corticale de largeur minimale du col. <u>DXA « pencil beam » :</u> • DMO : col fémoral, grand trochanter, totale <u>OCT :</u> • DMO : col fémoral (cortical et trabéculaire), grand trochanter • Géométrie : CSA col fémoral (totale et corticale), CSA trochanter

Résultats	Conclusion
Fractures : Fractures cervicales Régression linéaire : CMO col fémoral : $r^2=79\%$ (tous les spécimens), Spécimens féminins : CMO col fémoral $r^2=61\%$; J : $r^2=51\%$; I : $r^2=51\%$	Cette étude montre l'intérêt de la technique d'imagerie par rayons X à double énergie pour évaluer la résistance mécanique de l'extrémité supérieure du fémur lorsque ceux-ci sont testés en configuration de chute.
Fractures : Fractures transcervicales (25%), basicervicales (25%) et intertrochantériennes (50%) Régression linéaire : - DMO QCT: subcapitale : $r^2=52\%$ - basicervicale : $r^2=45\%$ - intertrochanter : $r^2=87\%$ - cortical : $r^2=48\%$ - Paramètres composites (DMO * Aire os) : subcapitale : $r^2=54\%$ - basicervicale : $r^2=54\%$ - intertrochanter $r^2=93\%$ - Paramètres biomécaniques : subcapitale : $r^2=37\%$ - basicervicale : $r^2=60\%$ - intertrochanter : $r^2=42\%$	Cette étude souligne l'intérêt d'utiliser des paramètres composites associant informations DMO et données géométriques afin de prédire la limite à la rupture de fémurs testés en configuration de chute. Même si elle est réalisée sur un échantillon de faible taille les résultats semblent très encourageants pour des approches de ce type.
Fractures : Fractures subcapitale (33%), transcervicale (33%) et pertrochantérienne (33%) (quelque soit l'âge) Comparaison sujets jeunes –sujets âgés : - sujets jeunes 17% plus rigide que les sujets âgés à 42mm/min. - sujets jeunes 30% plus rigide que les sujets âgés à 1200mm/min. Comparaison vitesse de déplacement : 6000mm/min. vs 120mm/min. : 12% plus résistant et 104% plus rigide pour les sujets jeunes ; 21% plus résistant et 92% plus rigide pour les sujets âgés. Régression linéaire : - DMO DXA : col fémoral : $r^2=72\%$ – grand trochanter : $r^2=63\%$ - Géométrie DXA : CSA mi-col : $r^2=77\%$, CSMI mi-col $r^2=49\%$; CSA et CSMI ligne intertrochantérienne : NS; FNAL spécimens de sujets âgés ($r^2=63\%$), non significatif pour les sujets jeunes	Cette étude in vitro reprend une version modifiée de la l'essai mécanique de Backman. La comparaison entre sujets jeunes et âgés montre que les sujets ont des fémurs plus résistants quand ils sont jeunes. De même, lorsque l'on compare les vitesses de déplacement, on observe que plus la vitesse est grande plus les fémurs sont résistants et rigides. Les relations entre données issues de l'imagerie et essais mécaniques soulignent des corrélations entre DMO et limites à rupture, les paramètres géométriques présentant également des liens significatifs surtout pour la CSA et la FNAL (sujets âgés uniquement)
Résultats à peu près similaires à l'étude précédente Régression linéaire : DMO DXA : col fémoral : $r^2=92\%$ – grand trochanter : $r^2=73\%$ Géométrie DXA : CSA mi-col : $r^2=79\%$, CSMI mi-col $r^2=36\%$; CSA et CSMI ligne intertrochantérienne : NS;	Les résultats sont pratiquement similaires à l'étude précédente réalisée par la même équipe, néanmoins l'exclusion de 2 spécimens provenant de sujets âgés pour raisons de problèmes expérimentaux amènent à des corrélations bien meilleures que dans l'étude publiée en 1994.
Fractures : 0° : subcapitale (18%), transcervicale (55%), basicervicale (27%), pertrochantérienne (0%) 15° : subcapitale (9%), transcervicale (18%), basicervicale (45%), pertrochantérienne (27%) 30° : subcapitale (27%), transcervicale (45%), basicervicale (36%), pertrochantérienne (0%) Régression linéaire : - DMO DXA région totale : 0° : $r^2=68\%$ – 15° : $r^2=68\%$ – 30° : $r^2=71\%$ - Géométrie : CSA mi-col : 0° : $r^2=77\%$ – 15° : $r^2=64\%$ – 30° : $r^2=64\%$ CSMI mi-col : 0° : $r^2=64\%$ – 15° : $r^2=75\%$ – 30° : $r^2=62\%$ FNAL : 0° : NS – 15° : $r^2=73\%$ – 30° : $r^2=57\%$	Cette étude évalue l'influence de l'angle d'impact sur la résistance à rupture des fémurs testés et le type de fractures observé. Aucune relation significative n'est trouvée entre l'angle d'impact et le type de fracture observée. Cependant, lorsque l'angle augmente une baisse de la résistance des fémurs est enregistrée. Quelque soit l'angle utilisé la DMO montre une corrélation forte avec la limite à la rupture ($68\% < r^2 < 71\%$), tout comme le CSA et le CSMI ($64\% < r^2 < 77\%$). Par contre concernant la FNAL, une grande différence est observée suivant l'angle d'impact considéré puisque si le coefficient de détermination est non significatif pour la configuration à 0°, il présente une très forte corrélation pour les configurations 15° et 30° ($r^2=73\%$ et 57% respectivement)
Fractures : 54% de fractures cervicales, 46% de fractures trochantériennes Régression linéaire : - DMO trabéculaire: Trochanter ($r^2=87\%$) - Région totale ($r^2=81\%$) - Région col fémoral ($r^2=56\%$) - DMO intégrale : Trochanter ($r^2=67\%$) - Région totale ($r^2=66\%$) - Région col fémoral ($r^2=48\%$) - DMO corticale : Région totale ($r^2=57\%$) Régression multiple pas à pas: DMO_{trab.col+} minCSA → $r^2=77\%$ DMO_{trab.troch.} + minCSA → $r^2=89\%$ DMO_{cort.total+} minCSA → $r^2=60\%$	Cette étude utilise un protocole QCT de mesure de la DMO très différents des méthodes classiques. Les mesures sont réalisées sur des volumes définissant des régions d'intérêt osseux. Les résultats sont meilleurs que pour les études précédentes utilisant un protocole de mesure QCT classique et l'addition de données géométriques 3D améliore également la qualité des résultats. L'application clinique de ce type de protocole QCT sur l'ESF serait un outil très intéressant pour l'étude du risque fracturaire.
Fractures : 40% cervicales et 60% trochantérienne Régression linéaire : - Géométrie radio : FNAL : $r^2=24\%$ - Largeur minimale du col : $r^2=22\%$ - NSA : NS - DMO DXA : Col fémoral : $r^2=71\%$ - Grand trochanter : $r^2=88\%$ - DMO QCT : Col fémoral → corticale : $r^2=7\%$ Grand trochanter → trabéculaire : $r^2=69\%$ - corticale : $r^2=28\%$ - Géométrie QCT : Col fémoral → aire corticale : $r^2=66\%$ - aire totale : $r^2=21\%$ Grand Trochanter → aire corticale : $r^2=83\%$ - aire totale : $r^2=21\%$	Dans cette étude biomécanique réalisée à partir d'une version modifiée de l'essai de Backman, les auteurs évaluent la capacité de paramètres densitométriques et géométriques provenant de différents systèmes d'imagerie médicale à estimer la résistance mécanique de fémurs proximaux. Parmi les différents modes d'imageries, la DXA (via la DMO au grand trochanter) et le QCT (via l'aire corticale de la coupe trochantérienne) proposent les paramètres les mieux corrélés avec la limite à la rupture ($r^2=88\%$ et 83% respectivement) ; la radiographie présentant des corrélations faibles pour la FNAL ($r^2=24\%$) et largeur du col ($r^2=21\%$), voire non significative pour le NSA.

Tableau 15 : Tableau récapitulatif des différentes études ayant utilisés des systèmes d'imagerie pour estimer la résistance mécanique de fémurs proximaux testés dans une configuration de chute sur le côté.

3. Géométrie et risque fracturaire de l'ESF

3.1. Introduction

De nombreuses études prospectives multicentriques (études françaises EPIDOS, SOF...) ont montré que la Densité Minérale Osseuse (DMO) mesurée par DXA est le facteur le plus prédictif du risque de Fracture de l'Extrémité Supérieure du Fémur, particulièrement lorsque la mesure est effectuée au niveau du fémur proximal (*Aloia et coll., 1992 ; Cummings et coll., 1993*). Cependant, pour une DMO donnée un chevauchement non négligeable existe entre les populations présentant ou non une fracture de l'ESF (*Riggs et coll., 1982 ; Bohr et Schaadt, 1983*). Ce constat suggère ainsi le rôle d'autres facteurs tels que le mode de vie, les altérations du système neuro-sensoriel, la propension à chuter et la géométrie fémorale. Si l'on ajoute à cela, le fait que l'extrémité supérieure du fémur est le lieu de transmission des efforts qu'exerce le poids de la partie supérieure du corps humain sur les membres inférieurs, il paraît essentiel de s'intéresser à la structure géométrique du fémur proximal.

Ainsi, deux types d'études se sont intéressées à la mesure 2D de paramètres géométriques, à partir de radiographie ou d'images DXA, afin d'évaluer leur influence sur la résistance mécanique à la fracture *in vitro*, et d'estimer leur capacité à discriminer les populations saines des populations pathologiques d'autre part, dans l'objectif de mieux discriminer les populations à risque.

L'étude bibliographique qui suit n'est pas exhaustive mais regroupe les études, considérées comme principales, publiées au cours de ces 15 dernières années.

3.2. Etude bibliographique concernant études cliniques

Un très grand nombre de paramètres géométriques ont été considérés au travers de ces études. Les résultats concernant les contributions potentielles des principaux paramètres sont résumés dans le **Tableau 16**. Les matériels et méthodes, résultats et conclusions de chacune de ses études concernant ces paramètres étudiés sont relatés dans le tableau de synthèse bibliographique (**Tableau 18**).

	HAL « Hip Axis Length »	FNAL « Femoral Neck Axis Length »	ND « Neck Diameter »	HD « Head Diameter »	CSA os « Cross Section Area »	Epaisseur de corticale	NSA « Neck Shaft Angle »
<i>Faulkner & Coll (1993)</i>	Oui : OR → 2,3 (ajusté âge, poids, taille et DMO) <u>Fracture Cervicale :</u> Oui : OR → 1,9 <u>Fracture Trochanter :</u> Oui : OR → 1,6	-	Non	-	-	-	Non
<i>Glüer & Coll (1994)</i>	-	Non	Non	Oui : OR→1,3 (ajusté de l'âge)	-	Oui : OR→1,9 (ajusté de l'âge)	Oui : OR → 1,4 (ajusté de l'âge)
<i>Peacock & Coll. (1995)</i>	Oui : OR → 1,8 (non ajusté) Oui : OR → 2,4 (ajusté âge, poids et DMO)	Oui : OR→1,7 (non ajusté) Oui : OR → 2,3 (ajusté DMO)	Non quand non ajusté Oui : OR → 3,3 (ajusté DMO)	Oui : OR→1,6 (non ajusté)	Oui : OR→2,2 (non ajusté)	Oui : OR→ 2,2 (non ajusté)	Non
<i>Karlsson & Coll. (1996)</i>	Discordance entre données DXA et radiographiques	-	Discordance entre données DXA et radiographiques	-	-	Oui	Discordance entre données DXA et radiographiques
<i>Duboeuf & Coll. (1997)</i>	Non <u>Fracture Cervicale :</u> Oui : OR→1,6 (ajusté de l'âge, du poids et de la DMO) <u>Fracture Trochanter :</u> Non	-	<u>Fracture Cervicale :</u> Non <u>Fracture Trochanter :</u> Oui (? significative) Mais OR ~1 quand ajusté âge, taille, poids et de la DMO	-	-	-	-
<i>Gnudi & Coll. (1999)</i>	Oui : OR → 3,5 (ajusté ou non de âge, poids et DMO)	-	Non	-	-	-	Oui : OR→3,6 (ajusté âge, poids et DMO)
<i>Michelotti & Clark (1999)</i>	Non	Non	Non	Oui (? significative)	-	Oui (? significative)	Non
<i>Gomez & Coll. (2000)</i>	Non	-	Homme : OR → 2,1 Femmes : OR→ 2,4 (pas d'ajustement)	-	-	-	Homme : OR → 2,4 Femmes : OR→ 3,5 (pas d'ajustement)
<i>Gnudi & Coll. (2002)</i>	<u>Fracture Cervicale :</u> Oui : OR→1,3 (ajusté de l'âge) <u>Fracture Trochanter :</u> Non	-	Non	-	-	-	<u>Fracture Cervicale :</u> Oui : OR→2,2 (ajusté de l'âge) <u>Fracture Trochanter :</u> Non
<i>Bergot & Coll. (2002)</i>	Oui (? significative)	Oui (? significative)	Non	-	-	-	Non

Tableau 16 : Tableau de synthèse sur la relation entre les principaux paramètres géométriques mesurés sur des supports 2D et le risque fracturaire.

Pour chaque étude, les cases grisées signifient que les paramètres concernés n'ont pas été évalué, les cases rouges indiquent une absence de relation entre le paramètre concerné et le risque fracturaire, les cases vertes désignent une relation significative entre le paramètre et le risque de fracture. Dans le cas de relations significatives avérées, le risque relatif de fracture ou « Odds Ratio » (OR) est donné ainsi que les variables pour lesquelles la régression logistique a été ajustée.

La plupart de ces travaux se sont intéressés à des distances mesurées le long de l'axe de la hanche, du fait de l'importance biomécanique de cet axe qui transmet les efforts provenant de la tête fémorale jusqu'à l'axe de la diaphyse. Il apparaît au vu des différents résultats que plusieurs de ces distances (longueur de l'axe de la hanche, longueur de l'axe du col fémoral, distance ligne intertrochanterienne – centre de la tête fémorale) sont des facteurs prépondérants dans l'évaluation du risque fracturaire (Faulkner et coll., 1993 ; Nakamura et coll., 1994 ; Boonen et coll., 1995 ; Peacock et coll., 1995 ; Gnudi et coll., 1999 ; Bergot et coll., 2002). Cependant, trois études estimant l'influence de HAL et de FNAL sur le risque fracturaire mettent en doute ces conclusions (Gluer et coll., 1994 ; Michelotti et Clark, 1999 ; Gomez et coll., 2000).

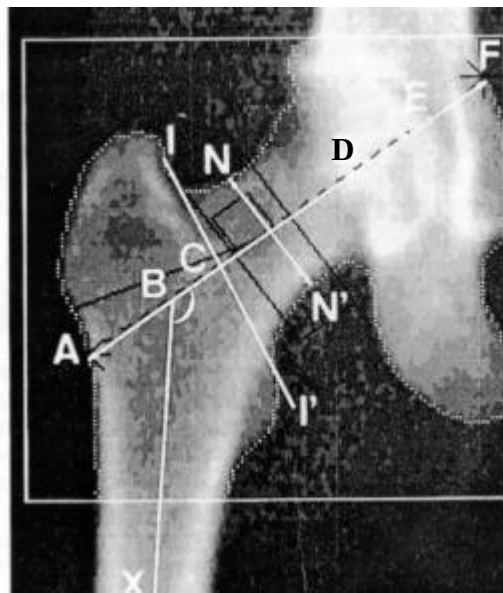


Figure 35 : Différents paramètres géométriques mesurés sur images 2D –d'après Bergot & Coll. 2002.

AF: « HAL » Longueur de l'axe de la hanche ; AE: « FNAL » Longueur de l'axe du col fémoral ; NN' : « Neck Width » largeur du col ; CD : distance entre la ligne intertrochanterienne et le centre de la tête fémorale ; XBF : « NSA » angle cervico-diaphysaire

Concernant l'angle cervico-diaphysaire (NSA), les conclusions sont tout aussi controversées, puisque si quelques études concluent à la capacité de ce paramètre à discriminer les populations fracturées des populations normales (Gluer et coll., 1994 ; Gnudi et coll., 1999 ; Gomez et coll., 2000), une majorité d'entre-elles aboutissent à des conclusions inverses (Faulkner et coll., 1993 ; Peacock et coll., 1995 ; Slemenda et coll., 1996 ; Michelotti et Clark, 1999 ; Bergot et coll., 2002). De plus, les études concluant sur une relation positive entre ce paramètre et le risque de fracture sont en accord sur le fait que le NSA est plus élevé dans les populations fracturées. Ce résultat est surprenant d'un point de vue biomécanique, puisque qu'une augmentation de cet angle devrait diminuer les contraintes de cisaillement au niveau du col fémoral du moins lorsque la personne est en appui monopodal. Cependant, lors d'un impact latéral sur le grand trochanter suite à une

chute, une valeur élevée de cet angle peut effectivement être source d'augmentation du risque de fracture.

La largeur du col du fémur aussi a été plusieurs fois étudiée. Tout comme pour les paramètres cités précédemment les positions des différents investigateurs divergent quant à la contribution de ce paramètre dans l'évaluation des populations à risque. Si deux études penchent pour un apport significatif de ce paramètre (*Peacock et coll., 1995 ; Gomez et coll., 2000*), la majorité des travaux tendent à prouver le contraire (*Faulkner et coll., 1993 ; Gluer et coll., 1994 ; Gnudi et coll., 1999 ; Michelotti et Clark, 1999 ; Bergot et coll., 2002 ; Gnudi et coll., 2002*).

Plusieurs explications ont été avancées pour expliquer ces nombreuses contradictions. Une première explication concerne les façons dont les méthodes d'analyse statistique ont été appliquées. En effet, le risque relatif de fracture étant relié à l'âge, la DMO et les paramètres géométriques tels que la longueur du col fémoral ou le diamètre de la tête fémorale étant lié à la taille et dans une moindre mesure au poids. La plupart des études citées ont pris en compte ces relations en effectuant un ajustement des paramètres 2D par rapport à ces variables. Cependant ce n'est pas le cas pour l'ensemble d'entre-elles, puisque si certaines études effectuent les ajustements des principales variables (*Faulkner et coll., 1993 ; Peacock et coll., 1995 ; Duboeuf et coll., 1997*), d'autres ne tiennent compte que de l'âge (*Gluer et coll., 1994 ; Gnudi et coll., 2002*) voire d'aucune de ces variables (*Gomez et coll., 2000*). Ces différences dans la façon d'analyser les données peuvent expliquer en partie certaines des discordances observées dans les résultats et conclusions des auteurs. La deuxième cause potentielle de ces désaccords est l'origine des populations étudiées. En effet selon les travaux, des populations de type asiatique, nord-européenne, latine ou américaine ont été étudiées alors que des différences morphométriques semblent se dégager au sein même des populations de race caucasienne.

Parmi les différents travaux cités, la plupart ont évalué la prépondérance de ces paramètres géométriques par rapport aux types de fractures diagnostiquées. Ici encore les résultats sont controversés puisque suivant les études, les facteurs influençant significativement le type de fracture varient.

Nombreuses sont les explications avancées, et si la plupart d'entre-elles ont de réelles justifications, des désaccords si marqués suggèrent la présence de disparités importantes entre les protocoles de mesure de ces paramètres. Si les erreurs relatives aux instruments de mesures eux-mêmes (règle, goniomètre, logiciel automatisé...) peuvent expliquer une faible

partie des différences entre les mesures, les coefficients de variation annoncés dans plusieurs de ces études (**Tableau 17**) indiquent que la reproductibilité de la mesure de ces paramètres n'est pas à mettre en cause.

Coefficient de Variation (en %)	<i>Faulkner & Coll. 1993</i>	<i>Duboeuf & Coll. 1997</i>	<i>Gnudi & Coll. 1999</i>	<i>Gomez & Coll. 2000</i>	<i>Gnudi & Coll. 2002</i>	<i>Bergot & Coll. 2002</i>
HAL « hip axis length »	< 1%	1,1%	1%	0,6%	1%	1,5%
FNAL « femoral neck axis length »		-	-	-		1,5%
NSA « neck-shaft angle »		-	2,1%	0,7%	2,7%	1,0%
NW « neck width »		1,9%	2,2%	1,1%	1,1%	1,6%

Tableau 17 : Tableau de synthèse indiquant la reproductibilité des mesures 2D effectuées sur radiographies ou images DXA.

Parmi ces études, quatre utilisent des radiographies antéropostérieures (*Gluier et coll., 1994 ; Peacock et coll., 1995 ; Karlsson et coll., 1996 ; Michelotti et Clark, 1999*), quatre des images provenant d'acquisitions DXA « pencil beam » (*Faulkner et coll., 1993 ; Peacock et coll., 1995 ; Duboeuf et coll., 1997 ; Gomez et coll., 2000 ; Bergot et coll., 2002*), et une des images provenant d'appareils DXA « fan beam » (*Gnudi et coll., 1999*).

Si pour les travaux basés sur des acquisitions DXA les protocoles de positionnement du patient sont assez rigoureux (rotation interne de 15°), il n'en est pas de même concernant les études réalisées à partir de radiographies antéropostérieures. En effet, pour celles-ci les acquisitions sont réalisées en position neutre (*Karlsson et coll., 1996 ; Michelotti et Clark, 1999*), en rotation interne de 15° (*Peacock et coll., 1995*) ou avec des rotations internes variant de 15° à 30° (*Gluier et coll., 1994*). La plupart des paramètres 2D évalués sont très sensibles à la rotation interne et à l'abduction du fémur (*Cser et coll., 1978 ; Cheng et coll., 1997 ; Michelotti et Clark, 1999*). Si l'on ajoute à ces problèmes de positionnement les erreurs induites par les agrandissements et distorsions des systèmes d'acquisitions utilisés

(*Faulkner et coll., 1995 ; Pocock et coll., 1997*), projection conique de la radiographie et projection cylindrique des systèmes DXA « fan beam », il apparaît alors comme normal de trouver des différences si importantes entre les mesures effectives d'une part, et les conclusions des différents auteurs quant à la capacité de ces paramètres à discriminer ou non le risque fracturaire d'autre part.

En conclusion, aucun consensus ne ressort de cette revue de bibliographie sur l'importance des paramètres géométriques du fémur proximal dans l'évaluation du risque fracturaire. Cependant, les études biomécaniques *in vitro* soulignent l'intérêt de plusieurs de ces paramètres sur la résistance mécanique de l'extrémité supérieure. Il apparaît donc essentiel de mettre au point soit un protocole de positionnement patient standardisé et rigoureux, soit de développer une méthode tridimensionnelle permettant de s'affranchir de ces problèmes de positionnement.

Auteurs	Population	Type d'acquisition et paramètres évalués
<i>Faulkner & Coll</i> (1993)	- Etude prospective multicentrique (étude SOF) 64 patientes ayant subi une fracture de l'ESF à posteriori (âge moy. = 76,5 ans) vs. groupe contrôle de 134 femmes (âge moy. = 73,4 ans) - âge > 67 ans	<u>Mesures 2D</u> : impressions d'examen DXA « pencil beam » <u>Paramètres géométriques évalués</u> : - Longueur de l'axe de la hanche (HAL) - Angle cervico-diaphysaire (NSA) - Largeur minimale du col fémoral (NW) <u>Mesures de DMO</u> : examens DXA
<i>Glüer & Coll</i> (1994)	- Etude prospective multicentrique (étude SOF) 162 patientes ayant subi une fracture de l'ESF à posteriori vs. groupe contrôle de 162 femmes - âge > 65 ans	<u>Mesures 2D</u> : radiographie frontale du bassin (rotation int. du pied : 15-30°) <u>Paramètres géométriques évalués</u> : Longueur de l'axe du col fémoral (FNAL) Angle cervico-diaphysaire (NSA) Largeurs du col fémoral (sections minimale, distale et à mi-col) Largeur de la tête fémorale <u>Architecture</u> : Singh Index (SI), Travées Principales (PT), Epaisseurs de corticale (diaphysaires et cervicales) <u>Mesures DMO</u> : examens DXA
<i>Peacock & Coll.</i> (1995)	- Etude rétrospective 22 patientes (âge > 60 ans) ayant subi une fracture de l'ESF vs 2 groupes contrôles 1^{er} groupe contrôle (43 sujets) apparié sur l'âge et le poids 2^{ème} groupe contrôle (317 sujets) non apparié sur ces paramètres	<u>Mesures 2D</u> : radiographie frontale du bassin (rotation int. du pied : 15°) <u>Paramètres géométriques évalués</u> : Longueur de l'axe de la hanche (HAL) et de l'axe du col fémoral (FNAL) Angle cervico-diaphysaire (NSA) Largeur de l'acetabulum Largeur maximale de la tête fémorale (diamètre) Epaisseurs de corticale (diaphysaire latéral et zone calcar) <u>Architecture</u> : Singh Index (SI), <u>Mesures DMO</u> : examens DXA
<i>Karlsson & Coll.</i> (1996)	125 patients (33 hommes, 92 femmes) présentant une fracture de la hanche - population contrôle pour la radiographie (70 hommes, 93 femmes) - population contrôle pour la DXA (92 hommes, 100 femmes)	<u>Mesures 2D</u> : radiographie PA0 du bassin (position repos) – images DXA pencil beam <u>Paramètres géométriques évalués</u> : - Longueur de l'axe de la hanche (FNAL) - Largeur de l'acetabulum (AW) - Supplément de l'Angle cervico-diaphysaire (supNSA) - Largeur de la diaphyse (LD) ; Largeur du col (NW) <u>Architecture</u> : Singh Index (SI), Index du col fémoral (FNI), épaisseur calcar <u>Mesures DMO</u> : examens DXA
<i>Duboeuf & Coll.</i> (1997)	- Etude prospective multicentrique (étude EPIDOS) 24 femmes avec fracture trochanterienne 42 femmes avec fracture cervicale - population contrôle de 167 femmes - Âges entre 75-95 ans	<u>Mesures 2D</u> : images digitales DXA « pencil beam » <u>Paramètres géométriques évalués</u> : - Longueur de l'axe de la hanche (HAL) - Largeur du col fémoral (NW) <u>Mesures DMO</u> : examens DXA, différenciation entre partie supérieure et inférieure du col fémoral.
<i>Gnudi & Coll.</i> (1999)	111 patientes ayant subi une fracture de l'ESF vs. groupe contrôle de 329 femmes. - âge moy. Groupe fracture : 70,8 ans - âge moy. Groupe contrôle : 62,9 ans	<u>Mesures 2D</u> : images digitales DXA « fan beam » <u>Paramètres géométriques évalués</u> : - Longueur de l'axe de la hanche (HAL) - Angle cervico-diaphysaire (NSA) - Largeur minimale du col fémoral (NW)
<i>Michelotti & Clark</i> (1999)	43 patientes présentant une fracture de la hanche 119 femmes contrôles dont 41 appariées sur l'âge 25 configurations d'abduction et de rotation différentes s/ 1 hémipelvis	<u>Mesures 2D</u> : Radiographies PA0, gros orteils se touchant. <u>Paramètres géométriques évalués</u> : 14 paramètres évalués dont : FHD, HAL, FNAL, NSA, ND, SD, ID (diamètre du canal médullaire)
<i>Gomez & Coll.</i> (2000)	116 hommes, 295 femmes ayant subi une fracture de l'ESF vs. groupes contrôles de 235 hommes, 310 femmes. - Agés entre 60-90 ans	<u>Mesures 2D</u> : images digitales DXA « pencil beam » <u>Paramètres géométriques évalués</u> : - Longueur de l'axe de la hanche (HAL) - Angle cervico-diaphysaire (NSA) - Largeur moyenne du col fémoral (NW) <u>Mesures DMO</u> : examens DXA
<i>Bergot & Coll.</i> (2002)	49 patientes ayant subi une fracture de l'ESF - âge : 68,2 ± 12,3 ans - Groupe contrôle 1 : 49 femmes appariés sur l'âge - Groupe contrôle 2 : 49 femmes appariés sur l'âge et la DMO	<u>Mesures 2D</u> : images digitales DXA « pencil beam » <u>Paramètres géométriques évalués</u> : - Longueurs de l'axe de la hanche (HAL) et de l'axe du col (FNAL) 8 segments le long de l'axe de la hanche dont la distance centre de la tête fémorale- ligne intertrochanterienne - Angle cervico-diaphysaire (NSA) - Largeur minimale du col fémoral (NW)

Résultats	Conclusion
Analyse logistique ajustée de l'âge -RR (IC à 95%) : <u>DMO</u> : 2,7 (1,7-4,3); <u>Géométrie</u> : HAL : 1,8 (1,3-2,5) ; NSA : 1,4 (1,1-2,2) ; NW : 1,1 (0,8-1,5) ; Analyse logistique multifactorielle : <u>HAL (ajusté de l'âge + DMO+taille+poids) : 2,3 (1,5-3,6)</u>	Cette étude conclue que seule l'HAL est significativement liée au risque fracturaire. D'autre part, cette étude ne montre aucune relation entre le poids, la taille et le risque de fracture.
Analyse logistique ajustée de l'âge -RR (IC à 95%) : <u>DMO</u> : 2,9 (1,9-4,3) ; <u>Géométrie</u> : NSA : 1,4 (1,1-1,8) ; Largeur du col : NS ; FNAL : NS ; Largeur tête fémorale : 1,3 (1,0-1,7) ; Largeur trochanter : 1,4 (1,0-2,0)* ; <u>Architecture</u> : Epais. corticale à mi-col : 1,6 (1,2-2,2) ; Epais. corticale diaphysaire : 1,9 (1,4-2,5) ; Travées osseuses ppales : 2,2 (1,6-3,0) Courbes ROC (relation sensibilité-spécificité) : <u>Aire (DMO) : 0,80 ; Aire (3 par géom. + index de travées) : 0,81 ; Aire (DMO+ 4 par. Géom.) : 0,85</u>	4 paramètres sont significativement reliés au risque fracturaire. L'utilisation de ces paramètres permet de discriminer les patients fracturés du groupe contrôle aussi bien que la DMO. L'association de la DMO à ces 4 paramètres fournit une meilleure discrimination entre ces 2 populations.
Analyse logistique ajustée de l'âge, du poids et de la taille -RR (IC à 95%) : <u>DMO</u> : Col fémoral = 3,8 (1,5-9,3) ; Grd troch = 3,8 (1,4-10,4) ; Triangle de Ward = 3,2(1,4-7,3) <u>Géométrie</u> : HAL=1,85(1,0-3,4) ; <u>Architecture</u> : SI =3,07(1,4-6,7) – Epaisseur calcar= 2,5 (1,2-5,2) – épaisseur de Corticale diaphysaire= 2,2 (1,1-4,3) Analyse logistique bifactorielle <u>Géométrie</u> : HAL (ajusté DMO) : 2,7 (1,1-6,8) ; FNAL (ajusté DMO) : 2,3 (1,-5,2) ; <u>Architecture</u> : SI(ajusté DMO) : 2,7 (1,1-6,4) ; largeur mini du col (ajusté DMO) : 3,3 (1,1-9,8) ; Courbes ROC (relation sensibilité-spécificité) : <u>Aire (DMO col fémoral) : 0,85 ; Aire (DMO+ HAL+SI) : 0,94</u>	En plus des mesures de DMO classiques, cette étude montre la relation entre L'HAL, l'Index de Singh, la largeur du col fémoral ainsi que les épaisseurs corticales diaphysaires avec le risque de fracture de l'ESF De plus cette étude souligne que l'association de paramètres densitométriques, géométriques et architecturaux indépendant entre eux permet de mieux différencier les populations à risque que l'utilisation de la DMO seule.
	Tous les paramètres architecturaux évalués montrent des différences significatives entre les populations saines et fracturées. La distance FNAL, mesurée à partir d'images DXA ne permet pas cette discrimination, et les mesures à partir de radiographie présentent des FNAL plus courtes pour les populations fracturées que pour les populations contrôles. En ce qui concerne la mesure de LD et NW, les valeurs sont significativement plus fortes dans les populations fracturées que dans les populations contrôles.
Analyse logistique ajustée de l'âge, du poids -RR (IC à 95%) : <u>Fracture cervicale</u> : HAL (ajustée de la DMO) = 1,6 (1,1-2,5) ; DMO totale (ajustée NW)= 2,0 (1,2-3,1) ; DMO col. inf. (ajustée NW) = 2,6(1,4-4,7) <u>Fracture trochanterienne</u> : HAL (ajustée de la DMO) = 1,1 (0,6-1,6) ; DMO totale (ajustée NW)=2,7(1,5-5,0) ; DMO col. Inf. (ajustée NW) = 1,3(0,9-1,9)	L'HAL apparaît comme un facteur influant dans l'évaluation du risque de fracture cervicale mais pas pour les fractures trochanteriennes. De plus, cette étude montre que la mesure de DMO est très reliée au risque de fracture surtout lorsque celle ci se situe au niveau du trochanter, ce résultat est encore plus prononcé pour les mesures de DMO du grand trochanter et de la partie inférieure du col fémoral.
Analyse logistique ajustée de l'âge, du poids -RR (IC à 95%) : <u>DMO</u> : 7,71 (3,62-16,41) ; <u>DMO (ajusté des par. géom.)</u> : 5,29 (1,47-18,99) ; <u>NSA (ajusté de la DMO)</u> : 3,63(1,58-8,33) ; <u>HAL (ajusté de la DMO)</u> : 3,52 (1,42-8,67) ; Analyse logistique multifactorielle ajustée de l'âge, du poids -RR (IC à 95%) : <u>DMO + NSA</u> : 19,28 (5,29-70,19) ; <u>DMO + HAL</u> : 16,86 (63,05-4,51) ;	Cette étude met évidence l'intérêt de la mesure de l'HAL et de la NSA pour l'évaluation du risque fracturaire. Néanmoins, les valeurs des risques relatifs sont à prendre avec prudence puisque la population contrôle présente un âge moyen de 10 ans plus faible et les valeurs extrêmes des intervalles de confiance sont très éloignées.
Relation paramètres géométriques – risque fracturaire : Seule les mesures de HD, ND et (SD-ID) sont significativement différents entre le groupe fracture et le groupe contrôle (qu'il soit apparié de l'âge ou non). Une fois ces paramètres ajustés de HD seule (SD- ID) ils sont significativement plus petits pour le groupe fracture Quantification de l'erreur de positionnement : Diminution de l'HAL d'environ 2 cm lorsque l'on passe de 5° d'abduction à 15° d'adduction, augmentation de la NSA lorsque la rotation externe est supérieure à 0°	Cette étude conclue tout d'abord, sur l'importance primordiale d'utiliser un protocole de positionnement patient standardisé afin de s'affranchir des erreurs de projection 2D induit par la rotation interne ou l'abduction du fémur.
Analyse logistique ajustée de l'âge, du poids et de la taille -RR (IC à 95%) : Femmes→<u>DMO</u> : 4,4 (3,1-6,4) ; <u>NSA</u> : 3,5 (2,6-4,6) ; <u>Largeur du col</u> : 2,4 (1,8-3,2) ; Hommes→<u>DMO</u> : 4,5 (2,9-7,0) ; <u>NSA</u> : 2,4 (1,7-3,4) ; <u>Largeur du col</u> : 2,1 (1,5-3) ; Courbes ROC (relation sensibilité-spécificité) : <u>Aire (DMO col fémoral) : 0,82 ; Aire (DMO+ HAL+ NSA) : 0,92</u>	La relation avec le risque fracturaire est démontrée pour 4 paramètres géométriques, ce qui n'est pas le cas pour l'HAL. L'association de la DMO à l'angle cervico-diaphysaire et à la largeur moyenne du col fémoral permet une meilleure discrimination entre la population fracturée et la population saine pour les 2 sexes.
Analyse discriminante multifactorielle entre les 2 groupes par maximisation de la distance de Mahalanobis : <u>(Groupe fracture, Groupe 1, Groupe 2)</u> : bonne classification de 59% des cas (HAL, distance centre de la tête - ligne intertrochanterienne et distance extrémité de la tête – ligne intertrochanterienne, DMO du col, NSA) <u>(Groupe fracture, Groupe 2)</u> : bonne classification de 81% des cas (DMO col, HAL, distance diaphyse- centre de la tête fémorale, largeur du col). <u>(Groupe fracture, Groupe 1) : bonne</u> classification de 66% des cas (distances centre de la tête - ligne intertrochanterienne et extrémité de la tête – ligne intertrochanterienne)	Hormis les mesures DMO, 4 paramètres géométriques mesurés le long de l'axe de la hanche différencie la population fracturée du groupe contrôle sain. Parmi les 8 segments mesurés le long de l'axe de la hanche, la longueur entre le centre de la tête fémorale et la ligne intertrochanterienne apparaît comme le seul paramètre permettant de discriminer la population de DMO basse ne présentant pas de fracture de la population ayant subi une fracture de l'ESF.

Tableau 18 : Tableau de synthèse bibliographique des principales études cliniques évaluant la relation entre risque fracturaire et paramètres géométriques mesurés en 2D

4. Synthèse sur les études *in vitro* et *in vivo*

La revue de bibliographie sur les deux types de configuration d'essai mécanique a mis en évidence le lien entre des paramètres macro-architecturaux indépendant de la DMO et la résistance mécanique de fémurs proximaux testés jusqu'à la rupture. L'intégration de tels paramètres avec des données DMO permet ainsi de mieux estimer la limite à rupture des spécimens testés quelle que soit la configuration utilisée.

Les conclusions de ces études biomécaniques sont soulignées par plusieurs études cliniques *in vivo* s'interrogeant sur le rapport entre les variations de certains paramètres géométriques et l'augmentation du risque relatif de fracture. S'il est vrai que dans ces études cliniques de nombreuses divergences existent quand à la contribution réelle des paramètres mesurés sur le risque fracturaire de l'extrémité supérieure du fémur, il apparaît que les variations de mise en position des patients lors des protocoles d'acquisitions sont sans doute des sources d'erreurs importantes sur les mesures 2D réalisées. Il semble donc intéressant de s'affranchir des erreurs de projection engendrée par ces variations d'orientation du col du fémur lors des acquisitions DXA ou radiographiques. L'accès à ces paramètres géométriques à partir de modélisation 3D de l'extrémité supérieure du fémur pourrait être une façon d'améliorer l'exactitude des mesures afin d'essayer de consensualiser les conclusions d'études sur l'influence de la macro-architecture fémorale sur le risque de fracture de l'ESF.

5. Synthèse Bibliographique et Intérêt du Système EOS™

La revue bibliographique des principaux systèmes d'imagerie médicale (CT-scan, IRM, ultrasons et la stéréoradiographie) a permis de souligner les avantages et les inconvénients de chacun de ces imageurs tant dans le domaine de la reconstruction 3D que dans le domaine de la caractérisation mécanique du tissu osseux.

Si ces systèmes d'imagerie peuvent être utilisés dans leur fonctionnement classique afin d'obtenir une modélisation tridimensionnelle, l'accès à certaines des propriétés mécaniques du tissu osseux ne peut être réalisée que sous couvert de quelques modifications dans les protocoles d'acquisition.

L'IRM, technique non-irradiante, présente pour l'instant l'inconvénient de la position couchée. Son application dans l'évaluation des caractéristiques mécaniques du tissu osseux semble prometteuse d'un point de vue expérimental mais, la disponibilité, le coût et le temps d'acquisition de cette technique sont pour le moment des inconvénients trop importants pour pouvoir l'envisager dans une application clinique routinière. De plus, cette modalité d'imagerie très performante pour l'analyse des tissus mous, demeure peu utilisée pour l'imagerie du tissu osseux et ses capacités de modélisations géométriques 3D ne sont pas appliquées pour ce type de structure.

Pour le CT-scan, il est possible d'obtenir des reconstructions tridimensionnelles volumiques de segments osseux humain et cet imageur demeure actuellement la référence en terme de précision. Cependant, il s'agit d'un système d'acquisition très irradiant pour le patient et la position allongée, imposée lors de l'examen, ne permet pas une étude des structures osseuses en charge. Concernant l'accès aux propriétés mécaniques du tissu osseux, il est permis grâce à une calibration adéquate des images par un fantôme d'hydroxyapatite, cependant l'irradiation reste conséquente et les protocoles d'acquisition utilisés dans ce cas diminuent la précision des reconstructions tridimensionnelles. De plus, du fait de l'architecture complexe du fémur proximal et des variations 3D importantes de densité, la méthode QCT bidimensionnelle largement utilisée pour le rachis lombaire ne peut être que difficilement appliquée sur l'extrémité supérieure du fémur. Ainsi, il n'existe pour l'instant

aucune application clinique de la technique QCT pour l'évaluation de la résistance mécanique de cette zone anatomique.

Le système EOS™ quant à lui permet d'acquérir simultanément 2 vues orthogonales face et profil avec le patient en posture naturel sous charge. L'application de méthodes de reconstruction stéréoradiographique basées sur l'identification de points ou de contours permet d'obtenir des modèles personnalisés précis de l'extrémité supérieure du fémur.

Les études biomécaniques et cliniques réalisées sur l'extrémité supérieure du fémur ont montré la nécessité d'accéder simultanément à la densité osseuse et à la géométrie de cette zone anatomique.

L'objectif de cette seconde partie était donc d'évaluer les potentialités du système EOS™ pour répondre à ces types de problème.

Chapitre 6 : Travail Personnel : Mise en place et évaluation de protocoles d'acquisition multi-énergie sur le système EOS™

Dans cette partie du travail, nous nous sommes orientés sur l'association de la géométrie 3D et de la Densité Minérale Osseuse (DMO) afin de prédire la résistance mécanique de structures osseuses d'une façon plus précise.

Les objectifs étaient :

- D'évaluer la faisabilité de protocoles d'acquisition multi-énergie sur le système EOS™ et de valider les données obtenues en les comparant avec des données issues d'acquisitions DXA, de manière à obtenir des informations densitométrique à partir d'un système permettant l'accès à la modélisation géométrique 3D.
- D'associer à partir d'une même acquisition des paramètres géométriques 3D et densitométriques dans l'objectif de mieux estimer la résistance à la fracture de l'ESF.

1. Introduction

L'objectif de cette partie du travail est de mettre en place des protocoles d'acquisition multi-énergie sur le système EOS™. Ceci nous permettra d'accéder à des informations DMO (en g/cm²) liées aux propriétés mécaniques du tissu osseux (**Chapitre 4 :1.2**). Cette modalité aura ainsi la capacité d'associer modélisation 3D et mesures DMO.

Dans un premier temps, nous avons étudié les potentialités multi-énergie du système EOS™ en mettant en place un protocole relativement complexe comprenant des acquisitions à 4 énergies. Dans un deuxième temps, un protocole biénergie plus simple a été mis au point sur le système EOS™ bi-plan en vue d'une future application clinique. Comme validation préliminaire de ces deux protocoles, nous avons évalué la cohérence des informations DMO mesurées sur une série de fémurs proximaux en les comparant avec les DMO mesurées à partir d'un système DXA.

Ce travail de mise en place des protocoles d'acquisition à 2 et 4 énergies a été réalisé en étroite collaboration avec S. Teyseyre ingénieur de la société Biospace Instruments ainsi qu'avec S. Campana, Doctorante en co-tutelle au LBM et au LIO et V. Pomero, Post-Doctorant au LBM.

2. Protocole 4 énergies

2.1. Introduction

L'atténuation des photons X d'énergie comprise entre 20 et 150 keV, domaine d'énergie classiquement utilisé en imagerie médicale, est généralement décrite par la somme de deux processus :

- L'effet photoélectrique :

$$\frac{m_{photo}(E,Z)}{r} \approx \frac{Z^{4.5}}{A} E^{-3}$$

- L'effet Compton

$$\frac{m_{Compton}(E,Z)}{r} \approx \frac{Z}{A} Compton(E)$$

Avec :

E : l'énergie

Z : le numéro atomique

A : le nombre de masse

Compton(E) : une fonction légèrement décroissante

L'information disponible pour l'identification chimique par l'étude de la transmission aux rayons X se résume :

- au numéro atomique moyen de la matière traversée
- à la masse projetée exprimée en g/cm^2

Ces deux grandeurs peuvent alors être déduites de l'étude de la transmission de l'objet pour deux spectres d'énergie différents.

- Un spectre « basse énergie » où l'effet photoélectrique est prédominant
- Un spectre « haute énergie » où l'effet Compton est prédominant

Cette approche qui est à la base des systèmes DXA permet de déterminer la masse projetée des tissus osseux. Les limitations éventuelles de cette approche résident dans le fait que :

- les modèles décrivant les effets photoélectriques et Compton ne sont que des approximations
- l'effet Thompson-Rayleigh n'est pas pris en compte.

Idéalement, l'étude la plus précise devrait permettre d'évaluer la fonction de transmission de l'objet étudié pour toutes les énergies. S. Maitrejean montre que l'on peut déterminer à partir d'un nombre suffisant de spectres différents cette fonction de transmission en utilisant une approche Multi-Energie (*Maitrejean et coll., 1998 ; Maitrejean et coll., 1998*).

Nous avons mis au point un tel protocole mettant en jeu 4 spectres d'énergie différents.

Contrairement aux équations de la double énergie qui ne prennent en compte que les atténuations des effets photoélectriques et Compton (**Chapitre 4 :1.2**), le protocole 4 énergies prend en compte l'atténuation engendrée par l'effet Thompson et intègre cette composante dans la résolution des équations d'atténuation des faisceaux de rayons X par les matières traversées. Ceci permet notamment de s'affranchir des erreurs de mesure dues à la graisse qui possède un coefficient d'atténuation légèrement différent du tissu musculaire.

2.2. Matériels et Méthodes

2.2.1. Calibrage en DMO

Le protocole et l'algorithme de calibrage ont été mis au point par S. Teyssyre de la Société Biospace Instruments, ingénieur physicien spécialisé dans la multi-énergie.

Les 4 spectres d'énergie ont été obtenus en faisant varier la haute tension du tube à rayons X et en y associant un filtre métallique destiné à supprimer les photons de basse énergie et permettant ainsi de minimiser les recouvrements entre spectres :

- Spectre 1 : 60 kVp, 250 mA, filtré par 200µm de fer.
- Spectre 2 : 80 kVp, 200 mA, filtré par 500µm de fer.
- Spectre 3 : 100 kVp, 160 mA, filtré par 600µm de cuivre.
- Spectre 4 : 120 kVp, 100 mA, filtré par 200µm de molybdène.

La première étape de la méthode permet de déterminer en chaque pixel de l'image la fonction de transmission aux rayons X de l'objet étudié. Pour ce faire, on effectue un développement en série entière de cette fonction, chaque monôme étant déterminé par le signal engendré par un escalier de calibration en cuivre dont l'épaisseur des marches est défini comme suit : 0.5 mm, 0.8 mm, 1 mm, 3 mm, 5 mm, 7 mm, 8 mm, 8 mm et 10 mm.

La deuxième étape consiste à déterminer, par une analyse en composantes principales des fonctions d'atténuation d'objets de calibration (delrin, nylon, cuivre, dural et aluminium), les principaux effets physiques caractéristiques de l'absorption X.

L'identification chimique consiste alors à projeter selon ces effets propres les fonctions d'atténuation de chaque pixel.

2.2.2. Comparaison entre mesures 4 énergies EOS™ et la DXA

Pour valider les mesures de DMO du protocole 4 énergies, nous avons utilisé un échantillon composé de 15 fémurs proximaux décongelés (conservation à -20°C), 12 femmes et 3 hommes, âgés en moyenne de $80,5 \pm 14$ ans.

L'ensemble des fémurs a alors été radiographié en incidence antéropostérieure sous les quatre énergies différentes. Les spécimens étaient plongés dans une épaisseur d'eau de 14 cm afin de simuler les tissus mous (**Figure 36**). Les images DMO de ces spécimens ont alors pu être obtenues.

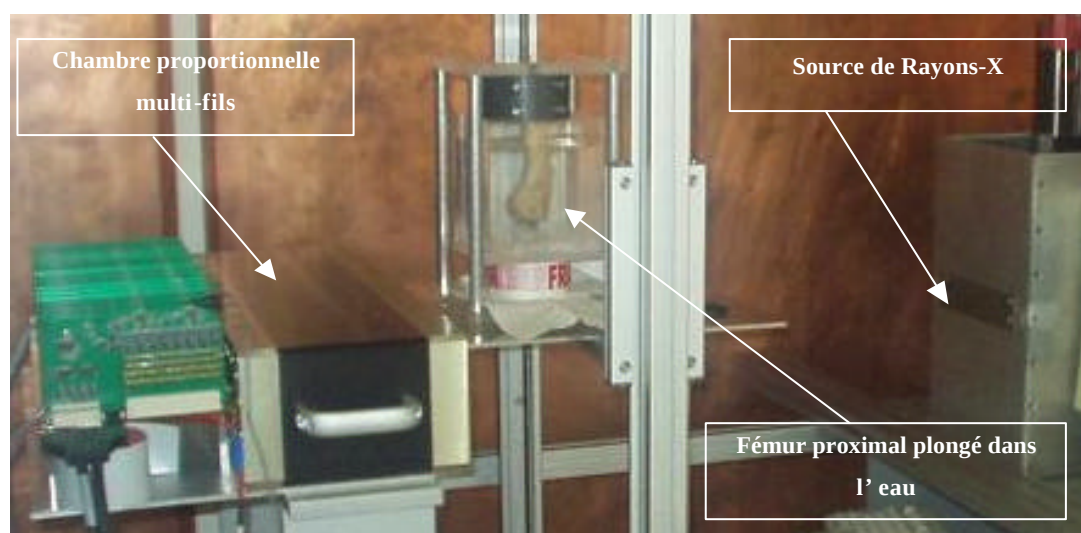


Figure 36 : Dispositif expérimental mis en place pour les acquisitions 4 énergies sur un prototype EOS™ à un seul détecteur.

Une fois les images densitométriques obtenues par ces 2 modalités d'imagerie, nous nous sommes appuyés sur le logiciel d'analyse clinique fourni avec les systèmes DXA (Delphi W, Hologic) pour définir une zone permettant de comparer les valeurs DMO de chaque protocole. En effet, ce logiciel localise de manière semi-automatique plusieurs régions d'intérêt osseux dont la région col fémoral (**Figure 37-a**). Nous nous sommes ainsi basés sur cette localisation pour définir de manière manuelle, sur les images multi-énergie EOS™, des zones d'intérêt les plus proches possibles de celles définies par le logiciel clinique (**Figure 37-b**).

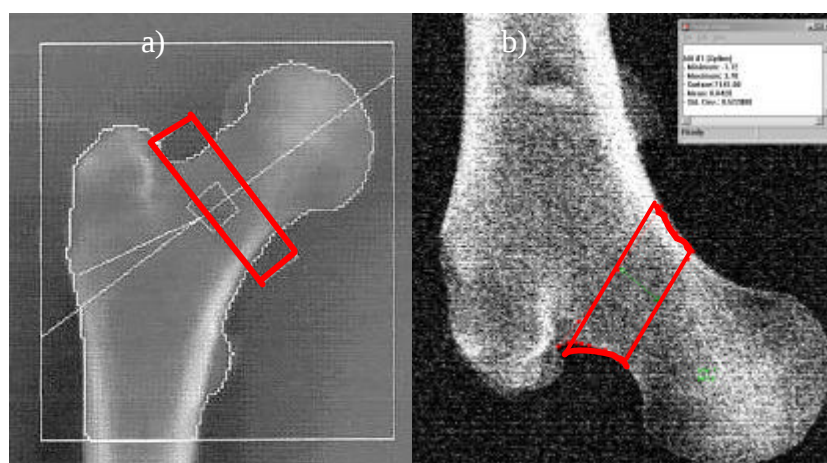


Figure 37 : Illustration des zones d'intérêt osseux « col fémoral » définies pour a) l'analyse DXA, b) l'analyse 4 énergies.

Une fois ces zones définies, une moyenne des valeurs des pixels compris dans la zone col fémoral est faite donnant ainsi une DMO col fémoral par fémur pour chaque protocole d'acquisition.

2.2.3. Analyse statistique

La moyenne et l'écart-type sont calculés pour les valeurs de DMO des protocoles d'acquisitions EOS™ 4 énergies et DXA. De plus, l'écart et le pourcentage d'erreur ont été calculés entre les mesures DMO EOS™ et DXA. La normalité de la distribution de ces variables a été testée avec le test de Kolmogorov-Smirnov afin de pouvoir appliquer le test paramétrique de Student (évaluation de la différence entre les 2 mesures). Puis les corrélations ont été évaluées avec le coefficient de Pearson.

2.3. Résultats

Les valeurs de DMO mesurées dans la région col fémoral pour l'ensemble de l'échantillon sont de $0,69 \pm 0,15$ g/cm² pour les acquisitions 4 énergies et de $0,52 \pm 0,15$ g/cm² pour les acquisitions DXA. Le test de Kolmogorov-Smirnov montre la normalité des données EOS™ et DXA ($p = 0,99$ et $0,94$ respectivement).

Une différence significative est observée entre les 2 séries de mesures (Test de Student, $p = 0,002$). Si l'on s'intéresse aux différences de DMO entre les deux systèmes de mesure, on observe que les valeurs de DMO 4 énergies sont en moyenne de $35,8 \pm 18$ % supérieure à celles mesurées en DXA (ANNEXE II).

Néanmoins, une très forte corrélation linéaire existe entre ces 2 mesures puisque l'on obtient un coefficient de détermination $r^2=0,89$ pour le test de Pearson ($p < 0,001$) (Figure 38).

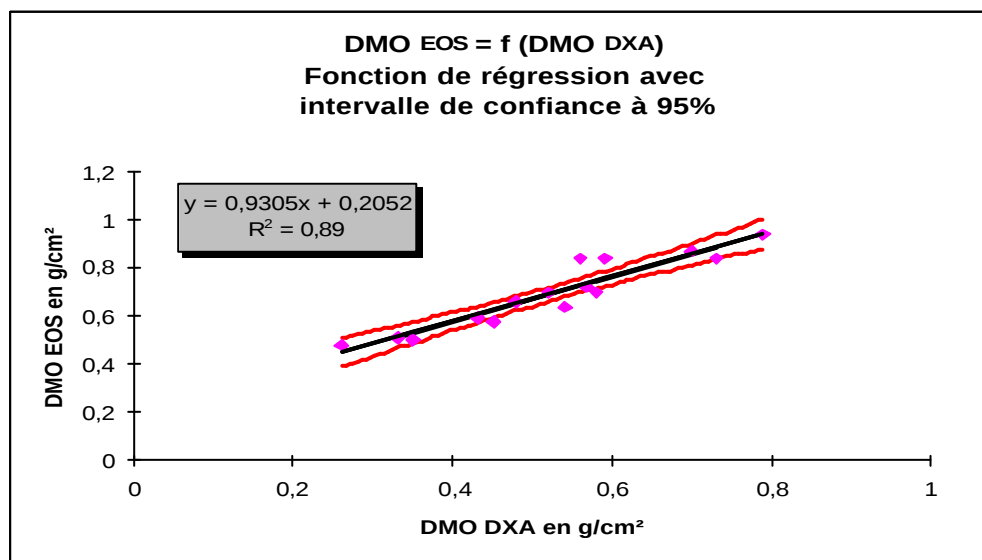


Figure 38 : Relation entre les DMO EOS™ mesurées par le protocole 4 énergies et les DMO DXA pour la région d'intérêt osseux « col fémoral » d'un échantillon de 15 fémurs proximaux

2.4. Discussions et Conclusion

La surestimation de la DMO EOS™ mesurée par le protocole 4 énergies peut s'expliquer de différentes manières. Une des causes possibles est le biais lié à l'identification manuelle de la région d'intérêt col fémoral sur les images multi-énergies EOS™ alors que cette région est localisée sur l'image DXA à partir d'un logiciel semi-automatique. De même, les éventuelles différences de positionnement des spécimens lors de l'acquisition postéro-anterieur en DXA et en EOS™ peuvent être à la source d'erreur de mesure DMO (*Cheng et coll., 1997*).

Cependant, si ces raisons peuvent être la cause de biais, elles ne semblent pas expliquer l'ampleur de la surestimation. La raison principale réside vraisemblablement dans la différence entre les hypothèses sur lesquelles sont basées les algorithmes utilisés pour chaque système. L'étude Multi-Energie permet *a priori* de prendre en compte la totalité des phénomènes physiques qui entrent en jeu lors de l'interaction rayonnement-matière.

En effet, d'un côté le protocole 4 énergies prend en compte l'atténuation de la graisse, du muscle et du tissu osseux. La mesure DMO ainsi calculée est fonction des 3 modes d'interaction des rayons X avec la matière : l'effet Compton, l'effet photoélectrique et l'effet Thompson-Rayleigh. D'un autre côté, le protocole bi-énergie utilisé dans le système DXA, ne prend pas en compte l'effet Thompson-Rayleigh. Ceci permet, en assimilant la graisse et le muscle à un seul tissu (tissu mou), de ne considérer que le tissu osseux et les tissus mous (**Chapitre 4 :1.2**) de façon à obtenir un système linéaire de 2 équations à deux inconnues. Cependant, le biais induit nécessite de corriger les mesures d'un facteur incluant une certaine proportion de graisse. Il est à noter que d'un individu à l'autre, ce facteur correctif peut s'avérer biaisé puisque tout le monde n'a pas le même rapport muscle/graisse. D'ailleurs, dans les différents systèmes DXA commercialisés, il existe de fortes disparités pour la mesure d'un même étalon d'un constructeur à l'autre (*Kolta et coll., 1999*), mais aussi au sein d'appareil provenant d'un même constructeur (*Barthe et coll., 1997 ; Kolta et coll., 1999*). Les raisons permettant d'expliquer ces disparités sont le facteur correctif appliqué, les méthodes de calibration et les composants de la chaîne radiologique qui diffèrent d'un système à l'autre.

Néanmoins, une forte corrélation, $r^2 = 0,89$, existe entre les mesures DMO EOS™ et DXA. Ce résultat est relativement proche d'une étude comparative faite entre systèmes DXA Hologic, indiquant un coefficient de corrélation, $r^2=0,95$, entre les mesures de DMO d'ESF

faites sur 2 types d'appareil (*Barthe et coll., 1997*). Ce résultat montre que le protocole mis en place sur le système EOS™ permet d'accéder à la DMO de structures osseuses, mais il n'est néanmoins pas possible de conclure sur la précision réelle de cette mesure puisque si la DXA est un système de mesure très reproductible (*Genant et coll., 1996*), il ne fait pas figure de référence pour la précision des mesures DMO (*Genant et coll., 1996 ; Kolta et coll., 1999*).

3. Protocole 2 énergies

3.1. Introduction

Le protocole 4 énergies présenté précédemment étant difficile à mettre en place et difficilement transférable en clinique, un deuxième protocole basé sur des acquisitions à 2 énergies a donc été mis en place sur le système EOS™ bi-plan. Contrairement au protocole précédent, les faisceaux de rayons X ne sont pas filtrés et l'effet Thompson-Rayleigh n'est pas pris en compte ne permettant pas de s'affranchir des biais induits par la présence de graisse.

Ce protocole bi-énergie est très similaire aux protocoles DXA explicités dans le **Chapitre 4 :1.2**. Cependant, à l'inverse des systèmes DXA qui possèdent des systèmes permettant de calibrer en DMO durant l'acquisition, le protocole bi-énergie du système EOS™ nécessite de calibrer les détecteurs précédemment à chaque série d'acquisition de spécimens osseux.

3.2. Matériels et Méthodes

3.2.1. Calibrage en DMO

Les constantes du tube à rayons X étaient fixées à 1,66 mAs et 50 kVp pour les acquisitions à basse énergie et à 0,83 mAs et 125 kVp pour les acquisitions à haute énergie.

Dans un premier temps, un calibrage lucite-aluminium a été réalisé au moyen d'un objet superposant un escalier de lucite et un escalier d'aluminium, les épaisseurs des différentes marches de ces escaliers étant connues. Cet objet et l'algorithme de calibrage associé ont été mis au point par S. Campana lors de son doctorat. Une fois l'acquisition de cet objet réalisée, nous disposons donc d'un ensemble de zones de niveaux de gris correspondant à une superposition d'épaisseurs d'aluminium et de lucite connues. Ceci permet de calibrer en épaisseur de lucite et d'aluminium les images en niveaux de gris. Nous disposons alors d'une image en épaisseur d'aluminium et d'une image en épaisseur lucite.

L'aluminium et l'os ayant un numéro atomique moyen similaire, il suffit d'acquérir en biénergie un objet possédant une DMO (g (HAP)/cm²) connue, de manière à obtenir la droite de calibrage permettant de passer d'une image dont chaque pixel est codé en épaisseur d'aluminium à une image codée en DMO (g (HAP)/cm²). Les objets de calibrage à disposition était de deux types : 1 disque étalon à 1 g(HAP)/cm² et 1 fantôme semi-anthropomorphométrique, « l'European Spine Phantom » (*Pearson et coll., 1995*), simulant 3 vertèbres de DMO connues (0,5 , 1 et 1,5 g(HAP)/cm²) fourni par le Centre d'Evaluation des Maladies Osseuses de l'Hôpital Cochin.

3.2.2. Evaluation à partir de l'European Spine Phantom (ESP)

Dans une première validation de ce protocole biénergie, le calibrage des images aluminium a été effectué à partir de la valeur DMO du disque étalon. Nous avons ainsi pu vérifier si les mesures DMO biénergie EOS™ obtenues pour le fantôme ESP étaient en adéquation avec les DMO références fournies par le constructeur du fantôme.

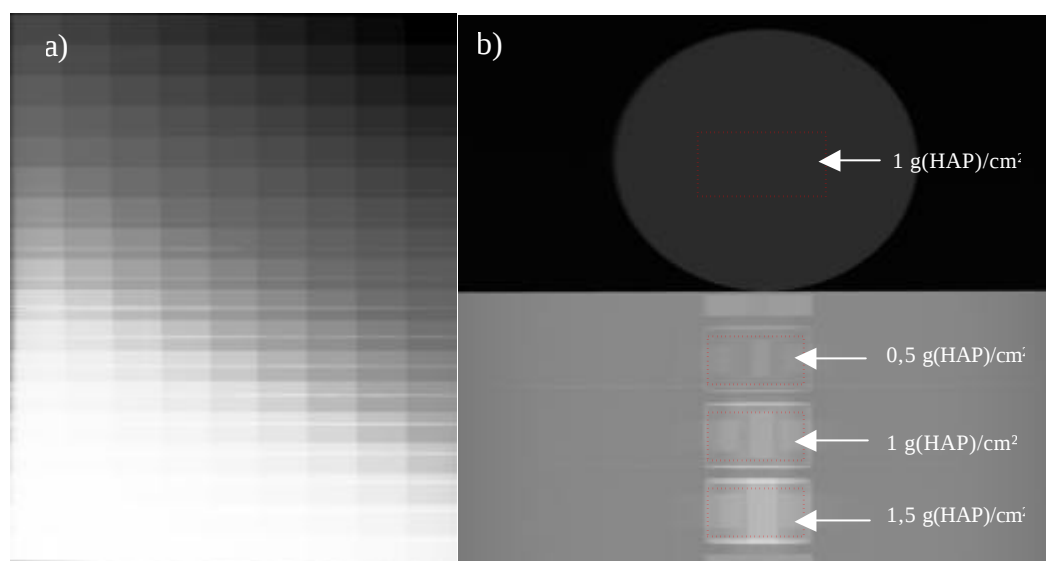


Figure 39 : Calibrage biénergie du système EOS.

a) Radiographie à haute énergie de l'objet de calibrage lucite-aluminium, b) Radiographie à haute énergie de l'étalon DMO à 1g(HAP)/cm² posé sur l'European Spine Phantom composé de 3 vertèbres semi-anthropomorphométriques de DMO connues

3.2.3. Comparaison entre mesures biénergies EOS™ et DXA

Dans une seconde phase, des spécimens osseux ont été acquis par le protocole biénergie EOS™ ainsi que par un appareil DXA (Delphi W, Hologic). Les mesures de DMO obtenues à partir de ces deux systèmes ont alors été comparées entre elles. L'échantillon utilisé était constitué de 18 fémurs proximaux décongelés (conservation à -20°C), 15 femmes

et 3 hommes, âgés en moyenne de $80,4 \pm 12,8$ ans. De même que pour le protocole 4 énergie, les spécimens sont acquis en position antéropostérieure plongés dans une épaisseur d'eau de 14 cm afin de simuler les tissus mous. Avant de faire des acquisitions EOS™ à 2 énergies, les pièces osseuses sont acquises par DXA dans une position et une épaisseur d'eau identique au protocole EOS™. Les régions d'intérêt osseux comparées sont les mêmes que dans le protocole de comparaison entre EOS™ 4 énergies et DXA (**Chapitre 6 : 2.2.2**).

3.2.4. Analyse statistique

Dans l'étude effectuée à partir de l'European Spine Phantom, l'erreur de la DMO mesuré par EOS™ ainsi que le pourcentage d'erreur ont été calculés pour chaque acquisition. La moyenne et l'écart-type des erreurs de mesure ont ensuite été calculés. Du fait, du faible nombre de mesures à disposition (3 par valeur DMO de référence), le test de Wilcoxon a été appliqué pour estimer si la différence entre les mesures DMO biénergies et les valeurs DMO réelles étaient significatives.

Concernant l'étude de comparaison aux mesures DXA, nous avons testé la normalité de la distribution de ces variables par le test de Kolmogorov-Smirnov. Le test paramétrique de Student a été appliqué pour évaluer si des différences significatives existent entre les mesures DMO EOS™ et DXA. Enfin, le test de corrélation de Pearson a été effectué afin d'estimer la relation linéaire entre les deux séries de mesures.

3.3. Résultats

La première étude de validation, effectuée à partir d'acquisitions successives de l'European Spine Phantom, a permis de quantifier une erreur relative moyenne d'environ $0,002 \pm 0,054$ g/cm² (soit $1,6 \pm 6,5\%$) commise par le protocole biénergie EOS™ (tableau de données dans l'ANNEXE II). L'erreur absolue commise par la mesure biénergie EOS™ est en moyenne de $5,1 \pm 3,9\%$. Le test de Wilcoxon n'a pas permis de montrer de différence significative ($p=0,476$) entre les valeurs réelles et les valeurs mesurées par le protocole biénergie mis en place sur le système EOS™.

La deuxième étude de validation a permis de comparer les valeurs DMO de spécimens acquis à partir du protocole biénergie EOS™ aux valeurs DMO obtenues sur ces mêmes spécimens à partir d'acquisition DXA. Les valeurs mesurées dans la région col fémoral pour l'ensemble de l'échantillon sont de $0,524 \pm 0,118$ g/cm² pour les acquisitions

biénergies EOS™ et de $0,517 \pm 0,143 \text{ g/cm}^2$ pour les acquisitions DXA. Le test de Kolmogorov-Smirnov montre la normalité des données EOS™ et DXA ($p = 1$).

L'erreur moyenne entre les 2 mesures est de $-0,006 \pm 0,049 \text{ g/cm}^2$ soit une sous-estimation par EOS™ de $-3,7 \pm 12,7 \%$ de la valeur DMO mesurée par DXA (Tableau de données dans l'ANNEXE II). Néanmoins, le test de Student indique que ces différences sont non significatives ($p = 0,29$).

De même que pour le protocole 4 énergies, une très forte corrélation existe entre les mesures DXA et EOS™ biénergies, puisque le coefficient de détermination obtenu est de $r^2=0,90$ pour le test de Pearson ($p < 0,0001$) (Figure 40).

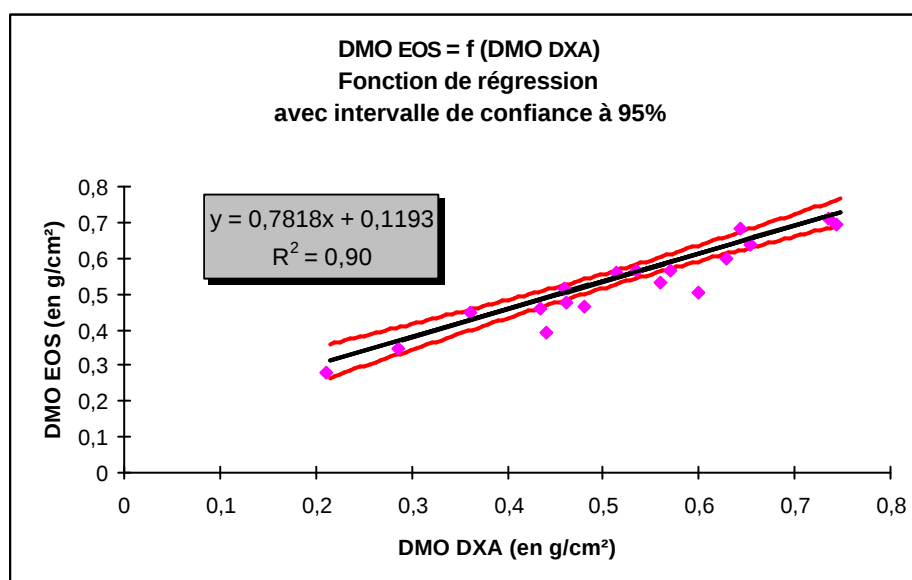


Figure 40 : Relation entre DMO EOS™ et DMO DXA pour la région d'intérêt osseux « col fémoral » d'un échantillon de 18 spécimens

Enfin, il est à noter qu'il existe une corrélation négative ($0,51 < r^2 < 0,56$) entre l'amplitude de la valeur DMO mesurée par l'un ou l'autre des systèmes et le pourcentage d'écart entre ces deux mesures.

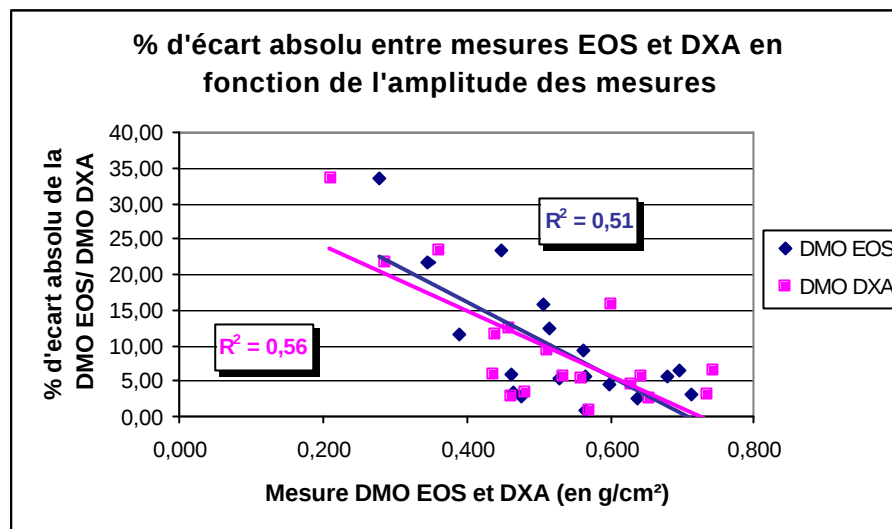


Figure 41 : Dépendance entre le % d'écart EOS -DXA et l'amplitude de mesure

3.4. Discussions et Conclusion

Compte tenu du faible nombre de mesures réalisées sur l'European Spine Phantom, il est difficile de conclure sur la précision réelle du protocole biénergie. De plus, si le pourcentage d'erreur relatif moyen est faible (moyenne = 1,6%), montrant que l'erreur est pratiquement centrée autour de 0, la variabilité des erreurs commises est assez importante (écart-type = 6,5%) avec une surestimation atteignant 14,7% dans un des cas. Néanmoins, lorsque l'on s'intéresse au pourcentage d'erreur absolue, on trouve une erreur moyenne de $5,1 \pm 3,9\%$ commise par rapport aux valeurs étalons, indiquant la plage de précision du protocole de mesure biénergie EOSTM. Cependant, ces résultats sont relativement comparables à ceux publiés sur les systèmes DXA, puisqu'une étude basée sur l'ESP a démontré qu'une erreur de précision allant de 3,6% à 5,4% pouvait être obtenue suivant le système DXA utilisé (Kolta et coll., 1999). Une étude de validation plus robuste à partir de ce fantôme, incluant notamment une étude de reproductibilité, serait donc souhaitable afin de conclure sur la qualité du protocole biénergie appliqué au système EOSTM.

Concernant, l'étude comparative des mesures DMO EOSTM par rapport aux mesures DMO DXA, un écart relativement important (% d'écart absolu = $9,6 \pm 8,8\%$) existe entre ces deux systèmes de mesures. Les deux systèmes réalisant la mesure à partir d'algorithmes biénergies, la non prise en compte de l'effet Thompson-Rayleigh ne peut être invoquée pour expliquer ces erreurs. Néanmoins, comme explicité dans le **Chapitre 6 :2.4**, les systèmes DXA introduisent un facteur correctif pour compenser la non prise en compte de la graisse par les algorithmes biénergies. Dans l'algorithme biénergie mis en place sur le système EOSTM, cette correction de la graisse n'est pas effectuée, cela expliquant une partie des écarts

trouvés. Mais comme il a été discuté dans le **Chapitre 6 2.4**, des écarts pouvant atteindre 18,5% sont observés entre systèmes provenant de constructeurs différents (*Kolta et coll.*, 1999) et des courbes de calibration sont alors nécessaires pour comparer des valeurs DMO provenant de ces différents systèmes DXA.

Enfin, la corrélation négative entre l'écart de mesure et la valeur DMO mesurée s'explique principalement par la diminution du rapport signal/bruit pour les faibles valeurs de DMO.

4. Conclusion

Les 2 protocoles mis en place ont montré leur capacité à fournir des informations DMO présentant de très fortes corrélations avec les DMO mesurées par le système DXA. Les différences de mesures entre les deux systèmes s'expliquent principalement par l'utilisation d'un algorithme différent concernant le protocole 4 énergies. Néanmoins, pour les applications in vitro que nous voulions effectuer, la bonne concordance entre les mesures DMO obtenues par EOS et les mesures obtenues par DXA, nous permet d'utiliser le système EOS pour mesurer des DMO, au même titre que les systèmes DXA.

Chapitre 7 : Travail Personnel : Association de la multi-énergie et de la stéréoradiographie pour la caractérisation mécanique de structures osseuses

1. Introduction

Dans le chapitre précédent (**Chapitre 6** :), nous avons démontré la faisabilité d'associer reconstruction 3D stéréoradiographique et multi-énergie sur le système EOS™ ainsi que sur le système DXA.

Dans ce chapitre, nous essaierons de démontrer l'intérêt d'associer des mesures densitométriques et des paramètres géométriques 3D afin d'estimer la résistance mécanique de spécimens fémoraux testés selon des configurations représentant aux mieux les conditions physiologiques dans lesquelles surviennent des fractures de l'ESF.

Une présérie de 12 spécimens nous a servi à mettre au point un protocole comprenant 3 étapes : acquisitions EOS-3D multi-énergie, acquisitions DXA-3D et expérimentation biomécanique. Les données de cette étude ne sont pas présentées dans cette thèse du fait des difficultés rencontrées lors des mises au point de l'une ou l'autre des étapes citées. Nous nous focaliserons donc sur les résultats obtenus sur deux autres échantillons de 12 et 13 spécimens.

2. Estimation par la DXA-3D de la résistance mécanique d'ESF testées en configuration d'appui monopodal

2.1. Introduction

Dans cette première partie, nous avons voulu évaluer l'intérêt d'associer des mesures densitométriques et des paramètres géométriques 3D afin d'estimer la résistance mécanique de spécimens testés mécaniquement en configuration d'appui monopodal.

2.2. Matériels et Méthodes

2.2.1. Spécimens

L'échantillon était composé de 14 fémurs proximaux cadavériques mis à disposition par l'équipe du Pr. Laredo. Ces spécimens conservés à -20°C provenaient de 13 femmes et 1 homme, âgés en moyenne de $87,7 \pm 9,3$ ans. Les pièces osseuses étaient décongelées avant chaque acquisition DXA-3D et avant chaque essai.

2.2.1.1. Protocole DXA-3D

Le protocole DXA-3D décrit dans le **Chapitre 3 :2.3.2** a été appliqué sur l'ensemble de l'échantillon. A partir de ces acquisitions, nous avons simultanément accès aux informations 3D et à la DMO, en différentes régions d'intérêt osseux (régions col fémoral, grand trochanter, triangle de Ward, intertrochanterienne et totale), fournie par le logiciel d'analyse clinique des systèmes DXA Hologic (**Figure 42**).

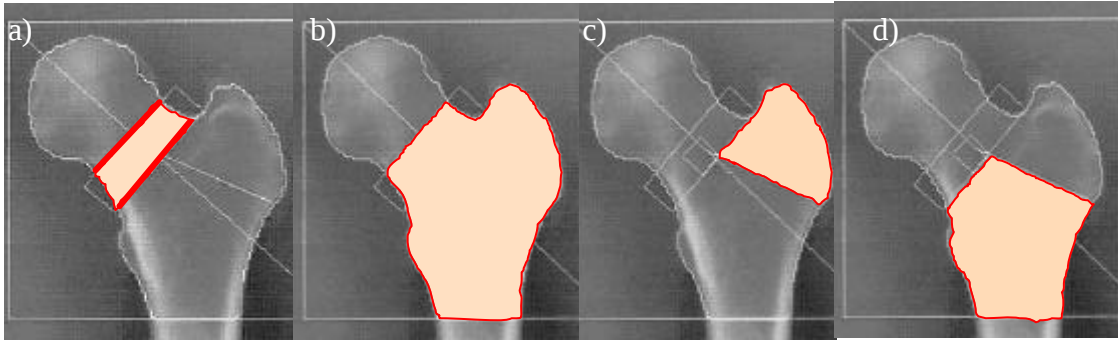


Figure 42 : Régions d'intérêt osseux définies semi automatiquement à partir du logiciel d'analyse DXA.

a) Région col fémoral, b) région totale, c) région grand trochanter, d) région intertrochanter

A partir des 2 vues orthogonales, le protocole de reconstruction 3D décrit dans le **Chapitre 3 :2.2.2** est appliqué de façon à obtenir un modèle et des paramètres géométriques 3D pour chaque spécimen. Pour rappel, ces paramètres sont : l'aire du col fémoral à mi-section (CSA, pour « Cross Section Area »), le diamètre de la tête fémorale (FHD, pour « Femoral Head Diameter »), l'angle cervico-diaphysaire (NSA, pour « Neck-Shaft Angle ») et la longueur de l'axe du col fémoral (FNAL, pour « Femoral Neck Axis Length »).

2.2.2. L'essai mécanique en appui monopodal

L'essai en appui monopodal utilisé dans l'étude est caractérisé par une orientation de la diaphyse de 25° par rapport à la direction verticale de la charge de compression. Cette configuration d'essai a montré, dans plusieurs études précédentes, sa capacité à produire des fractures subcapitales de type clinique (*Kaufer et coll., 1974 ; Smith et coll., 1992 ; Cody et coll., 1999*). Une vitesse de déplacement quasi-statique de 12,7 mm/min. est appliquée verticalement sur la tête fémorale à travers un moule en PMMA de manière à obtenir une distribution des efforts sur la surface de la tête durant le test. Le déplacement et la force maximale à rupture sont mesurés pour chaque spécimen testé. Ce dispositif expérimental illustré **Figure 43** a été conçu en collaboration avec deux élèves ingénieurs en Projet de Fin d'Etude au Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM (*Mosnier et Persohn, 2002*). Lors de

cet essai, nous n'avons pu récupérer les données pour 2 spécimens du fait d'un problème technique.

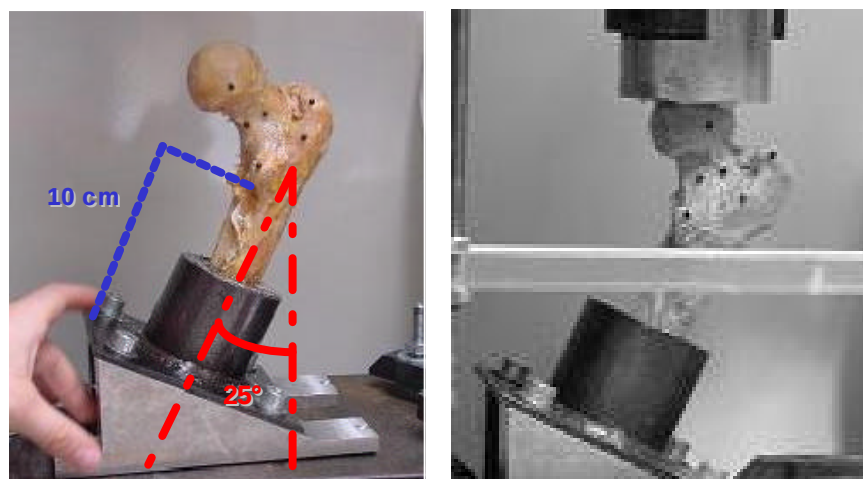


Figure 43 : Illustration de l'essai mécanique à rupture en configuration d'appui monopodal

2.2.3. Analyses statistiques

Dans un premier temps, nous avons calculé la matrice de corrélation des différents paramètres 3D obtenus de manière à estimer les dépendances entre ces variables. Dans un deuxième temps, nous avons appliqué le test de corrélation de Pearson entre chaque variable explicative (DMO, paramètres 3D et âge) et la variable à expliquer (Force à la rupture). Enfin, des analyses de régression linéaire multivariable ont été menées afin d'obtenir des modèles combinant linéairement des variables de type densitométriques et géométriques pour la prédiction de la limite à rupture. Des régressions linéaire multivariable pas à pas par sélection ascendante de variable ont été effectués pour plusieurs cas. Pour chacune de ces analyses, les variables intégrées dans le modèle, la significativité de leur contribution au modèle (p-value du test-t), le coefficient de détermination (R^2), le coefficient de détermination ajusté ($R^2_{\text{ajusté}}$) et la significativité du modèle global par rapport à un modèle constant (p-value) sont donnés. Il est à noter que le coefficient de détermination ajusté permet d'introduire une correction du R^2 par rapport au nombre de variable utilisée et à leur contribution significative dans le modèle.

2.3. Résultats

2.3.1. Essais mécaniques

L'ensemble des fractures produites par l'essai mécanique était de type subcapital comme l'exemple illustré **Figure 44**.

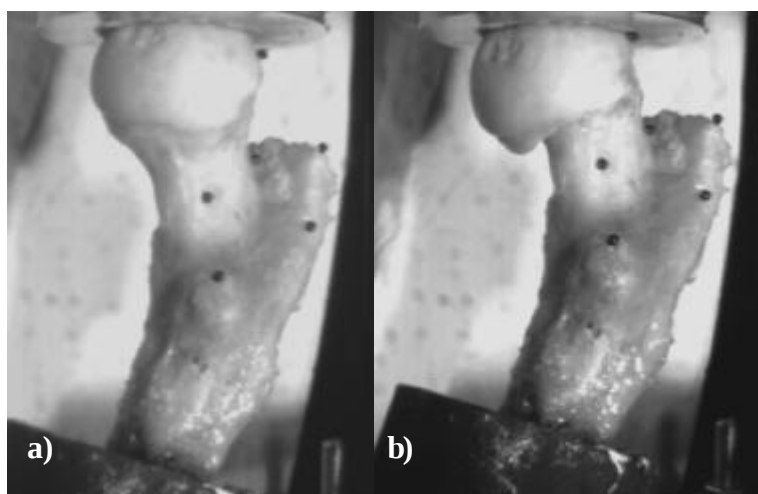


Figure 44 : Exemple de fractures subcapitales obtenues à partir de la configuration d'essai en appui monopodal

a) avant l'essai b) après la rupture

Les spécimens testés se sont fracturés en moyenne à une force de 5658 ± 1597 N. Les valeurs des DMO mesurées par DXA, des paramètres 3D calculés à partir des modèles reconstruits et des forces à la rupture obtenues lors de l'essai mécanique sont données **Tableau 19**.

N° de spécimens	Age année	DMO col fémoral g/cm ²	DMO région totale g/cm ²	DMO grand trochanter g/cm ²	FHD en mm	NSA en °	FNA L mm	CSA en mm ²	Force à rupture en N
PA435	103	0,392	0,539	0,38	44	121,0	89,3	550	3346,0
PA408	97	0,467	0,54	0,418	44,3	122,2	93,3	637	4706,0
PA398	84	0,406	0,531	0,396	40,9	115,7	84,7	642	5646,0
PA366	75	0,591	0,666	0,417	42,1	115,9	87,6	622	7351,0
PA356	87	0,546	0,69	0,459	42,3	116,4	91,8	700	8408,0
PA348	72	0,727	0,911	0,683	42,6	120,3	94,2	604	6109,0
PA321	91	0,314	0,448	0,321	42,6	122,2	87,8	616	4339,0
PA317	77	0,561	0,641	0,498	42,6	123,6	88,4	594	6338,0
PA280	88	0,473	0,553	0,393	38,4	122,2	83,0	516	7182,0
PA210	93	0,212	0,201	0,087	46,1	127,4	93,1	864	3121,0
PA162	95	0,493	0,635	0,535	43,2	115,1	86,9	680	6003,0
PA153	90	0,456	0,633	0,438	41,7	117,3	87,1	587	5348,0
Moyenne	87,7	0,470	0,582	0,419	42,6	119,9	88,9	634	5658
Ecart-type	9,3	0,134	0,167	0,139	1,9	3,8	3,5	88	1597
Min	72	0,212	0,201	0,087	38,4	115,1	83,0	516	3121
Max	103	0,727	0,911	0,683	46,1	127,4	93,3	864	8408

Tableau 19 : Tableau de données de l'étude DXA-3D versus essai en appui monopodal.

La matrice de corrélation des différents paramètres 3D calculés montre une dépendance linéaire assez forte entre les paramètres CSA, FNAL et FHD. On observe également une relation faible entre le NSA et CSA (**Tableau 20**).

	<i>FHD</i>	<i>CSA</i>	<i>NSA</i>	<i>FNAL</i>
<i>FHD</i>	1	0,675	-0,260	0,757
<i>CSA</i>	0,675	1	-0,585	0,492
<i>NSA</i>	-0,260	-0,585	1	0,255
<i>FNAL</i>	0,757	0,492	0,255	1

Tableau 20 : Matrice de corrélation entre des différents paramètres 3D calculés pour 12 spécimens

Le test Pearson, appliqué entre les différentes variables explicatives et la force à rupture, indique une relation linéaire significative de l'âge, de FHD, et des DMO des différentes régions d'intérêt osseux avec la limite à la rupture (**Tableau 21**).

<i>Paramètres</i>	<i>Coefficient de Pearson</i>	<i>P-value</i>	<i>R²</i>
<i>Age</i>	-0,596	0,02	0,35
<i>FHD</i>	-0,641	0,012	0,41
<i>CSA</i>	-0,137	0,335	0,02
<i>NSA</i>	0,03	0,466	0,0008
<i>FNAL</i>	-0,253	0,214	0,06
<i>DMO col</i>	0,704	0,0005	0,50
<i>DMO total</i>	0,638	0,0004	0,41
<i>DMO grand trochanter</i>	0,546	0,033	0,30

Tableau 21 : Résultats des différents tests de corrélation entre les variables explicatives et la force à la rupture enregistrée au cours de l'essai (n=12).

En gras, les variables pour lesquelles la relation est significative ($p < 0,05$)

Les résultats des analyses de régression linéaire multivariable pas à pas sont présentés (**Tableau 22**).

Paramètres initiaux	Paramètres conservés (p-value)	R ²	p-value	R ² ajusté
Cas1 : DMO + Paramètres 3D + Age	DMO col fémoral (p<0,0011) FHD (p<0,02) CSA (p<0,03)	0,84	<0,002	0,78
Cas 2 : Paramètres 3D + Age	FHD (p<0,02) Age (p=0,11)	0,56	<0,05	0,46

Tableau 22 : Tableau de résultats des différentes analyses de régression linéaire multivariable pas à pas (n=12).

Le seuil de la p-value du test-t pour une contribution significative de la variable dans le modèle de régression est $p < 0,05$

L'analyse pas à pas prenant en compte la DMO au col fémoral, le FHD et la CSA donne le meilleur modèle de prédiction de la limite à rupture des spécimens testés ($R^2 = 0,84$, R^2 ajusté = 0,78, $p < 0,002$) – **Figure 45**.

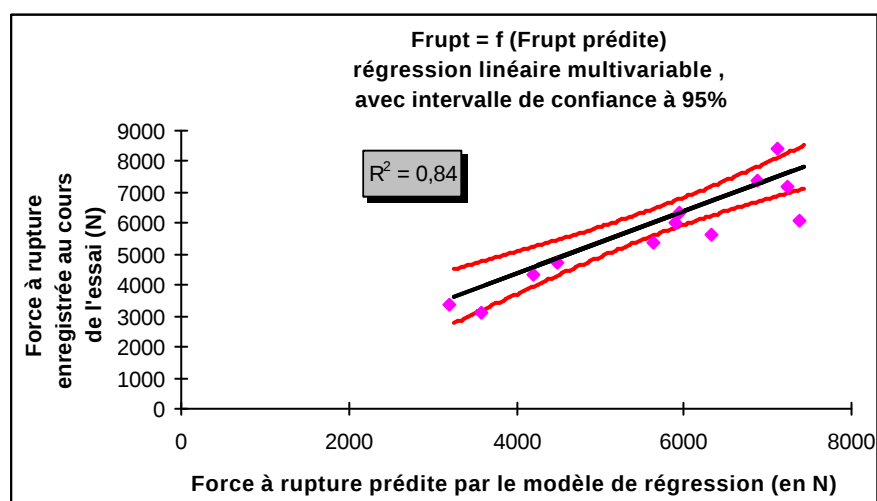


Figure 45 : Représentation graphique du modèle de régression linéaire multivariable pour le cas 1 (cf. Tableau 22).

2.4. Discussions et Conclusion

Tout comme les études biomécaniques précédentes, ayant utilisé un essai identique au nôtre (Kaufer et coll., 1974 ; Smith et coll., 1992 ; Lang et coll., 1997 ; Cody et coll., 1999), l'ensemble des fractures produites était situé dans la zone cervicale et de type clinique subcapitale (type B1 et B3 de la classification AO, Muller, 1980). Ceci atteste donc de la capacité de l'essai mis en place à produire de manière reproductible des fractures cliniques subcapitales.

Le test de corrélation, effectué entre la force à la rupture et la DMO au col fémoral mesurée par DXA, indique un coefficient de détermination ($r^2=0,50$) situé dans la zone basse de ceux précédemment publiés dans la littérature ($0,42 < r^2 < 0,72$) pour des études biomécaniques à peu près similaires, utilisant la DXA comme moyen de mesure de la DMO (Tableau 23). Pour les DMO mesurées dans la région totale ou grand trochanter, les coefficients de corrélation obtenus dans notre étude sont en dessous des valeurs précédemment publiées. Les DMO mesurées dans notre étude étaient en moyenne plus basse (Moyenne [DMO col fémoral] = $0,47 \text{ g/cm}^2$) comparées aux études auxquelles nous nous sommes référées (Moyenne [DMO col fémoral] $\sim 0,71 \text{ g/cm}^2$ (Beck et coll., 1990 ; Kukla et coll., 2002; Cody et coll., 1999 ; Lochmuller et coll., 1998). De même, les DMO de notre étude possèdent un écart-type plus faible (Ecart-type [DMO col fémoral] = $0,13 \text{ g/cm}^2$) par rapport à ces études ($0,17 < \text{Ecart-type [DMO col fémoral]} = 0,19 \text{ g/cm}^2$). Ces écarts peuvent être en partie à la source des différences avec notre étude sur les corrélations DMO/force à la rupture, puisque que pour des échantillons de faible taille, une distribution élargie des données favorise les tests de corrélation linéaires.

Système de mesure	Auteurs (année)	Nbre de Spécimens	Age	Frupt	R ² (DMO col fémoral vs. Frupt)	R ² (DMO grand trochanter vs. Frupt)	R ² (DMO totale vs. Frupt)
DXA (DMO mesurées en g/cm^2)	Beck et coll., 1990	22	moy. = 69,8 ans (34-90 ans)	1500-13000 N	0,62	0,55	-
	Cody et coll., 1999	25	42-93 ans	moy. = 9920 N	0,72	-	-
	Lochmuller et coll., 1998	58	moy. = 82 ans (57-100 ans)	933-7000 N	0,42	0,45	-
	Kukla et coll., 2002	20	moy. = 78 ans (48-92 ans)	moy. = 8430 N	0,52	0,66	0,62
QCT (DMO trabéculaire mesurées en g/cm^3)	Esses et coll., 1989	8	62-92 ans	200-9550 N	0,64	-	-
	Smith et coll., 1992	22	-	4937-16148 N	0,56	0,50	-
	Lang et coll., 1997	13	moy. = 73 ans 55-92 ans	3500-13000 N	0,59	0,79	0,77
	Bonnaire et coll., 2002	42	31-83 ans	4000-12000 N	0,26	NS.	-
Etude Actuelle		12	moy. = 87,7 ans 72-103 ans	moy. = 5658 N 3121-8408 N	0,50	0,3	NS.

Tableau 23 : Comparaison de notre étude avec les données bibliographique concernant coefficients de détermination (R^2) entre DMO et force à la rupture (Frupt). (NS. : Non Significatif).

Le diamètre de la tête fémorale (FHD) calculé à partir des modèles 3D, permet d'expliquer 41% de la variabilité des forces à la rupture observées. Ce résultat est en accord avec deux études biomécaniques en appui monopodal ayant évalué ce paramètre en 2D (Bonnaire et coll., 2002 ; Kukla et coll., 2002). Concernant le NSA, nous n'avons observé aucune relation linéaire significative entre ce paramètre et la force à rupture, tout comme les

deux études biomécaniques précédemment citées. Par contre, nous n'avons pas retrouvé, comme dans l'étude de Kukla et coll., une corrélation significative entre la longueur de l'axe du col fémoral (FNAL) et la force à la rupture. Cependant nous sommes sur ce point en adéquation avec les conclusions de l'étude de Bonnaire et coll.

Support de mesure	Auteurs (année)	Nbre de spécimens	Age	R ² FHD	R ² FNAL	R ² NSA	R ² CSA
Radiographies (2D)	<i>Kukla et coll., 2002</i>	20	moy. = 78 ans (48-92 ans)	0,51	0,40	NS.	-
	<i>Bonnaire et coll., 2002</i>	42	31-83 ans	0,28	NS.	NS.	-
Etude Actuelle (3D)		12	moy. = 87,7 ans 72-103 ans	0,41	NS.	NS.	NS.

Tableau 24 : Comparaison de notre étude avec les données bibliographiques concernant les coefficients de détermination (R²) entre paramètres géométriques et force à la rupture (Frupt). (NS. : Non Significatif)

Les résultats des analyses de régression linéaire multivariable ont permis de démontrer l'intérêt d'associer paramètres densitométriques et paramètres géométriques. En effet, si la DMO du col permet, à elle seule, d'expliquer 50% de la variabilité des forces à la rupture enregistrées au cours d'expérimentations biomécaniques, la combinaison linéaire de cette variable avec la FHD et la CSA permet d'augmenter cette valeur à 78%, la contribution de chacun de ces paramètres étant significative dans le modèle de régression linéaire multivariable. Les précédentes études ayant réalisé des analyses statistiques similaires (*Lang et coll., 1997 ; Cody et coll., 1999 ; Kukla et coll., 2002*) ont également conclu à l'intérêt d'associer ces deux types variables (**Tableau 25**), puisque pour toutes ces études l'apport de l'association linéaire de variables géométriques et densitométriques dans un modèle de régression ont permis d'augmenter de manière significative les coefficients de détermination des modèles.

Méthode de régression	Auteurs (année)	Nbre de spécimens	R ² (test Pearson)	Régression linéaire multivariable		
				Variables du modèle (p-value associée)	R ²	R ² ajusté
<u>Régression multivariable</u>	Lang et coll., 1997	13	0,59 (DMO col)	DMO col (0,0001), FNAL (0,02), CSA (0,0001)	0,93	-
			0,79 (DMO grd. troch.)	DMO grd. Troch. (0,0001) FNAL (0,01), CSA (0,003)	0,89	
			0,77 (DMO totale)	DMO totale (0,0001), FNAL (0,05), CSA (0,001)	0,92	-
	Cody et coll., 1999	24	-	DMO col (-), NW (-)	0,66	-
	Kukla et coll., 2002	20	0,66 (DMO grd. troch.)	DMO grd troch (0,0004), FHD (0,004), Age (0,023)	-	0,80
				DMO grd troch (0,0004), FHD (0,011), Age (0,0226)	-	0,74
Etude Actuelle		12	0,50 (DMO col)	DMO col (0,001), FHD (0,02), CSA (0,03)	0,84	0,78

Tableau 25 : Coefficients de détermination (R²) et coefficients de détermination ajustés provenant d'études d'analyse de régression linéaire multivariable prenant en compte des variables densitométriques et géométriques 3D pour estimer la force à la rupture. (NS. : Non Significatif)

Parmi ces études, celle de *Lang et coll., 1997* est la plus similaire à la notre puisque l'essai mécanique utilisé est sensiblement le même, tant au niveau de la configuration géométrique employée (20° d'adduction contre 25° dans notre cas), qu'au niveau de la vitesse de chargement utilisé (30mm/min. contre 12,7mm/min dans notre cas). Tout d'abord, nos deux études intègrent la même mesure de DMO (DMO col fémoral) dans le modèle multivariable, et les variables géométriques incluses sont pratiquement les même si l'on considère que le FHD et le FNAL sont assez fortement corrélés. Ainsi, lorsque *Lang et coll., 1997* passent d'un modèle linéaire à une variable (DMO col fémoral), permettant d'expliquer 59% de la variabilité à la rupture des spécimens testés, à un modèle associant DMO du col fémoral, FNAL et CSA ; la détermination de la variabilité de la force à la rupture est augmentée de 34%. Dans notre étude une relation plus faible existait entre la force à la rupture et les mesures DMO ($r^2 = 0,50$). L'introduction des variables géométriques issues des reconstructions 3D a permis d'augmenter de 28% la capacité à expliquer la variabilité des forces à rupture obtenues.

Pour *Kukla et coll., 2002*, l'association de la DMO du grand trochanter, du diamètre de la tête fémoral et de l'âge, permet d'augmenter de manière significative (14%)

l'explication de la variabilité de la résistance à rupture des ESF testées. L'augmentation plus faible de cette valeur est due, d'une part à une corrélation initiale plus forte de la variable DMO, laissant peut être moins d'influence aux paramètres géométriques.

Cette première étude associant mesures densitométriques et paramètres géométriques 3D à partir d'acquisition DXA-3D a été réalisée sur un échantillon de faible taille, et d'autres expérimentations sont nécessaires de manière à conclure sur la robustesse d'une telle approche.

3. Estimation par la 3D Multi-Energie de la résistance mécanique d'ESF testées en configuration de chute sur le côté

3.1. Introduction

Dans cette partie, nous essaierons de démontrer l'intérêt d'associer des mesures densitométriques et des paramètres géométriques 3D afin d'estimer la résistance mécanique de spécimens de fémurs proximaux, testés en configuration de chute sur le côté. En effet, 90% des cas de fracture de l'ESF sont associés à une chute, il est donc important d'évaluer les facteurs permettant d'évaluer au mieux la résistance mécanique de l'ESF lors d'un essai simulant de la manière la plus physiologique une telle sollicitation.

3.2. Matériels et Méthodes

3.2.1. Spécimens

17 spécimens de fémurs proximaux cadavériques (conservation à -20°C), provenant de 15 femmes et 3 hommes, âgés en moyenne de $80,5 \pm 12,9$ ans, ont été pris en compte pour cette étude. Cet échantillon était le même que celui utilisé dans le **Chapitre 6 :3** dans l'évaluation du protocole biénergie EOS™.

3.2.2. Acquisition 3D multi-énergie

Les spécimens sont acquis en DXA-3D permettant ainsi de récupérer, tout d'abord les valeurs de DMO dans les régions localisées par le logiciel d'analyse Hologic (**Figure 42**), puis les valeurs de la série de paramètres 3D (FNAL, CSA, NSA, FHD) définis précédemment.

Ensuite, tous les spécimens sont acquis sur le système EOS™ bi-plan avec le protocole biénergie. Les mêmes paramètres 3D que ci-dessus sont calculés et les valeurs de DMO sont mesurées pour les régions d'intérêt osseux « col fémoral », « grand trochanter », « intertrochanter » et « totale », précédemment définie (**Chapitre 7 :2.2.1.1**).

Pour les deux protocoles (DXA-3D et biénergie EOS™), les spécimens sont acquis en position antéropostérieure, plongés dans une épaisseur d'eau de 14 cm, afin de simuler les tissus mous.

3.2.3. L'essai mécanique à rupture en configuration de chute sur le côté

L'essai en configuration de chute sur le côté, utilisé dans l'étude, est caractérisé par une orientation de la diaphyse de 10° par rapport à l'horizontale, et une rotation interne de 15° par rapport à la direction verticale de la force de compression. Cette configuration d'essai a montré, dans plusieurs études précédentes, sa capacité à produire *in vitro* des fractures observées en clinique (*Backman, 1957 ; Courtney et coll., 1994 ; Cheng et coll., 1997 ; Lochmuller et coll., 2002*). Une vitesse de déplacement quasi-statique de 12,7 mm/min. est appliquée verticalement sur la tête fémorale à travers un moule en PMMA, permettant ainsi une distribution des efforts sur la surface de la tête durant le test. De plus, le grand trochanter est posé sur une gomme souple de façon à répartir les contraintes et à éviter un écrasement sur un point trop localisé de l'appui. Le système de support du grand trochanter est relié à une glissière de façon à éliminer les efforts horizontaux induits par la compression verticale. La diaphyse est encastrée dans un support permettant une translation selon l'axe de la glissière précédente et une rotation selon un axe perpendiculaire (**Figure 46**).

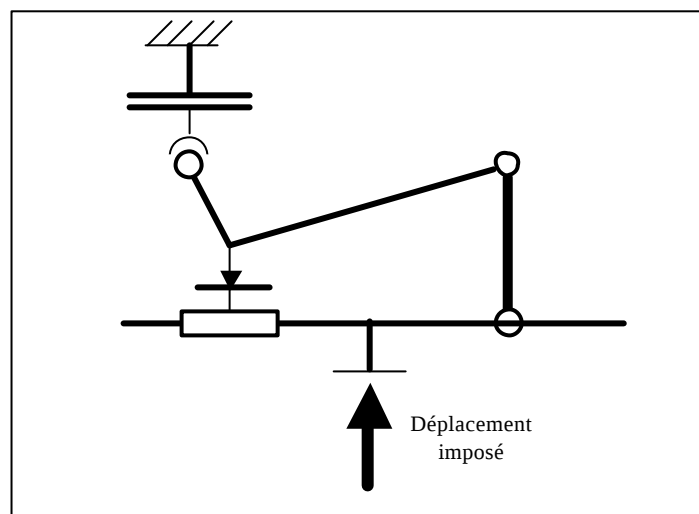


Figure 46 : Schéma cinématique de l'essai mécanique simulant un type de chute sur le côté

Le déplacement et la force maximale à rupture sont mesurés pour chaque spécimen testé. Ce dispositif expérimental illustré **Figure 47** a été réalisé en collaboration avec deux élèves ingénieurs en Projet de Fin d'Etude au Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM (*Bouygues et Lim, 2003*).



Figure 47 : Configuration de l'essai mécanique mis en place pour provoquer des fractures cliniques après une chute sur le côté.

3.2.4. Analyse statistique

Dans un premier temps, nous calculons la matrice de corrélation des différents paramètres 3D obtenus. Dans un deuxième temps, nous appliquons les tests de corrélation de Pearson et Spearman entre chaque variable explicative (DMO, paramètres 3D et âge) et la variable à expliquer (Force à la rupture). Une série d'analyse de régression linéaire multivariable pas à pas est réalisée pour plusieurs cas : en prenant toutes les variables disponibles, puis seulement les variables géométriques et l'âge et enfin uniquement les paramètres géométriques.

Du fait de la mesure de DMO EOS biénergie en d'autres régions d'intérêt que le col fémoral, pour chaque variable densitométrique le test de Student ainsi que le test de Pearson sont appliqués afin de voir les différences significatives et les corrélations entre les données obtenues soit par DXA, soit par EOS. De même, nous avons réalisés ces tests sur les paramètres géométriques selon que le modèle 3D était obtenu par EOS ou DXA-3D.

3.3. Résultats

Les fractures diagnostiquées après l'essai sont toutes de type transcervical, intertrochanterienne ou basicervical. Pour 4 des spécimens, les données issues de l'essai mécanique sont manquantes du fait de problèmes d'acquisition rencontrés au cours de l'essai. L'ensemble des données DMO, 3D et mécaniques ne sont donc disponibles que pour 13 des spécimens étudiés. La résistance à la rupture moyenne pour les spécimens testés était de 1946 ± 842 N.

Les **Tableau 26** et **Tableau 27** regroupent les différentes données mesurés lors des études DXA 3D et EOS 3D biénergie.

spécimens	DMO DXA				Paramètres 3D DXA				Age	Fr (N)
	col fémoral	Grand Troch	Intertroch	Total	FHD	CSA	NSA	FNAL		
PA0105	0,534	0,503	0,715	0,621	45,7	814,9	123,6	93,4	73	1828
PA02011a	0,462	0,471	0,717	0,604	40,1	572,7	127,1	94	83	1411
PA051b	0,6	0,511	0,782	0,677	41,8	595,8	129,0	88,1	96	1858,0
PA0681a	0,644	0,554	0,857	0,738	47,9	814,7	132,2	102,1	68	3144,5
PA043a	0,459	0,365	0,704	0,552	46,2	899,9	124,3	99,2	91	1633,0
PA02014b	0,559	0,56	0,787	0,681	45,6	691,1	124,3	95,6	86	2438,0
PA02013a	0,513	0,426	0,721	0,588	43,1	568,4	123,8	96,3	91	1145,0
PA01131	0,744	0,635	1,005	0,851	46,8	695	123,6	98,3	54	3305
PA104b	0,628	0,481	0,854	0,678	41,8	633	119,7	88,7	79	1959,0
PA042a	0,362	0,412	0,503	0,46	38,6	484,2	133,3	84,5	77	905,6
PA011b	0,57	0,675	0,959	0,825	44,6	666,4	131,7	96,7	74	3163,9
PA0765a	0,286	0,276	0,53	0,417	41	611,1	128,4	90,2	86	802,0
PA02012b	0,481	0,547	0,649	0,6	45,56	658,4	129,8	99,0	101	1701,0
moyenne	0,526	0,494	0,753	0,638	43,7	669,6	127,0	94,3	81,5	1946
écart type	0,121	0,108	0,147	0,125	2,8	115,7	4,1	5,1	12,6	842
min	0,286	0,276	0,503	0,417	38,6	484,	119,7	84,5	54	802
max	0,744	0,675	1,005	0,851	47,9	900,0	133,3	102,13	101	3305

Tableau 26 : Tableau de données regroupant les paramètres 3D calculés à partir des modèles 3D, les DMO mesurées par DXA, l'âge des spécimens et la force à rupture enregistrée au cours de l'essai.

Spécimens	DMO EOS				Paramètres 3D EOS			
	totale	col fémoral	grd troch	intertroch	FHD	NSA	CSA	FNAL
PA0105	0,599	0,497	0,493	0,706	44,9	124,3	758,2	92,1
PA02011a	0,617	0,463	0,514	0,695	40,0	126,6	545,2	93,1
PA051b	0,587	0,514	0,481	0,674	41,0	128,7	570,4	87,8
PA0681a	0,707	0,609	0,562	0,816	47,2	131,1	803,6	101,3
PA043a	0,558	0,480	0,387	0,659	45,8	123,2	855,0	96,4
PA02014b	0,642	0,570	0,543	0,728	43,9	122,5	687,2	94,0
PA02013a	0,602	0,508	0,464	0,711	42,8	124,5	556,2	93,
PA01131	0,801	0,706	0,610	0,923	45,4	122,5	674,5	97,4
PA104b	0,640	0,547	0,444	0,771	40,2	121,2	637,4	87,7
PA042a	0,554	0,479	0,523	0,597	38,2	131,9	485,0	82,1
PA011b	0,784	0,628	0,671	0,893	43,6	129,7	658,0	96,2
PA0765a	0,425	0,341	0,303	0,495	40,4	126,8	569,1	89,2
PA02012b	0,596	0,467	0,541	0,646	44,4	131,2	665,9	98,5
moyenne	0,62	0,52	0,50	0,72	42,9	126,5	651,2	93,0
SD	0,10	0,09	0,09	0,12	2,7	3,7	107,8	5,2
min	0,43	0,34	0,30	0,49	38,2	121,2	485,0	82,1
max	0,80	0,71	0,67	0,92	47,2	131,9	855,0	101,3

Tableau 27 : Tableau de données regroupant les paramètres 3D calculés à partir des modèles 3D, les DMO mesurées par biénergie EOS, l'âge des spécimens et la force à rupture enregistrée au cours de l'essai.

Les tests de Student réalisés pour comparer les données DMO obtenues par EOS et DXA ont montré une différence significative uniquement pour la DMO mesurée dans la région intertrochanter ($p=0,01$). Dans ce cas, le test de Pearson a montré un coefficient de détermination de 0,61. Pour les autres régions d'intérêt osseux, les coefficients de détermination étaient compris entre 0,80 et 0,91.

Les comparaisons entre paramètres géométriques DXA et EOS indiquent une surestimation de la mesure DXA pour le FHD, FNAL et CSA ($1,8\pm 1,1$ %, $1,3\pm 0,9$ % et $2,6\pm 2,8$ % respectivement). Les tableaux de comparaison entre données densitométriques, géométriques DXA et EOS sont affichés dans l'ANNEXE III.

La matrice de corrélation des différents paramètres 3D, obtenus à partir de DXA 3D ou de EOS 3D, montre des dépendances fortes entre le diamètre de la tête fémorale (FHD), la longueur de l'axe du col fémoral (FNAL) et l'aire de la section à mi-col (CSA) (**Tableau 28 et Tableau 29**). L'angle cervico-diaphysaire n'est par contre corrélé avec aucun de ces paramètres géométriques.

	FHD	CSA	NSA	FNAL
FHD	1	0,825	-0,150	0,857
CSA	0,826	1	-0,239	0,666
NSA	-0,150	-0,239	1	-0,026
FNAL	0,857	0,666	-0,026	1

Tableau 28 : Matrice de corrélation entre les différents paramètres 3D calculés à partir des modèles DXA-3D.

En gras, les coefficients de corrélation significatif ($p < 0,05$) ($n=13$)

	FHD	CSA	NSA	FNAL
FHD	1	0,875	-0,117	0,883
CSA	0,875	1	-0,246	0,688
NSA	-0,117	-0,246	1	-0,004
FNAL	0,883	0,688	-0,004	1

Tableau 29 : Matrice de corrélation entre les différents paramètres 3D calculés à partir des modèles EOS-3D.

En gras, les coefficients de corrélation significatif ($p < 0,05$) ($n=13$)

Les DMO mesurées par DXA et EOS biénergie, sur les différentes régions d'intérêt osseux, sont toutes fortement corrélées de manière positive avec la force maximale à rupture ($0,55 < r^2 < 0,88$ – **Tableau 30**). Cependant, des disparités existent entre les valeurs mesurées par les deux modes d'acquisition de la DMO (Chapitre 6 :). Ceci explique les différences trouvées entre les corrélations DMO EOS vs. Force à la rupture et DMO DXA vs. Force à la rupture. La plus forte corrélation observée avec la force à la rupture a été obtenue pour la DMO de la région totale mesurée par DXA (**Figure 48**).

L'âge était également corrélé de manière négative avec la force à la rupture ($r = -0,636$, $p = 0,007$).

Paramètres	Coefficient de corrélation de Pearson		p-value		R ²	
	DXA 3D	EOS 3D biénergie	DXA 3D	EOS 3D biénergie	DXA 3D	EOS 3D biénergie
<i>Age</i>	- 0,608		0,014		0,37	
<i>FNAL</i>	0,573	0,637	0,02	0,01	0,33	0,41
<i>CSA</i>	0,451	0,520	0,06	0,03	0,20	0,27
<i>NSA</i>	0,020	-0,067	0,475	0,413	0,00	0,00
<i>FHD</i>	0,717	0,651	0,003	0,008	0,51	0,42
<i>DMO col fémoral</i>	0,837	0,905	<0,001		0,70	0,82
<i>DMO région totale</i>	0,939	0,904	<0,001		0,88	0,82
<i>DMO intertrochanter</i>	0,901	0,902	<0,001		0,81	0,81
<i>DMO grand trochanter</i>	0,863	0,741	0,002		0,75	0,55

Tableau 30 : Tableau présentant les coefficients de corrélation de Pearson entre les différents paramètres obtenus soit par DXA-3D ou EOS biénergie 3D, et la force à la rupture.

En gras, les coefficients de détermination avec « p-value » significatives ($p < 0,05$) ; ($n = 13$)

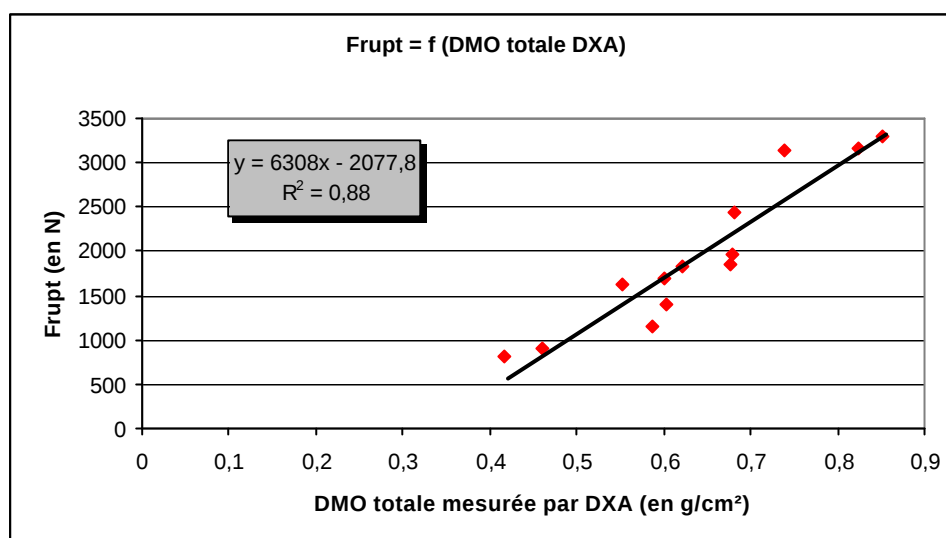


Figure 48 : Représentation graphique de la relation entre Force à la rupture (Frupt) et DMO mesurée par DXA pour la région d'intérêt osseux « totale » ($n=13$).

Parmi les paramètres géométriques 3D, obtenus à partir des modèles 3D DXA ou EOS, le FHD et le FNAL étaient corrélés significativement avec la limite à la rupture.

Pour la CSA, la relation avec la force à la rupture était significative, lorsque le paramètre était obtenu à partir des reconstructions EOS, et à la limite du seuil de significativité quand celui-ci était calculé à partir des modèles 3D DXA.

Par contre, l'angle cervico-diaphysaire, qu'il soit mesuré à partir des modèles 3D DXA ou EOS, ne possédait pas de relation significative avec la résistance mécanique des spécimens (**Tableau 30**).

Nous avons ensuite appliqué des analyses de régression linéaire multivariée pas à pas pour 5 cas différents. Pour chaque variable, son inclusion dans le modèle était dépendante d'un test t sur sa contribution significative ($p < 0,05$). Les résultats de ces analyses sont présentés dans le **Tableau 31**.

Une première série d'analyses de régression multivariable pas à pas a été réalisée. Dans chaque cas, les variables sélectionnées comprenaient une mesure DMO, choisie parmi les différentes régions d'intérêt, ainsi que les paramètres 3D et l'âge. Pour chaque cas, un des 3 paramètres géométriques, corrélés entre eux (FHD, FNAL et CSA), était retenu par l'algorithme de sélection de variable pour s'associer avec la variable DMO retenue. Dans deux des modèles prenant en compte les données DXA, l'angle cervico-diaphysaire intervenait également de manière significative (cas 2 et 4) alors que ce paramètre n'avait de pas contribution significative pour le modèle correspondant défini à partir des données EOS 3D biénergie.

Paramètres initiaux	Paramètres conservés (p-value)		R ²		R ² ajusté	
	DXA 3D	EOS 3D biénergie	DXA 3D	EOS 3D biénergie	DXA 3D	EOS 3D biénergie
Cas 1 : DMO totale + Paramètres 3D + Age	DMO totale (<0,0001)	DMO totale (<0,0001) CSA (0,02)	0,88	0,89	0,87	0,87
Cas 2 : DMO col fémoral + Paramètres 3D + Age	DMO col (0,0001) FHD (0,06) NSA (0,04)	DMO col (<0,002) FNAL (0,03)	0,86	0,89	0,82	0,86
Cas 3 : DMO grand trochanter + Paramètres 3D + Age	DMO grd troch (0,001) CSA (0,02)	DMO grd troch (0,006) CSA (0,01)	0,86	0,77	0,83	0,72
Cas 4 : DMO intertrochanter + Paramètres 3D + Age	DMO intertroch (<0,0001) FHD (0,009) NSA (0,006)	DMO intertroch (<0,0001) FHD (0,07)	0,95	0,87	0,93	0,84
Cas 5 : Paramètres 3D + Age	FHD (0,002) Age (0,03)	FHD (0,007) Age (0,04)	0,70	0,63	0,63	0,56
Cas 6 : Paramètres 3D	FHD (0,003)	FHD (0,008)	0,51	0,42	-	-

Tableau 31 : Résultats des différentes analyses de régression multivariable pas à pas (n=13).

Les meilleurs modèles de régression multivariable pas à pas obtenus à partir des données des deux systèmes d'imagerie sont illustrés **Figure 49** et **Figure 50**.

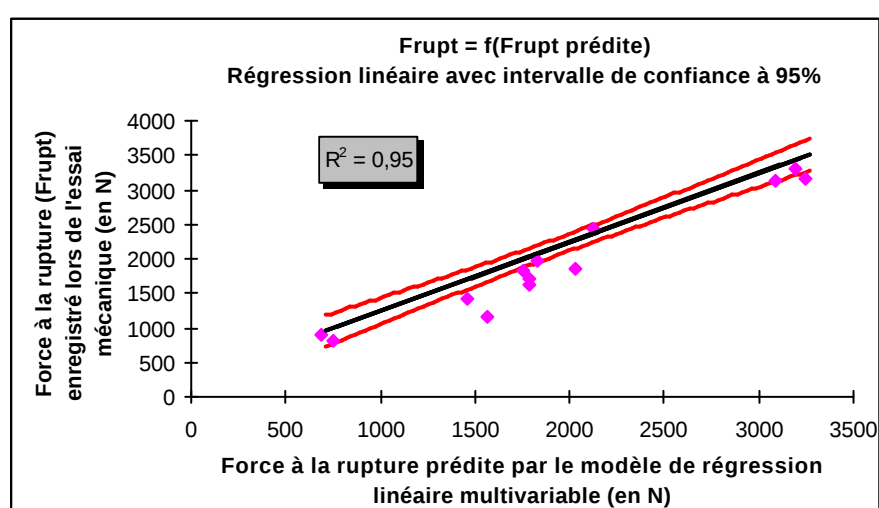


Figure 49 : Graphique du modèle de régression multivariable prenant en compte la DMO DXA intertrochanter, le FHD et le NSA (cas 4) (Tableau 31).

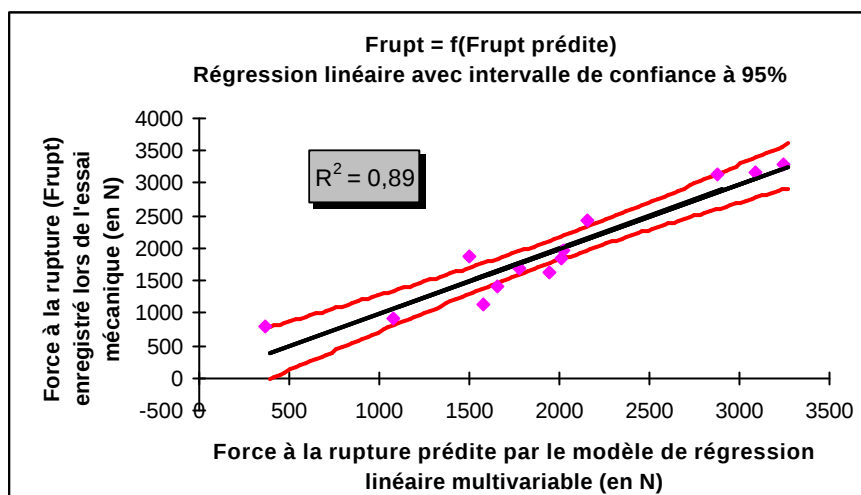


Figure 50 : Graphique du modèle de régression multivariable prenant en compte la DMO totale EOS biénergie, et le FNAL (cas 1) (Tableau 31).

Dans une deuxième série de régressions multivariable pas à pas (cas 5 et 6), les mesures DMO ont été laissées de côté pour ne prendre en compte que les paramètres géométriques et l'âge. Pour le cas 5, les paramètres conservés par la méthode pas à pas étaient FHD et l'âge avec un modèle de régression linéaire affichant un coefficient de détermination de compris entre 0,70 et 0,63 selon le système d'imagerie utilisé pour l'acquisition des données. Dans le dernier cas (cas 6), nous n'avons inséré dans l'analyse que les paramètres géométriques 3D. Seul le diamètre de la tête fémorale était alors retenu dans le modèle, aboutissant ainsi au résultat des corrélations monovariées. Les résultats étaient cohérents pour les deux systèmes d'imagerie permettant d'obtenir ces paramètres 3D.

3.4. Discussions et Conclusion

Sur l'ensemble des fractures obtenues, la majorité était de type pertrochanterienne ce qui est en accord avec plusieurs études ayant utilisé exactement la même configuration d'essai (Courtney et coll., 1994 ; Pinilla et coll., 1996 ; Cheng et coll., 1997).

Les écarts trouvés entre paramètres géométriques DXA et EOS sont *a priori* dus à la différence de résolution spatiale entre les deux systèmes d'acquisition. En effet, les radiographies EOS possèdent des pixels de 254x254 µm, alors que les images DXA ont des pixels de 1x1 mm. L'identification des contours sur les images DXA était donc moins précise que celle faite sur les radiographies EOS. D'après les surestimations trouvées sur les paramètres géométriques provenant des modèles 3D DXA, il semble donc que nous ayons défini, de manière quasi systématique, des contours engendrant des zones plus larges sur les

images DXA. Ces écarts sont à l'origine des différences entre les résultats des corrélations des méthodes DXA et EOS.

Les DMO mesurées en différentes régions d'intérêt osseux sont fortement corrélées à la force à la rupture quelque soit le système d'imagerie utilisé ($0,73 < R < 0,83$), ce qui est en adéquation avec les précédentes études ayant regardé ce type de relation ($0,63 < R^2 < 0,92$) (Dalen et coll., 1976 ; Courtney et coll., 1995 ; Pinilla et coll., 1996 ; Cheng et coll., 1997).

Auteurs (année)	Méthode de régression	Nombre de spécimens	R ² monovariante (test Pearson)	Régression linéaire multivariante			
				Variables du modèle (p-value associée)	R ²	p-value	R ² ajusté
Lang et coll., 1997	<u>Régression multivariante</u>	N = 13	0,56 (DMO col)	DMO col (0,0009), CSA (0,03)	0,77	-	-
			0,87 (DMO grd. troch.)	DMO grd. Troch. (0,0001) CSA (0,17)	0,89	-	-
			0,81 (DMO totale)	DMO totale (0,0001), CSA (0,10)	0,88	-	-
Lotz et Hayes, 1990	<u>Paramètre composite</u>	N=12	0,87 (DMO grd. troch.)	DMO grd. Troch x CSA	0,93	-	-

Tableau 32 : Tableau bibliographique des analyses de régression multivariante des études biomécaniques en configuration de chute sur le côté.

Peu d'études biomécaniques, ayant utilisé la configuration d'essai en chute sur le côté, ont choisi d'analyser leurs données par régression linéaire multivariante (**Tableau 32**). Seule l'étude de Lang et coll., 1997 estime la limite à la rupture des spécimens testés à partir d'un modèle de régression associant de manière linéaire les mesures issues d'acquisitions QCT. Les paramètres géométriques d'entrée de leur modèle étaient le FNAL et le CSA. Dans toutes les régressions effectuées au cours de leur étude, le FNAL ne contribuait pas à l'amélioration du modèle, et la CSA ne contribuait à la détermination de la variabilité à la rupture des spécimens testés, de manière significative, que lorsqu'elle était associée à la DMO du col fémoral. Dans ce cas, le coefficient de détermination était de 0,77, mais cette valeur restait en dessous du coefficient de détermination issu d'une corrélation monovariante de la DMO du grand trochanter avec la force à la rupture.

Lotz et Hayes, 1990 n'effectuent pas d'analyse de régression multivariante mais constituent des paramètres composites pour évaluer les limites à la rupture enregistrées lors

de leurs essais. Ces paramètres composites sont composés de données issues d'acquisitions QCT. L'association expliquant le mieux la variabilité des limites à la rupture de leur étude, multiplication de la DMO (g/cm^3) d'une section définie dans la région intertrochanterienne par l'aire de cette section, indique un $R^2 = 0,93$.

Les différentes régressions multivariées effectuées au cours de notre étude indiquent une augmentation des coefficients de détermination lorsque des paramètres densitométriques sont associés à des paramètres géométriques 3D ($0,75 < R^2 < 0,95$).

Le fait de délaisser les paramètres densitométriques pour ne prendre que l'âge et les paramètres géométriques (cas 5) diminue la capacité du modèle à déterminer la variabilité à la rupture des spécimens testés ($R^2 = 0,70$ et $0,63$ pour la DXA 3D et EOS 3D respectivement).

Enfin, la prise en compte des paramètres 3D seul dans un modèle de régression multivariée linéaire (cas 6), diminue de manière significative le coefficient de détermination, puisque seule le FHD est inclus dans le modèle.

Plusieurs analyses cliniques se sont également intéressées à l'intérêt d'associer paramètres géométriques et mesures DMO. Ainsi, des analyses de régressions logistiques sur la DMO, ajustée de paramètres géométriques 2D, ont conclu à un apport significatif de l'augmentation du risque relatif de fracture, comparé à la prise en compte de facteurs densitométriques seuls (*Peacock et coll., 1995 ; Gnudi et coll., 1999*). Les aires des courbes sensibilité-spécificité (courbe ROC), se sont également trouvées améliorées pour toutes les études ayant pris en compte des facteurs géométriques en plus des facteurs densitométriques, indiquant que l'apport d'informations liées aux paramètres géométriques était précieux pour la prédiction du risque de fracture de l'extrémité supérieure du fémur (*Gluier et coll., 1994 ; Peacock et coll., 1995 ; Gomez et coll., 2000*).

Nos résultats sont donc en adéquation avec les conclusions de ces études cliniques ayant associé paramètres géométriques 2D, et mesures DMO DXA, même si pour plusieurs de ces études le mode de fracture de l'ESF n'était pas renseigné.

Contrairement à ces études cliniques qui ont réalisé les mesures de paramètres géométriques sur des supports 2D, avec un certain nombre de disparités dans les protocoles d'acquisition, notre approche considère des paramètres géométriques tridimensionnels. Ceci nous évite ainsi les biais de mesure liés à la projection 2D et nous affranchit des problèmes de positionnement du patient avant la réalisation de la mesure.

Néanmoins, il faut souligner les différences obtenues dans les modèles de régression multivariable définis à partir des systèmes d'acquisition EOS ou DXA (**Tableau 31**). En effet, selon que le système d'acquisition soit la DXA ou EOS, les variables intégrés dans le modèles de régression multivariable ne sont pas les même pour les cas 1, 2 et 3.

Ces différences s'expliquent, d'une part, par les écarts de mesures entre les deux systèmes d'acquisition pour les différents paramètres géométriques et densitométriques (**ANNEXE III**), et d'autre part, par les conséquences d'un échantillon de faible taille.

En effet, dans le cas d'étude sur des échantillons de faible taille, l'incertitude associée à la mesure de paramètres explicatifs peut être source d'écart relativement faible (environ 1 à 2% selon le paramètre), mais suffisamment conséquent pour modifier la pente de la régression linéaire, et donc, du coefficient de détermination associé. Ainsi, dans l'étude en configuration de chute sur le côté, le coefficient de détermination, R^2 , entre force à la rupture et le diamètre de la tête fémorale (FHD) varie de 0,42 à 0,51, selon que la mesure soit faite à partir de modèles 3D DXA ou EOS, alors même que l'écart moyen (écart-type) entre le FHD mesuré à partir de la DXA 3D ou de EOS est de $0,8 \pm 0,5$ mm seulement.

L'utilisation des régressions multivariées pour estimer la limite à la rupture est encore plus sensible à cet écueil puisque l'on intègre dans les modèles les incertitudes de mesure associées à chaque variable explicative. La poursuite de ces études est donc nécessaire afin de pouvoir avoir accès aux données 3D et densitométriques sur un échantillon de taille suffisamment importante pour pouvoir appliquer de manière robuste ces outils statistiques. Ceci nous permettra de conclure plus pertinemment sur les capacités d'une méthode 3D multi-énergie à estimer la résistance mécanique de l'ESF.

Cependant, il apparaît au vu des résultats de corrélations monovariée et multivariable que des paramètres géométriques tels que le FHD, CSA, FNAL (paramètres corrélés entre eux), contribue à estimer la résistance mécanique des spécimens. L'étude actuelle, réaliser sur un échantillon de faible taille, ne permet pas de conclure définitivement sur la contribution prépondérante de l'un ou l'autre des paramètres géométriques dans la prédiction de la résistance mécanique à la rupture.

4. Conclusion

Nous avons mis au point les méthodes d'acquisitions et le protocole expérimental permettant d'évaluer la résistance à la rupture de fémurs proximaux selon deux configurations biomécaniques responsable de la fracture de l'extrémité supérieure du fémur.

Pour ces deux études les résultats sont prometteurs puisque l'association de paramètres géométriques 3D avec des mesures DMO permet d'augmenter la prédiction de la limite à la rupture de spécimens testés dans des configurations physiologiques.

Néanmoins, les résultats présentés sur la prédiction du risque fracturaire dans ces deux configurations sont à prendre avec prudence puisque les échantillons utilisés étaient de faibles tailles ($n=12$ et 13 pour les essais en configuration d'appui monopodal et de chute sur le côté).

En parallèle, l'utilisation d'une telle méthode en évaluation clinique devrait être assez rapidement possible puisque certains systèmes DXA possèdent des « C-arm » rotatifs permettant de réaliser des acquisitions en face et en profil. La calibration de l'environnement radiographique de tels systèmes devrait donc permettre d'obtenir des données *in vivo*, et de pouvoir ainsi passer à des études prospectives dans le but d'évaluer les potentialités de cette méthode sur la prédiction du risque fracturaire.

Enfin, il est à noter que nous n'avons pas encore exploité l'ensemble des potentialités des modèles 3D, puisque pour ces études expérimentales, seuls quelques paramètres, précédemment définis comme facteurs prédictifs de la fracture de l'ESF, ont été pris en compte. Dans des études ultérieures, il serait intéressant de calculer l'influence de paramètres tels que les volumes ou les surfaces associés aux régions d'intérêt osseux sur la résistance mécanique des spécimens testés.

Conclusion et Perspectives

Dans la première partie, ce travail de thèse avait pour objectif d'améliorer les méthodes existantes de reconstruction tridimensionnelle par stéréoradiographie et d'étendre leur champ d'application.

L'amélioration proposée pour la technique basée sur les repères ponctuels, a permis d'augmenter la qualité et la précision des modèles vertébraux reconstruits. Cette méthode a été implémentée dans le logiciel de reconstruction 3D associé au système EOS™, de façon à aider l'utilisateur dans le processus de reconstruction 3D, mais également dans un objectif de semi-automatisation des méthodes de reconstruction, puisque les contours rétroprojecteurs générés par ces modèles détaillés sont des repères de contrôle pour l'utilisation d'algorithmes de traitement d'image basés sur la reconnaissance de contours.

L'extension du champ d'application de la méthode de reconstruction par contour à l'extrémité supérieure du fémur a permis d'obtenir la modélisation 3D personnalisée précise d'une zone anatomique stratégique faisant le lien entre la partie supérieure et inférieure du corps humain. En plus de la validation de la reconstruction 3D de l'extrémité supérieure du fémur sur le système EOS™, cette méthode a été appliquée et validée sur un système de DXA (« Dual X-ray Absorptiometry ») faisant actuellement figure de référence dans l'évaluation du risque fracturaire de l'extrémité supérieure du fémur.

Ces travaux sur la reconstruction 3D par stéréoradiographie, s'ajoutent aux études précédentes dans le domaine, et permettent une analyse clinique tridimensionnelle des structures osseuses plus complète. Ces techniques associées au système d'imagerie EOS™ forment un outil d'avenir ayant la capacité de fournir aux chirurgiens une meilleure perception des positions relatives des différents segments squelettiques, tout en s'affranchissant des problèmes de projection induits par la radiographie 2D. Une telle approche permet d'étudier des pathologies de nature tridimensionnelle telle que la scoliose ou d'analyser les positions relatives d'os constituant une articulation. De plus, dans le cas de chirurgie nécessitant la pose de prothèse, la connaissance combinée de la géométrie 3D de la prothèse, à la géométrie 3D de la structure osseuse d'implantation du matériel. De premières applications ont précédemment été réalisées sur le genou. L'accès à la modélisation de l'extrémité supérieure du fémur devrait également permettre une aide à la planification chirurgicale des pathologies de la hanche.

Dans la deuxième partie, nous nous sommes intéressés à une potentialité du système EOS™ qui n'avait pas encore été pris en compte : les capacités d'acquisition multi-énergie de ce système d'imagerie permettant notamment l'accès à des informations densitométriques. Dans un premier temps, nous avons mis en place et réalisé une validation préliminaire de ce protocole d'imagerie en nous comparant notamment au système d'imagerie faisant figure de référence dans l'évaluation de l'ostéoporose à partir de ses mesures densitométriques : le système DXA.

Une fois la faisabilité de mesure DMO à partir du système EOS™ démontrée, nous disposons donc d'un outil permettant à la fois d'obtenir la géométrie 3D de structures osseuses ainsi que des mesures de densité minérale osseuse. Cette double fonctionnalité a également été démontrée sur un système DXA, sur lequel ont été adapté les algorithmes de reconstruction par stéréoradiographie.

Afin d'apprécier les potentialités de ce nouvel outil, nous avons comparé les données provenant d'acquisitions 3D-multi-énergie de spécimens de fémurs proximaux, à la résistance à la rupture de ces spécimens testés dans des configurations d'appui monopodal et de chute sur le côté. Ces deux expérimentations biomécaniques ont souligné l'intérêt d'associer mesures densitométriques et paramètres géométriques 3D pour expliquer au mieux les variabilités de la résistance à la rupture des spécimens testés.

Les perspectives d'application dans le domaine médical d'un système d'imagerie associant 3D et multi-énergie, en position érigée, et une basse dose d'irradiation sont multiples.

La première application potentielle, est directement liée aux études mécaniques entreprises sur l'extrémité supérieure du fémur. Plusieurs études cliniques ont mis en évidence le lien entre la morphométrie vertébrale et le risque de fractures et de tassements vertébraux. Hors, la reconstruction 3D de l'ensemble de la colonne vertébrale est possible à partir des techniques stéréoradiographiques, il serait donc intéressant, comme pour l'extrémité supérieure du fémur, de confirmer les potentialités de l'approche 3D multi-énergie sur l'évaluation du risque fracturaire vertébrale. De plus, dans le cas de colonnes vertébrales partiellement lésées, une approche tridimensionnelle globale du rachis permettrait éventuellement d'évaluer les zones sollicitées du fait des fractures ou des tassements vertébraux, ce qui couplé à une mesure DMO, pourrait nous fournir des informations importantes dans la survenue potentielle de fractures supplémentaires.

L'utilisation clinique de systèmes combinant modélisation 3D et mesures densitométriques n'est cependant pas cantonnée à l'évaluation du risque fracturaire. De très fortes potentialités existent également dans l'aide décisionnelle pour le traitement chirurgical, ainsi que dans le suivi post-opératoire. En effet pour un chirurgien orthopédiste, il est très important de connaître la qualité du tissu osseux qui va servir de support pour l'implantation de matériels orthopédiques pouvant être soumis à de fortes sollicitations mécaniques.

Par exemple, pour les traitements chirurgicaux de la scoliose, l'utilisation d'une stratégie utilisant des crochets peut prévaloir sur une stratégie basée sur des implants pédiculaires lorsque la densité minérale osseuse des vertèbres à opérer est trop faible.

Dans le cas des traitements chirurgicaux de prothèse de hanche, un tel outil permettrait à la fois d'évaluer le bon positionnement de l'implant dans la diaphyse, la nouvelle position d'équilibre du sujet après l'implantation, le suivi du remodelage osseux peri-prothétique, ainsi que le suivi en 3D des mouvements potentiels de l'implant dus à un éventuel mauvais ancrage.

Dans un autre domaine tel que la dynamique inverse, il est intéressant de savoir que les protocoles d'acquisition multi-énergie permettent d'estimer la masse de n'importe quelle partie du corps. Un outil associant, mesure de la masse des différents segments et modélisation 3D des structures osseuses permettrait ainsi d'obtenir *in vivo* des données personnalisées nécessaires à la constitution de modèles de dynamique inverse.

Enfin, il faut souligner l'intérêt de la multi-énergie 3D pour la modélisation en éléments finis, puisque cette méthode permet d'obtenir à la fois une géométrie 3D précise et des informations sur la densité minérale osseuse. Plusieurs auteurs ont conclut à la relation entre densité minérale osseuse et module d'Young, cette méthode est donc un outil de choix pour réaliser des modèles éléments finis 3D personnalisés pour la géométrie ainsi que pour les propriétés des matériaux.

Publications

I. Publications à revues internationales avec comité de lecture.

- 1 **“Three Dimensional (3D) detailed reconstruction of human vertebrae from low-dose digital stereoradiography.” (2003)**
 A. Le Bras, S. Laporte, D. Mitton, J.A. De Guise, W. Skalli.
 European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology, Vol 13, pp 57-62, 2003.
- 2 **“Validation of the Relative 3D Orientation of Vertebrae Reconstructed by Bi-planar Radiography.”**
 R. Dumas, A. Le Bras, N. Champain, M. Savidan, D. Mitton, G. Kalifa, J. P. Steib, J. A. De Guise, W. Skalli.
 Medical Physics Engineering, en révision.
- 3 **“3D Reconstruction of the Proximal Femur with Low Dose Digital Stereoradiography.”**
 A. Le Bras, S. Laporte, V. Bousson, D. Mitton, J.A. De Guise, J.D. Laredo, W. Skalli.
 Computer Aided Surgery, Soumis.
- 4 **“The 3Dimensional Xray Absorptiometry (3D-XA): a method for reconstruction of human bones using a Dual X-ray Absorptiometry device.”**
 S. Kolta*, A. Le Bras*, D. Mitton, V. Bousson, J.A. de Guise, J. Fechtenbaum, J.D. Laredo, C. Roux, W. Skalli
 Journal of Bone and Mineral Research, Soumis.

II. Communications à congrès scientifiques internationaux avec comité de lecture et actes.

- 5 **“Detailed Reconstruction with 3D Low Dose Digital Imaging.” (2002)**
 A. Le Bras, S. Laporte, D. Mitton, J.A. De Guise, W. Skalli.
 The 2002 Meeting of the IRSSD, May 24-27, 2002, Athens, Greece.
- 6 **“Accuracy of the 3D angular position of vertebrae reconstructed by low dose digital stereoradiography.” (2002)**
 A. Le Bras, R. Dumas, M. Savidan, D. Mitton, J.A. de Guise, W. Skalli
 16th International Congress on Computer Assisted Radiology and Surgery, June 26-29, CARS 2002, Paris, France
- 7 **“Personalised 3D Reconstruction of Proximal Femur from Low Dose digital bi-planar Radiographs.” (2003)**
 A. Le Bras, S. Laporte, V. Bousson, D. Mitton, J.A. De Guise, J.D. Laredo, W. Skalli
 Congress of Computer Assisted Radiology and Surgery, CARS 2003, London, United Kingdom
- 8 **“Proximal Femur 3D Reconstruction by means of Low Dose Digital Bi-Planar Radiography” (2003)**
 A. Le Bras, S. Laporte, D. Mitton, J.D. Laredo, J.A. De Guise, W. Skalli
 Congress of Assisted Orthopaedics Surgery, CAOS 2003, Marbella, Spain
- 9 **“3D Personalized Reconstruction of Proximal Femur from Bi-Planar DXA Images.” (2003)**
 A. Le Bras, S. Kolta, V. Bousson, D. Mitton, J.A. De Guise, J.D. Laredo, C. Roux, W. Skalli
 Congress of the International Society of Biomechanics, ISB 2003, July 6-11, Dunedin, New Zealand
- 10 **“3 Dimensional X-Ray Absorptiometry (3D-XA): Validation of 3D reconstruction of human vertebrae using a DXA device.” (2003)**
 S. Kolta, A. Le Bras, W. Skalli, D. Mitton, J.A. de Guise, J. Fechtenbaum, C. Roux
 25th Annual Meeting of American Society for Bone and Mineral Research, ASBMR 2003, September 19-23, Minneapolis, Minnesota, United States

- 11 **“3 Dimensional X-Ray Absorptiometry (3D-XA): Validation of 3D reconstruction of human proximal femurs using a DXA device.” (2003)**
S. Kolta, A. Le Bras, V. Bousson, D. Mitton, J.A. De Guise, J.D. Laredo, C. Roux, W. Skalli
25th Annual Meeting of American Society for Bone and Mineral Research, ASBMR 2003, September 19-23, Mineapolis, Minesota, United States
- 12 **“The effect of 3D-XA derived geometric parameters on proximal femur failure load prediction.” (2003)**
A. Le Bras, S. Kolta, C. Roux, J. Fechtenbaum, W. Skalli, D. Mitton
25th Annual Meeting of American Society for Bone and Mineral Research, ASBMR 2003, September 19-23, Mineapolis, Minesota, United States

III. Communications à congrès scientifiques nationaux avec comité de lecture et actes.

- 13 **“Estimation of proximal femur strength by means of 3D multi-energy imaging: A preliminary study.” (2003)**
A. Le Bras, S. Teyssyre, S. Laporte, W. Skalli, D. Mitton
XXVIIIème Congrès de la Société francophone de Biomécanique, 11-12 Septembre 2003, Poitiers, France.
- 14 **“Effet des paramètres géométriques obtenus par 3D-XA sur la prédiction de la force à la rupture de l'extrémité supérieure du fémur.” (2003)**
A. Le Bras, S. Kolta, C. Roux, J. Fechtenbaum, W. Skalli, D. Mitton
Congrès de la Société Française de Rhumatologie, 17-19 Novembre, Paris, France.
- 15 **“Absorptiométrie à rayons-X en 3 dimensions (3D-XA) : Validation de la reconstruction 3D de vertèbres et de fémurs proximaux humains avec un appareil DXA. ” (2003)**
S. Kolta, A. Le Bras, V. Bousson, D. Mitton, J.A. de Guise, J.D. Laredo, J. Fechtenbaum, M. Dougados, W. Skalli, C. Roux
Congrès de la Société Française de Rhumatologie, 17-19 Novembre, Paris, France.

IV. Brevet :

- 16 **DXA 3D**
FR N° 02 16 320
A. Le Bras, S. Kolta, D. Mitton, W. Skalli, J.A. de Guise, C. Roux, S. Teyssyre, J. Fechtenbaum

Bibliographie

Références

A :

Abdel-Aziz YI and Karara HM. *Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry*. Proc. ASP/UI Symp. close-range photogrammetry, Urbana, Illinois USA, 1971:

Abdel-Aziz YI and Karara HM. *Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry*. Symposium on close-range photogrammetry, Illinois USA, 1976:

Adams J, Alsop C, Harrison E and al. e. *Quantitative Computed Tomography (QCT): the forgotten gold standard ?* J Bone Miner Res, 2000: 15: S169.

Alho A, Husby T and Hoiseth A. *Bone mineral content and mechanical strength. An ex vivo study on human femora at autopsy*. Clin Orthop, 1988: 227: 292-7.

Aloia JF, McGowan D, Erens E and Miele G. *Hip fracture patients have generalized osteopenia with a preferential deficit in the femur*. Osteoporos Int, 1992: 2: 88-93.

Andre B, Dansereau J and Labelle H. *Optimized vertical stereo base radiographic setup for the clinical three-dimensional reconstruction of the human spine*. J Biomech, 1994: 27: 1023-35.

Ashman RB, Corin JD and Turner CH. *Elastic properties of cancellous bone: measurement by an ultrasonic technique*. J Biomech, 1987: 20: 979-86.

Aubin CE, Dansereau J, Parent F, Labelle H and de Guise JA. *Morphometric evaluations of personalised 3D reconstructions and geometric models of the human spine*. Med Biol Eng Comput, 1997: 35: 611-8.

Backman S. *The proximal end of the femur: investigations with special reference to the etiology of femoral neck fractures; anatomical studies; roentgen projections; theoretical stress calculations; experimental production of fractures*. Acta Radiol, 1957: 1-166.

Barthe N, Braillon P, Ducassou D and Basse-Cathalinat B. *Comparison of two Hologic DXA systems (QDR 1000 and QDR 4500/A)*. Br J Radiol, 1997: 70: 728-39.

Baudoin C, Fardellone P and Sebert JL. *Effect of sex and age on the ratio of cervical to trochanteric hip fracture. A meta-analysis of 16 reports on 36,451 cases*. Acta Orthop Scand, 1993: 64: 647-53.

- Bauer T. *Reconstruction tridimensionnelle de l'articulation du genou par stéréoradiographie: De l'apprentissage in vitro à l'application clinique dans le cas de la gonarthrose*. Mémoire de DEA, ENSAM, Paris, 2003:
- Beck TJ, Ruff CB, Warden KE, Scott WW, Jr. and Rao GU. *Predicting femoral neck strength from bone mineral data. A structural approach*. Invest Radiol, 1990: 25: 6-18.
- Beck TJ, Stone KL, Oreskovic TL, Hochberg MC, Nevitt MC, Genant HK and Cummings SR. *Effects of current and discontinued estrogen replacement therapy on hip structural geometry: the study of osteoporotic fractures*. J Bone Miner Res, 2001: 16: 2103-10.
- Behiels G, Maes F, Vandermeulen D and Suetens P. *Evaluation of image features and search strategies for segmentation of bone structures in radiographs using Active Shape Models*. Med Image Anal, 2002: 6: 47-62.
- Bergot C, Bousson V, Meunier A, Laval-Jeantet M and Laredo JD. *Hip fracture risk and proximal femur geometry from DXA scans*. Osteoporos Int, 2002: 13: 542-50.
- Blake GM and Fogelman I. *Technical principles of dual energy x-ray absorptiometry*. Semin Nucl Med, 1997: 27: 210-28.
- Bohr H and Schaadt O. *Bone mineral content of femoral bone and the lumbar spine measured in women with fracture of the femoral neck by dual photon absorptiometry*. Clin Orthop, 1983: 240-5.
- Bonnaire FA, Buitrago-Tellez C, Schmal H, Gotze B and Weber AT. *Correlation of bone density and geometric parameters to the mechanical strength of the femoral neck*. Injury, 2002: 33 Suppl 3: C47-53.
- Boonen S, Koutri R, Dequeker J, Aerssens J, Lowet G, Nijs J, Verbeke G, Lesaffre E and Geusens P. *Measurement of femoral geometry in type I and type II osteoporosis: differences in hip axis length consistent with heterogeneity in the pathogenesis of osteoporotic fractures*. J Bone Miner Res, 1995: 10: 1908-12.
- Bouygues C and Lim S. *Mise au point d'une expérimentation in vitro simulant la chute sur le côté*. Rapport de Projet de Fin d'Etude d'ingénieur, ENSAM, 2003:
- Brown RH, Burstein AH, Nash CL and C.C. S. *Spinal analysis using a three dimensional radiographic technique*. J Biomech, 1976: 9: 355-365.
- Buck T, Hunold P, Wentz KU, Tkalec W, Nesser HJ and Erbel R. *Tomographic three-dimensional echocardiographic determination of chamber size and systolic function in patients with left ventricular aneurysm: comparison to magnetic resonance imaging, cineventriculography, and two-dimensional echocardiography*. Circulation, 1997: 96: 4286-97.
- Burr DB, Cook LT, Martin NL and Asher M. *Measurement accuracy of proximal femoral geometry using biplanar radiography*. J Pediatr Orthop, 1981: 1: 171-9.
- Burr DB and Turner CH. *Biomechanics of bone*. In In : Primer of the metabolic bone diseases and disorders of mineral metabolism: 5th edition, American Society for Bone and Mineral Research, 2003: 58-64.

Cavalcanti MG, Haller JW and Vannier MW. *Three-dimensional computed tomography landmark measurement in craniofacial surgical planning: experimental validation in vitro*. J Oral Maxillofac Surg, 1999: 57: 690-4.

Chen L, Armstrong CW and Raftopoulos DD. *An investigation on the accuracy of three-dimensional space reconstruction using the direct linear transformation technique*. J Biomech, 1994: 27: 493-500.

Cheng XG, Lowet G, Boonen S, Nicholson PH, Brys P, Nijs J and Dequeker J. *Assessment of the strength of proximal femur in vitro: relationship to femoral bone mineral density and femoral geometry*. Bone, 1997: 20: 213-8.

Cheng XG, Nicholson PH, Boonen S, Brys P, Lowet G, Nijs J and Dequeker J. *Effects of anteversion on femoral bone mineral density and geometry measured by dual energy X-ray absorptiometry: a cadaver study*. Bone, 1997: 21: 113-7.

Chung H, Wehrli FW, Williams JL and Kugelmass SD. *Relationship between NMR transverse relaxation, trabecular bone architecture, and strength*. Proc Natl Acad Sci U S A, 1993: 90: 10250-4.

Cline HE, Dumoulin CL, Hart HR, Jr., Lorensen WE and Ludke S. *3D reconstruction of the brain from magnetic resonance images using a connectivity algorithm*. Magn Reson Imaging, 1987: 5: 345-52.

Cody DD, Gross GJ, Hou FJ, Spencer HJ, Goldstein SA and Fyhrie DP. *Femoral strength is better predicted by finite element models than QCT and DXA*. J Biomech, 1999: 32: 1013-20.

Cody DD, Divine GW, Nahigian K and Kleerekoper M. *Bone density distribution and gender dominate femoral neck fracture risk predictor*. Skeletal Radiol, 2000: 29: 151-161.

Cotton D, Whitehead C, Vyas S, Cooper C and Patterson E. *Are hip fractures caused by falling and breaking or breaking and falling? Photoelastic stress analysis*. Forensic Science International, 1994: 65: 105-112.

Courtney AC, Wachtel EF, Myers ER and Hayes WC. *Effects of loading rate on strength of the proximal femur*. Calcif Tissue Int, 1994: 55: 53-8.

Courtney AC, Wachtel EF, Myers ER and Hayes WC. *Age-related reductions in the strength of the femur tested in a fall-loading configuration*. J Bone Joint Surg Am, 1995: 77: 387-95.

Cser I, Meszaros T and Sarkozy I. *[A method for the measurement of the collodiaphyseal angle in case of external rotational contracture (author's transl)]*. Arch Orthop Trauma Surg, 1978: 92: 243-51.

Cumming RG and Klineberg RJ. *Fall frequency and characteristics and the risk of hip fractures*. J Am Geriatr Soc, 1994: 42: 774-8.

Cummings SR, Black DM, Nevitt MC, Browner W, Cauley J, Ensrud K, Genant HK, Palermo L, Scott J and Vogt TM. *Bone density at various sites for prediction of hip fractures. The Study of Osteoporotic Fractures Research Group*. Lancet, 1993: 341: 72-5.

Cummings SR, Cauley JA, Palermo L, Ross PD, Wasnich RD, Black D and Faulkner KG. *Racial differences in hip axis lengths might explain racial differences in rates of hip fracture. Study of Osteoporotic Fractures Research Group.* Osteoporos Int, 1994; 4: 226-9.

Cummings SR, Marcus R, Palermo L, Ensrud KE and Genant HK. *Does estimating volumetric bone density of the femoral neck improve the prediction of hip fracture? A prospective study. Study of Osteoporotic Fractures Research Group.* J Bone Miner Res, 1994; 9: 1429-32.

Cummings SR and Melton LJ. *Epidemiology and outcomes of osteoporotic fractures.* Lancet, 2002; 359: 1761-7.

Dalen N, Hellstrom LG and Jacobson B. *Bone mineral content and mechanical strength of the femoral neck.* Acta Orthop Scand, 1976; 47: 503-8.

Dansereau J and Stokes IA. *Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage.* J Biomech, 1988; 21: 893-901.

De Guise JA and Martel Y. *3D biomedical modeling: merging image processing and computer aided design.* IEEE EMBS 10th International Conference, New Orleans, 1988: 426-427.

De Smet AA, Tarlton MA, Cook LT, Fritz SL and Dwyer SJ. *A radiographic method for three-dimensional analysis of spinal configuration.* Radiology, 1980: 137:

Defontaine M, Certon D, Colin L and Coll. *A prototype of a 500 kHz ultrasonic matricial device: BEAM SCANNER. Application to in vivo heel bone quantitative characterization.* IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings, 1999: 1585-1588.

Delorme S. *Application du krigeage pour l'habillage et la personnalisation de modèle géométrique de la scoliose.* Mémoire de Maîtrise: Ecole Polytechnique de Montréal, 1996.

Duan Y, Beck TJ, Wang XF and Seeman E. *Structural and biomechanical basis of sexual dimorphism in femoral neck fragility has its origins in growth and aging.* J Bone Miner Res, 2003; 18: 1766-74.

Duboeuf F, Hans D, Schott AM, Kotzki PO, Favier F, Marcelli C, Meunier PJ and Delmas PD. *Different morphometric and densitometric parameters predict cervical and trochanteric hip fracture: the EPIDOS Study.* J Bone Miner Res, 1997; 12: 1895-902.

Dubousset J. *Importance of three-dimensionnal concept in the treatment of non scoliotic deformities.* Proc. Int. Symp. 3D Scoliotic Deformities. Montréal. 1992.

Dumas R, Mitton D, Laporte S, Dubousset J, Steib JP, Lavaste F and Skalli W. *Explicit calibration method and specific device designed for stereoradiography.* J Biomech, 2003; 36: 827-34.

Ebbesen EN, Thomsen JS, Beck-Nielsen H, Nepper-Rasmussen HJ and Mosekilde L. *Lumbar vertebral body compressive strength evaluated by dual-energy X-ray absorptiometry, quantitative computed tomography, and ashing.* Bone, 1999; 25: 713-24.

Einhorn TA. *Bone strength: the bottom line*. Calcif Tissue Int, 1992; 51: 333-9.

Esses SI, Lotz JC and Hayes WC. *Biomechanical properties of the proximal femur determined in vitro by single-energy quantitative computed tomography*. J Bone Miner Res, 1989; 4: 715-22.

Faulkner KG, Cummings SR, Black D, Palermo L, Gluer CC and Genant HK. *Simple measurement of femoral geometry predicts hip fracture: the study of osteoporotic fractures*. J Bone Miner Res, 1993; 8: 1211-7.

Faulkner KG, McClung M and Cummings SR. *Automated evaluation of hip axis length for predicting hip fracture*. J Bone Miner Res, 1994; 9: 1065-70.

Faulkner KG, Genant HK and McClung M. *Bilateral comparison of femoral bone density and hip axis length from single and fan beam DXA scans*. Calcif Tissue Int, 1995; 56: 26-31.

Gautsch TL, Johnson EE and Seeger LL. *True three dimensional stereographic display of 3D reconstructed CT scans of the pelvis and acetabulum*. Clin Orthop, 1994; 138-51.

Gauvin C, Dansereau J, Petit Y, De Guise JA and Labelle H. *[Customized 3D radiographic reconstruction of the human pelvis]*. Ann Chir, 1998; 52: 744-51.

Genant HK, Engelke K, Fuerst T, Gluer CC, Grampp S, Harris ST, Jergas M, Lang T, Lu Y, Majumdar S, Mathur A and Takada M. *Noninvasive assessment of bone mineral and structure: state of the art*. J Bone Miner Res, 1996; 11: 707-30.

Genant HK, Lang TF, Engelke K, Fuerst T, Gluer C, Majumdar S and Jergas M. *Advances in the noninvasive assessment of bone density, quality, and structure*. Calcif Tissue Int, 1996; 59 Suppl 1: S10-5.

Girard MS, Sartoris DJ, Moscona AA and Ramos E. *Measured femoral density by dual-energy X-ray absorptiometry as a function of rotation*. Orthop Rev, 1994; 23: 38-40.

Giron J and Joffre F. *Bases physiques et évolution de l'imagerie radiologique*. Masson. Paris, 1993

Gluer CC, Cummings SR, Pressman A, Li J, Gluer K, Faulkner KG, Grampp S and Genant HK. *Prediction of hip fractures from pelvic radiographs: the study of osteoporotic fractures. The Study of Osteoporotic Fractures Research Group*. J Bone Miner Res, 1994; 9: 671-7.

Gnudi S, Ripamonti C, Gualtieri G and Malavolta N. *Geometry of proximal femur in the prediction of hip fracture in osteoporotic women*. Br J Radiol, 1999; 72: 729-33.

Gnudi S, Ripamonti C, Lisi L, Fini M, Giardino R and Giavaresi G. *Proximal femur geometry to detect and distinguish femoral neck fractures from trochanteric fractures in postmenopausal women*. Osteoporos Int, 2002; 13: 69-73.

Goh JC, Low SL and Bose K. *Effect of femoral rotation on bone mineral density measurements with dual energy X-ray absorptiometry*. Calcif Tissue Int, 1995; 57: 340-3.

Gomez CG, Curiel MD, Carranza FH, Cano RP and Perez AD. *Femoral bone mineral density, neck-shaft angle and mean femoral neck width as predictors of hip fracture in men and women. Multicenter Project for Research in Osteoporosis.* Osteoporos Int, 2000: 11: 714-20.

Grampp S, Jergas M, Lang P, Steiner E, Fuerst T, Gluer CC, Mathur A and Genant HK. *Quantitative CT assessment of the lumbar spine and radius in patients with osteoporosis.* AJR Am J Roentgenol, 1996: 167: 133-40.

Greendale G and Barrett-Connor E. *Outcomes of osteoporotic fractures.* In In: Marcus R, Feldman D and Kelsey J. Osteoporosis, 2nd edn.: Academic Press, 2001: 819-829.

Grisso JA, Kelsey JL, Strom BL, Chiu GY, Maislin G, O'Brien LA, Hoffman S and Kaplan F. *Risk factors for falls as a cause of hip fracture in women. The Northeast Hip Fracture Study Group.* N Engl J Med, 1991: 324: 1326-31.

Gullberg B, Johnell O and Kanis JA. *World-wide projections for hip fracture.* Osteoporos Int, 1997: 7: 407-13.

Hans D, Dargent-Molina P, Schott AM, Sebert JL, Cormier C, Kotzki PO, Delmas PD, Pouilles JM, Breart G and Meunier PJ. *Ultrasonographic heel measurements to predict hip fracture in elderly women: the EPIDOS prospective study.* Lancet, 1996: 348: 511-4.

Hayes WC, Myers ER, Morris JN, Gerhart TN, Yett HS and Lipsitz LA. *Impact near the hip dominates fracture risk in elderly nursing home residents who fall.* Calcif Tissue Int, 1993: 52: 192-8.

Hindmarsh J, Larsson J and Mattson O. *Analysis of changes in scoliotic spine using a three-dimensional radiographic technique.* J Biomech, 1980: 13:

Hirsch C and Frankel VH. *Analysis of forces producing fractures of the proximal end of the femur.* J Bone Joint Surg Am, 1960: 42B: 633-640.

Ismaël B. *Etude morphométrique des vertèbres thoraciques.* Mémoire de DEA, LBM ENSAM. Paris, 1995.

Jergas M, Breitenseher M, Gluer CC, Yu W and Genant HK. *Estimates of volumetric bone density from projectional measurements improve the discriminatory capability of dual X-ray absorptiometry.* J Bone Miner Res, 1995: 10: 1101-10.

Johnsson R, Selvik G, Stromqvist B and Sundén G. *Mobility of the lower lumbar spine after posterolateral fusion determined by roentgen stereophotogrammetric analysis.* Spine, 1990: 15: 347-50.

Kalifa G and Boussard JM. *L'appareillage de radiologie numérique dit Charpak.* J Radiol, 1996: 77:85.

Kalifa G, Charpak Y, Maccia C, Fery-Lemonnier E, Bloch J, Boussard JM, Attal M, Dubousset J and Adamsbaum C. *Evaluation of a new low-dose digital x-ray device: first dosimetric and clinical results in children.* Pediatr Radiol, 1998: 28: 557-61.

Karlsson KM, Sernbo I, Obrant KJ, Redlund-Johnell I and Johnell O. *Femoral neck geometry and radiographic signs of osteoporosis as predictors of hip fracture*. Bone, 1996; 18: 327-30.

Karrholm J. *Roentgen stereophotogrammetry. Review of orthopedic applications*. Acta Orthop Scand, 1989; 60: 491-503.

Kass M, Witkin A and Terzopoulos D. *Snakes: Active contour models*. International Journal of Computer Vision, 1988: 321-31.

Kaufer H, Matthews LS and Sonstegard D. *Stable Fixation of Intertrochanteric Fractures*. J Bone Joint Surg Am, 1974; 56 A: 899-907.

Kay RM, Jaki KA and Skaggs DL. *The effect of femoral rotation on the projected femoral neck-shaft angle*. J Pediatr Orthop, 2000; 20: 736-9.

Kim JS, Choi KW and Kim SI. *Femoral anteversion: estimation by 3D modelling*. Medinfo, 1998; 9 Pt 2: 1025-9.

Kim JS, Park TS, Park SB, Kim IY and Kim SI. *Measurement of femoral neck anteversion in 3D. Part 1: 3D imaging method*. Med Biol Eng Comput, 2000; 38: 603-9.

Kolta S, Ravaud P, Fechtenbaum J, Dougados M and Roux C. *Accuracy and precision of 62 bone densitometers using a European Spine Phantom*. Osteoporos Int, 1999; 10: 14-9.

Krieg MA, Thiebaud D and Burckhardt P. *Quantitative ultrasound of bone in institutionalized elderly women: a cross-sectional and longitudinal study*. Osteoporos Int, 1996; 6: 189-95.

Kudlacek S, Schneider B, Resch H and Willvonseder R. *[Lumbar bone density. Risk factor for vertebral fractures in women]*. Dtsch Med Wochenschr, 1998; 123: 651-7.

Kukla C, Pichl W, Prokesch R, Jacyniak W, Heinze G, Gatterer R and Heinz T. *Femoral neck fracture after removal of the standard gamma interlocking nail: a cadaveric study to determine factors influencing the biomechanical properties of the proximal femur*. J Biomech, 2001; 34: 1519-26.

Kukla C, Gaebler C, Pichl RW, Prokesch R, Heinze G and Heinz T. *Predictive geometric factors in a standardized model of femoral neck fracture. Experimental study of cadaveric human femurs*. Injury, 2002; 33: 427-33.

Labelle H, Dansereau J, Bellefleur C and Jequier J. *Variability of geometric measurements from three dimensional reconstruction of scoliotic spines and rib cages*. Eur Spine J, 1995; 20: 2487-2496.

Landry C, De Guise JA, Dansereau J, Labelle H, Skalli W, Zeller R and Lavaste F. *Computer graphic analysis of the three dimensional deformities of scoliotic vertebrae*. Ann Chir, 1997; 51: 868-74.

Lang TF, Keyak JH, Heitz MW, Augat P, Lu Y, Mathur A and Genant HK. *Volumetric quantitative computed tomography of the proximal femur: precision and relation to bone strength*. Bone, 1997; 21: 101-8.

Langton CM, Njeh CF, Hodgkinson R and Currey JD. *Prediction of mechanical properties of the human calcaneus by broadband ultrasonic attenuation*. Bone, 1996; 18: 495-503.

Laporte S. *Reconstruction 3D du squelette Humain pour la Biomécanique par Radiographie Biplane à Dose Minimale d'irradiation*. Thèse de doctorat, ENSAM, Paris, 2002., 2002:

Laporte S, Skalli W, De Guise JA, Lavaste F and Mitton D. *A Biplanar Reconstruction Method Based on 2D and 3D Contours: Application to the Distal Femur*. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2003; 6: 1-6.

Le Borgne P, Skalli W, Stockes IAF, Maurel N, Duval Beaupère G and Lavaste F. *Three dimensional measurement of a scoliotic spine. Three dimensional Analysis of Spinal Deformities*. M D'Amico, A Merolli, G.C Santambroglio IOS Press, 1995:

Le Bras A, Laporte S, Bousson V, Mitton D, de Guise J, Laredo JD and Skalli W. *Personalised 3D reconstruction of proximal femur from low-dose digital biplanar radiographs*. CARS 2003. Computer Assisted Radiology and Surgery. Proceedings of the 17th International Congress and Exhibition, 2003: 1256: 214-219.

Le Bras A, Laporte S, Mitton D, De Guise JA and Skalli W. *Three Dimensional (3D) detailed reconstruction of human vertebrae from low-dose digital stereoradiography*. Eur J Orthop Surg Traumatol, 2003; 13: 57-62.

Leichter I, Margulies JY, Weinreb A, Mizrahi J, Robin GC, Conforty B, Makin M and Bloch B. *The relationship between bone density, mineral content, and mechanical strength in the femoral neck*. Clin Orthop, 1982: 272-81.

Lequesne MG and Laredo JD. *The faux profil (oblique view) of the hip in the standing position. Contribution to the evaluation of osteoarthritis of the adult hip*. Ann Rheum Dis, 1998; 57: 676-81.

Link TM, Vieth V, Langenberg R, Meier N, Lotter A, Newitt D and Majumdar S. *Structure Analysis of High Resolution Magnetic Resonance Imaging of the Proximal Femur: In Vitro Correlation with Biomechanical Strength and BMD*. Calcif Tissue Int, 2003; 72: 156-65.

Lochmuller EM, Eckstein F, Kaiser D, Zeller JB, Landgraf J, Putz R and Steldinger R. *Prediction of vertebral failure loads from spinal and femoral dual-energy X-ray absorptiometry, and calcaneal ultrasound: an in situ analysis with intact soft tissues*. Bone, 1998; 23: 417-24.

Lochmuller EM, Zeller JB, Kaiser D, Eckstein F, Landgraf J, Putz R and Steldinger R. *Correlation of femoral and lumbar DXA and calcaneal ultrasound, measured in situ with intact soft tissues, with the in vitro failure loads of the proximal femur*. Osteoporos Int, 1998; 8: 591-8.

Lochmuller EM, Groll O, Kuhn V and Eckstein F. *Mechanical strength of the proximal femur as predicted from geometric and densitometric bone properties at the lower limb versus the distal radius*. Bone, 2002; 30: 207-16.

- Lofman O, Berglund K, Larsson L and Toss G. *Changes in hip fracture epidemiology: redistribution between ages, genders and fracture types*. Osteoporos Int, 2002; 13: 18-25.
- Looker AC, Beck TJ and Orwoll ES. *Does body size account for gender differences in femur bone density and geometry?* J Bone Miner Res, 2001; 16: 1291-9.
- Lorensen WE and Cline HE. *Marching Cube: A high Resolution 3-D Surface Construction Algorithm*. Computer Graphics, 1987; 21: 163-169.
- Lotz JC and Hayes WC. *The use of quantitative computed tomography to estimate risk of fracture of the hip from falls*. J Bone Joint Surg Am, 1990; 72: 689-700.
- Lu J. *2D and 3D high frame rate imaging with limited diffraction beams*. IEEE Transaction on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency control, 1997; 44: 839-856.
- Magaziner J, Lydick E, Hawkes W, Fox KM, Zimmerman SI and Epstein RS, et al. *Excess mortality attributable to hip fracture in white women aged 70 years and older*. Am J Public Health, 1997; 87: 1630-1636.
- Maitrejean S, Perion R and Sundermann D. *Multy-energy method: A new approach for measuring X-ray transmission as function of energy with a bremsstrahlung source. Application for heavy element identification*. Proceedings SPIE, 1998:
- Maitrejean S, Perion R and Sundermann D. *Non destructive chemical indetification using an X-ray transmission function obtained with the multi-energy method*. Proceedings SPIE, 1998:
- Majumdar S and Genant HK. *A review of the recent advances in magnetic resonance imaging in the assessment of osteoporosis*. Osteoporos Int, 1995; 5: 79-92.
- Majumdar S. *A review of magnetic resonance (MR) imaging of trabecular bone micro-architecture: contribution to the prediction of biomechanical properties and fracture prevalence*. Technol Health Care, 1998; 6: 321-7.
- Marquez MA, Melton LJ, 3rd, Muhs JM, Crowson CS, Tosomeen A, O'Connor MK, O'Fallon WM and Riggs BL. *Bone density in an immigrant population from Southeast Asia*. Osteoporos Int, 2001; 12: 595-604.
- Marshall D, Johnell O and Wedel H. *Meta-analysis of how well measures of bone mineral density predict occurrence of osteoporotic fractures*. Bmj, 1996; 312: 1254-9.
- Marshall LM, Lang TF, Ensrud KE and Orwoll ES. *Femoral bone size among older men and its relation to lean and fat mass*. J Bone Miner Res, 2002; 17: S264.
- Martin RB and Burr DB. *Non-invasive measurement of long bone cross-sectional moment of inertia by photon absorptiometry*. J Biomech, 1984; 17: 195-201.
- Maurel N. *Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle par éléments finis du rachis cervical inférieur*. Thèse de doctorat en mécanique. LBM-ENSAM. Paris. 1993.

- Melton LJ, 3rd, Atkinson EJ, O'Fallon WM, Wahner HW and Riggs BL. *Long-term fracture prediction by bone mineral assessed at different skeletal sites*. J Bone Miner Res, 1993; 8: 1227-33.
- Michelotti J and Clark J. *Femoral neck length and hip fracture risk*. J Bone Miner Res, 1999; 14: 1714-20.
- Mikhail MB, Vaswani AN and Aloia JF. *Racial differences in femoral dimensions and their relation to hip fracture*. Osteoporos Int, 1996; 6: 22-4.
- Mitton D, Landry C, Veron S, Skalli W, Lavaste F and De Guise JA. *3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes*. Med Biol Eng Comput, 2000; 38: 133-9.
- Mitulescu A. *Etude Préliminaire sur l'utilisation de l'appareil Charpak pour la reconstruction tridimensionnelle par stéréoradiographie*. DEA, ENSAM, Paris, 1997:
- Mitulescu A. *Contribution à la reconstruction 3D du rachis, du bassin et du thorax à partir du système Charpak*. Thèse de Doctorat, ENSAM, Paris, 2001:
- Mitulescu A, Semaan I, De Guise JA, Leborgne P, Adamsbaum C and Skalli W. *Validation of the non-stereo corresponding points stereoradiographic 3D reconstruction technique*. Med Biol Eng Comput, 2001; 39: 152-8.
- Mitulescu A, Skalli W, Mitton D and De Guise JA. *Three-dimensional surface rendering reconstruction of scoliotic vertebrae using a non stereo-corresponding points technique*. Eur Spine J, 2002; 11: 344-52.
- Moro M, Hecker AT, Boussein ML and Myers ER. *Failure load of thoracic vertebrae correlates with lumbar bone mineral density measured by DXA*. Calcif Tissue Int, 1995; 56: 206-9.
- Mortele KJ, McTavish J and Ros PR. *Current techniques of computed tomography. Helical CT, multidetector CT, and 3D reconstruction*. Clin Liver Dis, 2002; 6: 29-52.
- Mosnier T and Persohn S. *Caractérisation en compression quasi-statique de l'extrémité supérieure du fémur et imagerie basse dose*. Rapport de Projet de Fin d'Etude d'ingénieur, ENSAM, 2002:
- Muller ME. *[Classification and international AO-documentation of femur fractures]*. Unfallheilkunde, 1980; 83: 251-9.
- Nakamura T, Turner CH, Yoshikawa T, Slemenda CW, Peacock M, Burr DB, Mizuno Y, Orimo H, Ouchi Y and Johnston CC, Jr. *Do variations in hip geometry explain differences in hip fracture risk between Japanese and white Americans?* J Bone Miner Res, 1994; 9: 1071-6.
- Nelson DA, Barondess DA, Hendrix SL and Beck TJ. *Cross-sectional geometry, bone strength, and bone mass in the proximal femur in black and white postmenopausal women*. J Bone Miner Res, 2000; 15: 1992-7.

Njeh CF, Kuo CW, Langton CM, Atrah HI and Boivin CM. *Prediction of human femoral bone strength using ultrasound velocity and BMD: an in vitro study*. Osteoporos Int, 1997; 7: 471-7.

Nodé-Langlois L. *Analyse Tridimensionnelle des déviations angulaires des axes du membre inférieur en pré-per et post-opératoire*. Thèse de Doctorat, ENSAM, Paris, 2003:

Orwoll ES. *Toward an expanded understanding of the role of the periosteum in skeletal health*. J Bone Miner Res, 2003; 18: 949-54.

Parent S, Mitulescu A, Semaan I, Skalli W, Lavaste F, de Guise J and Labelle H.

Morphometric analysis of normal thoracic vertebrae. Canadian Orthopaedic Research Society 34th Annual Meeting. Edmonton, Alberta, 3-6 juin. 2000.

Partanen J, Jamsa T and Jalovaara P. *Influence of the upper femur and pelvic geometry on the risk and type of hip fractures*. J Bone Miner Res, 2001; 16: 1540-6.

Peacock M, Turner CH, Liu G, Manatunga AK, Timmerman L and Johnston CC, Jr. *Better discrimination of hip fracture using bone density, geometry and architecture*. Osteoporos Int, 1995; 5: 167-73.

Pearcy MJ and Whittle MW. *Movements of the lumbar spine measured by three-dimensional X-ray analysis*. J Biomed Eng, 1982; 4: 107-12.

Pearcy MJ. *Stereo Radiography of Lumbar Spine Motion*. Acta Orthop Scand, 1985: Supplementum: 212-256.

Pearson J, Dequeker J and al. e. *European Semi-anthropomorphic Spine Phantom for the Calibration of Bone Densitometers: Assesment of Precision, Stability and Accuracy*. The European Quantitation of Osteoporosis Study Group. Osteoporos Int, 1995; 5: 174-184.

Peel NF and Eastell R. *Diagnostic value of estimated volumetric bone mineral density of the lumbar spine in osteoporosis*. J Bone Miner Res, 1994; 9: 317-20.

Perdriolle R. *La scoliose: son aspect tridimensionnel*. Maloine (Ed.). Paris, 1979

Perdriolle R and Vidal J. *Morphology of scoliosis : Three-dimensional evolution*. Orthopaedics, 1987; 10: 785-791, 909-915.

Pinilla TP, Boardman KC, Bouxsein ML, Myers ER and Hayes WC. *Impact direction from a fall influences the failure load of the proximal femur as much as age-related bone loss*. Calcif Tissue Int, 1996; 58: 231-5.

Pocock NA, Noakes KA, Majerovic Y and Griffiths MR. *Magnification error of femoral geometry using fan beam densitometers*. Calcif Tissue Int, 1997; 60: 8-10.

Porter RW, Miller CG, Grainger D and Palmer SB. *Prediction of hip fracture in elderly women: a prospective study*. Bmj, 1990; 301: 638-41.

Ragnarsson JJ, Eliasson P, Karrholm J and Lundstrom B. *The accuracy of measurements of femoral neck fractures. Conventional radiography versus roentgen stereophotogrammetric analysis*. Acta Orthop Scand, 1992; 63: 152-6.

Rainaut J. *Les scolioses*. Ellipse (Ed.). Paris, 1994

Rauch F, Plotkin H, Zeitlin L and Glorieux FH. *Bone mass, size, and density in children and adolescents with osteogenesis imperfecta: effect of intravenous pamidronate therapy.* J Bone Miner Res, 2003; 18: 610-4.

Riggs BL, Wahner HW, Seeman E, Offord KP, Dunn WL, Mazess RB, Johnson KA and Melton LJ, 3rd. *Changes in bone mineral density of the proximal femur and spine with aging. Differences between the postmenopausal and senile osteoporosis syndromes.* J Clin Invest, 1982; 70: 716-23.

Robinovitch SN, Hayes WC and McMahon TA. *Prediction of femoral impact forces in falls on the hip.* J Biomech Eng, 1991; 113: 366-74.

Roux C. *Quantification de l'ostéoporose postménopausique.* In Chir. EM. Radiodiagnostic-Neuroradiologie-Appareil locomoteur: 1999: 13.

Rubin PJ, Leyvraz PF, Aubaniac JM, Argenson JN, Esteve P and de Roguin B. *The morphology of the proximal femur. A three-dimensional radiographic analysis.* J Bone Joint Surg Br, 1992; 74: 28-32.

Ruff CB and Hayes WC. *Sex differences in age-related remodeling of the femur and tibia.* J Orthop Res, 1988; 6: 886-96.

Ryd L. *Roentgen stereophotogrammetric analysis of prosthetic fixation in the hip and knee joint.* Clin Orthop, 1992: 56-65.

Sabin MA, Blake GM, MacLaughlin-Black SM and Fogelman I. *The accuracy of volumetric bone density measurements in dual x-ray absorptiometry.* Calcif Tissue Int, 1995; 56: 210-4.

Schott AM, Hans D, Garnero P, Sornay-Rendu E, Delmas PD and Meunier PJ. *Age-related changes in Os calcis ultrasonic indices: a 2-year prospective study.* Osteoporos Int, 1995; 5: 478-83.

Schott AM, Weill-Engerer S, Hans D, Duboeuf F, Delmas PD and Meunier PJ. *Ultrasound discriminates patients with hip fracture equally well as dual energy X-ray absorptiometry and independently of bone mineral density.* J Bone Miner Res, 1995; 10: 243-9.

Seeman E. *Periosteal bone formation--a neglected determinant of bone strength.* N Engl J Med, 2003; 349: 320-3.

Selvik G, Alberius P and Aronson AS. *A roentgen stereophotogrammetric system. Construction, calibration and technical accuracy.* Acta Radiol Diagn (Stockh), 1983; 24: 343-52.

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

Selvik G. *Roentgen stereophotogrammetric analysis.* Acta Radiol, 1990; 31: 113-26.

Semaan I, Skalli W, S. V, Templier A and Lavaste F. *Anatomie quantitative tridimensionnelle du rachis lombaire.* Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Locomoteur, 2001; 87: 983-992.

Shrimpton JA, Jones DG, M.C. H and al e. *Survey of practice in the UK. Part 2: Dosimetric aspects*. NRPB-R249. NRPB, Chilton, 1991:

Sievanen H, Kannus P, Nieminen V, Heinonen A, Oja P and Vuori I. *Estimation of various mechanical characteristics of human bones using dual energy X-ray absorptiometry: methodology and precision*. Bone, 1996: 18: 17S-27S.

Slemenda CW, Turner CH, Peacock M, Christian JC, Sorbel J, Hui SL and Johnston CC. *The genetics of proximal femur geometry, distribution of bone mass and bone mineral density*. Osteoporos Int, 1996: 6: 178-82.

Smith MD, Cody DD, Goldstein SA, Cooperman AM, Matthews LS and Flynn MJ. *Proximal femoral bone density and its correlation to fracture load and hip-screw penetration load*. Clin Orthop, 1992: 244-51.

Stokes IA, Wilder DG, Frymoyer JW and Pope MH. *1980 Volvo award in clinical sciences. Assessment of patients with low-back pain by biplanar radiographic measurement of intervertebral motion*. Spine, 1981: 6: 233-40.

Tabensky AD, Williams J, DeLuca V, Briganti E and Seeman E. *Bone mass, areal, and volumetric bone density are equally accurate, sensitive, and specific surrogates of the breaking strength of the vertebral body: an in vitro study*. J Bone Miner Res, 1996: 11: 1981-8.

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

Uvehammer J, Karrholm J and Brandsson S. *In vivo kinematics of total knee arthroplasty. Concave versus posterior-stabilised tibial joint surface*. J Bone Joint Surg Br, 2000: 82: 499-505.

Valstar ER, Vrooman HA, Toksvig-Larsen S, Ryd L and Nelissen RG. *Digital automated RSA compared to manually operated RSA*. J Biomech, 2000: 33: 1593-9.

van Daele PL, Burger H, De Laet CE, Hofman A, Grobbee DE, Birkenhager JC and Pols HA. *Longitudinal changes in ultrasound parameters of the calcaneus*. Osteoporos Int, 1997: 7: 207-12.

van den Kroonenberg AJ, Hayes WC and McMahon TA. *Hip impact velocities and body configurations for voluntary falls from standing height*. J Biomech, 1996: 29: 807-11.

Van Pottelbergh I, Goemaere S, Zmierzczak H, De Bacquer D and Kaufman JM. *Deficient acquisition of bone during maturation underlies idiopathic osteoporosis in men: evidence from a three-generation family study*. J Bone Miner Res, 2003: 18: 303-11.

Véron S. *Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle par éléments finis du rachis cervical supérieur*. Thèse de Doctorat, ENSAM, Paris, 1997:

Véron S. *Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle par éléments finis du rachis cervical supérieur*. Thèse de Doctorat, ENSAM, Paris, 1997:

Viceconti M, Zannoni C, Pierotti L and Casali M. *Spatial positioning of an hip stem solid model within the CT data set of the host bone*. Comput Methods Programs Biomed, 1999; 58: 219-26.

Viceconti M, Zannoni C, Testi D and Cappello A. *CT data sets surface extraction for biomechanical modeling of long bones*. Comput Methods Programs Biomed, 1999; 59: 159-66.

Wasnich RD, Ross PD, Davis JW and Vogel JM. *A comparison of single and multi-site BMC measurements for assessment of spine fracture probability*. J Nucl Med, 1989; 30: 1166-71.

Wood GA and Marshall RN. *The accuracy of DLT extrapolation in three-dimensional film analysis*. J Biomech, 1986; 19: 781-785.

Woodhouse A and Black D. *BMD at various sites for the prediction of hip fracture: a meta-analysis of women*. J Bone Miner Res, 2000; 15: S145.

Références Internet :

Web1 : Site de Supélec de Metz
<http://www.es-metz.fr/metz/eleves/themes/imagerie>

Web 2 : Site de l'Université de médecine d'Angers
<http://www.med.univ-angers.fr/departement/radiologie>

Web 3 : Site de la Faculté de médecine de Rennes, Université de Rennes 1
<http://www.med.univ-rennes1.fr/cerf/edicerf/BASES/>

Index des Figures

Figure 1 : Schéma classique d'un tube à rayons X à anode fixe : Les électrons (flèches pointillées) percutant l'anode produisent un flux de rayons X (flèches pleines). D'après Giron et Joffre, 1993.....	15
Figure 2 : Contribution des différentes interactions dans les tissus mous en fonction de l'énergie des photons incidents.....	17
Figure 3 : Représentation graphique des caractéristiques définissant la courbe sensitométrique d'un film radiologique - d'après Giron et Joffre, 1993 -	18
Figure 4 : Le système EOS™ bi-plan à détecteurs gazeux « micromégas »	21
Figure 5 : Principe d'une acquisition CT-scan.....	23
Figure 6 : Exemple d'image obtenue à partir d'une séquence d'acquisition IRM.....	24
Figure 7 : Exemple d'échographie.....	26
Figure 8 : Principe de la radiographie bi-planaire.....	28
Figure 9: Illustration du principe de la méthode NSCC appliquée sur le fémur distal - d'après Laporte et coll., 2003 -.....	32
Figure 10 : Exemple de segmentation, a) coupes originales, b) exemple sur une coupe, du résultat issu de la segmentation automatique sur les niveaux de gris, c) même coupe après correction manuelle de la segmentation automatique.....	40
Figure 11 : Epaisseur de tranche et distance entre deux tranches successives (d'après Laporte S., 2002).....	41
Figure 12: Méthode pour la génération des modèles génériques de 2000 points : Cas de la vertèbre L3.....	51
Figure 13: Exemple des 27 repères identifiés pour une vertèbre lombaire.....	52
Figure 14: Exemple de la rétroprojection des contours du modèle 3D reconstruit sur les contours radiographiques réels après l'étape de contrôle qualitatif.	52
Figure 15: Comparaison qualitative entre une reconstruction CT-scan et stéréoradiographique après recalage des 2 modèles par une méthode moindre carré.....	54
Figure 16 : Régions de l'objet générique.....	62
Figure 17: Identification des contours.....	63
Figure 18 : Processus de recalage-déformation, les contours 3D projetés sont déformés jusqu'à ce qu'ils coïncident avec les contours identifiés correspondants.	63
Figure 19: Evaluation qualitative :	64
Figure 20 : 3D Parameters: Graphical illustration of frontal, lateral and top views of 3D parameters.	66
Figure 21 : Carte des erreurs maximales	69
Figure 22 : Représentation des régions anatomiques du modèle générique gauche (vues postéro-antérieure et latérale).....	77
Figure 23 : Identification des contours non-stéréocorrespondants sur les vues frontale et latérale issues de l'acquisition DXA stéréoradiographique d'un fémur proximal.....	78

Figure 24 : Les contours 3D projetés sont déformés jusqu'à ce qu'ils se confondent avec les contours correspondants identifiés.....	78
Figure 25 : Superposition des reconstructions 3D-DXA (en foncé) et CT-scan (en clair) pour les vues latérale et postero-anterieur.....	80
Figure 26: Illustration des paramètres 3D calculés automatiquement à partir des modèles reconstruits.....	81
Figure 27 : Cartographie des erreurs maximales pour les reconstructions 3D-DXA.....	84
Figure 28: Exemples d'analyses DXA.....	94
Figure 29 : a) choix des sections d'analyses sur la « scout view », b) zone d'analyse sur la région trabéculaire d'une vertèbre lombaire (le fantôme de calibrage comprenant les différentes références en densités est également visible).....	96
Figure 30 : Schéma de principe d'un appareil ultrasonore utilisé in vivo sur un calcanéum.....	97
Figure 31 : Classification AO des fracture selon Muller, 1980.....	102
Figure 32 : a) Illustration de l'essai à rupture de Beck & Coll. (1990), b) Schéma de l'essai mécanique utilisé dans l'étude de Kukla & Coll. (2002), c) Schéma de l'essai mécanique utilisé dans l'étude de Cody & Coll. (1999).....	104
Figure 33 : Schéma illustrant les points d'application des efforts extérieurs au niveau du grand trochanter et de la tête fémorale selon l'orientation du col fémoral par rapport à la direction de la charge de compression - d'après Pinilla et coll., 1996 -	112
Figure 34 : Illustration schématique des configurations géométriques utilisées pour le positionnement de la diaphyse dans les essais en configuration de chute sur le côté – a) d'après Lotz et Hayes, 1990, b) Pinilla et coll., 1996	112
Figure 35 : Différents paramètres géométriques mesurés sur images 2D –d'après Bergot & Coll. 2002.....	120
Figure 36 : Dispositif expérimental mis en place pour les acquisitions 4 énergies sur un prototype EOS™ à un seul détecteur.....	133
Figure 37 : Illustration des zones d'intérêt osseux « col fémoral » définies pour a) l'analyse DXA, b) l'analyse 4 énergies.....	133
Figure 38 : Relation entre les DMO EOS™ mesurées par le protocole 4 énergies et les DMO DXA pour la région d'intérêt osseux « col fémoral » d'un échantillon de 15 fémurs proximaux	134
Figure 39 : Calibrage biénergie du système EOS.....	137
Figure 40 : Relation entre DMO EOS™ et DMO DXA pour la région d'intérêt osseux « col fémoral » d'un échantillon de 18 spécimens.....	139
Figure 41 : Dépendance entre le % d'écart EOS -DXA et l'amplitude de mesure	140
Figure 42 : Régions d'intérêt osseux définies semi-automatiquement à partir du logiciel d'analyse DXA.	143
Figure 43 : Illustration de l'essai mécanique à rupture en configuration d'appui monopodal.....	144
Figure 44 : Exemple de fractures subcapitales obtenues à partir de la configuration d'essai en appui monopodal.....	145
Figure 45 : Représentation graphique du modèle de régression linéaire multivariable pour le cas 1 (cf. Tableau 22).....	147
Figure 46 : Schéma cinématique de l'essai mécanique simulant un type de chute sur le côté.....	153
Figure 47 : Configuration de l'essai mécanique mis en place pour provoquer des fractures cliniques après une chute sur le coté.....	154

<i>Figure 48 : Représentation graphique de la relation entre Force à la rupture (Frupt) et DMO mesurée par DXA pour la région d'intérêt osseux « totale » (n=13).....</i>	<i>158</i>
<i>Figure 49 : Graphique du modèle de régression multivariable prenant en compte la DMO DXA intertrochanter, le FHD et le NSA (cas 4) (Tableau 24).....</i>	<i>159</i>
<i>Figure 50 : Graphique du modèle de régression multivariable prenant en compte la DMO totale EOS biénergie, et le FNAL (cas 1) (Tableau 24).....</i>	<i>160</i>

Index des Tableaux

Tableau 1 : Tableau récapitulatif des études de validation des techniques de reconstruction stéréoradiographique à partir de repère ponctuels.	Erreur ! Signet non défini.
Tableau 2 : Tableau récapitulatif des études de validations des techniques de reconstruction stéréoradiographiques à partir de contours.....	Erreur ! Signet non défini.
Tableau 3 : Tableau de synthèse pour la validation des reconstructions 3D à partir de CT-Scan.....	42
Tableau 4: Résultats des comparaisons globales et locales pour les 3 niveaux vertébraux.....	55
Tableau 5 : Valeur Moyenne, 2RMS et maximale (Max) des distances points-surfaces entre les modèles stéréoradiographiques et CT-scan. Pour chaque région, le nombre de points inclus dans le protocole de comparaison est également donné.....	67
Tableau 6 : Moyenne (Moy.), Ecart-type (SD) et valeurs minimale (Min.) et maximale (Max.) pour les paramètres obtenues à partir des modèles 3D personnalisés (n=25).....	67
Tableau 7 : Coefficient de Variation (CV), Erreur Standard Estimée (SEE) et leur valeur réelle sont donnés pour les paramètres 3D issus des 15 spécimens issus dans le protocole d'évaluation de la reproductibilité des reconstructions 3D.	68
Tableau 8 : Valeurs moyenne, 2RMS et maximale (Max) des distances point-surface obtenues entre les modèles 3D-DXA et CT-scan. Le nombre de points compris dans le protocole de comparaison est également fourni pour chaque région anatomique.....	82
Tableau 9 : mean, standard deviation (SD), minimal (Min) and maximal (Max) values for the 3D parameters obtained from the whole sample of the personalized 3D model.....	82
Tableau 10 : Résultats de l'étude de reproductibilité intra et inter-observateur.....	83
Tableau 11 : Tableau récapitulatif des performances des différents systèmes d'imagerie dans le domaine de la caractérisation mécanique du tissu osseux - d'après Genant et coll., 1996 ; Genant et coll., 1996 –.....	100
Tableau 12 : Tableau récapitulatif des différentes études ayant utilisés des essais mécaniques en configuration d'appui monopodal.....	106
Tableau 13 : Tableau récapitulatif des différentes études ayant utilisés des systèmes d'imagerie pour estimer la résistance mécanique de fémurs proximaux testés dans une configuration d'appui monopodal.....	Erreur ! Signet non défini.
Tableau 14 : Tableau récapitulatif des études ayant réalisé des essais mécaniques en configuration de chute sur le côté.	113
Tableau 15 : Tableau récapitulatif des différentes études ayant utilisés des systèmes d'imagerie pour estimer la résistance mécanique de fémurs proximaux testés dans une configuration de chute sur le côté.	Erreur ! Signet non défini.
Tableau 16 : Tableau de synthèse sur la relation entre les principaux paramètres géométriques mesurés sur des supports 2D et le risque fracturaire.....	119
Tableau 17 : Tableau de synthèse indiquant la reproductibilité des mesures 2D effectuées sur radiographies ou images DXA.	122

Tableau 18 : Tableau de synthèse bibliographique des principales études cliniques évaluant la relation entre risque fracturaire et paramètres géométriques mesurés en 2D.	Erreur ! Signet non défini.
Tableau 19 : Tableau de données de l'étude DXA-3D versus essai en appui monopodal.....	145
Tableau 20 : Matrice de corrélation entre des différents paramètres 3D calculés pour 12 spécimens.....	146
Tableau 21 : Résultats des différents tests de corrélation entre les variables explicatives et la force à la rupture enregistrée au cours de l'essai (n=12).....	146
Tableau 22 : Tableau de résultats des différentes analyses de régression linéaire multivariable pas à pas (n=12).....	147
Tableau 23 : Comparaison de notre étude avec les données bibliographique concernant coefficients de détermination (R^2) entre DMO et force à la rupture (Frupt). (NS. : Non Significatif).....	148
Tableau 24 : Comparaison de notre étude avec les données bibliographiques concernant les coefficients de détermination (R^2) entre paramètres géométriques et force à la rupture (Frupt). (NS. : Non Significatif)	149
Tableau 25 : Coefficients de détermination (R^2) et coefficients de détermination ajustés provenant d'études d'analyse de régression linéaire multivariable prenant en compte des variables densitométriques et géométriques 3D pour estimer la force à la rupture. (NS. : Non Significatif).....	150
Tableau 26 : Tableau de données regroupant les paramètres 3D calculés à partir des modèles 3D, les DMO mesurées par DXA, l'âge des spécimens et la force à rupture enregistrée au cours de l'essai.....	155
Tableau 27 : Tableau de données regroupant les paramètres 3D calculés à partir des modèles 3D, les DMO mesurées par biénergie EOS, l'âge des spécimens et la force à rupture enregistrée au cours de l'essai.....	156
Tableau 28 : Matrice de corrélation entre les différents paramètres 3D calculés à partir des modèles DXA-3D.	157
Tableau 29 : Matrice de corrélation entre les différents paramètres 3D calculés à partir des modèles EOS-3D.	157
Tableau 30 : Tableau présentant les coefficients de corrélation de Pearson entre les différents paramètres obtenus soit par DXA-3D ou EOS biénergie 3D, et la force à la rupture.	157
Tableau 31 : Résultats des différentes analyses de régression multivariable pas à pas (n=13).....	159
Tableau 32 : Tableau bibliographique des analyses de régression multivariable des études biomécaniques en configuration de chute sur le côté.	161

ANNEXE I :

Calibrage de l'environnement radiographique

Le principe de la calibration spatiale d'un environnement radiologique est d'évaluer, au moyen d'un objet de calibrage (généralement une boîte en plexiglas comprenant des billes de plomb de coordonnées 3D connues), la transformation géométrique entre les coordonnées 3D d'un point de l'espace et ses coordonnées 2D projetés sur les différents plans radiologiques.

I. Relation de projection 3D

Soit un point M appartenant à l'objet de calibrage, ses coordonnées sont connues dans un repère $\mathbf{R}_{cal}$ (O_{cal}, x, y, z) lié à cet objet. Ce repère appelé repère de calibrage, sera également dénommé repère global par la suite. L'image de M générée par la projection conique issu de la source S (point focal) sur le plan image est notée m , ses coordonnées sont connues dans le repère $\mathbf{R}_{im}$ (O_{im}, u, v, w) associé au plan image. On note s la projection orthogonale de S sur le plan image. On peut ainsi définir la distance focale $\overline{Ss}$ (notée c) (**Figure 1**). On note $\mathbf{R}(\mathbf{r}_i)$ la matrice de passage de $\mathbf{R}_{cal}$ vers $\mathbf{R}_{im}$ et m_u et m_v deux coefficients homothétiques permettant de tenir compte de l'agrandissement induit lors de l'acquisition des images.

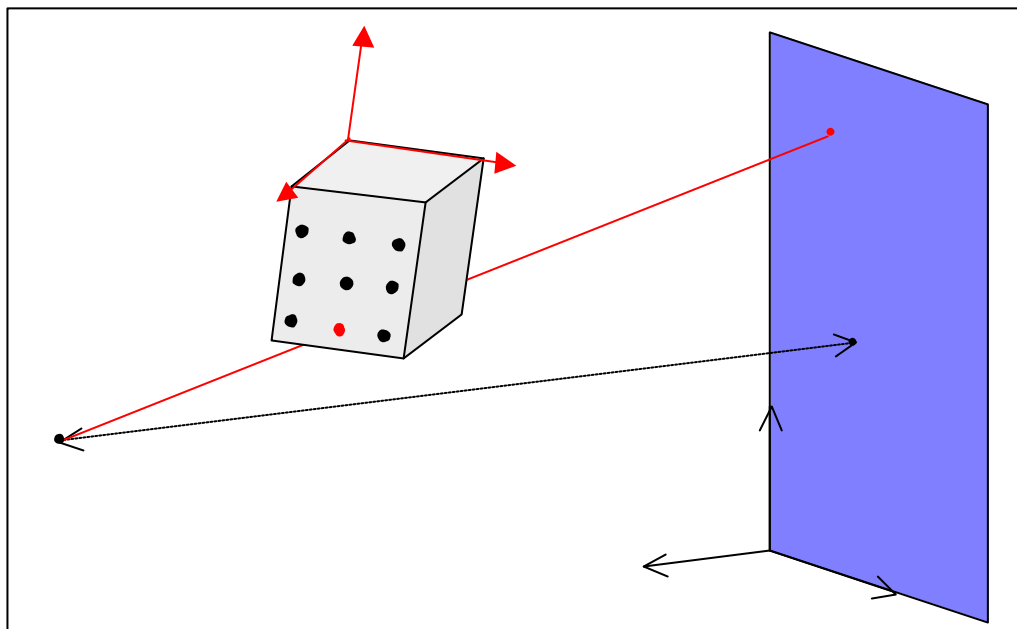


Figure 1 : Projection conique d'un point M sur le plan image à partir de la source S

On peut donc définir la projection $\mathbf{m}$ de $\mathbf{M}$ sur le plan image par une relation colinéaire simple (**Equation 1**) et écrire les 3 équations reliant les différents paramètres de la transformation.

Equation 1 :

$$\vec{Sm} = l \cdot \vec{SM} \quad \text{avec } l \text{ facteur de colinéarité}$$

Relation de colinéarité de la projection conique : écriture vectoriel simple

Equation 2 :

$$\begin{cases} a) & m_u (U_{m(R_{im})} - U_{S(R_{im})}) = l [r_{11}(X_{M(R_{cal})} - X_{S(R_{cal})}) + r_{12}(Y_{M(R_{cal})} - Y_{S(R_{cal})}) + r_{13}(Z_{M(R_{cal})} - Z_{S(R_{cal})})] \\ b) & m_v (V_{m(R_{im})} - V_{S(R_{im})}) = l [r_{21}(X_{M(R_{cal})} - X_{S(R_{cal})}) + r_{22}(Y_{M(R_{cal})} - Y_{S(R_{cal})}) + r_{23}(Z_{M(R_{cal})} - Z_{S(R_{cal})})] \\ c) & -c = l [r_{31}(X_{M(R_{cal})} - X_{S(R_{cal})}) + r_{32}(Y_{M(R_{cal})} - Y_{S(R_{cal})}) + r_{33}(Z_{M(R_{cal})} - Z_{S(R_{cal})})] \end{cases}$$

Relation de colinéarité de la projection conique : équations scalaires par projection sur les axes de R_p .

On obtient la relation entre les coordonnées de M et m en divisant les **Equations 2-a)** et **2-b)** par l'**Equation 2-c)**, ce qui fait disparaître le paramètre de colinéarité l :

Equation 3 :

$$\begin{cases} U_{m(R_{im})} = U_{S(R_{im})} - c_u \frac{r_{11}(X_{M(R_{cal})} - X_{S(R_{cal})}) + r_{12}(Y_{M(R_{cal})} - Y_{S(R_{cal})}) + r_{13}(Z_{M(R_{cal})} - Z_{S(R_{cal})})}{r_{31}(X_{M(R_{cal})} - X_{S(R_{cal})}) + r_{32}(Y_{M(R_{cal})} - Y_{S(R_{cal})}) + r_{33}(Z_{M(R_{cal})} - Z_{S(R_{cal})})} \\ V_{m(R_{im})} = V_{S(R_{im})} - c_v \frac{r_{21}(X_{M(R_{cal})} - X_{S(R_{cal})}) + r_{22}(Y_{M(R_{cal})} - Y_{S(R_{cal})}) + r_{23}(Z_{M(R_{cal})} - Z_{S(R_{cal})})}{r_{31}(X_{M(R_{cal})} - X_{S(R_{cal})}) + r_{32}(Y_{M(R_{cal})} - Y_{S(R_{cal})}) + r_{33}(Z_{M(R_{cal})} - Z_{S(R_{cal})})} \end{cases}$$

avec $c_u = \frac{c}{m_u}$ et $c_v = \frac{c}{m_v}$

Relations entre les coordonnées d'un point 3D et les coordonnées 2D de son image par projection conique.

Le même objet de calibrage étant utilisé pour toutes les incidences, on peut connaître chacun des paramètres géométriques explicites caractérisant un système source S_k /plan image k dans le repère global R_{cal} : $U_{S(R_{im})}^k, V_{S(R_{im})}^k, c_u^k, c_v^k, \underline{\underline{R}}^k(r_{ij}^k), X_{S(R_{cal})}^k, Y_{S(R_{cal})}^k, Z_{S(R_{cal})}^k$

II. l'Algorithme DLT (Direct Linear Transformation)

L'algorithme DLT (Direct Linear Transformation) permet de transformer la relation de colinéarité en une forme linéaire simple à 11 paramètres implicites:

Equation 4:

$$\begin{cases} U_{m(R_{im})} = \frac{L_1^k \cdot X_{M(R_{cal})} + L_2^k \cdot Y_{M(R_{cal})} + L_3^k \cdot Z_{M(R_{cal})} + L_4^k}{L_9^k \cdot X_{M(R_{cal})} + L_{10}^k \cdot Y_{M(R_{cal})} + L_{11}^k \cdot Z_{M(R_{cal})} + 1} \\ V_{m(R_{im})} = \frac{L_5^k \cdot X_{M(R_{cal})} + L_6^k \cdot Y_{M(R_{cal})} + L_7^k \cdot Z_{M(R_{cal})} + L_8^k}{L_9^k \cdot X_{M(R_{cal})} + L_{10}^k \cdot Y_{M(R_{cal})} + L_{11}^k \cdot Z_{M(R_{cal})} + 1} \end{cases}$$

avec $L_n^k \Big|_{n=1}^{11} = f(U_{S(R_{im})}^k, V_{S(R_{im})}^k, c_u^k, c_v^k, \underline{\underline{R}}_{ij}^k(r_{ij}^k), X_{S(R_{cal})}^k, Y_{S(R_{cal})}^k, Z_{S(R_{cal})}^k)$

Equations implicites du DLT

Connaissant les coordonnées 3D d'un objet de calibrage (contenant au moins 6 repères) ainsi que leur coordonnées 2D dans le plan image, il est alors possible de déterminer les paramètres implicites $L_n^k \Big|_{n=1}^{11}$ dont on déduit les paramètres géométriques explicites.

Cette étape de calibrage permet ainsi de calculer les coordonnées X, Y, Z d'un point M dans un repère global R_{cal} , à partir des coordonnées 2D identifiés dans les images radiologiques d'incidences différentes.

Il est à noter que l'objet de calibrage doit entourer la globalité de la zone à étudier, en effet l'extrapolation du calibrage en dehors de la zone de calibrage est imprécise (Wood et Marshall, 1986 ; Chen et coll., 1994).

III. Utilisation de connaissances a priori

On peut considérer que certains paramètres explicites de l'environnement de calibrage sont connus a priori, réduisant le nombre d'inconnues dans l'**Equation 4**. Certains auteurs considèrent que l'orientation des différentes prises de vue est connue et le calibrage se résume donc aux calculs de la localisation des sources par rapport aux films radio (Brown et coll., 1976 ; De Smet et coll., 1980 ; Hindmarsh et coll., 1980). Dumas & Coll. (Dumas et coll., 2003) proposent d'ajouter des hypothèses sur l'invariance de la distance focale et la projection du centre du repère global R_{cal} . Ces différentes hypothèses permettent la simplification de l'**Equation 4** et une linéarisation en fonction de termes géométriques

explicites. Un autre avantage de ces méthodes de calibrage est de réduire la complexité de l'objet de calibrage et, donc, celle des protocoles cliniques associés

Dans le cadre de l'application de ces algorithmes à des systèmes radiologiques utilisant un balayage linéaire de faisceaux de rayons X (système EOS et systèmes DXA), quelques modifications ont été effectuées (travail interne ENSAM-LIO) et un nouvel algorithme développé (algorithme CLT, pour Cylinder Linear Transformation).

IV. Calibrage de systèmes à projection cylindrique : Algorithme CLT

Les méthodes de calibrage présentées précédemment ne sont pas adaptées à la technique d'acquisition de système à balayage type EOS ou DXA. En effet, dans ces systèmes la géométrie du faisceau de rayons X est de type éventail (« fan beam »), donnant lieu à une projection dite cylindrique. Quelques modifications ont donc dû être apportés (travail interne ENSAM - LIO) et un nouvel algorithme développé (algorithme CLT, pour Cylinder Linear Transformation).

Dans le cas des systèmes « fan beam », la source ponctuelle est finement collimatée de façon à obtenir un fin faisceau de rayons X se déplaçant linéairement à vitesse constante sur une droite $\mathbf{D}$. En se déplaçant ainsi le faisceau de rayons X génère un plan de coupe orthogonal mobile P . La droite $\mathbf{D}$ a pour vecteur directeur $\underline{v}$. (**Figure 2**). Cependant, il faut noter que dans le cadre de l'utilisation de ce système d'imagerie le calibrage ne sera pas nécessaire à chaque acquisition. Effectivement, la géométrie du système est imposée et invariable dans le temps.

Comme pour la projection conique, on peut écrire la relation de colinéarité et en déduire les relations entre coordonnées d'un point 3D et celles de son image 2D (**Equation 5**). On remarque la disparition du numérateur pour la projection sur l'axe $\underline{v}$ et celle du coefficient d'échelle dans la direction $\underline{u}$.

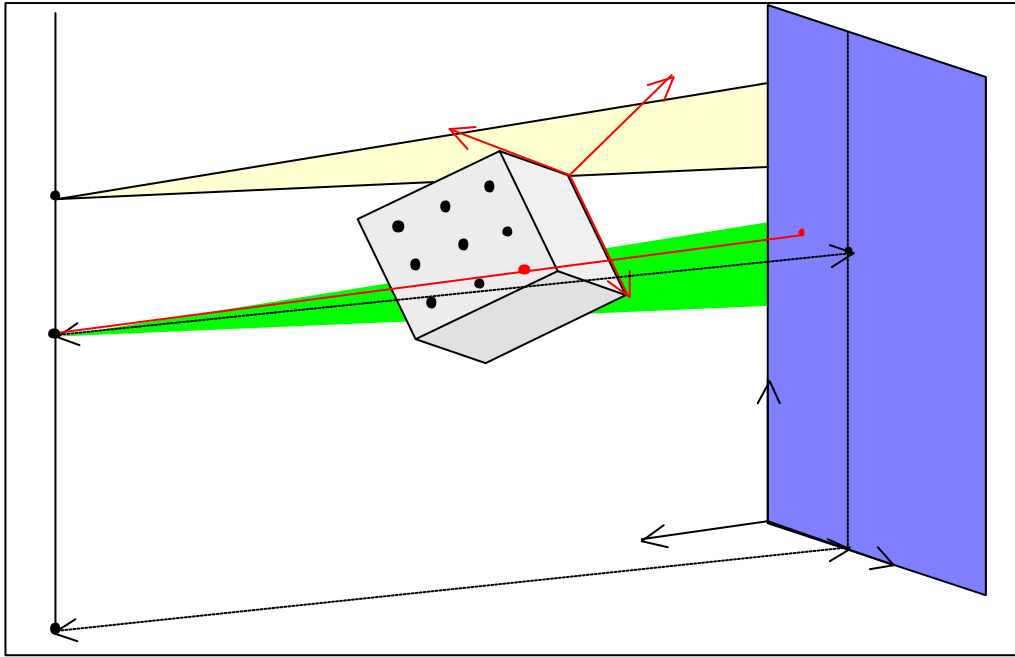


Figure 2 : Définition d'une projection cylindrique de droite D et de plan P.

Equation 5 :

$$\begin{cases} U_{m(R_m)} = U_{S(R_m)} - c \frac{r_{11}(X_{M(R_{cal})} - X_{S(R_{cal})}) + r_{12}(Y_{M(R_{cal})} - Y_{S(R_{cal})}) + r_{13}(Z_{M(R_{cal})} - Z_{S(R_{cal})})}{r_{31}(X_{M(R_{cal})} - X_{S(R_{cal})}) + r_{32}(Y_{M(R_{cal})} - Y_{S(R_{cal})}) + r_{33}(Z_{M(R_{cal})} - Z_{S(R_{cal})})} \\ V_{m(R_m)} = \frac{1}{m_v} (r_{21}(X_{M(R_{cal})} - X_{S(R_{cal})}) + r_{22}(Y_{M(R_{cal})} - Y_{S(R_{cal})}) + r_{23}(Z_{M(R_{cal})} - Z_{S(R_{cal})})) \end{cases}$$

Relations de colinéarité pour une projection de type cylindrique

L'Equation 5 ci-dessus permet de calculer directement la direction de la droite **D** (r_{2i}) et donc le vecteur normal au plan **P**. Une méthode par un DLT 2D sérié est proposé par Mitulescu en 1997 *Mitulescu, 1997*, cet algorithme repose sur une application 2D du DLT en tous plans **P** grâce à des points de calibrage virtuels construits à partir de points réels. Il est à remarquer que l'on peut réécrire une forme spécifique de DLT à partir des **Equations 5** :

Equation 6 :

$$\begin{cases} U_{m(R_m)} = \frac{L_1^k \cdot X_{M(R_{cal})} + L_2^k \cdot Y_{M(R_{cal})} + L_3^k \cdot Z_{M(R_{cal})} + L_4^k}{L_9^k \cdot X_{M(R_{cal})} + L_{10}^k \cdot Y_{M(R_{cal})} + L_{11}^k \cdot Z_{M(R_{cal})} + 1} \\ V_{m(R_m)} = \frac{L_5^k \cdot X_{M(R_{cal})} + L_6^k \cdot Y_{M(R_{cal})} + L_7^k \cdot Z_{M(R_{cal})} + L_8^k}{L_9^k \cdot X_{M(R_{cal})} + L_{10}^k \cdot Y_{M(R_{cal})} + L_{11}^k \cdot Z_{M(R_{cal})} + 1} \end{cases}$$

avec $L_n^k \Big|_{n=1}^{11} = f(U_{S(R_m)}^k, V_{S(R_m)}^k, c, m_v^k, \underline{\underline{R}}_{ij}^k(r_{ij}^k), X_{S(R_{cal})}^k, Y_{S(R_{cal})}^k, Z_{S(R_{cal})}^k)$

Equations implicites du DLT pour une projection cylindrique

Cet algorithme, qui sera appelé CLT («Cylindric Linear Transformation») ne sera pas plus détaillé en raison de son caractère confidentiel.

ANNEXE II : Version originale de l'article publié dans la revue EJOST

3D Detailed Reconstruction of Human Vertebrae from Low Dose Digital Stereoradiography

A. Le Bras⁽¹⁾, S. Laporte⁽¹⁾, D. Mitton⁽¹⁾, J.A. de Guise^(1,2), W. Skalli⁽¹⁾

(1) Laboratoire de Biomécanique, ENSAM-CNRS UMR 8005, Paris, France

(2) Laboratoire de Recherche en Imagerie et Orthopédie, ETS-CRCHUM, Montréal, Canada

Corresponding authors :

Anthony Le Bras / Wafa Skalli

Laboratoire de Biomécanique, ENSAM

151, boulevard de l'Hôpital,

75013, Paris, France

Tel : 33 1 44 24 63 64

Fax : 33 1 44 24 63 66

e-mail : Anthony.Le-Bras@paris.ensam.fr

Wafa.Skalli@paris.ensam.fr

Abstract

As the analysis of scoliosis requires global and local 3D examinations of the spine in standing position, stereoradiography appears as one of the most adequate 3D imaging tools for its diagnosis. Moreover, the recent development of a low dose digital X-ray device allows an irradiation dose from 10 to 30 times lower than in conventional X-ray and makes this technique promising for routine clinical diagnosis.

Our purposes were, on one hand, to increase the geometric definition of the 3D stereoradiographic reconstruction, performed from low dose digital radiographs, to obtain morpho-realistic models, and, on the other hand, to validate them using 36 dry vertebrae belonging to each spinal level. Our results propose 3D personalised models of 2000 points without any loss of accuracy in comparison to previous studies. Indeed, the comparison protocol between the detailed stereoradiographic reconstruction and the CT-scan reconstruction (reference measurements) showed reconstruction errors (Mean (Root Mean Square)) of 0.7 mm (0.9) , 0.9 mm (1.2) and 0.9 mm (1.2) for lower cervical, thoracic and lumbar levels respectively.

Thus, this study yields morpho-realistic personalised 3D geometric models (accuracy close to millimetric CT-scan reconstruction) with a low irradiating dose.

Keywords: Scoliosis, 3D Reconstruction, Accuracy, Stereoradiography, Low Dose X-ray Device.

Introduction

Several clinicians insist on the importance of global and local 3D deformations in the pathologic spine analysis [6, 12, 19, 20, 21]. In order to plan and evaluate their surgical acts, they need more and more accurate morphological information provided by 3D imaging modalities, such as MRI, CT-scan or stereoradiography. Among these 3D acquisition methods, stereoradiography remains the only method that allows a 3D rendering of the whole spine in the upright position with an acceptable irradiating dose. Moreover the development of a low dose digital X-ray device (EOS™, Biospace Instruments, France) enables an irradiating dose from 10 to 30 times lower than in conventional X-ray [8, 10] and makes this technique promising for routine clinical diagnosis.

In the first applications of stereoradiography, 3D representations of the spine were obtained using the Direct Linear Transformation (DLT) algorithm [1, 2, 3, 7, 18, 22, 24]. It allowed a reconstruction of a very limited number of points per vertebra because of the necessity to have anatomical landmarks visible on both radiographs (StereoCorresponding Points, SCP). Though the global 3D results were quite interesting, a lack of information was experienced at local level.

A real advance in this technique was the development of the NSCP algorithm [14]. This algorithm, based on a priori knowledge of the 3D object geometry (generic object) gave the possibility to reconstruct Non-StereoCorresponding Points, NSCP (i.e. visible on a single radiograph). This yielded 3D representations with an accuracy close to 3D CT-scan reconstructions with manual treatment of millimetric slices [14, 15]. Despite this good accuracy, personalised reconstruction was not enough morpho-realistic because of the limited set of points used to define the generic object (214 points for the most detailed vertebra reconstruction).

The aim of this study was to propose and to validate a method allowing morpho-realistic and accurate personalised reconstruction (2000 points per vertebra) using the EOS™ system.

Materials and Methods

58 non-pathological dry vertebrae provided by the Institut d'Anatomie René Descartes (Paris, France) were used for this study. These vertebrae were divided in 2 subsets.

Subset A contains 1 non-pathological vertebra per level from C3 to L5 (i.e. 22 vertebrae). It was used to define a detailed generic object for each vertebral level and was not taken into account for the validation protocol. All vertebrae from the subset A were scanned by means of a CT-scan.

Subset B, containing 36 vertebrae (10 inferior cervical vertebrae, 12 thoracic vertebrae and 14 lumbar vertebrae) was used for the validation protocol. All vertebrae were scanned by means of a CT-scan, then X rayed by means of a low dose digital stereoradiographic device (EOS™, Biospace Instruments, France). The accuracy of detailed stereoradiographic reconstructions issued from the stereoradiographic procedure was assessed using CT-scan reconstructions as references.

3D stereoradiographic detailed reconstruction method

We briefly remind the existing NSCP reconstruction method, which has already been presented elsewhere [14]:

Step 1: Identification of the anatomical landmarks and of the calibration balls on both radiographs.

Step 2: Geometric calibration of the radiological environment.

Step 3: Reconstruction of StereoCorresponding Points, SCP (visible on both views) and Non-StereoCorresponding Points, NSCP (visible on one radiograph only)

Step 4: Kriging, i.e. “geometric deformation” [5, 25] of the generic object using the reconstructed points (coming from step 3) as control points to obtain a 3D personalised model, containing up between 140 – 214 points describing the vertebral morphometry.

In the current method, step 4 was improved by increasing the geometric definition of generic objects to allow accurate and morpho-realistic reconstructions.

Generic Objects: Generic objects used in the previous method were taken from a database of 3D direct measurements (accuracy error < 0.2 mm) obtained in previous studies [9, 13, 17, 23]. This database provided the average 3D geometry (10 to 30 vertebrae per level) for an approximately set of 200 points per vertebral level.

Detailed generic objects: To improve the morphology definition of the 200 point generic objects described above, we used for each vertebral level a 3D CT-scan reconstruction containing up to 2000 points.

The dry vertebrae belonging to subset A were all scanned in a CT-scan device (GE Medical System, USA) at the Centre d'Imagerie Vétérinaire (Billancourt, France) with the following CT settings: millimetric consecutive slices, 512x512 images, pixel dimension 0.234x0.234 mm. The 3D reconstruction was performed using the SliceOmatic® software by piling the CT slices of the vertebrae and using the standard marching cube reconstruction algorithm [4]. At first, bone surfaces on each CT slice were recognised by an automatic segmentation of grey level, and then potential segmentation errors were manually corrected. Finally, the 3D reconstruction was performed containing up to 2000 points. The accuracy of this technique was evaluated to $\pm 1\text{mm}$ [11].

In a step 1 (Figure 1), a specific method [26] was used, to extract semi-automatically from the 2000 points model a subset corresponding to the previous describing generic objects (150, 214 and 178 points for the cervical, thoracic and lumbar vertebrae respectively).

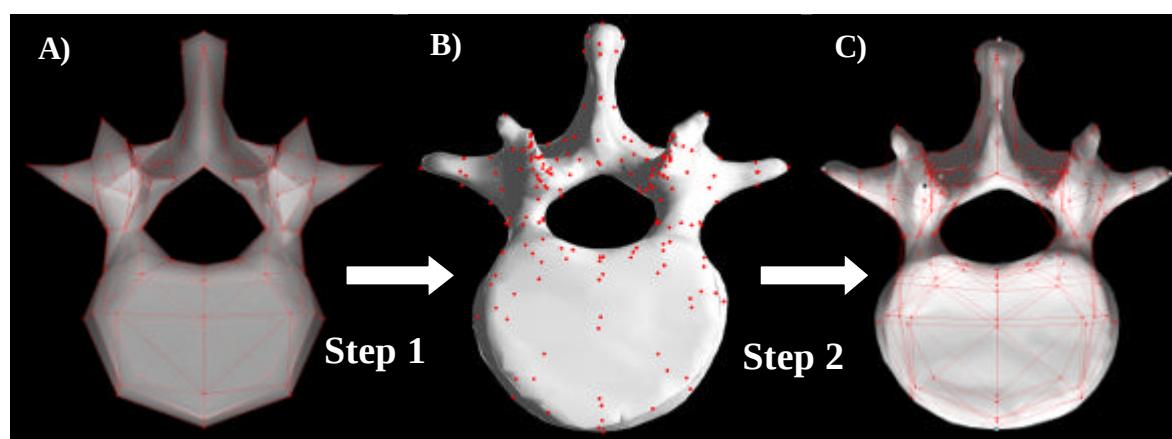


Figure 1: Method for 2000 points generic model generation: Case of the L3 vertebra

A : L3 vertebra generic model obtained from previous database. (Black dots and dotted lines represent the 200 points mesh).

B: CT-scan reconstruction of any L3 vertebra. Black dots represent the 200 points (corresponding to model A) associated with the 3D CT-scan reconstruction surface, extracted semi-automatically (step1).

C: L3 average model of 2000 points. The 200 black dots have the same geometrical coordinates as the generic model A. These points are control points for the deformation of the whole points (2000) performed in step 2.

In a step 2, this subset of points was used as control points to deform the specific CT-scan shape (2000 points) and adapt it to the average model of the same vertebral level. The result of this kriging was an average model of 2000 points for each vertebral level (see Figure 1).

Application of the method from low dose radiographs

All vertebrae of subset B were first X-rayed (PA-0, i.e. postero-anterior 0°, and LAT, i.e. lateral view, see Figure 1) in the EOS™ low dose digital X-ray device, with radiographic constants of 70 kVp and 0.2 mAs.

The calibration object, necessary to calculate a set of geometrical parameters of the radiological environment, was a box composed of four Plexiglas plates containing 80 calibrating metallic spherical beads (see Figure 1), 0.7 mm in diameter, of known 3D coordinates, previously measured by means of a 3D measuring device with an accuracy of ± 0.01 mm. A calibration algorithm based on the DLT [1, 7, 22] and modified to fit the specificity of the low dose digital system [16] was applied to obtain the 3D parameters of the radiographic device.

For all specimens of subset B, depending on the specificity of the vertebral level and the radiograph visibility, 20 to 28 landmarks per vertebra were identified, i.e. from 8 to 13 StereoCorresponding Points and from 13 to 19 Non-StereoCorresponding Points. An example of these identified landmarks is shown on Figure 2 for a lumbar vertebra.

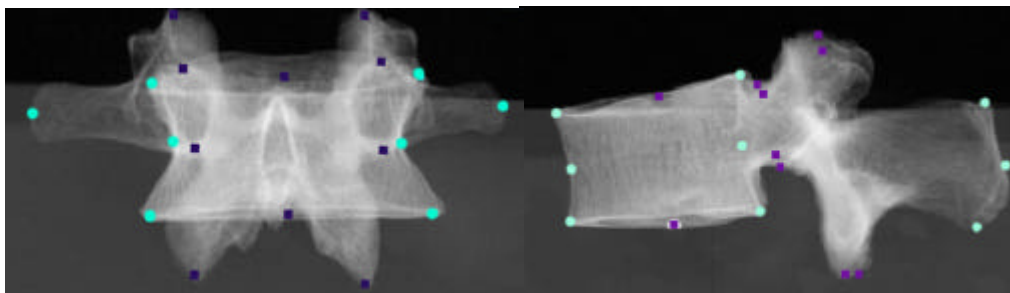


Figure 2: An example of 27 identified landmarks for a lumbar vertebra.

The 10 square landmarks represent the stereo corresponding points (visible on both views) the others 17 dot points represent the non-stereo corresponding points (visible on a single radiograph)

Once the 3D coordinates of these anatomical landmarks are obtained (DLT+NSCP), the deformation of the detailed generic object is performed using “kriging” algorithms yielding a detailed 2000 points personalised model.

Finally, an iterative control of the reconstructed models is performed by visualising the retro-projection of the three-dimensional reconstructed model on the real vertebral contour seen on both radiographs (Figure 3). If the retro-projected contours are close to the real radiograph contours, the 3D model is accepted. If not, some identified landmarks are moved in order to match the retro-projected contours with the radiograph contours.

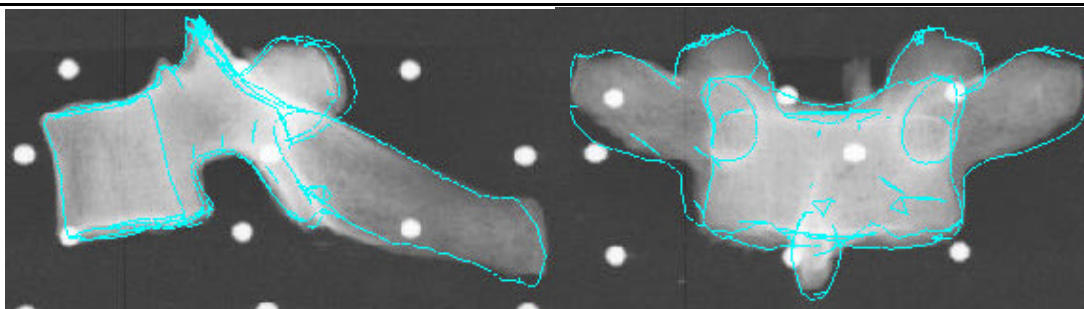


Figure 3: Example of the retro-projected contours of a 3D reconstructed model on the real radiograph contours after iterative qualitative control.

CT scan Reconstruction: Reference Measurements

The CT-scan acquisition protocol used to obtain the 3D reconstruction reference (subset B) was the same as described previously for the subset A. Millimetric consecutive slices were performed and the reconstructions were obtained with the same software yielding 3D reference models of 1 mm accuracy.

Comparison protocol

The comparison consisted in a superimposition of a CT-scan reconstruction and of its corresponding detailed stereoradiographic reconstruction by using geometrical transformations (rotation, translation) and a least square matching method.

On a first step, a qualitative comparison was performed to have an idea of how adequate the reconstructed shape was, when compared to the reference vertebral topology (CT scan). Moreover, visualisation of the superimposed reconstruction of the same vertebra points out the vertebral regions where maximum deviations may occur.

On a second step, to quantify the accuracy of the stereoradiographic technique with regards to the reference technique (CT-scan), the results of the comparisons were expressed as *point to surface* distances. After superimposition, each point of the model (obtained from stereoradiography) was projected onto the surface defined by the reference (obtained from the CT scan) in order to calculate the *point to surface* distance [14, 15].

Global comparison: The global comparison consisted in computing the mean *point to surface* distance, the 2 RMS ($2 * \text{Root Mean Square}$) and the maximum distance values. The 2RMS distances represent the maxima for 95% of all points, while the maximum distance values represent the isolated extreme values obtained for the entire sample. This comparison was processed on the entire set of 2000 points per vertebra for the whole sample with regard to 3D CT scan reconstruction.

Local comparison: A complementary analysis aims to define the vertebral areas for which the 3D reconstruction by stereoradiography is able to give detailed geometric information. As most of the anatomical landmarks reconstructed by DLT and NSCP, considered as control points for the kriging algorithm, are located on the vertebral body and on the pedicles, the set of 2000 points were divided in 5 subgroups:

- *vertebral body*
- *pedicles*
- *transverse processes*
- *spinous process*
- *posterior arch (transverse processes, spinous process and articular facets)*

In order to quantify the difference of accuracy between the five subgroups, the 3D-stereoradiographic reconstructions of these vertebral regions were compared to those obtained by CT scan technique.

Results

A qualitative evaluation of reconstructed vertebrae is shown on figure 4. The average point to surface comparison results corresponding to detailed stereoradiography reconstruction vs. CT scan technique are presented in Table 1 as mean, 2 RMS and maximum values per spinal level.

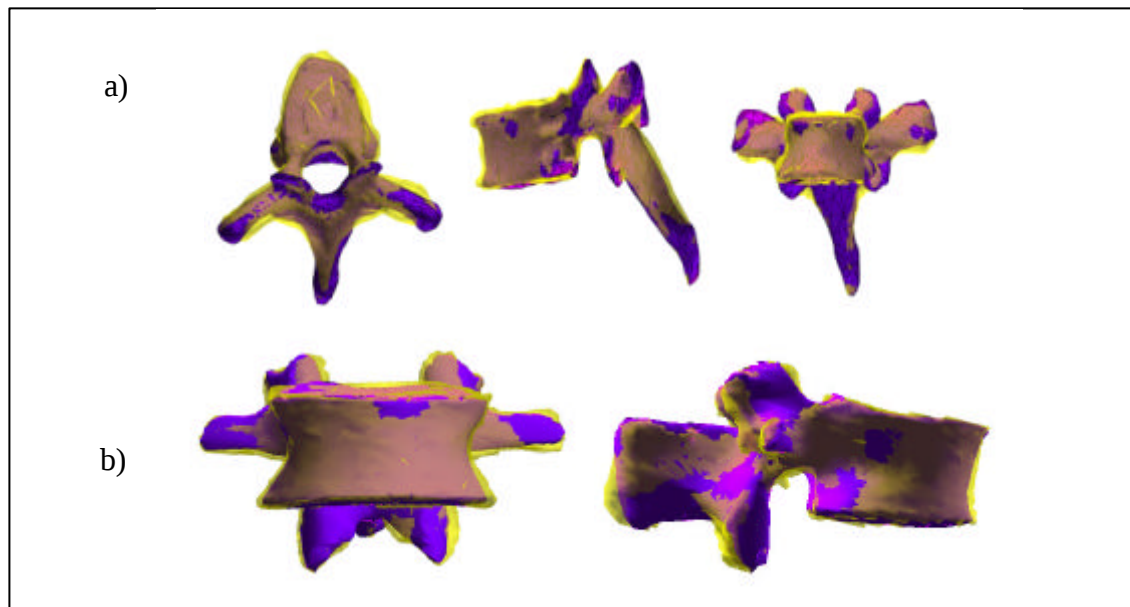


Figure 4: Qualitative comparison between a scanner and a detailed NSCP reconstruction after least square matching method

In grey: scanner reconstruction, in black: NSCP detailed reconstruction 2000 points. a) For a thoracic vertebra, b) For a lumbar vertebra

The results of the analysis concerning the difference of accuracy between the vertebral body, the pedicles, the spinous process, the transverse process and the whole posterior arch are also presented in Table 1, as the mean, 2 RMS and maximum values per spinal level of subset A. The results are globally better for the pedicles and the vertebral body than for the transverse processes and the posterior arch.

	Point to surface error (mm)	Global Comparison	Vertebral Body	Pedicles	Transverses Process	Spinous Process	Whole posterior Arch
Lower Cervical Vertebrae (N=10)	Mean	0.7	0.6	0.6	0.7	0.7	0.7
	2RMS	1.7	1.5	1.4	1.8	1.8	1.8
	Max	4.2	4.2	2.4	3.5	4.0	4.0
	Set of points	2056	579	185	333	363	1273
Thoracic Vertebrae (N=12)	Mean	0.9	0.8	0.7	1.2	0.9	1.0
	2RMS	2.4	2.2	1.7	3.0	2.3	2.5
	Max	5.6	4.8	3.8	5.0	4.2	5.6
	Set of points	2174	715	182	311	186	1047
Lumbar Vertebrae (N=14)	Mean	0.9	0.8	0.9	1.1	0.9	1.0
	2RMS	2.4	2.2	2.3	2.7	2.2	2.5
	Max	5.8	5	4.4	5.8	4.0	5.8
	Set of points	2083	662	213	234	215	1127

Table 1: Results of the global and the local comparisons for the 3 spinal levels.

Discussion

The qualitative evaluation of vertebrae reconstructed by means of stereoradiography showed realistic morphological shapes quite similar to those issued from CT scan. Moreover, this is the first study focussing on stereoradiographic reconstruction accuracy which considers the geometric specificity of each spinal level visible on a classical spine radiograph (from C3 to L5).

The quantitative results for all spinal levels, mean error of 0.7 mm (0.9 RMS), 0.9 mm (1.2 RMS) and 0.9 mm (1.2 RMS) for lower cervical, thoracic and lumbar levels respectively, showed errors comparable to previous studies (the previous most accurate results showed a mean error of 1.1 mm (1.4 RMS) for lumbar vertebrae [15]), whereas the current models take into account a larger set of points. Indeed, approximately 2000 reconstructed points are evaluated for the current model versus only 178 points for the previous most detailed model [15]. Therefore, this is a real improvement compared to all the previous stereoradiographic reconstruction methods [1, 2, 14, 15]. These promising results are certainly due on one hand to the image quality (using EOS™ device) enabling a good visibility of specific anatomical points and contours of the X-rayed vertebrae. On the other

hand the iterative control process allowing the retro-projected contours to fit with the real radiograph contours contributes to the quality of these results. Moreover, this capacity of control is only possible thanks to the high detail level of the 3D model, which allows realistic retro-projection (figure 3).

The maximal errors ($\sim 6\text{mm}$) obtained for some vertebrae could be explained by the presence of osteophytes on those vertebrae. As a matter of fact, this reconstruction method using the deformation of a generic object can produce local deformation induced by a global deformation (case of a degenerative scoliotic pathology for example) but the method cannot take into account important local deformation caused by a local degenerative pathology (osteophytes). This could be explained by the limitation of the control points which deform the generic object. This could also explain the difference of accuracy between the main anatomical areas. Thus anatomical sites as pedicles or vertebral body with sufficient identified landmarks give better results in terms of accuracy, (average error (RMS) of 0.7 mm (0.9) and 0.8 mm (1.1) respectively, for thoracic level) than sites with few visible anatomical landmarks like transverse process or the posterior arch (average error (RMS) of 1.2 mm (1.5) and 1.0 mm (1.3) respectively, for thoracic level).

Conclusion

The modified reconstruction method leads to high accuracy (mean error of 0.9 mm (1.2 RMS) approximately) of morpho-realistic 3D models obtained from 2 X-ray views. Moreover, the X-ray dose is highly diminished with the low dose X-ray device (EOSTM). Thus this study yields personalised 3D geometric models (accuracy close to millimetric CT-scan reconstruction) with a low irradiation dose.

This 3D imaging technique could be a good alternative to existing techniques for the follow-up of scoliotic patients, allowing quantitative 3D analysis and could be applied for personalised finite element model yielding a real progress in the planning of surgical acts.

Acknowledgement:

The authors thank A. Mitulescu for her technical advice as well as *Biospace Instruments* for financial support.

References

1. André B, Dansereau J, and Labelle H (1994) Optimized vertical stereo base stereoradiographic setup for the clinical three-dimensional reconstruction of the human spine. *J Biomech* 27: 1023-1035
2. Aubin CE, Dansereau J, Parent F, Labelle H, De Guise JA (1997) Morphometric validation of personalized 3D reconstruction and geometric models of the human spine. *Med Biol Eng Comp* 6: 611-618
3. Brown RH, Burstein AH, Nash CL, Schock CC (1976) Spinal analysis using a three-dimensional radiographic technique. *J Biomech* 9: 355-365
4. De Guise JA, Martel Y (1988) 3D biomedical modelling: merging image processing and computer aided design. *IEEE EMBS 10th International Conference*, New Orleans: 426-427
5. Delorme S (1996) Application du krigeage pour l'habillage et la personnalisation de modèle géométrique de la scoliose. *Mémoire de Maîtrise*, Ecole Polytechnique de Montréal.
6. Dubousset J: (1992) Importance of three-dimensional concept in the treatment of non scoliotic deformities. *Proc. Int. Symp. 3D Scoliotic Deformities*, Montréal : 302-311
7. Dansereau J and Stokes IAF (1988) Measurements of three-dimensional shape of the rib cage. *J Biomech* 21: 893-901
8. EVAL (1996) Evaluation clinique d'un appareil de radiologie numérique développé à Novosibirsk à partir des détecteurs de particules du Pr. Georges Charpak; Synthèse
9. Ismael B (1995) Etude morphométrique des vertèbres thoraciques. *Mémoire de DEA*, LBM ENSAM, Paris
10. Kalifa G, Boussard JM (1996) L'appareillage de radiologie numérique dit Charpak. *J Radiol* : 77-85
11. Landry C, De Guise JA, Dansereau J, Labelle H, Skalli W, Zeller R and Lavaste F (1997) Analyse infographique des déformations tridimensionnelles des vertèbres scoliotiques. *Ann Chir* 51: 868-874
12. Labelle H, Dansereau J, Bellefleur C, Jequier JC (1995) Variability of geometric measurements from three dimensional reconstructions of scoliotic spines and rib cages. *Eur Spine J* 20 (23): 2487-2496
13. Maurel N (1993) Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle par éléments finis du rachis cervical inférieur. *Thèse de doctorat en mécanique*, LBM-ENSAM, Paris
14. Mitton D, Landry C, Véron S, Skalli W, Lavaste F, and De Guise JA (2000) 3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes. *Med Biol Eng Comput* 38: 133-139

15. Mitulescu A, Semaan I, De Guise JA, Leborgne P, Adamsbaum G, and Skalli W (2001) Validation of the non-stereocorresponding points stereoradiographic 3D reconstruction technique. *Med Biol Eng Comput* 39: 152-158
16. Mitulescu A (2001) Contribution à la reconstruction tridimensionnelle du rachis et du bassin à partir de la stéréoradiographie conventionnelle et basse dose (Charpak). *Thèse de doctorat en mécanique*, LBM-ENSAM, Paris
17. Parent S, Mitulescu A, Semaan I, Skalli W, Lavaste F, de Guise JA, and Labelle H (2000) Morphometric analysis of normal thoracic vertebrae, The Canadian Orthopaedic Research Society 34th Annual Meeting,, Edmonton, Alberta, 3-6 Juin
18. Pearcy MJ, Whittle MW (1982) Movements of the lumbar spine measured by three-dimensionnal X-ray analysis. *J Biomed Eng* 4: 107-112
19. Perdriolle R (1979) La scoliose: son aspect tridimensionnel. In: Maloine (Ed.), Paris.
20. Perdriolle R, Vidal J (1987) Morphology of scoliosis : Three-dimensionnal evolution. *Orthopaedics* 10 (6): 909-915, 785-791
21. Rainaut JJ (1994) : Les scolioses. *Ellipse (Ed.), Paris*.
22. Selvik G, Olsson TH, and Willner S (1976) High accuracy analysis of movement of the spine with the aid of a roentgen stereophotogrammetry method. *Biomechanics V-B*. Edited by P.V. Komi, University Park Press, Baltimore Maryland, p 502-507
23. Semaan I, Skalli W, Veron S, Templier A, Lavaste F (2001) Anatomie quantitative tridimensionnelle du rachis lombaire. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Locomoteur* 87: 983-992
24. Stokes IAF, Wilder DG, Frymoyer JW, Pope MH (1981) Assesment of patient with low-back pain by biplanar radiographic measurement of intervertebral motion. *Spine* 6: 233-240
25. Trochu F (1993) A contouring program based on dual kriging interpolation. *Eng Comput* 9: 160-177
26. Veron S (1997) Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle par éléments finis du rachis cervical supérieur. *Thèse de doctorat en mécanique*, LBM-ENSAM, Paris.

ANNEXE III : Version originale de l'article soumis à la revue « Computed Aided Surgery »

3D Reconstruction of the Proximal Femur with Low Dose Digital Stereoradiography

A. LE BRAS⁽¹⁾, MS, S. LAPORTE⁽¹⁾, PhD, V. BOUSSON⁽²⁾, MD, PhD,
D. MITTON⁽¹⁾, PhD, J.A. de GUISE^(1,3), PhD, J.D. LAREDO⁽²⁾, MD, PhD,
W. SKALLI⁽¹⁾, PhD.

(1) Laboratoire de BioMécanique ENSAM / CNRS UMR 8005/ Paris, France

(2) Laboratoire de Radiologie Expérimentale, CNRS UMR 7052, Faculté Lariboisière - Saint-Louis de l'Université Paris VII et Service de Radiologie de l'Hôpital Lariboisière AP-HP, Paris, France

(3) Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie ETS / CRCHUM / Montréal, Canada

Corresponding authors :

A. LE BRAS / W. SKALLI

Laboratoire de BioMécanique- ENSAM-CNRS UMR 8005, Paris, France

151, Boulevard de l'Hôpital

75 013 PARIS, FRANCE

Phone: 33 1 44 24 63 64

Fax: 33 1 44 24 64 54

lebras_anthony@yahoo.fr / Wafa.Skalli@paris.ensam.fr

Research Fund:

This work was supported by *Biospace Instruments*, Paris, France

Previous Communication

Parts of the submitted study were presented as "Proximal Femur 3D Reconstruction by means of Low Dose Digital Bi-Planar Radiography" at CAOS-International meeting in Marbella (2003).

Abstract

Objective

3D accurate geometry of the proximal femur may be helpful for fracture risk evaluation, as well as for planning and assisting of surgical procedure. The purpose of this study was to apply and validate a stereoradiographic 3D reconstruction method on proximal femur from radiographic contours identification on bi-planar radiographs.

Materials and Methods

25 excised non-pathologic proximal femurs were investigated using a low dose digital radiographic device. 3D personalized models were reconstructed using Non Stereo Corresponding Contours algorithm. 3D CT-scan reconstructions resulting from a CT-scan device were defined as geometric references for the comparison protocol, to assess the accuracy and the reproducibility of the personalized 3D stereoradiographic reconstructions. Moreover, the reliability of a set of 3D parameters obtained from stereoradiographic models was evaluated.

Results

This study showed the validity of the NSCC method applied to the proximal femur with good results for the accuracy (mean error = 0.7 mm) and the reproducibility (Wilcoxon test $p > 0.28$). Moreover, precision study for the set of 3D parameters yielded Coefficient of Variations lower than 5%.

Conclusions

Once validated in vivo, applications should be multiple in therapeutic fields (surgical planning, computer assisted surgery...) as well as in diagnostic fields (equilibrium study, osteoporosis fracture risk...)

Keywords: 3D Reconstruction, Low dose Stereoradiography, Proximal Femur, Accuracy, Reproducibility

Objective

Accurate knowledge of the proximal femur geometry is of high interest in diagnostic and therapeutic applications as well as in clinical follow up linked to hip fracture and hip joint pathologies. Conventional radiographs, CT-scan and MRI are usually used to obtain hip and femoral geometric informations.

Conventional radiographs provide only 2D parameters sensitive to the orientation and the complex 3D structure of the femur (*Burr et coll., 1981 ; Kay et coll., 2000*), thus giving only a rough approximation of femoral geometry (*Rubin et coll., 1992*). 3D reconstructions are currently available using CT scans or MRI (*Cline et coll., 1987 ; Gautsch et coll., 1994 ; Mortelet et coll., 2002*). However, these modalities are somewhat expensive and for CT-scans, the accuracy of the 3D models obtained is highly dependent to spatial acquisition parameters and therefore, to the radiation dose received by the patient (*Shrimpton et coll., 1991*).

Recent advances in stereoradiographic reconstruction technique allow obtaining 3D bone structure geometry from 2D-contours identified on bi-planar conventional radiographs. This 3D reconstruction method called Non Stereo-Corresponding Contour algorithm, i.e. NSCC, has already been applied on the distal femur, using conventional X-rays, with accuracy close to that obtained using 3D CT-scan reconstruction (*Laporte et coll., 2003*). This algorithm is based on the deformation of a 3D model relatively to identified 2D radiographic contours. This technique has also been implemented into a software applied on a low dose digital radiographic device (EOS™, Biospace Instruments, Paris, France) based on G. Charpak's gas detectors allowing an irradiation dose much lower than with conventional radiographs (*Kalifa et coll., 1998*). Another property of this device is its capacity to perform a simultaneous acquisition of two orthogonal views in a free standing position.

The aim of this study was to apply and validate the 3D geometric reconstructions of the proximal femur by NSCC technique using the low dose device.

Materials and Methods

25 non-pathologic human femurs, harvested from fresh human cadavers (provided by the Institut d'Anatomie René Descartes (Paris, France)), were considered, in order to evaluate the accuracy of 3D reconstruction obtained by NSCC: 20 females and 5 males femurs, from 54 to 103 years old subjects (mean age 84 ± 13 years). All these femurs were sawed 10 cm under the lesser trochanter and the proximal part was kept for this study.

The 25 proximal femurs were scanned (CT-scan) in order to obtain 3D geometric references, then they were radiographed with the low dose device and reconstructed in 3D using the NSCC algorithm. The accuracy of the 3D-stereoradiographic reconstruction for each proximal femur was evaluated in comparison with the corresponding 3D CT-scan model

CT-scan acquisition and 3D Reconstruction

The 25 proximal femurs were investigated using a multislice CT-scan device (Somatom Plus 4, Volume Zoom, SIEMENS, Germany). Proximal femurs were scanned in water to avoid image reconstruction artefacts. Examination consisted of a scout view, selection of the examination volume, image acquisition and reconstruction. Image acquisition parameters were 140 kVp, 300 mAs, pitch 0.75. Axial image of 1.25 mm thickness were reconstructed each 0.7 mm, with a 'bone' filter and a 130 mm field of view. CT-scan images obtained had a pixel resolution of approximately 0.25 mm.

The three-dimensional reconstructions were obtained using the software (SliceOmatic®, Tomovision Inc., Montreal, Quebec, Canada). An automatic segmentation of grey level and a manual correction of potential segmentation errors were performed to identify all bone voxels in each slice. Finally, the CT-scan slices were piled and 3D femur reconstructions, containing up to approximately 10000 points, were obtained. The reconstruction time was approximately 1 hour per proximal femur. The accuracy of this technique was evaluated to be $\pm 1\text{mm}$ (Landry et coll., 1997). Thus, a three-dimensional reconstruction reference was obtained for each proximal femur.

Low Dose Digital Stereoradiographic acquisition and 3D Reconstruction

All proximal femurs were then radiographed in frontal and lateral views with a prototype of the low dose digital X-ray device (EOS™™, Biospace Instruments, France). The spatial calibration of the stereoradiographic environment was performed, by a modified DLT algorithm adapted to the fan beam geometry of the EOS™ device, allowing the geometric localization of X-ray source and detectors in a global referential.

This algorithm is based on the deformation of a 3D generic model according to identified 2D radiographic contours. The generic proximal femur (a priori knowledge of the studied structure) used in NSCC method was obtained with the previous 3D CT-scan reconstruction protocol. One femur (female, 89 years) was considered. It did not belong to the sample used for the comparison protocol. The mesh of this generic proximal femur was constituted of 11442 points. From this generic object, different anatomic regions were defined: femoral head, superior and inferior femoral neck, greater trochanter, lesser trochanter, medial, lateral, anterior and posterior diaphysis (**Figure 16**).

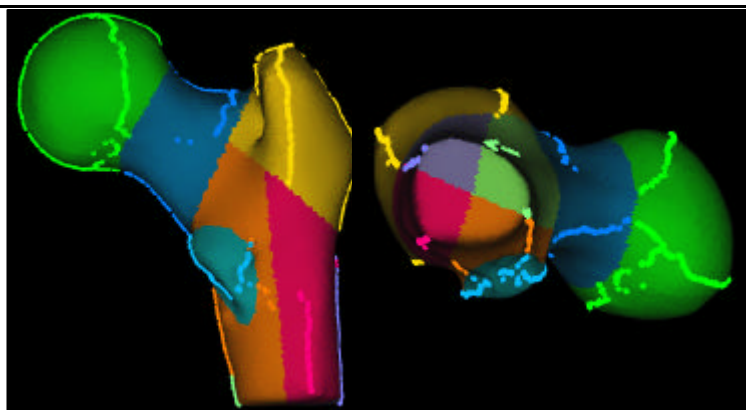


Figure 51 : Generic object areas

Representation of the 3D generic model with its different anatomic areas (left : postero-anterior view - right: view from below). On this figure, 3D model contours are generated as if they were projected on postero-anterior and lateral radiographs.

Then, 2D contours were identified semi-automatically by means of active contours (*Kass et coll., 1988*) for all specimens. Seven contours were identified on the postero-anterior view (femoral head, inferior femoral neck, superior femoral neck, medial diaphysis, external diaphysis, greater and lesser trochanter as indicated on **Figure 17-a**) and six contours on the lateral view (femoral head, femoral neck, anterior diaphysis, posterior diaphysis, greater and lesser trochanters as illustrated on **Figure 17-b**).

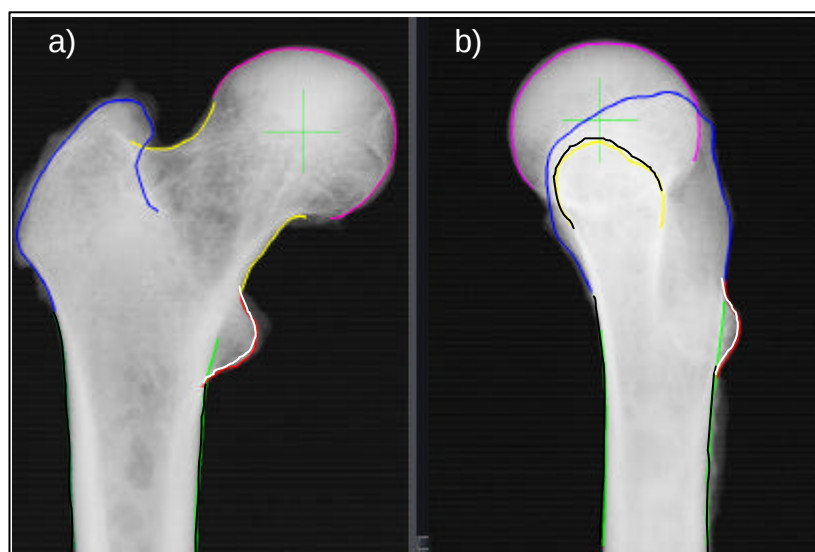


Figure 52: Contours identification

Identification of the different radiographic contours on both a) frontal and b) lateral views

Finally, the NSCC algorithm (*Laporte et coll., 2003*) was used to perform first a rigid matching and then a non-linear deformation of the generic object to minimize the distance between its 3D retroprojected contours and the corresponding region contours identified on

both radiographs (**Figure 18**). The reconstruction time for the whole process was approximately 20 minutes.

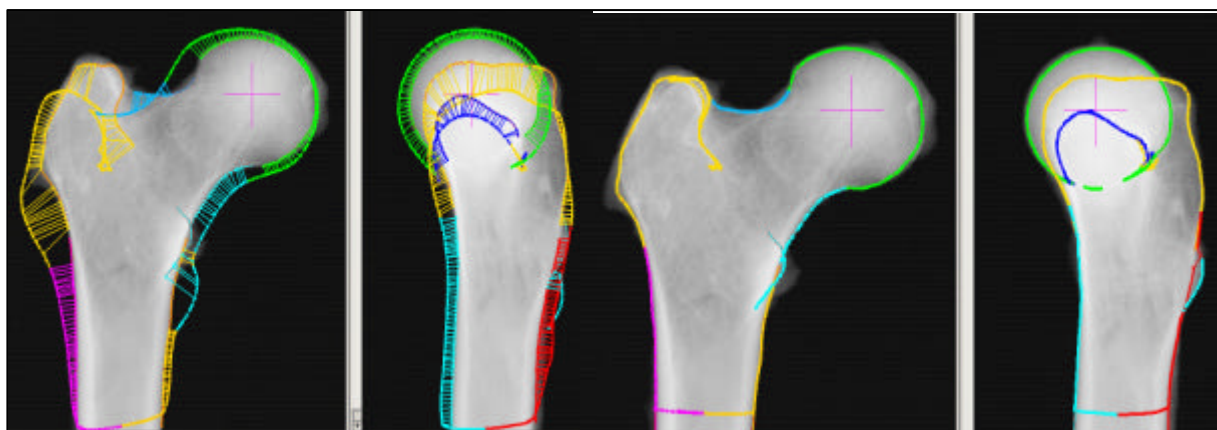


Figure 53 : Matching-deformation process, 3D projected contours are deformed until they fit with their corresponding identified contours.

a) 2D projected contour of the 3D model at the beginning of the deformation process. Beams between identified and projected contours represent the distance criteria to minimize. b) 2D projected contours of the final 3D model at the end of the deformation step are visible for both views.

Comparison protocol

The comparison consisted in superimposing the two models by using geometrical transformations (rotation, translation) and a least square matching method.

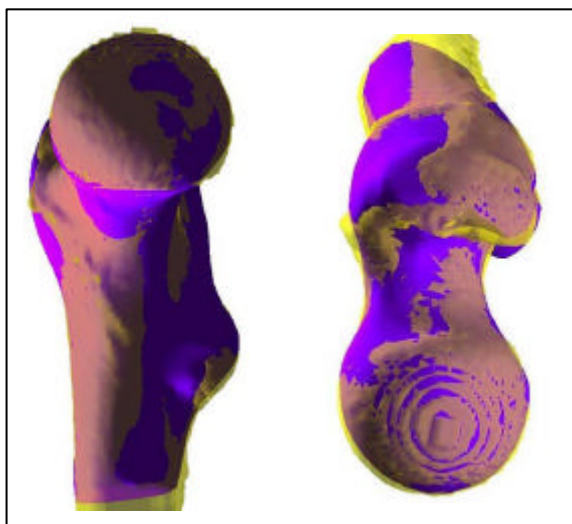


Figure 54: Qualitative Evaluation:

Superimp osition of stereoradiographic (dark) and CT-scan (light) 3D models.

In a first step, a qualitative comparison between the reconstructed shape and the reference femoral geometry (CT-scan reconstruction) was performed. In addition, visualization of the superimposed reconstruction of the same femur made visible the femoral regions where maximum deviations may occur (**Figure 19**).

In a second step, to quantify the accuracy of the stereoradiographic technique with regards to the reference technique, the results of the comparisons were expressed as *point to surface* distances. That means that after superimposition, each point of the model (obtained from stereoradiography) was projected on the surface defined by the reference (obtained from CT-scan) in order to calculate the *point to surface* distance (Mitton *et coll.*, 2000 ; Mitulescu *et coll.*, 2001).

Global comparison: The global comparison consisted in computing the mean *point to surface* distance, the 2 RMS (2 * Root Mean Square) and the maximum distance values. The 2RMS distances represent the maxima for 95% of all points, while the maximum distance values represent the isolated extreme values obtained for the entire sample. This comparison was processed on the entire set of 10 000 points per femur for the whole sample with regard to 3D CT-scan reconstruction.

Local comparison: A complementary analysis aims to define the areas for which the 3D reconstruction by stereoradiography is able to give detailed geometric information:

- *femoral head*
- *femoral neck*
- *greater trochanter*
- *lesser trochanter*
- *femoral shaft*

In order to quantify the difference of accuracy between the five subgroups, the 3D-stereoradiographic reconstructions of these femoral regions were compared to those obtained by CT scan technique.

3D parameters

A set of 3D parameters were calculated for each of the 3D stereoradiographic model. The femoral head diameter was directly obtained from the least square sphere calculated from the femoral head region. The midneck cross sectional area (midneckCSA) was calculated from the section of the plan generated by the barycentre and the principal inertial vector of the femoral neck region. The Femoral Neck Axis Length (FNAL) was defined from the intersection of the line generated by the previous described vector and the 3D model. Finally, the calculation of the angle between the principal inertial vector of the femoral neck region

and the principal inertial vector of the femoral shaft region provided the 3D Neck-Shaft Angle (NSA). Graphical illustrations of these 3D parameters are presented **Figure 20**.

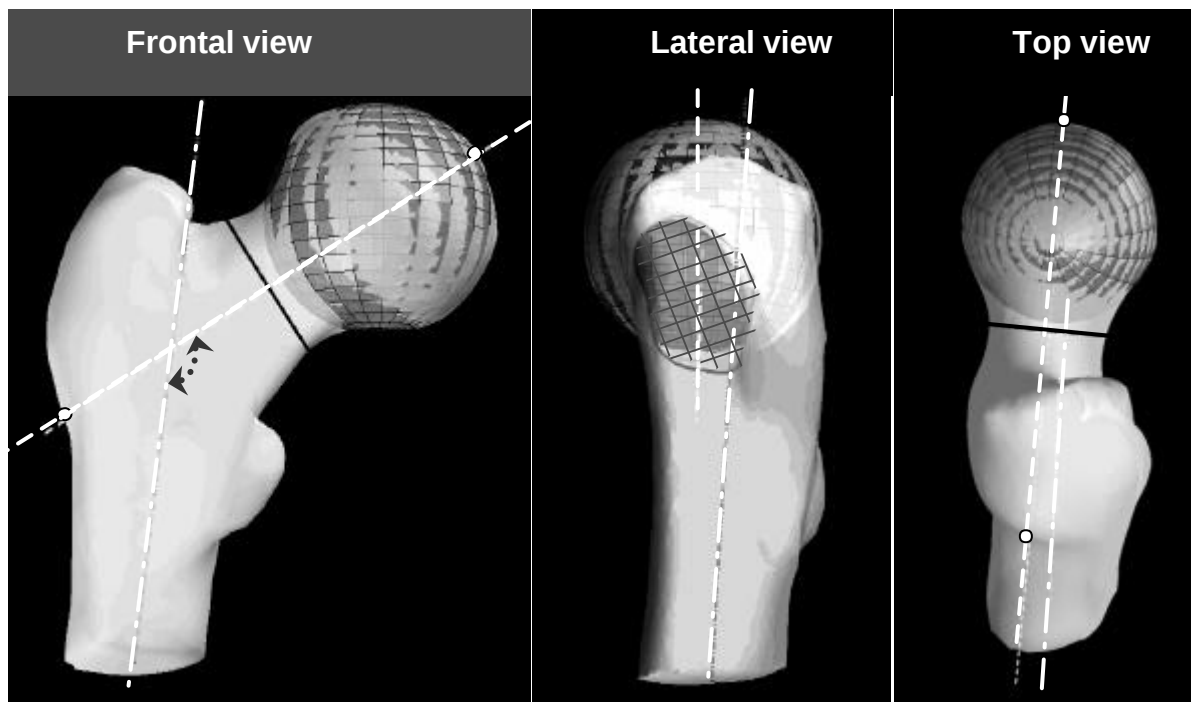


Figure 55 : 3D Parameters: Graphical illustration of frontal, lateral and top views of 3D parameters.

Femoral neck and femoral shaft 3D inertial axis are represented in white dotted lines (G and ? respectively). Frontal and top projections of Cross Section Area at mid-neck are represented by the black segments AA' and BB' respectively. Its lateral projection is characterized by a hatched area. Projection of 3D NSA is illustrated on frontal view, and the FNAL is represented by the segment CC' on frontal and top views. Least square sphere inducing the Femoral Head Diameter calculation is visible on all views.

Reproducibility and comparison of techniques

Intra observer reproducibility of stereoradiographic 3D reconstructions were evaluated on a randomized selection of 15 proximal femurs. Each of these specimens was reconstructed twice by the main investigator. For the interobserver reproducibility, a second investigator reconstructed the randomized specimens selection.

First, a non-parametric Wilcoxon test was performed on the mean and the RMS values obtained from the comparison protocol applied on the different intra and interobserver reconstructions. Moreover, the Coefficient of Variation (CV) and the Standard Estimate of Error (SEE), as well as the corresponding absolute values, were calculated for the set of 3D parameters from the 3D reconstruction of intra and inter observations.

Results

Contours identification on both radiographs added to the 3D reconstruction algorithm process required approximately 15 to 20 minutes to obtain the final personalized model.

A qualitative evaluation of reconstructed proximal femur is shown on **Figure 4**. The average point to surface comparison results corresponding to stereoradiography reconstruction vs. CT scan technique are presented in **Table 1** as mean, 2 RMS and maximum values.

	Point to surface error (mm)	Global Comparison	Femoral Head	Femoral Neck	Greater Trochanter	Lesser Trochanter	Femoral Shaft
Proximal Femurs (N=25)	Mean	0.7	0.5	0.7	0.9	1.1	0.7
	2RMS	2.0	1.4	1.8	2.4	2.8	2.0
	Max	6.7	5	4.4	5.6	6.7	5.7
	Set of points	11442	3381	1898	2812	471	3214

Table 1: mean, 2 Root Mean Square (2RMS), maximal (Max) values for point to surface distances between stereoradiographic and CT-scan model. The number of points included in the comparison protocol for each area is also provided.

The results of the analysis regarding the difference of accuracy between the femoral head, the femoral neck, the greater trochanter, the lesser trochanter and the femoral shaft are also presented in **Table 1**. The results are globally better for femoral head, femoral neck and femoral shaft than for the greater and the lesser trochanter. The non-parametric Wilcoxon test showed no significant differences between intra and interobserver results ($p = 0.30$ and $p = 0.28$ respectively) issued from the comparison protocol.

The mean, the standard deviation (SD), the minimal (Min.) and the maximal (Max.) values obtained for the 3D parameters of the whole set of proximal femurs are presented in **Table 2**.

	FHD (mm)	midneckCSA (mm ²)	NSA (degree)	FNAL (mm)	Age (year)
Mean	42.7	644	126.5	91.5	84
SD	3.3	120	7.2	6.6	13
Min.	37.4	470	112.3	82.4	54.0
Max.	53.6	986	136.9	111.7	103

Table 2: Mean, Standard Deviation (SD), Minimal (Min.) and Maximal (Max.) values for the 3D parameters obtained from personalized 3D models (n=25).

The coefficient of variation (CV), the Standard Estimate of Error (SEE) and the corresponding absolute values are presented in **Table 3** for 3D parameters calculated on the subset of 15 randomized selected specimens.

Thus, the application of NSCC algorithm on proximal femur provides accurate and reproducible 3D geometrical model (close to CT-scan) and reproducible 3D parameters (CV < 5% for all parameters).

	FHD	midneckCSA	NSA	FNAL
Intra CV %	0.5	1.6	0.3	0.4
(absolute error)	(0.2 mm)	(10.3 mm ²)	(0.4°)	(0.3 mm)
Intra SEE %	1.3	6.3	0.8	1.0
(absolute error)	(0.6 mm)	(28.7 mm ²)	(1.0°)	(0.9 mm)
Inter CV %	0.6	4.3	0.6	0.3
(absolute error)	(0.3 mm)	(28 mm ²)	(0.7°)	(0.3 mm)
Inter SEE %	1.7	12.1	1.6	0.9
(absolute error)	(0.7 mm)	(79 mm ²)	(2.0°)	(0.9 mm)

Table 3 Coefficient of Variation (CV), Standard Estimate of Error (SEE) and their corresponding real value are given for the 3D parameters obtained from 15 specimens of the whole sample of personalized 3D model.

Discussion

This is the first study on 3D reconstruction of the proximal femur using stereoradiographic method. The qualitative evaluation of all reconstructed proximal femurs showed realistic morphological shapes quite similar to those issued from CT-scan considered as the gold standard technique for 3D bone geometry acquisition. Of course, with regard to CT-scan, the personalized 3D model only provides a surfacic shape with no volumetric informations. With that restriction in mind, quantitative results of shapes comparison showed that the mean error was very low (mean error = 0.7 mm ; 95% of errors < 2.0 mm), without the great irradiation dose induced by accurate 3D CT-scan imaging *Shrimpton et coll., 1991*.

The maximal local values errors concerned the greater trochanter and the lesser trochanter (**Figure 21**), which are not critical areas from a clinical point of view. These errors are probably due to the important anatomical variability at these muscular insertion areas. Indeed, it is well known that powerful femoral muscles could create important local deformation of the bone at their insertion sites like linea aspera, lesser or the greater trochanter. The limit of the reconstruction method lies in its sensitivity to distinguish geometric features from radiographic signals. Thus, some larger errors on the greater trochanter could be explained by the difficulty to dissociate anterior and posterior contour on

the lateral view. For the lesser trochanter area, on several radiographs the femoral shaft hid the lesser trochanter contour (in frontal view as well as in lateral) decreasing the reconstruction accuracy. Also, the fovea shape was not detailed on the generic model inducing a systematic error on this area.

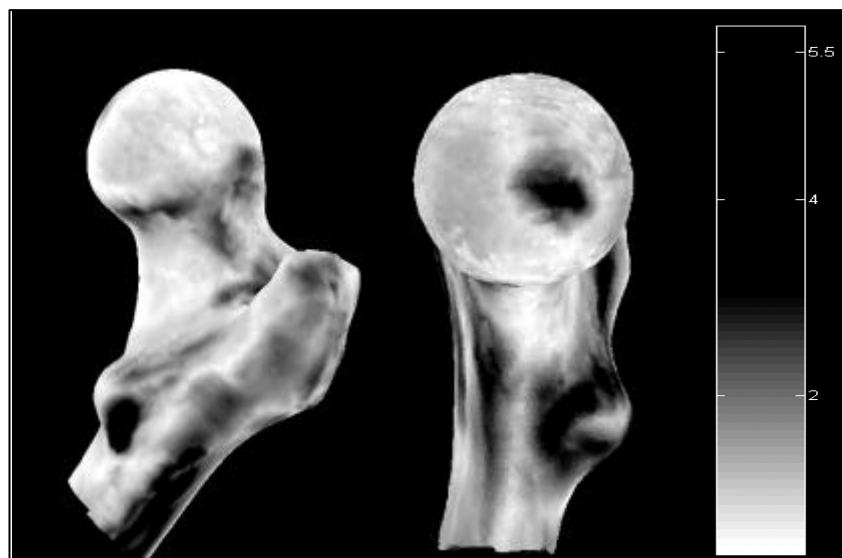


Figure 56 : Maximal Errors Map

Map of maximal errors: for each point of the mesh, the maximal error found among the whole sample was reported on the generic object. All black areas, represent errors superior to 3 mm. Other areas (from white to grey) represent maximal errors ranging from 0 to 3 mm.

One of the strength of the current study is the high level of definition of the generic object used (~10 000 points mesh). It allows generation of smooth 3D virtual contours. This could explain in a way the global improvement of accuracy compared to the first results of the NSCC algorithm on the distal femur (*Laporte et coll., 2003*), mean error 1.0 mm , 2RMS = 2.8 mm , max = 5 mm, where the mesh was made of only 556 nodes. In addition to the global accuracy of the reconstruction method, the major other advantages reside first in the reduction of the pictures storage (only 2 images for the current method versus more than 200 for the 3D CT-scan method), and secondly in the whole process reconstruction time that takes only 20 minutes. This time could be improved by using evolved image processing algorithm, as active shape models (*Behiels et coll., 2002*), to reduce identification process.

Besides, the magnification effect induced by the fan beam was automatically corrected by the reconstruction algorithm in such a manner that all parameters obtained were in real dimension. Few previous studies calculated 3D parameters of the proximal femur. FNAL and femoral head diameter calculated from CT-scan images (*Cody et coll., 1999*) showed higher values (FNAL = 97 ± 8 mm; FHD = 47 ± 4 mm) than the current study (FNAL 91.5 ± 6.6 mm; FHD = 42.7 ± 3.3 mm). As well, another CT-scan study with 10 mm

slices (*Cheng et coll., 1997*) reported midneck Cross Section Area higher than those reported in **Table 2** ($CSA = 880 \pm 138 \text{ mm}^2$ vs. $664 \pm 136 \text{ mm}^2$ respectively). Such differences could be explained mainly by the gender of the specimens used. For this two previous studies more than the half of the subjects were males, whereas in the present study only 5 of the 25 subjects were males. In fact, it is well known that males have bones of bigger dimension than females.

Current results could be compared also to previous 2D studies performed on approximately the same set of parameters. The current study compared to manual or automatic 2D measurements performed from X-rays or DXA images (*Beck et coll., 1990 ; Kukla et coll., 2001 ; Bergot et coll., 2002 ; Kukla et coll., 2002*) shows results of the same magnitude. For example, manual measurements on DXA images *Bergot et coll., 2002* and radiographs (*Kukla et coll., 2002*) study provided a mean NSA of $125.6 \pm 3.6^\circ$ and $124 \pm 7.5^\circ$ respectively (vs. $126.5 \pm 7.2^\circ$ for the current study) and a mean FNAL of $93.3 \pm 3.8 \text{ mm}$ and $100.3 \pm 8.8 \text{ mm}$ respectively (vs. $91.5 \pm 6.6 \text{ mm}$ for the current study). Differences between these 2D studies and the current one could be explained mainly by the 3D aspect of the current study and the manner to calculate parameters. For FNAL and NSA, the femoral neck anteversion and the femoral shaft torsion could yield to errors in the 2D measurements. Thus, in a study about 64 femurs (*Cheng et coll., 1997*) significant modifications of the FNAL measurements on 2D DXA images (errors ranging from -7.6% to 4.3%) due to changes of the femoral anteversion angle were reported. The 3D method proposed allows resolution of problem induced by measurement of 2D projected parameters sensitive to 3D orientation of the femur.

3D parameters intra and interobservers reproducibility study yielded results comparable to those reported in previous 2D studies (*Faulkner et coll., 1993 ; Bergot et coll., 2002*). Thus, Bergot et al. reported interobservers Coefficient of Variation of 1.45% (absolute error of 0.3 mm) for FNAL and 1.0% (absolute error of 1.3°) for NSA measurements. In Faulkner et al. study, found CV were inferior to 1% for NSA and FNAL. These results correspond to the present study outcome concerning 3D parameters reproducibility (inter CV= 0.3% and 0.6% for FNAL and NSA respectively).

In this study, the frontal and lateral views were chosen because the frontal view is usually used by surgeons and rheumatologist for hip joint analysis and the lateral view was considered because stereoradiographic method usually used orthogonal views. For in vivo applications the lateral radiograph may not be able to provide sufficient information for contours identification. The superposed projection of the pelvis, and the two proximal femurs on the radiographs may not permit contours identification performed in our study. If such the

case, the application of this method in vivo would require a new radiographic incidence to add to the frontal one. Oblique view (*Lequesne et Laredo, 1998*) should provide sufficient radiographic information to perform the method with accurate results.

In a diagnostic purpose, structural geometric parameters, such as hip axis length, minimal femoral neck diameter and neck-shaft angle or cortical wall thicknesses, provide significant information on hip fracture risk (*Faulkner et coll., 1993 ; Gluer et coll., 1994 ; Gnudi et coll., 1999*) and proximal femur strength (*Pinilla et coll., 1996 ; Cheng et coll., 1997*). At this time, such information are available mainly by 2D measurements performed on biplanar images, which could yield erroneous data due to sensitivity to femoral neck anteversion (*Cheng et coll., 1997 ; Michelotti et Clark, 1999 ; Kay et coll., 2000*) and patient positioning.

In a therapeutic purpose, 3D geometry of the proximal femur may provide surgeons a new tool for both surgical planning and assisting during surgical procedure.

The results of this study yielded accurate and reproducible 3D reconstructions of proximal femurs from biplanar X-rays. Application of this method on proximal femur could allow calculating three-dimensional structural geometric parameters such as hip axis length, femoral neck diameter or cortical thicknesses which are of high interest for surgical planning or computed assisted surgery. Moreover these parameters are correlated with mechanical hip strength and could be predictive parameters for osteoporotic hip fractures (*Faulkner et coll., 1993 ; Gluer et coll., 1994 ; Gnudi et coll., 1999*). This study opens the way for clinical study including 3D evaluation of the proximal femur.

Acknowledgments

The authors thank Thomas Mosnier, Sylvain Persohn and Benjamin Aubert, for their technical support.

References

1. Burr DB, Cook LT, Martin NL, Asher M. Measurement accuracy of proximal femoral geometry using biplanar radiography. *J Pediatr Orthop* 1981;1(2):171-9.
2. Kay RM, Jaki KA, Skaggs DL. The effect of femoral rotation on the projected femoral neck-shaft angle. *J Pediatr Orthop* 2000;20(6):736-9.
3. Rubin PJ, Leyvraz PF, Aubaniac JM, Argenson JN, Esteve P, de Roguin B. The morphology of the proximal femur. A three-dimensional radiographic analysis. *J Bone Joint Surg Br* 1992;74(1):28-32.
4. Gautsch TL, Johnson EE, Seeger LL. True three dimensional stereographic display of 3D reconstructed CT scans of the pelvis and acetabulum. *Clin Orthop* 1994(305):138-51.
5. Cline HE, Dumoulin CL, Hart HR, Jr., Lorensen WE, Ludke S. 3D reconstruction of the brain from magnetic resonance images using a connectivity algorithm. *Magn Reson Imaging* 1987;5(5):345-52.
6. Mortelet KJ, McTavish J, Ros PR. Current techniques of computed tomography. Helical CT, multidetector CT, and 3D reconstruction. *Clin Liver Dis* 2002;6(1):29-52.
7. Shrimpton JA, Jones DG, M.C. H, al e. Survey of practice in the UK. Part 2: Dosimetric aspects. NRPB-R249 NRPB, Chilton 1991.
8. Laporte S, Skalli W, De Guise JA, Lavaste F, Mitton D. A Biplanar Reconstruction Method Based on 2D and 3D Contours: Application to the Distal Femur. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2003;6(1):1-6.
9. Kalifa G, Charpak Y, Maccia C, Fery-Lemonnier E, Bloch J, Boussard JM, Attal M, Dubousset J, Adamsbaum C. Evaluation of a new low-dose digital x-ray device: first dosimetric and clinical results in children. *Pediatr Radiol* 1998;28(7):557-61.
10. Landry C, De Guise JA, Dansereau J, Labelle H, Skalli W, Zeller R, Lavaste F. [Computer graphic analysis of the three dimensional deformities of scoliotic vertebrae]. *Ann Chir* 1997;51(8):868-74.
11. Kass M, Witkin A, Terzopoulos D. Snakes: Active contour models. *International Journal of Computer Vision* 1988:321-31.
12. Mitton D, Landry C, Veron S, Skalli W, Lavaste F, De Guise JA. 3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes. *Med Biol Eng Comput* 2000;38(2):133-9.

13. Mitulescu A, Semaan I, De Guise JA, Leborgne P, Adamsbaum C, Skalli W. Validation of the non-stereo corresponding points stereoradiographic 3D reconstruction technique. *Med Biol Eng Comput* 2001;39(2):152-8.
14. Behiels G, Maes F, Vandermeulen D, Suetens P. Evaluation of image features and search strategies for segmentation of bone structures in radiographs using Active Shape Models. *Med Image Anal* 2002;6(1):47-62.
15. Cody DD, Gross GJ, Hou FJ, Spencer HJ, Goldstein SA, Fyhrie DP. Femoral strength is better predicted by finite element models than QCT and DXA. *J Biomech* 1999;32(10):1013-20.
16. Cheng XG, Lowet G, Boonen S, Nicholson PH, Brys P, Nijs J, Dequeker J. Assessment of the strength of proximal femur in vitro: relationship to femoral bone mineral density and femoral geometry. *Bone* 1997;20(3):213-8.
17. Bergot C, Bousson V, Meunier A, Laval-Jeantet M, Laredo JD. Hip fracture risk and proximal femur geometry from DXA scans. *Osteoporos Int* 2002;13(7):542-50.
18. Beck TJ, Ruff CB, Warden KE, Scott WW, Jr., Rao GU. Predicting femoral neck strength from bone mineral data. A structural approach. *Invest Radiol* 1990;25(1):6-18.
19. Kukla C, Pichl W, Prokesch R, Jacyniak W, Heinze G, Gatterer R, Heinz T. Femoral neck fracture after removal of the standard gamma interlocking nail: a cadaveric study to determine factors influencing the biomechanical properties of the proximal femur. *J Biomech* 2001;34(12):1519-26.
20. Kukla C, Gaebler C, Pichl RW, Prokesch R, Heinze G, Heinz T. Predictive geometric factors in a standardized model of femoral neck fracture. Experimental study of cadaveric human femurs. *Injury* 2002;33(5):427-33.
21. Cheng XG, Nicholson PH, Boonen S, Brys P, Lowet G, Nijs J, Dequeker J. Effects of anteversion on femoral bone mineral density and geometry measured by dual energy X-ray absorptiometry: a cadaver study. *Bone* 1997;21(1):113-7.
22. Faulkner KG, Cummings SR, Black D, Palermo L, Gluer CC, Genant HK. Simple measurement of femoral geometry predicts hip fracture: the study of osteoporotic fractures. *J Bone Miner Res* 1993;8(10):1211-7.
23. Lequesne MG, Laredo JD. The faux profil (oblique view) of the hip in the standing position. Contribution to the evaluation of osteoarthritis of the adult hip. *Ann Rheum Dis* 1998;57(11):676-81.
24. Gluer CC, Cummings SR, Pressman A, Li J, Gluer K, Faulkner KG, Grampp S, Genant HK. Prediction of hip fractures from pelvic radiographs: the study of

- osteoporotic fractures. The Study of Osteoporotic Fractures Research Group. *J Bone Miner Res* 1994;9(5):671-7.
25. Gnudi S, Ripamonti C, Gualtieri G, Malavolta N. Geometry of proximal femur in the prediction of hip fracture in osteoporotic women. *Br J Radiol* 1999;72(860):729-33.
26. Pinilla TP, Boardman KC, Bouxsein ML, Myers ER, Hayes WC. Impact direction from a fall influences the failure load of the proximal femur as much as age-related bone loss. *Calcif Tissue Int* 1996;58(4):231-5.
27. Michelotti J, Clark J. Femoral neck length and hip fracture risk. *J Bone Miner Res* 1999;14(10):1714-20.

ANNEXE VI : Version originale de l'article soumis dans la revue « Journal of Bone and Mineral Research »

The 3-Dimensional X-ray Absorptiometry (3D-XA): A method for reconstruction of human bones using a Dual X- ray Absorptiometry device.

S Kolta^{1*}, A Le Bras^{2*}, D Mitton², V Bousson³, JA de Guise⁴, J Fechtenbaum¹, JD
Laredo³, C Roux¹, W Skalli²

1. Rheumatology department, Cochin hospital, Assistance Publique, Hôpitaux de Paris – Université René Descartes, Paris, France. 2. Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM-CNRS UMR 8005, Paris, France. 3. Radiology department, Lariboisière hospital, Assistance Publique, Hôpitaux de Paris, and Laboratoire de Recherches Orthopédiques, CNRS UMR 7052, Paris, France. 4. Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie, Montréal, Canada.

* S Kolta and A Le Bras have equally participated to this study.

Contact:

S. KOLTA

Centre d'Evaluation des Maladies Osseuses, Hôpital Cochin AP-HP, Paris, France
27, Boulevard St Jacques
75 014 PARIS, FRANCE

Phone : 33 1 58 41 25 84

Fax : 33 1 44 07 01 07

Mail : sami.kolta@cch.ap-hop-paris.fr

A. LE BRAS

Laboratoire de BioMécanique- ENSAM-CNRS UMR 8005, Paris, France
151, Boulevard de l'Hôpital
75 013 PARIS, FRANCE

Phone : 33 1 44 24 63 64

Fax : 33 1 44 24 63 66

Mail : lebras_anthony@yahoo.fr

Abstract

Objective: 3D accurate evaluation of the geometry of the proximal femur may be helpful for hip fracture risk evaluation. The purpose of this study was to apply and validate a stereoradiographic 3D reconstruction method of the proximal femur using contours identification from bi-planar DXA images.

Materials and Methods: 25 excised human proximal femurs were investigated using a standard DXA unit. 3D personalized models were reconstructed using a dedicated Non Stereo Corresponding Contours (NSCC) algorithm. 3D CT-scan reconstructions obtained on a clinical CT-scan unit were defined as geometric references for the comparison protocol, in order to assess accuracy and reproducibility of the 3D stereoradiographic reconstructions. The precision of a set of 3D geometric parameters (Femoral Neck Axis Length, mid-neck Cross Section area, Neck-Shaft Angle), obtained from stereoradiographic models was also evaluated.

Results: This study shows the NSCC method may be applied to obtain 3D reconstruction from biplanar DXA acquisitions. This method applied to the proximal femur showed good accuracy as compared to high resolution personalized CT-scan models (mean error = 0.8 mm). Moreover, precision study for the set of 3D parameters yielded coefficients of Variation lower than 5%.

Conclusions: This is the first study providing 3D geometric parameters from standard 2D DXA images using the NSCC method. It has a good accuracy and reproducibility in the present study on cadaveric femurs. In vivo prospective studies are needed to evaluate its discriminating potentialities on hip fracture risk prediction.

Keywords: 3D Reconstruction, Dual X-Ray Absorptiometry, Proximal Femur, Accuracy, Reproducibility, Hip fracture risk

Introduction:

Hip fracture is the most serious osteoporotic fracture, and a major public health concern in industrialized countries due to the aging of the population (*Magaziner et coll., 1997 ; Cummings et Melton, 2002*). The determinants of this fracture are falls and bone strength of the upper femur (*Grisso et coll., 1991 ; Hayes et coll., 1993*) which depends on bone mineral density (BMD) and bone architecture. Areal BMD (g/cm^2) measured by dual energy X-ray absorptiometry (DXA) is an established criterion in the evaluation of hip fracture risk. There is however a large overlap in BMD measurements between patients with and without hip fracture (*Riggs et coll., 1982 ; Bohr et Schaadt, 1983*). It has been shown that geometrical parameters are other independent factors able to discriminate hip fracture patients and controls (*Faulkner et coll., 1993 ; Gluer et coll., 1994*). Different types of these two assessments have their own limitations. However, DXA derived BMD is not a true density, but rather an areal density highly dependent on patient positioning (*Girard et coll., 1994 ; Goh et coll., 1995*) and individual anatomic variations (*Cheng et coll., 1997*). Geometrical parameters measured on 2D images, either on conventional radiographs or DXA scans, have been already used in prospective studies, to estimate hip fracture risk. However, discrepancies exist between published studies concerning their ability to predict hip fracture risk. For example, Hip Axis Length (HAL) or Femoral Neck Axis Length (FNAL) was found as relevant predictors of hip fracture in several studies (*Faulkner et coll., 1993 ; Nakamura et coll., 1994 ; Peacock et coll., 1995 ; Gnudi et coll., 1999 ; Bergot et coll., 2002*) but not in some others (*Gluer et coll., 1994 ; Karlsson et coll., 1996 ; Gomez et coll., 2000*). Such discrepancies were also found for neck-shaft angle with significant predictive value for some authors (*Gnudi et coll., 1999 ; Gomez et coll., 2000 ; Partanen et coll., 2001*) and not for others (*Faulkner et coll., 1993 ; Peacock et coll., 1995*). Many explanations such as differences between studied populations or between cervical and trochanteric fractures may explain these discrepancies. Some investigators also pointed out the influence of patient positioning on 2D measurement accuracy (*Cheng et coll., 1997 ; Michelotti et Clark, 1999*). 3D assessment of these geometric parameters is a way to bypass the dependence on patient positioning (*Kim et coll., 1998*). 3D reconstructions are currently available using CT-scan or MR units (*Viceconti et coll., 1999*). However, these techniques have a relatively high cost and limited accessibility. In addition, the accuracy of the 3D models obtained from CT-scan acquisitions is highly dependent on spatial acquisition parameters and therefore on the radiation dose (*Shrimpton et coll., 1991*). DXA devices are more widely distributed, less expensive and deliver a much lower radiation dose to the patient (*Genant et coll., 1996*).

Recent advances in stereoradiographic reconstruction techniques, have allowed to obtain 3D geometry of the proximal femur from 2D contours identified on bi-planar conventional radiographs (*Laporte et coll., 2003 ; Le Bras et coll., 2003*). The aim of our study was to evaluate the feasibility, precision and accuracy of the 3D reconstruction of human proximal femurs, using two perpendicular 2D images provided by a standard DXA unit : a technique called 3D-XA for 3 Dimensional X-ray Absorptiometry.

Material and Methods:

28 excised human proximal femur specimens were included in this study. Three were excluded due to acquisition problems (movement of the device fixing the femur during the manual rotation between antero-posterior (AP) and lateral acquisitions). Thus, only 25 specimens (20 females and 5 males) from subjects of 54 to 103 years at death (mean age 83 ± 13 y) were finally studied.

3D-XA reconstructions:

DXA acquisitions were performed using a Delphi-W device (Hologic Inc., Waltham, MA, USA). Spatial calibration of DXA environment was first performed before specimens acquisitions. This step is required prior to apply the 3D NSCC (Non Stereo Corresponding Contour) reconstruction method (*Laporte et coll., 2003*). The calibrating object, required to calculate a set of geometrical parameters of the DXA environment, was a box composed of four plexiglas plates containing 80 calibrating metallic spherical beads (0.7 mm in diameter) of known 3D coordinates, previously measured with an accuracy of 0.001 mm by means of a 3D measuring device. A calibration algorithm based on the Direct Linear Transformation algorithm (*Abdel-Aziz et Karara, 1976*) and modified to fit to the specificity of the system (linear scanning) was applied to obtain the 3D parameters on the DXA unit. Since the DXA unit used had no C-arm for lateral acquisition, the AP and lateral acquisitions of the calibrating box were achieved successively using a specific device allowing a 90° rotation around an axis parallel to the scanning direction.

Each proximal femur was then fixed by the shaft with the femoral neck axis parallel to the table using the same device previously described. A linear scanning of each specimen was then performed in two orthogonal positions (AP and lateral views). Soft tissues were simulated by immersing the specimens in a 14 cm depth water bath.

To apply the stereoradiographic reconstruction technique, a generic proximal femur is required. This generic proximal femur mesh (11442 nodes and 24458 triangles) was obtained from another proximal femur (female, 89 years) with a CT-scan protocol described later. Nine anatomic areas allowing the generation of 3D contours were defined from this generic

object (**Figure 22**): femoral head, superior and inferior femoral neck, greater trochanter, lesser trochanter, medial, lateral, anterior and posterior parts (halves) of the femoral diaphysis. For each of these areas, the generated 3D contours project 2D associated contours according to the spatial position of both X-ray source and detectors.

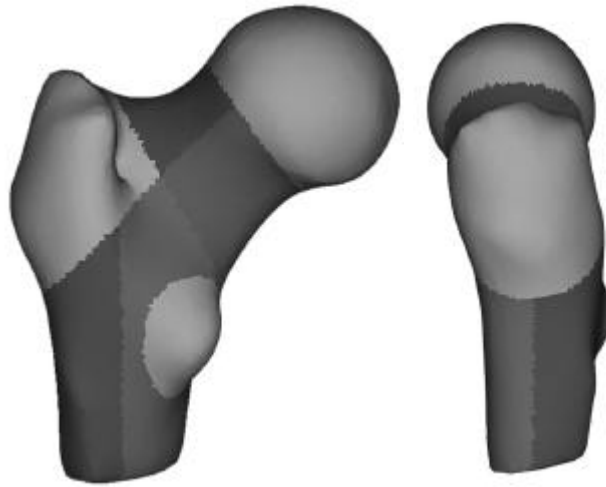


Figure 57 : Representation of anatomic areas of the left 3D generic model (postero-anterior and lateral views)

From AP and lateral DXA images, 2D contours (corresponding to the anatomic areas defined on the generic object) were extracted (**Figure 23**). Seven contours were identified on the AP view: the femoral head, lower part of femoral neck, upper part of femoral neck, medial diaphysis, lateral diaphysis, greater trochanter and lesser trochanter. Six contours were identified on the lateral view: the femoral head, femoral neck, anterior diaphysis, posterior diaphysis, greater trochanter and lesser trochanter.



Figure 58 : Identification of the Non-Stereo-Corresponding Contours on the frontal and lateral DXA views of proximal femur.

Finally, the NSCC algorithm (*Laporte et coll., 2003*) was used to perform first a rigid matching and then a non-linear deformation of the generic object which minimizes the distance between the 2D projections of the contour of the 3D-XA generic object in both views and the corresponding contour identified on both DXA images (Figure 24). Reconstruction time for the whole process was approximately 20 minutes. This enables to obtain a personalized 3D model of the proximal femur.

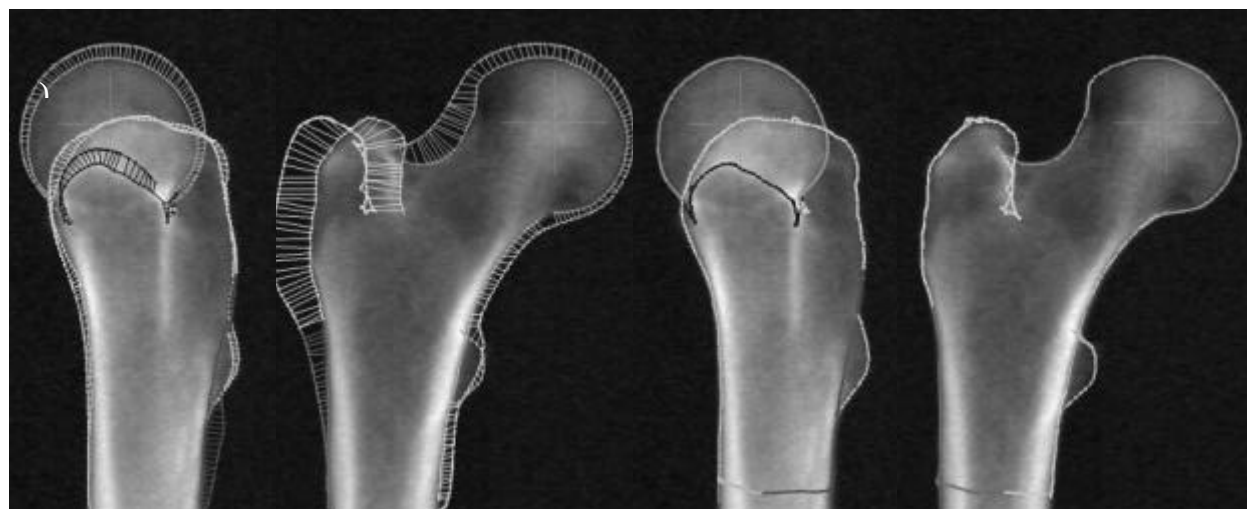


Figure 59 : 3D projected contours are deformed until they fit with their corresponding identified contours.

a) 2D projected contour of the 3D model at the beginning of the deformation process. Beams between identified and projected contours represent the distance criteria to minimize. b) 2D projected contours of the final 3D model at the end of the deformation step are visible for both DXA views.

3D CT-Scan reconstructions:

Femurs were investigated using a four row volumic CT-scan unit (Somatom Plus 4, Volume Zoom, SIEMENS, Germany) at the radiology department of Lariboisière hospital (Paris, France). Proximal femurs were scanned in water to avoid image reconstruction artefacts. Examination consisted of a scout view, selection of the examination volume, image acquisition and reconstruction. Image acquisition parameters were 140 kVp, 300 mAs, pitch 0.75. Axial image of 1.25 mm thickness were reconstructed each 0.7 mm, with a 'bone' filter and a 130 mm field of view. CT-scan images obtained had a pixel resolution of approximately 0.25 mm.

The three-dimensional reconstructions were obtained using semi-automatic 3D reconstruction software (SliceOmatic®). An automatic segmentation of grey level and a manual correction of potential segmentation errors were performed to identify all bone voxels in each slice. Finally, the CT-scan slices were piled and 3D femur reconstructions, containing up to approximately 10000 points, were obtained. Thus, a three-dimensional

reconstruction reference was obtained for each proximal femur. The accuracy of this technique has been evaluated to be 1mm (*Landry et coll., 1997*). This 3D reconstruction served as gold standard for individual femur geometry.

Qualitative control :

A qualitative control model comparing the 2D (AP and lateral) projections of the 3D model and the contours seen on native DXA images was performed.

Comparison protocol:

The accuracy of 3D-XA reconstructions was compared to the gold standard CT-scan reconstructions. This comparison consisted in superimposing the two models using geometrical transformations (rotation, translation) and a least square matching method (**Figure 25**). Results were expressed as point to surface distances : after superimposition, each point of the model obtained from 3D-XA was projected on the reference surface obtained from CT-scan in order to calculate the point to surface distance (*Mitton et coll., 2000 ; Mitulescu et coll., 2001*). This comparison was processed on approximately 10 000 points per specimen. Mean distance, 2 Root Mean Square (2RMS) and maximal point to surface distance values were calculated. The 2RMS distances represented the maximal error for 95% of all points, while the maximum distance values represent the isolated extreme values obtained for the entire sample.



Figure 60 : Superimposition of 3D-XA reconstruction (dark) and CT-scan (light) reconstruction (lateral and postero-anterior views)

3D parameters

A set of selected 3D parameters potentially involved in the determination of proximal femur strength and hip fracture risk was calculated from the 3D-XA model (**Figure 26**). All 3D calculation were performed with Matlab® software. The Femoral Head Diameter (FHD) was directly obtained from the least square sphere calculated from the femoral head region. The mid-neck Cross Sectional Area (midneckCSA) was calculated from the section of a plan generated by the barycenter and the principal inertial vector of the femoral neck region. The Femoral Neck Axis Length (FNAL) was defined as the intersections of the line generated by the previous described vector and the 3D model. Finally, the calculation of the angle between the principal inertial vector of the femoral neck region and the principal inertial vector of the femoral shaft region provided the 3D Neck-Shaft Angle (NSA).

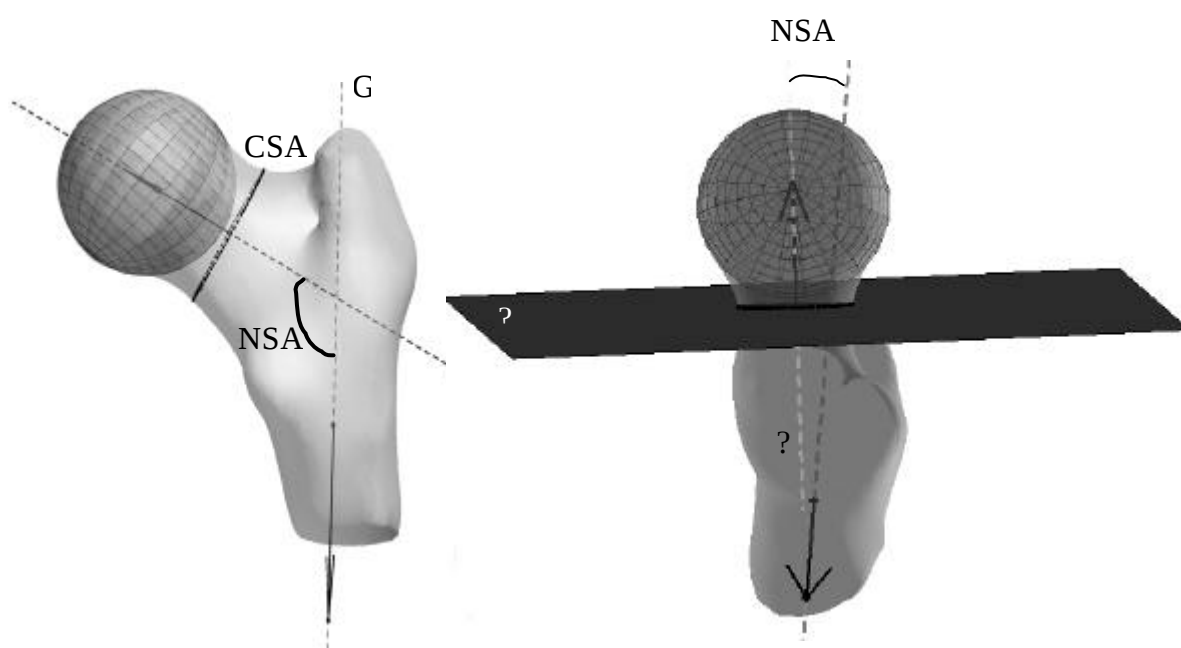


Figure 61: Illustration of 3D parameters automatically calculated from reconstructed models.

Principal inertial axis of femoral shaft (G) and femoral neck (?) are represented in dotted line. The mid cervical section (CSA) is generated by the intersection between the model and the plan ?. The 3D neck-shaft angle (NSA) is shown from top and postero-antero views.

Reproducibility

Precision of the technique was assessed by reconstruction of 15 randomized selected proximal femurs twice by the same investigator (intra observer reproducibility) and by two different investigators (inter observer reproducibility), one physician and one engineer. A non-parametric Wilcoxon test was performed on the mean values obtained from the comparison protocol applied on the different intra and interobserver reconstructions. The coefficient of variation (CV,%) and the Standard Estimate of Error (SEE,%), as well as the

corresponding absolute values, were calculated for the set of 3D parameters of intra and inter observations.

Results :

The accuracy of the technique calculated by comparing results of 3D-XA to the gold standard 3D CT-scan reconstructions are presented in **Table 1** as well as mean, 2 RMS and maximum values. Accuracy of the femoral head, femoral neck, greater trochanter, lesser trochanter and the femoral shaft 3D-XA reconstructions are also presented.

	Point to surface error (mm)	Global Comparison	Femoral Head	Femoral Neck	Greater Trochanter	Lesser Trochanter	Femoral Shaft
Proximal	Mean	0.8	0.6	0.8	0.9	1.2	0.7
Femurs	2RMS	2.1	1.6	1.9	2.5	3.0	2
(N=25)	Max	7.8	5.4	5.6	6.7	7.8	6.3
	Set of points	11442	3381	1898	2812	471	3531

Table 1: mean, 2 Root Mean Square (2RMS), maximal (Max) values for point to surface distances between stereoradiographic and CT-scan model. The number of points included in the comparison protocol for each area is also provided..

Quantitative comparisons between the 3D-XA reconstructions and the CT-scan reconstructions yielded a mean difference of 0.06 ± 1.02 mm. Mean absolute error was 0.8 mm and 95% of errors were less than 2.1 mm. Maximal error reached 7.8 mm on areas such as the greater or lesser trochanters.

The mean, standard deviation (SD), minimal (Min.) and maximal (Max.) values obtained for the 3D parameters of the whole set of proximal femurs are presented in **Table 2**.

	FHD (mm)	neckCSA (mm ²)	NSA (degree)	FNAL (mm)	Age (year)
Mean	43	640	125.9	92.0	84
SD	3.9	120	6.4	7.8	13
Min	37.9	488	116.1	83.6	54
Max	53.7	894	134.5	111.9	103

Table 2: mean, standard deviation (SD), minimal (Min) and maximal (Max) values for the 3D parameters obtained from the whole sample of the personalized 3D model

The Coefficient of Variation (CV, %), the Standard Estimate of Error (SEE, %) and the corresponding absolute values are presented in **Table 3** for the 3D parameters calculated on the subset of 15 randomized selected specimens.

		FHD	neckCSA	NSA	FNAL
Mean	Inter	42.7 mm	622 mm ²	126°	90.9 mm
	Intra	43 mm	639 mm ²	125.8°	92.1 mm
SD	Inter	4.0 mm	116 mm ²	6.8°	7.8 mm
	Intra	3.9 mm	121 mm ²	6.6°	7.8 mm
CV (%)	Inter (absolute value)	1.4 (0.6 mm)	5 (31 mm ²)	0.7 (0.9°)	1.1 (1.0 mm)
	Intra (absolute value)	1.1 (0.5 mm)	3.8 (24 mm ²)	0.5 (0.7°)	0.5 (0.5 mm)
SEE (%)	Inter (absolute value)	3.8 (1.6 mm)	15 (86 mm ²)	2.1 (2.5°)	3.0 (2.7 mm)
	Intra (absolute value)	3.0 (1.3 mm)	11 (68 mm ²)	1.5 (1.9°)	1.5 (1.3 mm)

Table 3 : Coefficient of Variation (CV), Standard Estimate of Error (SEE) and their corresponding absolute value for intra and interobserver are given for the 3D parameters obtained from 15 specimens of the whole sample of personalized 3D model.

Discussion :

To our knowledge, this is the first three dimensional reconstruction of human bones using two perpendicular DXA scans. This preliminary study confirms the feasibility of this reconstruction technique. Comparison of the 3D-XA models to the high resolution CT-scan reconstructions showed a good accuracy (mean error = 0.8 mm, 95% of errors < 2.1 mm) of the 3D-XA models without the high irradiation dose of high resolution 3D CT-scan imaging (*Shrimpton et coll., 1991*). Maximal local values errors occurred in the lesser and the upper part of greater trochanters (**Figure 42**), which are complex anatomical areas not of critical importance in the assessment of the 3D parameters. These errors are probably due to the important anatomical variability of areas of muscular insertion. It is well known that powerful femoral muscles could create important local deformation of the bone at tendon insertion sites such as the linea aspera, the lesser or the greater trochanter.

A limitation to the 3D-XA reconstruction method lies in its sensitivity to accurate identification of the geometric contours from DXA images. Thus, some larger errors on the upper part of the greater trochanter could be explained by the difficulty to separate the anterior and posterior contours on the lateral view. In some DXA scans, the contours of the

lesser trochanter were difficult to identify due to the superimposition of the femoral shaft, affecting the reconstruction accuracy. Also, the femoral head ligamentum teres fovea was not shaped on the generic model inducing a systematic error at this area. With regards to CT-scan, the personalized 3D model only provides a surfacic model with no volumetric informations.

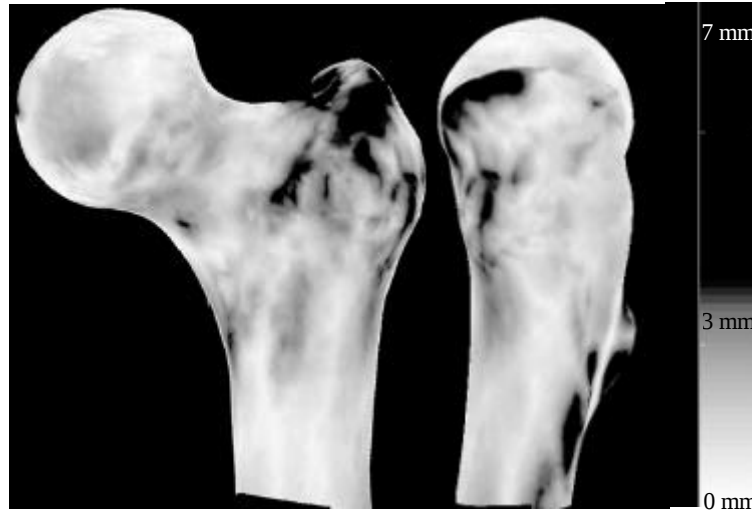


Figure 62 : Maximal Errors Map

Map of maximal errors: for each point of the mesh, the maximal error found among the whole sample was reported on the generic object. All black areas, represent errors superior to 3.5 mm reaching 7mm. Other areas (from white to grey) represent maximal errors ranging from 0 to 3.5 mm.

Assessment of intra and interobserver reproducibilities of 3D parameters yielded results similar or even better than those reported in previous studies using 2D DXA and X-ray images (*Faulkner et coll., 1993 ; Duboeuf et coll., 1997 ; Gnudi et coll., 1999 ; Bergot et coll., 2002*) or 3D CT-scan acquisitions (*Cody et coll., 2000*). It has been shown that 2D parameters such as femoral neck anteversion and neck-shaft angle are very dependent on patient positioning as abduction, adduction and rotation of the lower limb (*Michelotti et Clark, 1999 ; Kay et coll., 2000*), and inter individual anatomical variations yielding errors in the measurement of projected parameters on 2D images. In a study including 64 femurs (*Cheng et coll., 1997*) FNAL measured on 2D DXA images varied with the femoral neck anteversion angle (errors ranging from -7.6% to 4.3%). Besides in the current study, the magnification effect induced by the fan beam was automatically corrected by the reconstruction algorithm allowing that all parameters obtained were in real dimension. It has been previously shown that image magnification and distortion generated by the conventional radiographic and fan beam DXA acquisitions are responsible for the discrepancies in the measurement of FNAL and HAL compared with those made from pencil beam devices (*Pocock et coll., 1997 ; Michelotti et Clark, 1999*).

These limitations led investigators to develop 3D method from CT-scan acquisition (Kim *et coll.*, 2000) to avoid projection and magnification errors of 2D methods. The 3D-XA method proposed here fulfils the requirements and do not have the inconvenient of high radiation dose generated by CT-scanning. Only a few previous studies have calculated 3D parameters of the proximal femur. FNAL and femoral head diameter calculated from CT-scan images in a previous study (Cody *et coll.*, 1999) found higher values (FNAL = 97 ± 8 mm; FHD = 47 ± 4 mm) than in the current study (FNAL 92.0 ± 7.8 mm; FHD = 43.0 ± 3.9 mm). Similarly, a CT-scan study with 10 mm slice acquisition (Cheng *et coll.*, 1997) reported midneck Cross Section Area values greater than in the present study (CSA = 880 ± 138 mm² vs. 640 ± 120 mm² respectively). Such differences may be partly explained by the gender of the specimens scanned. More than half of the subjects in these two previous studies were males, versus only 5 of the 25 in the present study.

For in vivo applications, the lateral view may not be the optimal one. The superimposed projection of the pelvis and the contralateral femur on the lateral view may preclude accurate contours identification. If such is the case, the application of this method in vivo would require different incidences. Oblique views (Lequesne *et Laredo*, 1998) should provide sufficient information to obtain an accurate reconstruction. However, some technical changes should be performed on DXA devices equipped with a C-arm to allow acquisition from others incidences. Due to the very low radiation dose generated by the DXA devices use of more than two views would not be of any ethical concern and informations provided by these additional acquisitions should improve the global accuracy of 3D reconstructions.

DXA measured areal BMD (in g/cm²) is not the only predictive factor for fracture. Bone geometry is another independent risk factor. Larger bones are less prone to fracture than thin ones. Given the same Bone Mineral Content (BMC, g), bones with a larger diameter and a lower areal BMD, are more solid (Burr *et Turner*,). Long bones increase in size and diameters during growth, but with a large individual variation. Even after adjustment for height or weight, there is a large range in bone size among subjects indicating that periosteal apposition is affected by different determinants (Marshall *et coll.*, 2002). Gender and racial differences partially explain differences in fracture risk (Cummings *et coll.*, 1994 ; Nelson *et coll.*, 2000 ; Looker *et coll.*, 2001). In addition, changes in the form of bones with aging differ between males and females (Ruff *et Hayes*, 1988 ; Seeman, 2003) due to respective activity of the endosteal resorption and periosteal bone apposition. Widening of both the periosteal and endocortical diameters occurs in both sexes but is greater in men, shifting the cortex even further from the neutral axis resulting in preservation of bending

strength in men, but not in women (*Duan et coll., 2003*). Therefore it is important to measure the size and not only the density of bone for fracture prediction in the elderly. The section modulus (Z , cm³) takes into account these geometric parameters. If a periosteal radius of a long bone increases by 1 mm without increase in the endosteal radius, the section modulus increases by 32% (*Orwoll, 2003*) which is not able increase in strength. This represents an increase of approximately two population standard deviations (*Beck et coll., 2001*). These geometrical changes with age may explain differences in fracture incidence which are not accounted for by bone density.

3D-XA reconstructions may also be useful in the treatment follow-up of children with Osteogenesis Imperfecta as the increase in their bone mass results from an increase both in bone density and bone size (*Rauch et coll., 2003*).

Several authors have stressed the value of the volumetric BMD (in g/cm³) measurements (*Cummings et coll., 1994 ; Peel et Eastell, 1994 ; Jergas et coll., 1995*) as well as the biomechanical or geometric parameters calculated from DXA or radiographic acquisitions. These parameters include cross sectional moment of inertia (CSMI, cm⁴), section modulus (Z , cm³), Hip Axis Length, femoral neck width, femoral shaft width, cortical wall thickness (*Faulkner et coll., 1994 ; Sievanen et coll., 1996*). However such calculations miss accurate information on the true bone shape. To calculate these parameters these authors postulate that bone segments as different as femoral neck, femoral shaft, vertebral body and even the lower radius could be assimilated to geometric volume such as a cylinder (*Jergas et coll., 1995*), an elliptical cylinder (*Peel et Eastell, 1994 ; Sabin et coll., 1995 ; Tabensky et coll., 1996*) or even a cube (*Van Pottelbergh et coll., 2003*). A technique providing more realistic 3D geometric models from DXA scans may contribute to increase the accuracy of these derived calculation and their discriminating capabilities.

Conclusion

This study shows the feasibility of 3D reconstruction of human proximal femurs using two standard DXA scan acquisitions with good accuracy and precision. Further studies are needed in order to evaluate the ability of these 3D DXA derived parameters to discriminate osteoporotic patients from controls.

Acknowledgments: The authors thank Thomas Mosnier, Sébastien Laporte and Benjamin Aubert, for their technical support. This work was supported by Biospace Instruments.

References

- Abdel-Aziz YI and Karara HM. *Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry*. Proc. ASP/UI Symp. close-range photogrammetry, Urbana, Illinois USA, 1971:
- Abdel-Aziz YI and Karara HM. *Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry*. Symposium on close-range photogrammetry, Illinois USA, 1976:
- Adams J, Alsop C, Harrison E and al. e. *Quantitative Computed Tomography (QCT): the forgotten gold standard ?* J Bone Miner Res, 2000: 15: S169.
- Alho A, Husby T and Hoiseth A. *Bone mineral content and mechanical strength. An ex vivo study on human femora at autopsy*. Clin Orthop, 1988: 227: 292-7.
- Aloia JF, McGowan D, Erens E and Miele G. *Hip fracture patients have generalized osteopenia with a preferential deficit in the femur*. Osteoporos Int, 1992: 2: 88-93.
- Andre B, Dansereau J and Labelle H. *Optimized vertical stereo base radiographic setup for the clinical three-dimensional reconstruction of the human spine*. J Biomech, 1994: 27: 1023-35.
- Ashman RB, Corin JD and Turner CH. *Elastic properties of cancellous bone: measurement by an ultrasonic technique*. J Biomech, 1987: 20: 979-86.
- Aubin CE, Dansereau J, Parent F, Labelle H and de Guise JA. *Morphometric evaluations of personalised 3D reconstructions and geometric models of the human spine*. Med Biol Eng Comput, 1997: 35: 611-8.
- Backman S. *The proximal end of the femur: investigations with special reference to the etiology of femoral neck fractures; anatomical studies; roentgen projections; theoretical stress calculations; experimental production of fractures*. Acta Radiol, 1957: 1-166.
- Barthe N, Braillon P, Ducassou D and Basse-Cathalinat B. *Comparison of two Hologic DXA systems (QDR 1000 and QDR 4500/A)*. Br J Radiol, 1997: 70: 728-39.
- Baudoin C, Fardellone P and Sebert JL. *Effect of sex and age on the ratio of cervical to trochanteric hip fracture. A meta-analysis of 16 reports on 36,451 cases*. Acta Orthop Scand, 1993: 64: 647-53.
- Bauer T. *Reconstruction tridimensionnelle de l'articulation du genou par stéréoradiographie: De l'apprentissage in vitro à l'application clinique dans le cas de la gonarthrose*. Mémoire de DEA, ENSAM, Paris, 2003:
- Beck TJ, Ruff CB, Warden KE, Scott WW, Jr. and Rao GU. *Predicting femoral neck strength from bone mineral data. A structural approach*. Invest Radiol, 1990: 25: 6-18.
- Beck TJ, Stone KL, Oreskovic TL, Hochberg MC, Nevitt MC, Genant HK and Cummings SR. *Effects of current and discontinued estrogen replacement therapy on hip structural geometry: the study of osteoporotic fractures*. J Bone Miner Res, 2001: 16: 2103-10.
- Behiels G, Maes F, Vandermeulen D and Suetens P. *Evaluation of image features and search strategies for segmentation of bone structures in radiographs using Active Shape Models*. Med Image Anal, 2002: 6: 47-62.

Bergot C, Bousson V, Meunier A, Laval-Jeantet M and Laredo JD. *Hip fracture risk and proximal femur geometry from DXA scans*. Osteoporos Int, 2002; 13: 542-50.

Blake GM and Fogelman I. *Technical principles of dual energy x-ray absorptiometry*. Semin Nucl Med, 1997; 27: 210-28.

Bohr H and Schaadt O. *Bone mineral content of femoral bone and the lumbar spine measured in women with fracture of the femoral neck by dual photon absorptiometry*. Clin Orthop, 1983: 240-5.

Bonnaire FA, Buitrago-Tellez C, Schmal H, Gotze B and Weber AT. *Correlation of bone density and geometric parameters to the mechanical strength of the femoral neck*. Injury, 2002; 33 Suppl 3: C47-53.

Boonen S, Koutri R, Dequeker J, Aerssens J, Lowet G, Nijs J, Verbeke G, Lesaffre E and Geusens P. *Measurement of femoral geometry in type I and type II osteoporosis: differences in hip axis length consistent with heterogeneity in the pathogenesis of osteoporotic fractures*. J Bone Miner Res, 1995; 10: 1908-12.

Bouygues C and Lim S. *Mise au point d'une expérimentation in vitro simulant la chute sur le côté*. Rapport de Projet de Fin d'Etude d'ingénieur, ENSAM, 2003:

Brown RH, Burstein AH, Nash CL and C.C. S. *Spinal analysis using a three dimensional radiographic technique*. J Biomech, 1976; 9: 355-365.

Buck T, Hunold P, Wentz KU, Tkalec W, Nesser HJ and Erbel R. *Tomographic three-dimensional echocardiographic determination of chamber size and systolic function in patients with left ventricular aneurysm: comparison to magnetic resonance imaging, cineventriculography, and two-dimensional echocardiography*. Circulation, 1997; 96: 4286-97.

Burr DB, Cook LT, Martin NL and Asher M. *Measurement accuracy of proximal femoral geometry using biplanar radiography*. J Pediatr Orthop, 1981; 1: 171-9.

Burr DB and Turner CH. *Biomechanics of bone*. In In : Primer of the metabolic bone diseases and disorders of mineral metabolism: 5th edition, American Society for Bone and Mineral Research, 2003: 58-64.

Cavalcanti MG, Haller JW and Vannier MW. *Three-dimensional computed tomography landmark measurement in craniofacial surgical planning: experimental validation in vitro*. J Oral Maxillofac Surg, 1999; 57: 690-4.

Chen L, Armstrong CW and Raftopoulos DD. *An investigation on the accuracy of three-dimensional space reconstruction using the direct linear transformation technique*. J Biomech, 1994; 27: 493-500.

Cheng XG, Lowet G, Boonen S, Nicholson PH, Brys P, Nijs J and Dequeker J. *Assessment of the strength of proximal femur in vitro: relationship to femoral bone mineral density and femoral geometry*. Bone, 1997; 20: 213-8.

Cheng XG, Nicholson PH, Boonen S, Brys P, Lowet G, Nijs J and Dequeker J. *Effects of anteversion on femoral bone mineral density and geometry measured by dual energy X-ray absorptiometry: a cadaver study*. Bone, 1997; 21: 113-7.

Chung H, Wehrli FW, Williams JL and Kugelmass SD. *Relationship between NMR transverse relaxation, trabecular bone architecture, and strength*. Proc Natl Acad Sci U S A, 1993; 90: 10250-4.

Cline HE, Dumoulin CL, Hart HR, Jr., Lorensen WE and Ludke S. *3D reconstruction of the brain from magnetic resonance images using a connectivity algorithm*. Magn Reson Imaging, 1987; 5: 345-52.

Cody DD, Gross GJ, Hou FJ, Spencer HJ, Goldstein SA and Fyhrie DP. *Femoral strength is better predicted by finite element models than QCT and DXA*. J Biomech, 1999; 32: 1013-20.

Cody DD, Divine GW, Nahigian K and Kleerekoper M. *Bone density distribution and gender dominate femoral neck fracture risk predictor*. Skeletal Radiol, 2000; 29: 151-161.

Cotton D, Whitehead C, Vyas S, Cooper C and Patterson E. *Are hip fractures caused by falling and breaking or breaking and falling? Photoelastic stress analysis*. Forensic Science International, 1994; 65: 105-112.

Courtney AC, Wachtel EF, Myers ER and Hayes WC. *Effects of loading rate on strength of the proximal femur*. Calcif Tissue Int, 1994; 55: 53-8.

Courtney AC, Wachtel EF, Myers ER and Hayes WC. *Age-related reductions in the strength of the femur tested in a fall-loading configuration*. J Bone Joint Surg Am, 1995; 77: 387-95.

Cser I, Meszaros T and Sarkozy I. *[A method for the measurement of the collodiaphyseal angle in case of external rotational contracture (author's transl)]*. Arch Orthop Trauma Surg, 1978; 92: 243-51.

Cumming RG and Klineberg RJ. *Fall frequency and characteristics and the risk of hip fractures*. J Am Geriatr Soc, 1994; 42: 774-8.

Cummings SR, Black DM, Nevitt MC, Browner W, Cauley J, Ensrud K, Genant HK, Palermo L, Scott J and Vogt TM. *Bone density at various sites for prediction of hip fractures. The Study of Osteoporotic Fractures Research Group*. Lancet, 1993; 341: 72-5.

Cummings SR, Cauley JA, Palermo L, Ross PD, Wasnich RD, Black D and Faulkner KG. *Racial differences in hip axis lengths might explain racial differences in rates of hip fracture. Study of Osteoporotic Fractures Research Group*. Osteoporos Int, 1994; 4: 226-9.

Cummings SR, Marcus R, Palermo L, Ensrud KE and Genant HK. *Does estimating volumetric bone density of the femoral neck improve the prediction of hip fracture? A prospective study. Study of Osteoporotic Fractures Research Group*. J Bone Miner Res, 1994; 9: 1429-32.

Cummings SR and Melton LJ. *Epidemiology and outcomes of osteoporotic fractures*. Lancet, 2002; 359: 1761-7.

- Dalen N, Hellstrom LG and Jacobson B. *Bone mineral content and mechanical strength of the femoral neck*. Acta Orthop Scand, 1976: 47: 503-8.
- Dansereau J and Stokes IA. *Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage*. J Biomech, 1988: 21: 893-901.
- De Guise JA and Martel Y. *3D biomedical modeling: merging image processing and computer aided design*. IEEE EMBS 10th International Conference, New Orleans, 1988: 426-427.
- De Smet AA, Tarlton MA, Cook LT, Fritz SL and Dwyer SJ. *A radiographic method for three-dimensional analysis of spinal configuration*. Radiology, 1980: 137:
- Defontaine M, Certon D, Colin L and Coll. *A prototype of a 500 kHz ultrasonic matricial device: BEAM SCANNER. Application to in vivo heel bone quantitative characterization*. IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings, 1999: 1585-1588.
- Delorme S. *Application du krigage pour l'habillage et la personnalisation de modèle géométrique de la scoliose*. Mémoire de Maîtrise: Ecole Polytechnique de Montréal, 1996.
- Duan Y, Beck TJ, Wang XF and Seeman E. *Structural and biomechanical basis of sexual dimorphism in femoral neck fragility has its origins in growth and aging*. J Bone Miner Res, 2003: 18: 1766-74.
- Duboeuf F, Hans D, Schott AM, Kotzki PO, Favier F, Marcelli C, Meunier PJ and Delmas PD. *Different morphometric and densitometric parameters predict cervical and trochanteric hip fracture: the EPIDOS Study*. J Bone Miner Res, 1997: 12: 1895-902.
- Dubousset J. *Importance of three-dimensionnal concept in the treatment of non scoliotic deformities*. Proc. Int. Symp. 3D Scoliotic Deformities. Montréal. 1992.
- Dumas R, Mitton D, Laporte S, Dubousset J, Steib JP, Lavaste F and Skalli W. *Explicit calibration method and specific device designed for stereoradiography*. J Biomech, 2003: 36: 827-34.
- Ebbesen EN, Thomsen JS, Beck-Nielsen H, Nepper-Rasmussen HJ and Mosekilde L. *Lumbar vertebral body compressive strength evaluated by dual-energy X-ray absorptiometry, quantitative computed tomography, and ashing*. Bone, 1999: 25: 713-24.
- Einhorn TA. *Bone strength: the bottom line*. Calcif Tissue Int, 1992: 51: 333-9.
- Esses SI, Lotz JC and Hayes WC. *Biomechanical properties of the proximal femur determined in vitro by single-energy quantitative computed tomography*. J Bone Miner Res, 1989: 4: 715-22.
- Faulkner KG, Cummings SR, Black D, Palermo L, Gluer CC and Genant HK. *Simple measurement of femoral geometry predicts hip fracture: the study of osteoporotic fractures*. J Bone Miner Res, 1993: 8: 1211-7.
- Faulkner KG, McClung M and Cummings SR. *Automated evaluation of hip axis length for predicting hip fracture*. J Bone Miner Res, 1994: 9: 1065-70.
- Faulkner KG, Genant HK and McClung M. *Bilateral comparison of femoral bone density and hip axis length from single and fan beam DXA scans*. Calcif Tissue Int, 1995: 56: 26-31.

Gautsch TL, Johnson EE and Seeger LL. *True three dimensional stereographic display of 3D reconstructed CT scans of the pelvis and acetabulum*. Clin Orthop, 1994: 138-51.

Gauvin C, Dansereau J, Petit Y, De Guise JA and Labelle H. *[Customized 3D radiographic reconstruction of the human pelvis]*. Ann Chir, 1998: 52: 744-51.

Genant HK, Engelke K, Fuerst T, Gluer CC, Grampp S, Harris ST, Jergas M, Lang T, Lu Y, Majumdar S, Mathur A and Takada M. *Noninvasive assessment of bone mineral and structure: state of the art*. J Bone Miner Res, 1996: 11: 707-30.

Genant HK, Lang TF, Engelke K, Fuerst T, Gluer C, Majumdar S and Jergas M. *Advances in the noninvasive assessment of bone density, quality, and structure*. Calcif Tissue Int, 1996: 59 Suppl 1: S10-5.

Girard MS, Sartoris DJ, Moscona AA and Ramos E. *Measured femoral density by dual-energy X-ray absorptiometry as a function of rotation*. Orthop Rev, 1994: 23: 38-40.

Giron J and Joffre F. *Bases physiques et évolution de l'imagerie radiologique*. Masson. Paris, 1993

Gluer CC, Cummings SR, Pressman A, Li J, Gluer K, Faulkner KG, Grampp S and Genant HK. *Prediction of hip fractures from pelvic radiographs: the study of osteoporotic fractures. The Study of Osteoporotic Fractures Research Group*. J Bone Miner Res, 1994: 9: 671-7.

Gnudi S, Ripamonti C, Gualtieri G and Malavolta N. *Geometry of proximal femur in the prediction of hip fracture in osteoporotic women*. Br J Radiol, 1999: 72: 729-33.

Gnudi S, Ripamonti C, Lisi L, Fini M, Giardino R and Giavaresi G. *Proximal femur geometry to detect and distinguish femoral neck fractures from trochanteric fractures in postmenopausal women*. Osteoporos Int, 2002: 13: 69-73.

Goh JC, Low SL and Bose K. *Effect of femoral rotation on bone mineral density measurements with dual energy X-ray absorptiometry*. Calcif Tissue Int, 1995: 57: 340-3.

Gomez CG, Curiel MD, Carranza FH, Cano RP and Perez AD. *Femoral bone mineral density, neck-shaft angle and mean femoral neck width as predictors of hip fracture in men and women. Multicenter Project for Research in Osteoporosis*. Osteoporos Int, 2000: 11: 714-20.

Grampp S, Jergas M, Lang P, Steiner E, Fuerst T, Gluer CC, Mathur A and Genant HK. *Quantitative CT assessment of the lumbar spine and radius in patients with osteoporosis*. AJR Am J Roentgenol, 1996: 167: 133-40.

Greendale G and Barrett-Connor E. *Outcomes of osteoporotic fractures*. In In: Marcus R, Feldman D and Kelsey J. Osteoporosis, 2nd edn.: Academic Press, 2001: 819-829.

Grisso JA, Kelsey JL, Strom BL, Chiu GY, Maislin G, O'Brien LA, Hoffman S and Kaplan F. *Risk factors for falls as a cause of hip fracture in women. The Northeast Hip Fracture Study Group*. N Engl J Med, 1991: 324: 1326-31.

Gullberg B, Johnell O and Kanis JA. *World-wide projections for hip fracture*. Osteoporos Int, 1997: 7: 407-13.

Hans D, Dargent-Molina P, Schott AM, Sebert JL, Cormier C, Kotzki PO, Delmas PD, Pouilles JM, Breart G and Meunier PJ. *Ultrasonographic heel measurements to predict hip fracture in elderly women: the EPIDOS prospective study*. Lancet, 1996; 348: 511-4.

Hayes WC, Myers ER, Morris JN, Gerhart TN, Yett HS and Lipsitz LA. *Impact near the hip dominates fracture risk in elderly nursing home residents who fall*. Calcif Tissue Int, 1993; 52: 192-8.

Hindmarsh J, Larsson J and Mattson O. *Analysis of changes in scoliotic spine using a three-dimensional radiographic technique*. J Biomech, 1980; 13:

Hirsch C and Frankel VH. *Analysis of forces producing fractures of the proximal end of the femur*. J Bone Joint Surg Am, 1960; 42B: 633-640.

Ismaël B. *Etude morphométrique des vertèbres thoraciques*. Mémoire de DEA, LBM ENSAM. Paris, 1995.

Jergas M, Breitenseher M, Gluer CC, Yu W and Genant HK. *Estimates of volumetric bone density from projectional measurements improve the discriminatory capability of dual X-ray absorptiometry*. J Bone Miner Res, 1995; 10: 1101-10.

Johnsson R, Selvik G, Stromqvist B and Sundén G. *Mobility of the lower lumbar spine after posterolateral fusion determined by roentgen stereophotogrammetric analysis*. Spine, 1990; 15: 347-50.

Kalifa G and Boussard JM. *L'appareillage de radiologie numérique dit Charpak*. J Radiol, 1996; 77:85.

Kalifa G, Charpak Y, Maccia C, Fery-Lemonnier E, Bloch J, Boussard JM, Attal M, Dubousset J and Adamsbaum C. *Evaluation of a new low-dose digital x-ray device: first dosimetric and clinical results in children*. Pediatr Radiol, 1998; 28: 557-61.

Karlsson KM, Sernbo I, Obrant KJ, Redlund-Johnell I and Johnell O. *Femoral neck geometry and radiographic signs of osteoporosis as predictors of hip fracture*. Bone, 1996; 18: 327-30.

Karrholm J. *Roentgen stereophotogrammetry. Review of orthopedic applications*. Acta Orthop Scand, 1989; 60: 491-503.

Kass M, Witkin A and Terzopoulos D. *Snakes: Active contour models*. International Journal of Computer Vision, 1988; 321-31.

Kaufer H, Matthews LS and Sonstegard D. *Stable Fixation of Intertrochanteric Fractures*. J Bone Joint Surg Am, 1974; 56 A: 899-907.

Kay RM, Jaki KA and Skaggs DL. *The effect of femoral rotation on the projected femoral neck-shaft angle*. J Pediatr Orthop, 2000; 20: 736-9.

Kim JS, Choi KW and Kim SI. *Femoral anteversion: estimation by 3D modelling*. Medinfo, 1998; 9 Pt 2: 1025-9.

Kim JS, Park TS, Park SB, Kim IY and Kim SI. *Measurement of femoral neck anteversion in 3D. Part 1: 3D imaging method*. Med Biol Eng Comput, 2000; 38: 603-9.

Kolta S, Ravaud P, Fechtenbaum J, Dougados M and Roux C. *Accuracy and precision of 62 bone densitometers using a European Spine Phantom*. Osteoporos Int, 1999; 10: 14-9.

Krieg MA, Thiebaud D and Burckhardt P. *Quantitative ultrasound of bone in institutionalized elderly women: a cross-sectional and longitudinal study*. Osteoporos Int, 1996; 6: 189-95.

Kudlacek S, Schneider B, Resch H and Willvonseder R. *[Lumbar bone density. Risk factor for vertebral fractures in women]*. Dtsch Med Wochenschr, 1998; 123: 651-7.

Kukla C, Pichl W, Prokesch R, Jacyniak W, Heinze G, Gatterer R and Heinz T. *Femoral neck fracture after removal of the standard gamma interlocking nail: a cadaveric study to determine factors influencing the biomechanical properties of the proximal femur*. J Biomech, 2001; 34: 1519-26.

Kukla C, Gaebler C, Pichl RW, Prokesch R, Heinze G and Heinz T. *Predictive geometric factors in a standardized model of femoral neck fracture. Experimental study of cadaveric human femurs*. Injury, 2002; 33: 427-33.

Labelle H, Dansereau J, Bellefleur C and Jequier J. *Variability of geometric measurements from three dimensional reconstruction of scoliotic spines and rib cages*. Eur Spine J, 1995; 20: 2487-2496.

Landry C, De Guise JA, Dansereau J, Labelle H, Skalli W, Zeller R and Lavaste F. *Computer graphic analysis of the three dimensional deformities of scoliotic vertebrae*. Ann Chir, 1997; 51: 868-74.

Lang TF, Keyak JH, Heitz MW, Augat P, Lu Y, Mathur A and Genant HK. *Volumetric quantitative computed tomography of the proximal femur: precision and relation to bone strength*. Bone, 1997; 21: 101-8.

Langton CM, Njeh CF, Hodgkinson R and Currey JD. *Prediction of mechanical properties of the human calcaneus by broadband ultrasonic attenuation*. Bone, 1996; 18: 495-503.

Laporte S. *Reconstruction 3D du squelette Humain pour la Biomécanique par Radiographie Biplane à Dose Minimale d'irradiation*. Thèse de doctorat, ENSAM, Paris, 2002., 2002:

Laporte S, Skalli W, De Guise JA, Lavaste F and Mitton D. *A Biplanar Reconstruction Method Based on 2D and 3D Contours: Application to the Distal Femur*. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2003; 6: 1-6.

Le Borgne P, Skalli W, Stockes IAF, Maurel N, Duval Beaupère G and Lavaste F. *Three dimensional measurement of a scoliotic spine. Three dimensional Analysis of Spinal Deformities*. M D'Amico, A Merolli, G.C Santambroglio IOS Press, 1995:

Le Bras A, Laporte S, Bousson V, Mitton D, de Guise J, Laredo JD and Skalli W. *Personalised 3D reconstruction of proximal femur from low-dose digital biplanar radiographs*. CARS 2003. Computer Assisted Radiology and Surgery. Proceedings of the 17th International Congress and Exhibition, 2003; 1256: 214-219.

Le Bras A, Laporte S, Mitton D, De Guise JA and Skalli W. *Three Dimensional (3D) detailed reconstruction of human vertebrae from low-dose digital stereoradiography*. Eur J Orthop Surg Traumatol, 2003; 13: 57-62.

Leichter I, Margulies JY, Weinreb A, Mizrahi J, Robin GC, Conforty B, Makin M and Bloch B. *The relationship between bone density, mineral content, and mechanical strength in the femoral neck*. Clin Orthop, 1982: 272-81.

Lequesne MG and Laredo JD. *The faux profil (oblique view) of the hip in the standing position. Contribution to the evaluation of osteoarthritis of the adult hip*. Ann Rheum Dis, 1998: 57: 676-81.

Link TM, Vieth V, Langenberg R, Meier N, Lotter A, Newitt D and Majumdar S. *Structure Analysis of High Resolution Magnetic Resonance Imaging of the Proximal Femur: In Vitro Correlation with Biomechanical Strength and BMD*. Calcif Tissue Int, 2003: 72: 156-65.

Lochmuller EM, Eckstein F, Kaiser D, Zeller JB, Landgraf J, Putz R and Steldinger R. *Prediction of vertebral failure loads from spinal and femoral dual-energy X-ray absorptiometry, and calcaneal ultrasound: an in situ analysis with intact soft tissues*. Bone, 1998: 23: 417-24.

Lochmuller EM, Zeller JB, Kaiser D, Eckstein F, Landgraf J, Putz R and Steldinger R. *Correlation of femoral and lumbar DXA and calcaneal ultrasound, measured in situ with intact soft tissues, with the in vitro failure loads of the proximal femur*. Osteoporos Int, 1998: 8: 591-8.

Lochmuller EM, Groll O, Kuhn V and Eckstein F. *Mechanical strength of the proximal femur as predicted from geometric and densitometric bone properties at the lower limb versus the distal radius*. Bone, 2002: 30: 207-16.

Lofman O, Berglund K, Larsson L and Toss G. *Changes in hip fracture epidemiology: redistribution between ages, genders and fracture types*. Osteoporos Int, 2002: 13: 18-25.

Looker AC, Beck TJ and Orwoll ES. *Does body size account for gender differences in femur bone density and geometry?* J Bone Miner Res, 2001: 16: 1291-9.

Lorensen WE and Cline HE. *Marching Cube: A high Resolution 3-D Surface Construction Algorithm*. Computer Graphics, 1987: 21: 163-169.

Lotz JC and Hayes WC. *The use of quantitative computed tomography to estimate risk of fracture of the hip from falls*. J Bone Joint Surg Am, 1990: 72: 689-700.

Lu J. *2D and 3D high frame rate imaging with limited diffraction beams*. IEEE Transaction on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency control, 1997: 44: 839-856.

Magaziner J, Lydick E, Hawkes W, Fox KM, Zimmerman SI and Epstein RS, et al. *Excess mortality attributable to hip fracture in white women aged 70 years and older*. Am J Public Health, 1997: 87: 1630-1636.

Maitrejean S, Perion R and Sundermann D. *Multy-energy method: A new approach for measuring X-ray transmission as function of energy with a bremsstrahlung source. Application for heavy element identification*. Proceedings SPIE, 1998:
Maitrejean S, Perion R and Sundermann D. *Non destructive chemical indetification using an X-ray transmission function obtained with the multi-energy method*. Proceedings SPIE, 1998:

Majumdar S and Genant HK. *A review of the recent advances in magnetic resonance imaging in the assessment of osteoporosis*. Osteoporos Int, 1995; 5: 79-92.

Majumdar S. *A review of magnetic resonance (MR) imaging of trabecular bone micro-architecture: contribution to the prediction of biomechanical properties and fracture prevalence*. Technol Health Care, 1998; 6: 321-7.

Marquez MA, Melton LJ, 3rd, Muhs JM, Crowson CS, Tosomeen A, O'Connor MK, O'Fallon WM and Riggs BL. *Bone density in an immigrant population from Southeast Asia*. Osteoporos Int, 2001; 12: 595-604.

Marshall D, Johnell O and Wedel H. *Meta-analysis of how well measures of bone mineral density predict occurrence of osteoporotic fractures*. Bmj, 1996; 312: 1254-9.

Marshall LM, Lang TF, Ensrud KE and Orwoll ES. *Femoral bone size among older men and its relation to lean and fat mass*. J Bone Miner Res, 2002; 17: S264.

Martin RB and Burr DB. *Non-invasive measurement of long bone cross-sectional moment of inertia by photon absorptiometry*. J Biomech, 1984; 17: 195-201.

Maurel N. *Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle par éléments finis du rachis cervical inférieur*. Thèse de doctorat en mécanique. LBM-ENSAM. Paris. 1993.

Melton LJ, 3rd, Atkinson EJ, O'Fallon WM, Wahner HW and Riggs BL. *Long-term fracture prediction by bone mineral assessed at different skeletal sites*. J Bone Miner Res, 1993; 8: 1227-33.

Michelotti J and Clark J. *Femoral neck length and hip fracture risk*. J Bone Miner Res, 1999; 14: 1714-20.

Mikhail MB, Vaswani AN and Aloia JF. *Racial differences in femoral dimensions and their relation to hip fracture*. Osteoporos Int, 1996; 6: 22-4.

Mitton D, Landry C, Veron S, Skalli W, Lavaste F and De Guise JA. *3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes*. Med Biol Eng Comput, 2000; 38: 133-9.

Mitulescu A. *Etude Préliminaire sur l'utilisation de l'appareil Charpak pour la reconstruction tridimensionnelle par stéréoradiographie*. DEA, ENSAM, Paris, 1997:
Mitulescu A. *Contribution à la reconstruction 3D du rachis, du bassin et du thorax à partir du système Charpak*. Thèse de Doctorat, ENSAM, Paris, 2001:
Mitulescu A, Semaan I, De Guise JA, Leborgne P, Adamsbaum C and Skalli W. *Validation of the non-stereo corresponding points stereoradiographic 3D reconstruction technique*. Med Biol Eng Comput, 2001; 39: 152-8.

Mitulescu A, Skalli W, Mitton D and De Guise JA. *Three-dimensional surface rendering reconstruction of scoliotic vertebrae using a non stereo-corresponding points technique*. Eur Spine J, 2002; 11: 344-52.

Moro M, Hecker AT, Bouxsein ML and Myers ER. *Failure load of thoracic vertebrae correlates with lumbar bone mineral density measured by DXA*. Calcif Tissue Int, 1995; 56: 206-9.

- Mortele KJ, McTavish J and Ros PR. *Current techniques of computed tomography. Helical CT, multidetector CT, and 3D reconstruction*. Clin Liver Dis, 2002; 6: 29-52.
- Mosnier T and Persohn S. *Caractérisation en compression quasi-statique de l'extrémité supérieure du fémur et imagerie basse dose*. Rapport de Projet de Fin d'Etude d'ingénieur, ENSAM, 2002:
- Muller ME. *[Classification and international AO-documentation of femur fractures]*. Unfallheilkunde, 1980; 83: 251-9.
- Nakamura T, Turner CH, Yoshikawa T, Slemenda CW, Peacock M, Burr DB, Mizuno Y, Orimo H, Ouchi Y and Johnston CC, Jr. *Do variations in hip geometry explain differences in hip fracture risk between Japanese and white Americans?* J Bone Miner Res, 1994; 9: 1071-6.
- Nelson DA, Barondess DA, Hendrix SL and Beck TJ. *Cross-sectional geometry, bone strength, and bone mass in the proximal femur in black and white postmenopausal women*. J Bone Miner Res, 2000; 15: 1992-7.
- Njeh CF, Kuo CW, Langton CM, Atrah HI and Boivin CM. *Prediction of human femoral bone strength using ultrasound velocity and BMD: an in vitro study*. Osteoporos Int, 1997; 7: 471-7.
- Nodé-Langlois L. *Analyse Tridimensionnelle des déviations angulaires des axes du membre inférieur en pré-per et post-opératoire*. Thèse de Doctorat, ENSAM, Paris, 2003:
- Orwoll ES. *Toward an expanded understanding of the role of the periosteum in skeletal health*. J Bone Miner Res, 2003; 18: 949-54.
- Parent S, Mitulescu A, Semaan I, Skalli W, Lavaste F, de Guise J and Labelle H. *Morphometric analysis of normal thoracic vertebrae*. Canadian Orthopaedic Research Society 34th Annual Meeting. Edmonton, Alberta, 3-6 juin. 2000.
- Partanen J, Jamsa T and Jalovaara P. *Influence of the upper femur and pelvic geometry on the risk and type of hip fractures*. J Bone Miner Res, 2001; 16: 1540-6.
- Peacock M, Turner CH, Liu G, Manatunga AK, Timmerman L and Johnston CC, Jr. *Better discrimination of hip fracture using bone density, geometry and architecture*. Osteoporos Int, 1995; 5: 167-73.
- Pearcy MJ and Whittle MW. *Movements of the lumbar spine measured by three-dimensional X-ray analysis*. J Biomed Eng, 1982; 4: 107-12.
- Pearcy MJ. *Stereo Radiography of Lumbar Spine Motion*. Acta Orthop Scand, 1985: Supplementum: 212-256.
- Pearson J, Dequeker J and al. e. *European Semi-anthropomorphic Spine Phantom for the Calibration of Bone Densitometers: Assesment of Precision, Stability and Accuracy*. The European Quantitation of Osteoporosis Study Group. Osteoporos Int, 1995; 5: 174-184.
- Peel NF and Eastell R. *Diagnostic value of estimated volumetric bone mineral density of the lumbar spine in osteoporosis*. J Bone Miner Res, 1994; 9: 317-20.
- Perdriolle R. *La scoliose: son aspect tridimensionnel*. Maloine (Ed.). Paris, 1979

Perdriolle R and Vidal J. *Morphology of scoliosis : Three-dimensional evolution*. Orthopaedics, 1987: 10: 785-791, 909-915.

Pinilla TP, Boardman KC, Bouxsein ML, Myers ER and Hayes WC. *Impact direction from a fall influences the failure load of the proximal femur as much as age-related bone loss*. Calcif Tissue Int, 1996: 58: 231-5.

Pocock NA, Noakes KA, Majerovic Y and Griffiths MR. *Magnification error of femoral geometry using fan beam densitometers*. Calcif Tissue Int, 1997: 60: 8-10.

Porter RW, Miller CG, Grainger D and Palmer SB. *Prediction of hip fracture in elderly women: a prospective study*. Bmj, 1990: 301: 638-41.

Ragnarsson JJ, Eliasson P, Karrholm J and Lundstrom B. *The accuracy of measurements of femoral neck fractures. Conventional radiography versus roentgen stereophotogrammetric analysis*. Acta Orthop Scand, 1992: 63: 152-6.

Rainaut J. *Les scolioses*. Ellipse (Ed.). Paris, 1994

Rauch F, Plotkin H, Zeitlin L and Glorieux FH. *Bone mass, size, and density in children and adolescents with osteogenesis imperfecta: effect of intravenous pamidronate therapy*. J Bone Miner Res, 2003: 18: 610-4.

Riggs BL, Wahner HW, Seeman E, Offord KP, Dunn WL, Mazess RB, Johnson KA and Melton LJ, 3rd. *Changes in bone mineral density of the proximal femur and spine with aging. Differences between the postmenopausal and senile osteoporosis syndromes*. J Clin Invest, 1982: 70: 716-23.

Robinovitch SN, Hayes WC and McMahon TA. *Prediction of femoral impact forces in falls on the hip*. J Biomech Eng, 1991: 113: 366-74.

Roux C. *Quantification de l'ostéoporose postménopausique*. In Chir. EM. Radiodiagnostic-Neuroradiologie-Appareil locomoteur: 1999: 13.

Rubin PJ, Leyvraz PF, Aubaniac JM, Argenson JN, Esteve P and de Roguin B. *The morphology of the proximal femur. A three-dimensional radiographic analysis*. J Bone Joint Surg Br, 1992: 74: 28-32.

Ruff CB and Hayes WC. *Sex differences in age-related remodeling of the femur and tibia*. J Orthop Res, 1988: 6: 886-96.

Ryd L. *Roentgen stereophotogrammetric analysis of prosthetic fixation in the hip and knee joint*. Clin Orthop, 1992: 56-65.

Sabin MA, Blake GM, MacLaughlin-Black SM and Fogelman I. *The accuracy of volumetric bone density measurements in dual x-ray absorptiometry*. Calcif Tissue Int, 1995: 56: 210-4.

Schott AM, Hans D, Garnero P, Sornay-Rendu E, Delmas PD and Meunier PJ. *Age-related changes in Os calcis ultrasonic indices: a 2-year prospective study*. Osteoporos Int, 1995: 5: 478-83.

Schott AM, Weill-Engerer S, Hans D, Duboeuf F, Delmas PD and Meunier PJ. *Ultrasound discriminates patients with hip fracture equally well as dual energy X-ray absorptiometry and independently of bone mineral density.* J Bone Miner Res, 1995; 10: 243-9.

Seeman E. *Periosteal bone formation--a neglected determinant of bone strength.* N Engl J Med, 2003; 349: 320-3.

Selvik G, Alberius P and Aronson AS. *A roentgen stereophotogrammetric system. Construction, calibration and technical accuracy.* Acta Radiol Diagn (Stockh), 1983; 24: 343-52.

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

Selvik G. *Roentgen stereophotogrammetric analysis.* Acta Radiol, 1990; 31: 113-26.

Semaan I, Skalli W, S. V, Templier A and Lavaste F. *Anatomie quantitative tridimensionnelle du rachis lombaire.* Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Locomoteur, 2001; 87: 983-992.

Shrimpton JA, Jones DG, M.C. H and al e. *Survey of practice in the UK. Part 2: Dosimetric aspects.* NRPB-R249. NRPB, Chilton, 1991:

Sievanen H, Kannus P, Nieminen V, Heinonen A, Oja P and Vuori I. *Estimation of various mechanical characteristics of human bones using dual energy X-ray absorptiometry: methodology and precision.* Bone, 1996; 18: 17S-27S.

Slemenda CW, Turner CH, Peacock M, Christian JC, Sorbel J, Hui SL and Johnston CC. *The genetics of proximal femur geometry, distribution of bone mass and bone mineral density.* Osteoporos Int, 1996; 6: 178-82.

Smith MD, Cody DD, Goldstein SA, Cooperman AM, Matthews LS and Flynn MJ. *Proximal femoral bone density and its correlation to fracture load and hip-screw penetration load.* Clin Orthop, 1992; 244-51.

Stokes IA, Wilder DG, Frymoyer JW and Pope MH. *1980 Volvo award in clinical sciences. Assessment of patients with low-back pain by biplanar radiographic measurement of intervertebral motion.* Spine, 1981; 6: 233-40.

Tabensky AD, Williams J, DeLuca V, Briganti E and Seeman E. *Bone mass, areal, and volumetric bone density are equally accurate, sensitive, and specific surrogates of the breaking strength of the vertebral body: an in vitro study.* J Bone Miner Res, 1996; 11: 1981-8.

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

Uvehammer J, Karrholm J and Brandsson S. *In vivo kinematics of total knee arthroplasty. Concave versus posterior-stabilised tibial joint surface.* J Bone Joint Surg Br, 2000; 82: 499-505.

Valstar ER, Vrooman HA, Toksvig-Larsen S, Ryd L and Nelissen RG. *Digital automated RSA compared to manually operated RSA.* J Biomech, 2000; 33: 1593-9.

van Daele PL, Burger H, De Laet CE, Hofman A, Grobbee DE, Birkenhager JC and Pols HA. *Longitudinal changes in ultrasound parameters of the calcaneus*. Osteoporos Int, 1997; 7: 207-12.

van den Kroonenberg AJ, Hayes WC and McMahon TA. *Hip impact velocities and body configurations for voluntary falls from standing height*. J Biomech, 1996; 29: 807-11.

Van Pottelbergh I, Goemaere S, Zmierzak H, De Bacquer D and Kaufman JM. *Deficient acquisition of bone during maturation underlies idiopathic osteoporosis in men: evidence from a three-generation family study*. J Bone Miner Res, 2003; 18: 303-11.

Véron S. *Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle par éléments finis du rachis cervical supérieur*. Thèse de Doctorat, ENSAM, Paris, 1997:

Véron S. *Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle par éléments finis du rachis cervical supérieur*. Thèse de Doctorat, ENSAM, Paris, 1997:

Viceconti M, Zannoni C, Pierotti L and Casali M. *Spatial positioning of an hip stem solid model within the CT data set of the host bone*. Comput Methods Programs Biomed, 1999; 58: 219-26.

Viceconti M, Zannoni C, Testi D and Cappello A. *CT data sets surface extraction for biomechanical modeling of long bones*. Comput Methods Programs Biomed, 1999; 59: 159-66.

Wasnich RD, Ross PD, Davis JW and Vogel JM. *A comparison of single and multi-site BMC measurements for assessment of spine fracture probability*. J Nucl Med, 1989; 30: 1166-71.

Wood GA and Marshall RN. *The accuracy of DLT extrapolation in three-dimensional film analysis*. J Biomech, 1986; 19: 781-785.

Woodhouse A and Black D. *BMD at various sites for the prediction of hip fracture: a meta-analysis of women*. J Bone Miner Res, 2000; 15: S145.

ANNEXE V :

Tableaux des mesures DMO DXA et DMO EOS

N° de spécimen	DMO DXA	DMO EOS™	% d'Erreur de la DMO EOS™
PA0104A	0,58	0,70	20,7
PA01128	0,73	0,84	15,1
PA01130	0,70	0,87	24,3
PA011A	0,59	0,84	42,4
PA02012A	0,48	0,66	37,5
PA02013b	0,54	0,64	18,5
PA02014A	0,52	0,70	34,6
PA021A	0,43	0,59	37,2
PA028A	0,26	0,48	84,6
PA042b	0,35	0,50	42,9
PA043b	0,45	0,58	28,9
PA045a	0,79	0,94	19,0
PA051a	0,56	0,84	50,0
PA0681b	0,57	0,72	26,3
PA0765b	0,33	0,51	54,5
Moyenne	0,52	0,69	35,8
Ecart-type	0,15	0,15	18

Tableau 1 : Valeurs de DMO EOS™ (protocoles 4 énergies) et de DMO DXA mesurées pour les régions col fémoral des 15 spécimens de fémurs proximaux

Journée d'Acquisition	Niveau vertébral	DMO réelle (en g/cm²)	DMO EOS™ (en g/cm²)	Erreur EOS™ (g/cm²)	% relatif d'erreur de Précision	% absolu d'erreur de Précision
06_05_2003	Vertèbre Supérieure	0,5	0,527	-0,027	5,3%	5,3%
06_05_2004	Vertèbre Milieu	1	0,987	0,013	-1,3%	1,3%
06_05_2005	Vertèbre Inférieure	1,5	1,442	0,058	-3,9%	3,9%
07_05_2003	Vertèbre Supérieure	0,5	0,574	-0,074	14,7%	14,7%
07_05_2004	Vertèbre Milieu	1	1,050	-0,050	5,0%	5,0%
07_05_2005	Vertèbre Inférieure	1,5	1,525	-0,025	1,6%	1,6%
21_05_2003	Vertèbre Supérieure	0,5	0,517	-0,017	3,4%	3,4%
21_05_2004	Vertèbre Milieu	1	0,949	0,051	-5,1%	5,1%
21_05_2005	Vertèbre Inférieure	1,5	1,413	0,087	-5,8%	5,8%
Moyenne		-	-	0,002	1,6%	5,1%
Ecart-type		-	-	0,054	6,5%	3,9%

Tableau 2 : Tableau comparatif entre les valeurs de DMO réelles du fantôme ESP et les valeurs de DMO correspondantes mesurées par le protocole EOS™ bi-énergie.

N° Spécimen	DMO DXA au col fémoral (en g/cm ²)	DMO EOS™ au col fémoral (en g/cm ²)	Différence DMO DXA - DMO EOS™ (en g/cm ²)	% relatif d'erreur entre DMO DXA et DMO EOS™	% absolue d'erreur entre DMO DXA et DMO EOS™
PA0105	0,534	0,564	-0,030	5,6%	5,6%
PA02011a	0,462	0,475	-0,013	2,9%	2,9%
PA02011b	0,435	0,461	-0,026	5,9%	5,9%
PA028b	0,210	0,280	-0,070	33,5%	33,5%
PA051b	0,600	0,505	0,095	-15,8%	15,8%
PA0681a	0,644	0,680	-0,036	5,6%	5,6%
PA045b	0,735	0,712	0,023	-3,1%	3,1%
PA043a	0,459	0,516	-0,057	12,3%	12,3%
PA021b	0,440	0,389	0,051	-11,5%	11,5%
PA02014b	0,559	0,529	0,030	-5,3%	5,3%
PA02013a	0,513	0,561	-0,048	9,4%	9,4%
PA01131	0,744	0,696	0,048	-6,4%	6,4%
PA01129	0,654	0,637	0,017	-2,6%	2,6%
PA104b	0,628	0,599	0,028	-4,5%	4,5%
PA042a	0,362	0,446	-0,084	23,3%	23,3%
PA011b	0,570	0,565	0,005	-0,8%	0,8%
PA0765a	0,286	0,348	-0,062	21,7%	21,7%
PA02012b	0,481	0,464	0,017	-3,4%	3,4%
Moyenne	0,517	0,524	-0,006	-3,7%	9,6%
Ecart-type	0,143	0,118	0,049	12,7%	8,8%

Tableau 3 : Valeurs de DMO EOS™ et de DMO DXA mesurées pour les régions col fémoral

ANNEXE VI :

Comparaison des données DXA et EOS pour les expérimentations biomécaniques en configuration de chute sur le côté.

Comparaison des données Densitométriques

	DMO totale DXA	DMO totale EOS	Difference DXA-EOS	différence absolue	% d'écart absolu	% d'écart
PA0105	0,621	0,599	0,02	0,02	3,6	3,6
PA02011a	0,604	0,617	-0,01	0,01	2,1	-2,1
PA051b	0,677	0,587	0,09	0,09	13,3	13,3
PA0681a	0,738	0,707	0,03	0,03	4,2	4,2
PA043a	0,552	0,558	-0,01	0,01	1,0	-1,0
PA02014b	0,681	0,642	0,04	0,04	5,7	5,7
PA02013a	0,588	0,602	-0,01	0,01	2,4	-2,4
PA01131	0,851	0,801	0,05	0,05	5,9	5,9
PA104b	0,678	0,640	0,04	0,04	5,7	5,7
PA042a	0,46	0,554	-0,09	0,09	20,4	-20,4
PA011b	0,825	0,784	0,04	0,04	5,0	5,0
PA0765a	0,417	0,425	-0,01	0,01	2,0	-2,0
PA02012b	0,6	0,596	0,00	0,00	0,7	0,7
moyenne	0,638	0,62	0,01	0,03	5,5	1,2
ecart type	0,125	0,10	0,04	0,03	5,5	7,9
min	0,417	0,43	-0,09	0,00	0,7	-20,4
max	0,851	0,80	0,09	0,09	20,4	13,3

Tableau 1 : Comparaison de la DMO totale mesurée par EOS biénergie et DXA

	DMO ard troch	DMO ard	Difference	différence	% d'écart	% d'écart
--	---------------	---------	------------	------------	-----------	-----------

	DXA	troch EOS	DXA-EOS	absolue	absolu	
PA0105	0,503	0,493	0,01	0,01	1,9	1,9
PA02011a	0,471	0,514	-0,04	0,04	9,2	-9,2
PA051b	0,511	0,481	0,03	0,03	5,9	5,9
PA0681a	0,554	0,562	-0,01	0,01	1,4	-1,4
PA043a	0,365	0,387	-0,02	0,02	6,0	-6,0
PA02014b	0,555	0,543	0,01	0,01	2,2	2,2
PA02013a	0,426	0,464	-0,04	0,04	9,0	-9,0
PA01131	0,635	0,610	0,02	0,02	3,9	3,9
PA104b	0,481	0,444	0,04	0,04	7,8	7,8
PA042a	0,412	0,523	-0,11	0,11	26,9	-26,9
PA011b	0,675	0,671	0,00	0,00	0,6	0,6
PA0765a	0,276	0,303	-0,03	0,03	9,7	-9,7
PA02012b	0,547	0,541	0,01	0,01	1,1	1,1
moyenne	0,493	0,50	-0,01	0,03	6,6	-3,0
ecart type	0,108	0,09	0,04	0,03	7,0	9,3
min	0,276	0,30	-0,11	0,00	0,6	-26,9
max	0,675	0,67	0,04	0,11	26,9	7,8

Tableau 2 : Comparaison de la DMO grand trochanter mesurée par EOS biénergie et DXA

	DMO col fémoral DXA	DMO col fémoral EOS	Difference DXA-EOS	différence absolue	% d'écart absolu	% d'écart
PA0105	0,534	0,497	0,04	0,04	7,0	7,0
PA02011a	0,462	0,463	0,00	0,00	0,2	-0,2
PA051b	0,6	0,514	0,09	0,09	14,4	14,4
PA0681a	0,644	0,609	0,03	0,03	5,4	5,4
PA043a	0,459	0,480	-0,02	0,02	4,5	-4,5
PA02014b	0,559	0,570	-0,01	0,01	1,9	-1,9
PA02013a	0,513	0,508	0,01	0,01	1,0	1,0
PA01131	0,744	0,706	0,04	0,04	5,1	5,1
PA104b	0,628	0,547	0,08	0,08	12,9	12,9
PA042a	0,362	0,479	-0,12	0,12	32,3	-32,3
PA011b	0,57	0,628	-0,06	0,06	10,2	-10,2
PA0765a	0,286	0,341	-0,05	0,05	19,1	-19,1
PA02012b	0,481	0,467	0,01	0,01	3,0	3,0
moyenne	0,526	0,52	0,00	0,04	9,0	-1,5
ecart type	0,121	0,09	0,06	0,04	9,0	12,9
min	0,286	0,34	-0,12	0,00	0,2	-32,3
max	0,744	0,71	0,09	0,12	32,3	14,4

Tableau 3 : Comparaison de la DMO col fémoral mesurée par EOS biénergie et DXA

	DMO Intertroch DXA	DMO intertroch EOS	Difference DXA-EOS	différence absolue	% d'écart absolu	% d'écart
PA0105	0,715	0,706	0,01	0,01	1,3	1,3
PA02011a	0,717	0,695	0,02	0,02	3,0	3,0
PA051b	0,782	0,674	0,11	0,11	13,8	13,8
PA0681a	0,857	0,816	0,04	0,04	4,7	4,7
PA043a	0,704	0,659	0,04	0,04	6,4	6,4
PA02014b	0,787	0,728	0,06	0,06	7,5	7,5
PA02013a	0,721	0,711	0,01	0,01	1,4	1,4
PA01131	1,005	0,923	0,08	0,08	8,1	8,1
PA104b	0,854	0,771	0,08	0,08	9,7	9,7
PA042a	0,503	0,597	-0,09	0,09	18,6	-18,6
PA011b	0,959	0,893	0,07	0,07	6,9	6,9
PA0765a	0,53	0,495	0,04	0,04	6,7	6,7
PA02012b	0,649	0,646	0,00	0,00	0,5	0,5
moyenne	0,753	0,72	0,04	0,05	6,8	3,9
ecart type	0,147	0,12	0,05	0,03	5,1	7,7
min	0,503	0,49	-0,09	0,00	0,5	-18,6
max	1,005	0,92	0,11	0,11	18,6	13,8

Tableau 4 : Comparaison de la DMO intertrochanter mesurée par EOS biénergie et DXA**Comparaison des données Géométriques**

	CSA DXA	CSA EOS	Difference DXA-EOS	différence absolue	% d'écart absolu	% d'écart
PA0105	814,92	758,23	56,69	56,69	7,0	7,0
PA02011a	572,7	545,2	27,5	27,50	4,8	4,8
PA051b	595,81	570,47	25,34	25,34	4,3	4,3
PA0681a	814,68	803,69	10,99	10,99	1,3	1,3
PA043a	899,96	855,09	44,87	44,87	5,0	5,0
PA02014b	691,14	687,2	3,94	3,94	0,6	0,6
PA02013a	568,47	556,29	12,18	12,18	2,1	2,1
PA01131	695	674,56	20,44	20,44	2,9	2,9
PA104b	637	642,33	-5,33	5,33	0,8	-0,8
PA042a	484,24	485,07	-0,83	0,83	0,2	-0,2
PA011b	666,43	658,03	8,4	8,40	1,3	1,3
PA0765a	611,1	569,1	42	42,00	6,9	6,9
PA02012b	658,42	665,97	-7,55	7,55	1,1	-1,1
moyenne	669,990	651,63	18,36	20,47	2,9	2,6
ecart type	115,607	107,84	20,14	17,80	2,4	2,8
min	484,24	485,07	-7,55	0,83	0,2	-1,1
max	899,96	855,09	56,69	56,69	7,0	7,0

Tableau 5 : Comparaison de la CSA mesurée à partir de modèle 3D EOS et DXA

	FHD DXA	FHD EOS	Difference DXA- EOS	différence absolue	% d'écart absolu	% d'écart
PA0105	45,77	44,98	0,79	0,79	1,7	1,7
PA02011a	40,1	40,09	0,01	0,01	0,0	0,0
PA051b	41,87	41,01	0,86	0,86	2,1	2,1
PA0681a	47,95	47,29	0,66	0,66	1,4	1,4
PA043a	46,21	45,82	0,39	0,39	0,8	0,8
PA02014b	45,68	43,98	1,7	1,70	3,7	3,7
PA02013a	43,13	42,815	0,315	0,32	0,7	0,7
PA01131	46,8	45,4	1,4	1,40	3,0	3,0
PA104b	41,81	40,5	1,31	1,31	3,1	3,1
PA042a	38,62	38,26	0,36	0,36	0,9	0,9
PA011b	44,69	43,64	1,05	1,05	2,3	2,3
PA0765a	41	40,47	0,53	0,53	1,3	1,3
PA02012b	45,56	44,45	1,11	1,11	2,4	2,4
moyenne	43,784	42,98	0,81	0,81	1,8	1,8
ecart type	2,884	2,69	0,49	0,49	1,1	1,1
min	38,62	38,26	0,01	0,01	0,0	0,0
max	47,95	47,29	1,70	1,70	3,7	3,7

Tableau 6 : Comparaison de FHD mesuré à partir de modèle 3D EOS et DXA

	FNAL DXA	FNAL EOS	Difference DXA-EOS	différence absolue	% d'écart absolu	% d'écart
PA0105	93,7	92,17	1,53	1,53	1,6	1,6
PA02011a	94	93,13	0,87	0,87	0,9	0,9
PA051b	88,11	87,82	0,29	0,29	0,3	0,3
PA0681a	102,13	101,34	0,79	0,79	0,8	0,8
PA043a	99,2	96,43	2,77	2,77	2,8	2,8
PA02014b	95,56	94,08	1,48	1,48	1,5	1,5
PA02013a	96,26	93,46	2,8	2,80	2,9	2,9
PA01131	98,3	97,46	0,84	0,84	0,9	0,9
PA104b	88,73	88,06	0,67	0,67	0,8	0,8
PA042a	84,5	82,19	2,31	2,31	2,7	2,7
PA011b	96,73	96,28	0,45	0,45	0,5	0,5
PA0765a	90,2	89,24	0,96	0,96	1,1	1,1
PA02012b	98,98	98,53	0,45	0,45	0,5	0,5
moyenne	94,338	93,09	1,25	1,25	1,3	1,3
ecart type	5,141	5,22	0,87	0,87	0,9	0,9
min	84,5	82,19	0,29	0,29	0,3	0,3
max	102,13	101,34	2,80	2,80	2,9	2,9

Tableau 7 : Comparaison de la FNAL mesurée à partir de modèle 3D EOS et DXA

	NSA DXA	NSA EOS	Difference DXA- EOS	différence absolue	% d'écart absolu	% d'écart
PA0105	123,59	124,37	-0,78	0,78	0,6	-0,6
PA02011a	127,09	126,64	0,45	0,45	0,4	0,4
PA051b	129,02	128,74	0,28	0,28	0,2	0,2
PA0681a	132,23	131,16	1,07	1,07	0,8	0,8
PA043a	124,28	123,26	1,02	1,02	0,8	0,8
PA02014b	124,29	122,51	1,78	1,78	1,4	1,4
PA02013a	123,87	124,58	-0,71	0,71	0,6	-0,6
PA01131	123,65	122,51	1,14	1,14	0,9	0,9
PA104b	119,66	117,18	2,48	2,48	2,1	2,1
PA042a	133,28	131,9	1,38	1,38	1,0	1,0
PA011b	131,74	129,74	2	2,00	1,5	1,5
PA0765a	128,36	126,83	1,53	1,53	1,2	1,2
PA02012b	129,79	131,2	-1,41	1,41	1,1	-1,1
moyenne	126,988	126,20	0,79	1,23	1,0	0,6
ecart type	4,126	4,33	1,17	0,62	0,5	0,9
min	119,66	117,18	-1,41	0,28	0,2	-1,1
max	133,28	131,90	2,48	2,48	2,1	2,1

Tableau 8 : Comparaison de NSA mesuré à partir de modèle 3D EOS et DXA

EVALUATION DES POTENTIALITES DU SYSTEME EOS™ POUR LA CARACTERISATION MECANIQUE DE STRUCTURES OSSEUSES : APPLICATION A L'EXTREMITÉ SUPERIEURE DU FEMUR

RESUME: Le vieillissement de la population des pays industrialisés s'accroissant, des pathologies liées à l'âge telles que l'ostéoporose, posent des problèmes majeurs de santé publique. Les praticiens et les autorités de santé publique sont à la recherche d'outils de diagnostic et de dépistage du risque fracturaire. La mesure de la densité minérale osseuse (DMO) par DXA fait actuellement référence dans l'évaluation du risque fracturaire de l'extrémité supérieure du fémur, mais cette technique a toutefois des limites : il existe un chevauchement des valeurs de DMO entre les sujets fracturés et les sujets non fracturés. Par ailleurs, plusieurs études cliniques ont montré que des paramètres macro-architecturaux étaient des facteurs déterminants de la solidité osseuse, mais ces mesures étant bidimensionnelles, elles sont dépendantes des biais de projection 2D. L'objectif de notre étude est de mettre au point un outil permettant d'associer mesures DMO et géométrie 3D afin de prédire d'une meilleure manière le risque fracturaire. Pour ce faire, nous nous sommes basés sur un système de stéréoradiographie basse dose (le système EOS™) ayant la capacité de supporter des protocoles multi-énergie et de permettre des reconstructions 3D de structures osseuses. Dans une première étude, nous avons étendu et appliqué les algorithmes de reconstruction 3D aux deux structures les plus touchées par les fractures ostéoporotiques : les vertèbres et l'extrémité supérieure du fémur. Nous avons ensuite réalisé une étude de faisabilité de protocoles multi-énergie sur le système EOS afin d'obtenir des informations DMO. Enfin, nous avons voulu évaluer la pertinence de notre approche en évaluant la résistance à la rupture d'extrémités supérieures de fémurs testés mécaniquement à partir des données issues d'acquisitions 3D multi-énergie. Les résultats de ces travaux mettent en avant l'intérêt d'associer paramètres architecturaux 3D et densité de façon à mieux prédire le risque fracturaire.

Mots-clés: Stéréoradiographie, Reconstruction 3D, Imagerie médicale, Multi-énergie, Structures Osseuses, Essai Mécanique, Extrémité Supérieure du Fémur

POTENTIALITIES EVALUATION OF EOS™ DEVICE FOR MECHANICAL CHARACTERISATION OF BONE STRUCTURES: APPLICATION TO THE SUPERIOR EXTREMITY OF THE FEMUR

ABSTRACT: With population aging in industrialised country, pathologies linked with age, such as osteoporosis, become a major problem of public health. Clinicians and public health administration are looking for tools in the diagnosis and screening of fracture risk. Bone Mineral Density (BMD) measured by DXA is currently the gold standard in the evaluation of hip fracture risk. Nevertheless this technique has limits: an overlap exist between BMD measured on fractured and non-fractured subjects. Moreover, several clinical studies showed that macro-architectural parameters were determinant factors of bone structure strength, but these 2D measurements are dependent of 2D projection bias. The purpose of our study is to realise a tool allowing association of BMD measurement and 3D geometry, in order to predict in a better way the fracture risk. To achieve this objective, a low dose stereoradiographic device (EOS™) was used. This device has the double capacity to support multi-energy acquisition protocols and to allow 3D reconstruction of bone structure. In a first study, 3D reconstruction algorithm were extended, applied and validated to the structures mostly affected by osteoporotical fractures: vertebrae and upper part of the femur. Then, the feasibility of multi-energy protocol was evaluated on the EOS device in order to obtain DMO information. Finally, pertinence of such an approach was evaluated in estimating fracture strength of proximal femur specimens mechanically from dataset provided by 3D multi-energy acquisitions. Results of these works show the interest to associate 3D architectural parameters and bone density in order to predict fracture risk in a better way.

Keywords: Stereoradiography, 3D Reconstruction, Medical Imaging, Multi-energy, Bone Structures, Mechanical testing, Superior Extremity of the Femur.

