

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DE LA
MAÎTRISE EN GÉNIE
CONCENTRATION DES TECHNOLOGIES DE LA SANTÉ
M.Ing.

PAR
DESMARAIS-TRÉPANIÉ, Christian

ANALYSE NUMÉRIQUE DE LA TECHNIQUE DE RESURFAÇAGE DE LA HANCHE
MÉTAL-MÉTAL: EFFET DU POSITIONNEMENT ET DE LA FIXATION DE LA
COMPOSANTE FÉMORALE SUR LES CONTRAINTES DANS L'OS

MONTRÉAL, LE 13 JANVIER 2009

© Christian Desmarais-Trépanier, 2009

PRÉSENTATION DU JURY
CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ
PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

Mme Natalia Nuño, directrice de mémoire
Département de Génie de la production automatisée, École de technologie supérieure (ETS)

Dr. Martin Lavigne, codirecteur
Centre de recherche, Hôpital Maisonneuve-Rosemont (HMR)

M. Yvan Petit, codirecteur
Département de génie mécanique, École de technologie supérieure (ÉTS)

M. Henri Champliaud, président du jury
Département de génie mécanique, École de technologie supérieure (ÉTS)

M. Farid Amirouche, évaluateur externe
Department of bioengineering, University of Illinois at Chicago (UIC)

IL FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 17 DÉCEMBRE 2008

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

AVANT-PROPOS

Les travaux entourant la réalisation ce mémoire se sont déroulés au Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO) de l'École de technologie supérieure durant la période allant d'octobre 2006 à novembre 2008. Ils ont également été temporairement poursuivis au sein du groupe de mécanique structurale et de modélisation matérielle (GEMM) de l'Université de Zaragoza en Espagne entre avril et juin 2008. Ces travaux ont également été menés conjointement avec le service de chirurgie orthopédique de l'Hôpital Maisonneuve-Rosemont.

Les pages suivantes présentent une approche mécanique visant à répondre à un questionnement d'ordre clinique. En effet, l'auteur s'intéresse à connaître l'impact que présente l'implantation d'une prothèse dans le corps humain. La biomécanique orthopédique se révèle utile dans l'investigation des interactions physiques qui existent entre les appareils prothétiques et les tissus vivants avec lesquels ils interagissent. Plus précisément, elle cherche à prévoir les répercussions de l'intégration d'une ou de plusieurs composante(s) de remplacement sur l'appareil locomoteur pour ultimement permettre d'en optimiser la réponse mécanique au niveau de la structure anatomique modifiée. En favorisant l'adaptation du corps humain à sa nouvelle réalité physique, les fonctions motrices de l'individu sont améliorées pour une meilleure performance de celui-ci dans l'accomplissement des tâches qui composent sa vie quotidienne. Cette discipline est ainsi mise à contribution à travers les différentes activités qui définissent la démarche employée pour solutionner la problématique faisant l'objet de la présente étude.

REMERCIEMENTS

J'aimerais dans un premier temps exprimer toute ma reconnaissance envers Natalia Nuño qui, en me confiant le mandat d'accomplir ce projet de recherche, a su croire en mes moyens et m'a ainsi offert l'opportunité d'évoluer dans le domaine des technologies de la santé. La pleine autonomie d'action qu'elle m'a accordée combinée à sa généreuse disponibilité d'encadrement, même en période de relâche professionnelle, m'ont permis d'évoluer dans un contexte d'avancement idéal. Merci Natalia.

Merci également à Yvan Petit pour ses nombreux conseils techniques ainsi qu'aux docteurs Martin Lavigne et Pascal-André Vendittoli, chirurgiens orthopédistes et cliniciens chercheurs à l'Hôpital Maisonneuve-Rosemont, pour leur étroite collaboration en me donnant accès à leur expertise essentielle à la réalisation de ce projet.

Un chaleureux remerciement s'adresse ensuite à Maria Angeles Pérez Ansón de l'Université de Zaragoza pour l'accueil exceptionnel qu'elle m'a réservé lors de mon séjour en Espagne. Merci pour l'énergie investie sur mon intégration au sein du groupe de recherche, merci de m'avoir fait découvrir Madrid, pour les shows rock, la dégustation de vin... je vais toujours conserver un souvenir mémorable de cette expérience hors de l'ordinaire. Muchas gracias!

Merci finalement à tous les gens du LIO que j'aurai eu l'occasion de côtoyer au cours de cette période et avec lesquels une bonne complicité s'est établie au fil du temps. Pierre-Olivier saura accepter mes excuses et celles de Guillaume pour en avoir fait un souffredouleur durant le pool de hockey de 2007. Merci à tous mes parents et amis pour leur support moral et tout particulièrement à ma copine Emmanuelle pour sa compréhension et sa présence positive tout au long de la rédaction parfois ardue de cet ouvrage. Ses petits mots d'encouragement ont été une grande source de motivation dans les moments plus difficiles. Merci chérie.

ANALYSE NUMÉRIQUE DE LA TECHNIQUE DE RESURFAÇAGE DE LA HANCHE MÉTAL-MÉTAL: EFFET DU POSITIONNEMENT ET DE LA FIXATION DE LA COMPOSANTE FÉMORALE SUR LES CONTRAINTES DANS L'OS

DESMARAIS-TRÉPANIÉ, Christian

RÉSUMÉ

Contexte: L'arthroplastie par resurfaçage de la hanche (ARH) est une technique chirurgicale visant à corriger les pathologies articulaires de la hanche. Elle est en particulier appropriée chez les patients jeunes et actifs puisqu'elle permet un plus haut niveau d'activité physique lorsque comparée à l'arthroplastie totale de la hanche conventionnelle. Cependant, il a été rapporté qu'une distribution non physiologique des contraintes se produit dans le fémur proximal, laquelle peut être impliquée dans une diminution significative de la densité de la masse osseuse dans la tête fémorale due au stress shielding. **But:** La présente étude concerne le positionnement de la composante fémorale et sa fixation. L'influence de l'alignement varus-valgus sur les contraintes dans l'os est d'abord investiguée. Ensuite, l'épaisseur du manteau de ciment est évaluée ainsi que la profondeur d'interdigitation dans l'os trabéculaire. **Méthodes:** Un fémur droit personnalisé est reconstruit en utilisant une série de données tomographiques. Différentes configurations basées sur les variables évaluées sont ensuite modélisées dans l'environnement CAO. Des analyses par éléments finis sont finalement effectuées considérant l'hétérogénéité des propriétés mécaniques et des chargements physiologiques basés sur le cycle de marche. **Résultats:** Selon les distributions de contraintes obtenues, un stress shielding se produit dans la partie supérieure-latérale de la tête fémorale peu importe la configuration évaluée. Ce comportement est également détecté dans la partie inférieure-médiale du même emplacement avec une légère diminution suivant un positionnement plus valgus. Un risque de fracture potentiel est visible près de la jante de la prothèse dans la partie supérieure du col fémoral. Ce risque tend à augmenter avec un positionnement varus et une interdigitation profonde. Les contraintes dans l'os le long et autour de la tige d'alignement se voient déséquilibrées dû à la concentration de contraintes générée par le forage dans le col fémoral. La variation de l'épaisseur du manteau de ciment ne présente aucun effet significatif. **Conclusion:** Une orientation valgus de la composante fémorale et une profondeur d'interdigitation modérée sont apparemment les conditions optimales pour réduire au minimum le risque de fracture du col fémoral et l'effet du stress shielding.

NUMERICAL ANALYSIS OF THE METAL-ON-METAL HIP RESURFACING TECHNIQUE: EFFECT OF THE POSITIONING AND THE FIXATION OF THE FEMORAL COMPONENT ON THE BONE STRESSES

DESMARAIS-TRÉPANIÉ, Christian

ABSTRACT

Background: Hip resurfacing arthroplasty (HRA) is a surgical technique aiming at correcting hip articular pathologies. It is in particular suitable for young and active patients since it allows a higher level of physical activity when compared to conventional total hip arthroplasty. However, a non physiological stress distribution have been reported to occur in the proximal femur, which can be involved in a significant diminution of the bone mass density in the femoral head due to stress shielding. **Purpose:** The current study concerns the femoral component positioning and its fixation. The influence of the varus-valgus alignment on the bone stresses is first investigated. Then, the cement mantle thickness is assessed as well as the interdigitation depth in the cancellous bone. **Methods:** A customized right femur is reconstructed using CT scan data set. Different configurations based on the evaluated variables are then modeled in the CAD environment. Finite element analyses are finally carried out considering heterogeneous bone mechanical properties and physiological loadings based on the walking cycle. **Results:** According to the stress distributions obtained, stress shielding occurs in the superior-lateral part of the femoral head no matter the configuration evaluated. This behaviour is also detected in the inferior-medial part of the same site with a slight decreasing following a more valgus positioning. A potential risk of fracture is visible near the rim of the prosthesis in the superior part of the femoral neck. This risk tends to increase with varus positioning and deep interdigitation. The stresses in the bone along and around the guide pin are unbalanced due to stress concentration generated by the bore in the femoral neck. The cement mantle thickness variation does not present any significant effect. **Conclusion:** Valgus orientation of the femoral component and moderate interdigitation depth are apparently the optimal conditions to minimize both the risk of fracture of the femoral neck and the stress shielding effect.

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES ET DE LA LITTÉRATURE.....	6
1.1 Description des plans et directions anatomiques du fémur	6
1.2 Anatomie descriptive du fémur	7
1.3 Anatomie fonctionnelle et biomécanique de l'articulation coxo-fémorale	8
1.4 Terminologie d'orientation et de localisation intrinsèque au fémur proximal	10
1.5 Histologie du tissu osseux fémoral humain.....	11
1.6 Aperçu des pathologies de la hanche.....	13
1.7 Techniques de remplacement de la hanche	15
1.8 La procédure opératoire de l'ARH	17
1.9 Notions de résistance des matériaux.....	21
1.10 La méthode des éléments finis.....	24
1.11 Techniques d'évaluation des propriétés mécaniques du fémur	26
1.12 La tomodensitométrie	27
1.13 Concepts de simulation des propriétés mécaniques du fémur proximal.....	29
1.14 Techniques de simulation de l'hétérogénéité du fémur proximal	31
1.15 Relations entre le nombre CT, la densité et le module d'élasticité	32
1.16 Le phénomène d'interdigitation.....	34
1.17 Revue de la mécanique des composites ciment-os	34
1.18 Littérature concernant l'étude de l'ARH	36
1.18.1 Études cliniques	36
1.18.2 Analyses numériques	38
1.18.3 Résumé de la revue de littérature concernant l'étude de l'ARH	40
CHAPITRE 2 ÉNONCÉ DES OBJECTIFS SPÉCIFIQUES	41
CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE	43
3.1 Développement d'un modèle de caractérisation et d'attribution des propriétés mécaniques au fémur	43
3.1.1 Isotropie vs anisotropie et homogénéité vs hétérogénéité	43
3.1.2 Choix de l'outil d'attribution des propriétés mécaniques.....	43
3.1.3 Justification de l'exclusion de l'os cortical	44
3.1.4 Justification de l'usage d'une approche continue macroscopique.....	45
3.1.5 Détermination du nombre approprié de propriétés mécaniques	45
3.1.6 Évaluation des relations de densité et d'élasticité appropriées.....	46
3.2 Développement d'une méthode de simulation de l'interdigitation.....	48
3.2.1 La représentation par la géométrie de la microstructure	48
3.2.2 La représentation par une strate de composite de propriétés mécaniques apparentes	49
3.2.3 Choix de la méthode de simulation	50

3.2.4	Choix de la constante élastique attribuée au CCO.....	51
3.3	Acquisition des images médicales.....	53
3.4	Segmentation des images médicales.....	53
3.5	Génération d'un modèle polyédrique du fémur.....	54
3.6	Modélisation solide des composants de l'ARH.....	55
3.6.1	Modélisation du fémur.....	56
3.6.2	Modélisation de la composante fémorale de l'implant.....	58
3.6.3	Modélisation de l'outil de résection et ses variantes.....	59
3.6.4	Modélisation du ciment osseux.....	60
3.6.5	Modélisation du composite ciment-os.....	60
3.7	Définition du système de coordonnées.....	61
3.7.1	Le centroïde de la tête fémorale.....	62
3.7.2	L'axe diaphysaire.....	63
3.7.3	L'axe cervical.....	64
3.7.4	Le centroïde de la composante fémorale.....	65
3.7.5	L'axe d'implantation clinique (configurations de fixation).....	66
3.7.6	Les axes d'implantation expérimentaux (configurations de positionnement).....	66
3.8	Description détaillée des configurations investiguées.....	67
3.9	Création des configurations d'analyse.....	68
3.9.1	Importation des composants.....	68
3.9.2	Positionnement des composants.....	69
3.9.3	Résection de la tête fémorale.....	70
3.9.4	Création de la strate de CCO (cas d'interdigitation).....	71
3.9.5	Formation du ciment osseux.....	72
3.10	Définition des paramètres pour l'application des chargements.....	73
3.10.1	Vecteurs d'orientation.....	74
3.10.2	Solides d'intersection des surfaces d'application.....	76
3.11	Analyses par éléments finis.....	78
3.11.1	Importation des assemblages solides vers l'environnement EF.....	78
3.11.2	Création des surfaces d'application des chargements.....	78
3.11.3	Définition de la nature des contacts.....	79
3.11.4	Génération du maillage.....	79
3.11.5	Attribution des propriétés mécaniques.....	81
3.11.6	Mappage des propriétés mécaniques au modèle EF de l'os trabéculaire.....	82
3.11.7	Définition des conditions aux frontières.....	84
CHAPITRE 4 PRÉSENTATION DES RÉSULTATS.....		87
4.1	Évaluation du risque de fracture.....	88
4.1.1	Le positionnement.....	90
4.1.2	L'interdigitation.....	92
4.1.3	La cimentation.....	93
4.2	Évaluation du stress shielding.....	93
4.2.1	Le positionnement.....	94
4.2.2	L'interdigitation.....	98

4.2.3	La cimentation	99
CHAPITRE 5	INTERPRÉTATION DES RÉSULTATS ET DISCUSSION.....	102
CONCLUSION	110
RECOMMANDATIONS	111
ANNEXE I	LE SYSTÈME DE COORDONNÉES DE L'ISB.....	112
ANNEXE II	LE SYSTÈME DE COORDONNÉES DE BERGMANN ET AL.....	113
ANNEXE III	POINTS D'INSERTION DES MUSCLES ABDUCTEURS DANS <i>ANYBODY</i>	114
ANNEXE IV	EXEMPLE DE MACRO-INSTRUCTIONS POUR L'ATTRIBUTION DES PROPRIÉTÉS AU MODÈLE EF GLOBAL DANS <i>ANSYS</i>	115
ANNEXE V	CONTRAINTE PRINCIPALE MINIMALE DE L'OS TRABÉCULAIRE EN SUPÉRIEUR.....	117
ANNEXE VI	CONTRAINTES PRINCIPALES MINIMALES DE L'OS TRABÉCULAIRE EN SUPÉRIEUR.....	118
ANNEXE VII	CONTRAINTES ÉQUIVALENTES MAXIMALES EN PÉRIPHÉRIE DU FORAGE DU COL FÉMORAL EN COMPARAISON AU FÉMUR INTACT	119
ANNEXE VIII	CONTRAINTES PRINCIPALES MINIMALES EN PÉRIPHÉRIE DU FORAGE DU COL FÉMORAL EN COMPARAISON AU FÉMUR INTACT.....	120
LISTE DE RÉFÉRENCES	121
BIBLIOGRAPHIE	127

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 3.1 Étude statistique des données densitométriques issues de <i>Mimics</i> pour chacune des relations de densité et d'élasticité par rapport à la valeur de référence	47
Tableau 3.2 Valeurs de rigidité apparente (E) du composite ciment-os mesurées en tension et compression pour chacune des études considérées	51
Tableau 3.3 Paramètres de positionnement et de fixation de chacune des configurations investiguées.....	68
Tableau 3.4 Paramètres d'analyse numérique	86
Tableau 4.1 Valeurs de contraintes ultimes pour le tissu osseux au niveau du fémur proximal.....	89
Tableau 4.2 Erreur relative des contraintes équivalentes en périphérie du forage du col fémoral par rapport au fémur intact pour la coupe 3	97

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Plans et directions anatomiques du fémur humain.6
Figure 1.2	Principales divisions osseuses du fémur humain.7
Figure 1.3	Anatomie de l'articulation coxo-fémorale.9
Figure 1.4	Terminologie d'orientation et de localisation intrinsèque au fémur proximal. .11
Figure 1.5	Microarchitecture du fémur à la diaphyse (gauche) et à l'épiphyse (droite)...12
Figure 1.6	a) Lignes de force dans le fémur humain. b) Coupe histologique d'un fémur dans le plan coronal.13
Figure 1.7	Remplacement articulaire de type a) ATH et b) ARH.16
Figure 1.8	Planification préopératoire a) Composante fémorale b) Composante acétabulaire.18
Figure 1.9	Opérations de résection de la tête et du col fémoral.20
Figure 1.10	Courbe contrainte-déformation typique pour les matériaux fragiles.22
Figure 1.11	Concentration de contraintes d'une plaque trouée soumise à la traction.23
Figure 1.12	Illustration d'un voxel.28
Figure 1.13	Plages standards de nombres CT pour différents types de tissus.29
Figure 2.1	Diagramme de processus présentant l'évolution du projet.42
Figure 3.1	Profils géométriques simplifiés simulant la rugosité à l'interface ciment-os. a) Sinusoïde. b) Dents de scie. c) et d) Dents de scie tronquées.49
Figure 3.2	Passage de la segmentation au modèle polyédrique de l'os cortical par l'empilement des coupes transversales.55
Figure 3.3	Approximation du modèle polyédrique par un ajustement surfacique.56
Figure 3.4	Étapes successives de la modélisation solide du fémur proximal.58
Figure 3.5	Modélisation solide de la composante fémorale de l'implant.59

Figure 3.6	a) Sélection de la surface polyédrique de la tête fémorale. b) Génération d'une sphère et de son centroïde.....	63
Figure 3.7	Illustration des différents axes de positionnement développés.....	67
Figure 3.8	Représentation filaire du fémur proximal après résection.....	71
Figure 3.9	Vue interne de l'assemblage complet.....	72
Figure 3.10	Résultante articulaire moyennée pour un cycle de marche dans <i>Hip98</i>	74
Figure 3.11	Création des solides d'intersection à partir des vecteurs d'orientation.	77
Figure 3.12	Illustration du maillage adaptatif.....	80
Figure 3.13	Vue postérieure du modèle EF après discrétisation volumique.....	81
Figure 3.14	Histogramme du nombre d'éléments affectés à chaque plage de nombres CT.	83
Figure 3.15	Application des chargements.....	85
Figure 4.1	Coupes prélevées au modèle EF après calcul des contraintes.	88
Figure 4.2	Risque de fracture (RF) en compression en fonction du positionnement.....	91
Figure 4.3	Risque de fracture (RF) en compression en fonction de l'interdigitation.	92
Figure 4.4	Variation de la distribution de la contrainte principale minimale selon le degré d'inclinaison de l'implant.	94
Figure 4.5	Variation de la distribution de la contrainte équivalente selon le degré d'inclinaison de l'implant.	95
Figure 4.6	Déséquilibre de la contrainte équivalente en périphérie du forage dans le col fémoral.	96
Figure 4.7	Comparaison des contraintes équivalentes en périphérie du forage avec celles perçues sur le fémur intact pour la coupe 3.	97
Figure 4.8	Variation de la distribution de la contrainte principale minimale selon le degré d'interdigitation de l'implant.	98
Figure 4.9	Variation de la distribution de la contrainte principale équivalente selon le degré d'interdigitation de l'implant.	99
Figure 4.10	Variation de la distribution de la contrainte principale minimale selon le degré de cimentation de l'implant.	100

Figure 4.11	Variation de la distribution de la contrainte principale équivalente selon le degré de cimentation de l'implant.	101
Figure 5.1	Passage de l'appui de la jante de la prothèse du cortex vers l'os trabéculaire.	104

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

AEF	Analyse par Éléments Finis
APDL	Ansys Parametric Design Language
ARH	Arthroplastie par Resurfaçage de la Hanche
ASCII	American Standard Code for Information Interchange
ATH	Arthroplastie Totale de la Hanche
Bio-CAD	Computer Assisted Drawing of BIOlogical systems
B-Rep	Boundary Representation
CAO	Conception Assistée par Ordinateur
CCO	Composite Ciment-Os
CoCr	Chrome-Cobalt
CT	Computed Tomography
DEXA	Dual-Energy X-ray Absorptiometry
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
EF	Éléments Finis
ISB	International Society of Biomechanics
ISO	International Organization for Standardization
MEF	Méthode des Éléments Finis
MMA	MéthylMéthacrylate de Méthyle
PMMA	PolyMéthylMéthacrylate de Méthyle
RF	Risque de Fracture
SC	Système de Coordonnées
STL	STéréolithographie

STEP	STandard for the Exchange of Product model data
VTK	Visualization ToolKit
2D	2 Dimensions
3D	3 Dimensions

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

E	Module d'élasticité (MPa)
E_1	Module d'élasticité – direction radiale (MPa)
E_2	Module d'élasticité – direction circonférentielle (MPa)
E_3	Module d'élasticité – direction axiale (MPa)
E_r	Erreur relative (%)
F_x	Composante orthogonale selon l'axe x de la résultante articulaire (N)
F_y	Composante orthogonale selon l'axe y de la résultante articulaire (N)
F_z	Composante orthogonale selon l'axe z de la résultante articulaire (N)
GPa	Gigapascal
MPa	Mégapascal
cm	Centimètre
mm	Millimètre
N	Newton
ε	Déformation relative (mm/mm)
μ	Coefficient d'affaiblissement linéique (m^{-1})
ν	Coefficient de Poisson (mm/mm)
ρ	Densité apparente (g/cm^3)
σ	Contrainte (MPa)
σ_u	Contrainte ultime (MPa)
σ_y	Contrainte limite élastique (MPa)
°	Degré angulaire
%	Pourcent

INTRODUCTION

L'arthroplastie par resurfaçage de la hanche (ARH) est une technique relativement nouvelle de remplacement articulaire au niveau de la hanche. Elle est principalement destinée à une population jeune et active en permettant aux patients traités d'exercer un niveau d'activité relativement élevé lorsque comparée à d'autres types d'implants plus conventionnels. Elle n'est en revanche pas sans défaut, alors que des problèmes liés au descellement aseptique et à la rupture du col fémoral, pour ne nommer que ceux-là, ont été rapportés à ce jour. De plus, une sélection méticuleuse des patients est nécessaire afin d'assurer leur aptitude à subir une telle intervention. En effet, des conditions anatomiques favorables doivent être respectées pour garantir de bonnes probabilités de succès, notamment en ce qui a trait à la qualité osseuse et à la morphologie du fémur proximal. Bien que récemment réapparu dans les salles d'opération après plusieurs années d'abandon, le concept de resurfaçage de la tête fémorale dans le but de corriger des troubles articulaires remonte à il y a bien longtemps.

L'histoire de l'ARH débute en 1912 avec la toute première contribution apportée par Robert Jones qui utilisait une fine membrane en or afin de recouvrir la tête fémorale d'articulations ankylosée (Gomez et Morcuende, 2005). Il s'agissait de la première forme d'arthroplastie par interposition, les techniques étant jusqu'alors limitées à la simple excision des tissus pathologiques. En 1923, Marius Smith-Peterson révolutionna le monde de l'orthopédie avec le concept de prothèse moulée. À l'époque n'était pratiquée qu'une hémiarthroplastie, caractérisée par le remplacement de l'articulation uniquement au niveau fémoral, le cotyle demeurant à son état naturel. Celui-ci avait alors fait l'essai d'une toute première prothèse fait de verre qui a naturellement cédé dans la plupart des cas dû à la grande fragilité de ce matériau. Ensuite sont successivement apparus le viscaloïde, le verre de pyrex et la bakélite à titre de biomatériaux alternatifs. L'année 1938 marqua, à nouveau grâce à l'implication de Smith-Peterson, l'introduction de l'alliage chrome-cobalt (CoCr) dont sont composées la plupart des prothèses contemporaines. Différents modèles se sont succédés jusqu'à ce que les frères Judet introduisent le premier spécimen doté d'une tige d'alignement pour palier aux problèmes de stabilité de la composante fémorale. Cet implant constitué d'acrylique causait

cependant problème relativement à la tolérance des tissus aux débris générés par l'usure. Encore une fois le cotyle demeurait démunie de tout réceptacle. Il fallut attendre le début des années 50 pour assister à la première arthroplastie par resurfaçage totale, soit composée d'une composante fémorale appuyée d'une cupule acétabulaire. John Charnley avait alors opté pour une articulation téflon sur téflon dont les attributs tribologiques se sont avérés désastreux, responsables notamment d'une sévère ostéonécrose au niveau de la tête fémorale (Roberts et al. 2005). Les décennies suivantes ont vu naître plusieurs concepts aux résultats peu concluants, ce qui porta la pratique de l'ARH à être temporairement abandonnée à défaut de pouvoir assurer un potentiel de réussite satisfaisant.

C'est finalement avec l'introduction des prothèses à couple métal sur métal au début des années 90, qualifiées de seconde génération, que la réponse biomécanique fut nettement améliorée. Ce progrès est attribuable à un design révisé et à l'utilisation d'un alliage à base de CoCr à forte teneur en carbone réduisant considérablement l'effet de l'usure. Du coup le mode de fixation hybride fut adopté, ce qui implique la fixation non cimentée de la cupule acétabulaire et l'inverse du côté fémoral. L'ARH a ainsi connu une renaissance marquée si bien qu'aujourd'hui elle est largement pratiquée dû à une meilleure connaissance et maîtrise de cette technologie. Bien que les premiers résultats cliniques de l'ARH de seconde génération soient encourageants, à ce jour cependant aucune donnée au niveau de la performance n'est disponible dans une perspective à long terme.

L'ARH peut connaître un échec selon deux principaux modes. D'abord, le descellement de l'implant se caractérise par la perte de contact à l'interface entre l'os et le ciment osseux. Ce phénomène progressif mène éventuellement la composante fémorale ou acétabulaire à se détacher complètement du support osseux sur lequel elle est fixée, obligeant la révision. Le descellement peut être soit d'origine infectieuse (septique) ou non (aseptique). Le dernier cité est le cas le plus fréquent. Ensuite, la fracture du col fémoral est une forme sévère d'échec qui implique la lésion partielle ou la désunion totale de l'os. Ce traumatisme oblige la plupart du temps à réviser en faveur d'une prothèse totale. Plusieurs facteurs sont à risque de contribuer à ce type d'accident postopératoire et mettent en cause soit la morphologie du

fémur, la qualité osseuse du patient, la technique chirurgicale ou bien une combinaison de ceux-ci. Le col fémoral peut également connaître un amincissement parfois excessif causé par un phénomène de stress shielding. La structure osseuse ainsi affaiblie peut conséquemment encourager la fracture du col fémoral (Beaulé et al. 2004).

Plusieurs facteurs peuvent être mis en cause relativement à l'échec de l'ARH, dont notamment le stress shielding. En effet, le squelette est sollicité mécaniquement lors de l'activité quotidienne, à la fois par le poids du corps et par la traction exercée par les muscles auxquels il est rattaché. Celui-ci se développe au niveau biologique en réponse à cette demande mécanique (ce concept sera vu plus en détail). L'envahissement du fémur par un appareil prothétique altère l'équilibre ainsi établi en modifiant la trajectoire empruntée par les stimulus mécaniques dans les os; la charge tend à passer par le matériau le plus rigide, le moins déformable. La raideur de l'alliage métallique de la prothèse étant de beaucoup supérieure à celle de l'os, une partie de la masse osseuse se voit en quelque sorte court-circuitée, privée des sollicitations mécaniques dont elle bénéficiait à l'origine. Ce phénomène, qui se réfère au «stress shielding» dans le jargon de la biomécanique, encourage la résorption de l'os qui se voit perdre en densité et en volume (ostéopénie). Le «strain shielding» est son équivalent lorsqu'on évalue la déformation plutôt que la contrainte. La traduction française se voudrait être «décharge mécanique», terme cependant peu utilisé et d'appellation plus vague en confondant contrainte et déformation.

Un second facteur d'échec concerne la technique chirurgicale. Effectivement, il est vérifié que le positionnement varus constitue une prédisposition au développement du phénomène de stress shielding de façon marquée dans la tête fémorale en déviant l'effort mécanique dans la partie supérieure du col fémoral (Beaule et al., 2004; Radcliffe et Taylor, 2007b). De plus, Amstutz et al. (Amstutz et al., 2006) déterminent que la méthode de préparation de la tête fémorale est critique dans la qualité de la fixation du ciment osseux à l'os hôte. Dans le même sens, Campbell et al. (Campbell et al., 2006) attestent qu'une trop faible pénétration du ciment dans le tissu trabéculaire constitue un facteur de descellement aseptique de la prothèse. Finalement, Shimmin et al. (Shimmin, Bare et Back, 2005) mettent en cause

l'encochage accidentel du col lors de la résection osseuse combiné à un positionnement varus pour expliquer l'augmentation du risque de fracture du fémur proximal.

Devant la gravité des complications potentielles suivant une intervention de type ARH, il semble approprié de se pencher sur l'étude des phénomènes mécaniques pouvant mener à l'échec de l'opération. Une diminution de l'influence négative des facteurs d'échec implique l'accroissement de la longévité de la prothèse chez l'individu en plus d'améliorer la qualité de vie de celui-ci. Il peut aussi être avancé que de limiter la révision engendre un effet positif sur le plan socio-économique, au sens où le système de santé se voit en partie déchargé. Finalement, les données disponibles au terme de cette étude, ajoutées à tout ce qui est déjà publié au niveau de la littérature scientifique, offriront de nouvelles références pour une meilleure compréhension du sujet exploité ici. Bien que plusieurs facteurs d'échec puissent faire l'objet d'une investigation, les efforts de recherche sont ici investis spécifiquement sur l'impact de la technique chirurgicale.

L'objectif général est donc d'évaluer la technique chirurgicale de resurfaçage de la hanche métal-métal par le biais d'analyses numériques. En particulier, les présents travaux sont concentrés au niveau de l'optimisation du positionnement et la fixation de la composante fémorale d'une ARH. Ceci se traduit par la mesure de la réponse structurale du fémur sollicité selon des paramètres physiologiques simulant l'activité humaine. Diverses configurations d'orientation varus-valgus, d'épaisseur de ciment osseux et de pénétration de ce dernier dans le tissu trabéculaire seront analysées en référence à un modèle intact du fémur, la base comparative. Les recommandations qui seront apportées viseront l'amélioration de la technique chirurgicale pour ainsi optimiser les probabilités de succès de l'intervention.

Le squelette du mémoire va comme suit. D'abord, une revue des connaissances et de la littérature procure l'information initiale de base nécessaire à la compréhension des notions qui sont subséquentement exposées. S'en suit une méthodologie qui relate point par point les procédures développées, accompagnées des justifications qui appuient les décisions et

postulats assumés pour chacune d'elles. Par la suite sont exposés les résultats des diverses analyses numériques pour l'ensemble des configurations évaluées. Une analyse de ces résultats offre ensuite un point de vue à la fois chiffré et qualitatif des constatations pertinentes qui en découlent. Ensuite sont discutées les limitations de l'étude qui présentent un potentiel de biais sur la fiabilité des données obtenues. Finalement, une rétrospective du travail dans son ensemble est exposée et des recommandations pour des avancements futurs sont proposées.

CHAPITRE 1

REVUE DES CONNAISSANCES ET DE LA LITTÉRATURE

1.1 Description des plans et directions anatomiques du fémur

Les plans anatomiques divisent le corps humain dans les trois directions principales (figure 1.1). Le plan coronal (ou frontal) définit les directions antérieure et postérieure. Le plan transversal (ou axial) est lui normal aux directions supérieure et inférieure. Finalement le plan sagittal (ou médian) est associé aux directions droite et gauche du corps. Lorsqu'est ciblé un organe isolé d'un seul côté, le terme « médial » exprime un rapprochement au plan milieu du corps (plan médiosagittal) alors que « latéral » indique un éloignement par rapport à cette même référence.

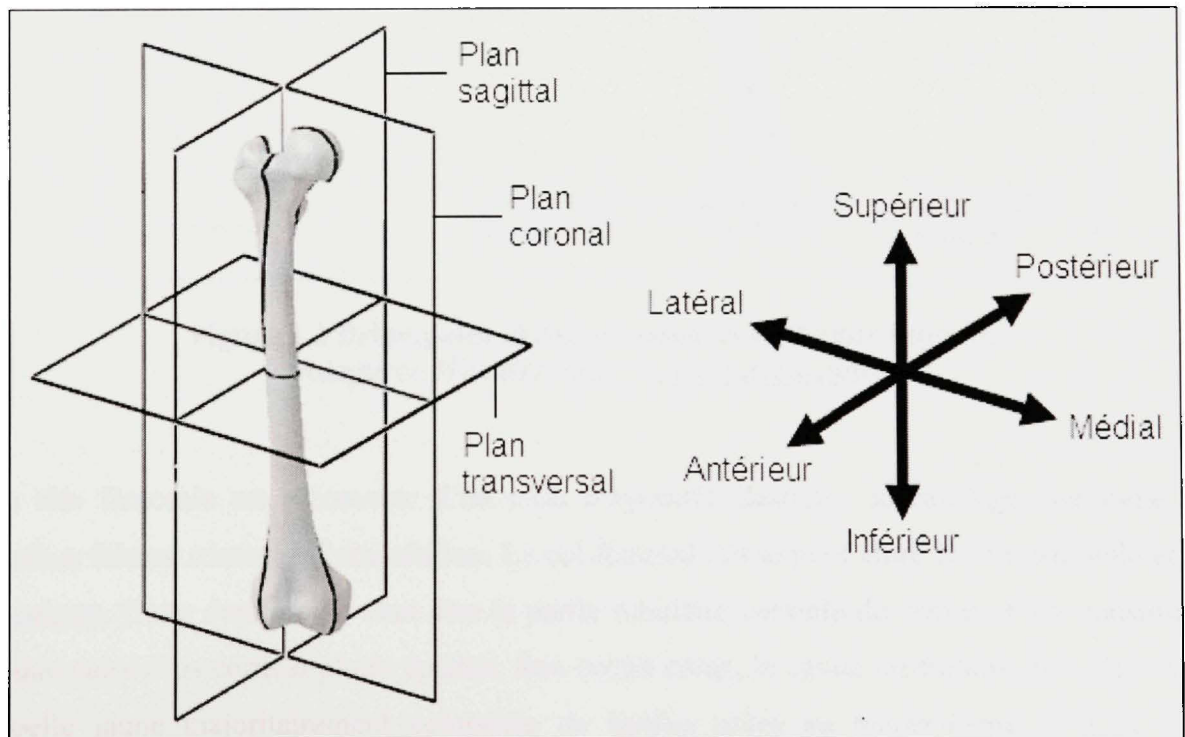


Figure 1.1 Plans et directions anatomiques du fémur humain.

1.2 Anatomie descriptive du fémur

Le fémur, l'unique os de la cuisse, est l'os le plus long et robuste du corps humain. Il est constitué d'une extrémité supérieure comprenant la tête, le col et les trochanters, d'un corps long nommé diaphyse et finalement des condyles à son extrémité inférieure (figure 1.2). Plus globalement, les extrémités du fémur sont désignées sous le nom d'épiphyses fémorales.

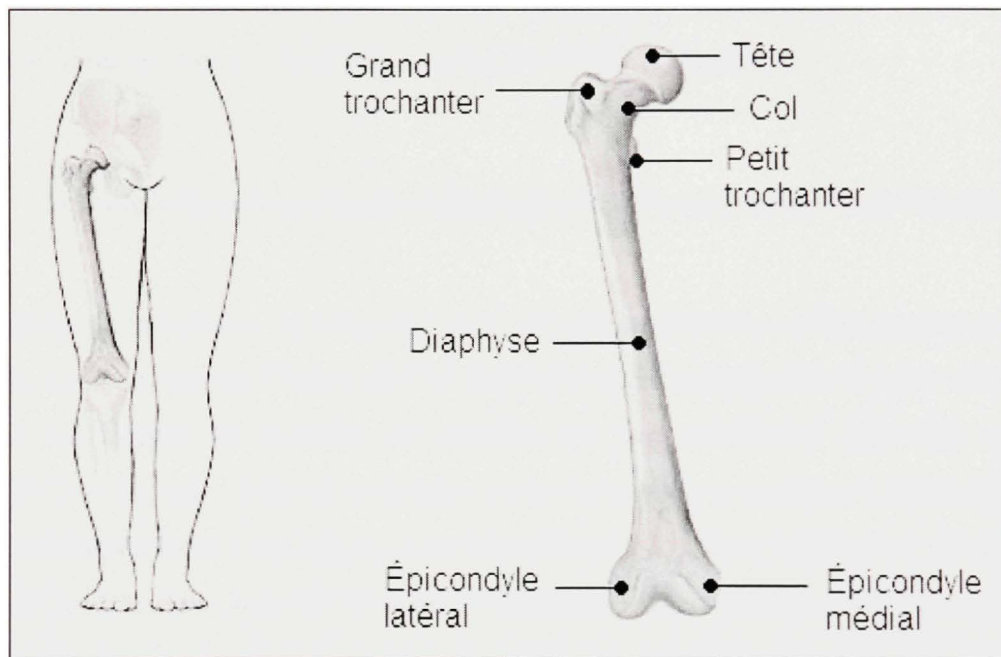


Figure 1.2 Principales divisions osseuses du fémur humain.

Adapté de *WebMD* (<http://www.webmd.com/>)

La tête fémorale est recouverte d'un tissu conjonctif élastique, le cartilage, sur toute sa surface faisant contact à l'articulation. Le col fémoral fait le pont entre la tête fémorale et la diaphyse. Cette dernière se veut être la partie tubulaire centrale du fémur et est constituée d'une paroi d'os cortical plutôt épaisse. Son centre creux, la cavité médullaire, fait place à la moelle jaune majoritairement composée de lipides utiles au métabolisme de l'os. Les épiphyses, quant à elles, contribuent à la production de la moelle rouge constituée notamment des globules sanguins de la même couleur. Dans la zone de rencontre du col fémoral et de la diaphyse se trouvent les petit et grand trochanters où se rattachent les muscles de la cuisse et

de la fesse. Les autres points d'attache musculaire sont localisés le long de la diaphyse sur sa face postérieure. À l'épiphyse inférieure se trouvent les condyles médial et latéral qui forment l'articulation du genou avec le tibia et la rotule. Les épicondyles désignent les proéminences situées aux extrémités médiale et latérale de ces mêmes condyles. L'os est recouvert, sur la pleine longueur de la diaphyse, d'une membrane de tissu fibreux nommée périoste. Celle-ci protège l'os mais surtout assure l'épaississement de celui-ci au cours de la période de croissance. La croissance longitudinale du fémur est pour sa part assurée par le cartilage épiphysaire, situé aux frontières entre la diaphyse et les épiphyses. Celui-ci disparaît au terme du processus en se calcifiant, soudant les parties entre elles.

1.3 Anatomie fonctionnelle et biomécanique de l'articulation coxo-fémorale

L'articulation de la hanche, ou coxo-fémorale, est une articulation cartilagineuse qui est dite synoviale, caractérisée par l'union des os dans une capsule articulaire envahie d'un liquide lubrifiant. Ce liquide, la synovie, est sécrétée par une membrane synoviale tapissée à l'intérieur de la capsule et limite la friction entre les parties en contact. L'articulation de la hanche est classée dans la catégorie des articulations sphéroïdes, où la tête hémisphérique d'un os est insérée dans la cavité d'un os hôte par un ajustement par emboîtement. Ainsi, la tête fémorale trouve son réceptacle dans le cotyle (ou acétabulum), une fosse semi-lunaire profonde située sur la face externe de l'os coxal (figure 1.3). Il s'agit du type d'articulation offrant l'amplitude de mouvement la plus élevée en admettant un mouvement dit universel, soit dans tous les plans ou directions possibles. Au niveau de la hanche, ces mouvements sont restreints par la butée formée par la géométrie du cotyle ainsi que par l'action des ligaments situés autour de la capsule articulaire. Ces derniers assurent de cette façon la stabilité de l'articulation.

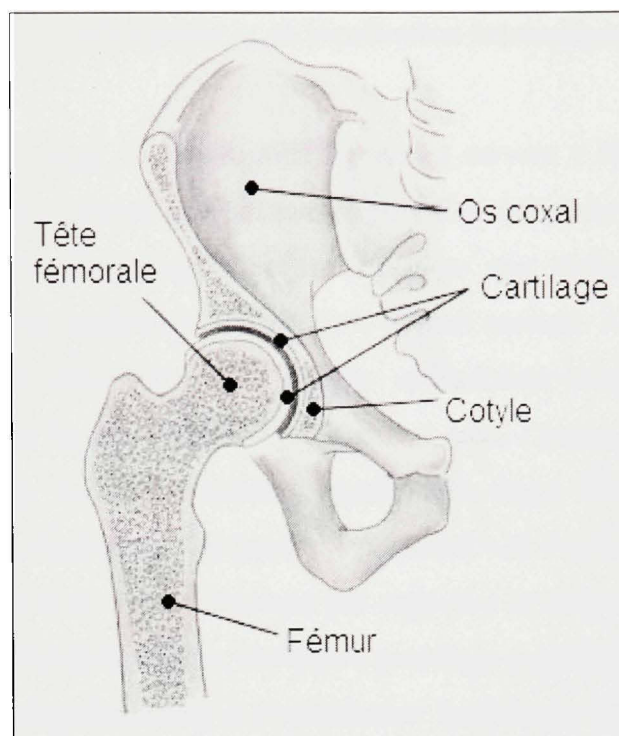


Figure 1.3 Anatomie de l'articulation coxo-fémorale.
 Adapté de *Hospital for special surgery* (<http://www.hss.edu/>)

Au cours du mouvement, les parties fémorale et coxale pivotent l'une par rapport à l'autre selon un même centre de rotation, à l'exemple d'un joint à rotule. Le cartilage étant un matériau compressible, celui-ci absorbe la charge et se déforme pour ainsi contribuer à répartir la pression aux surfaces articulaires. La surface portante représente l'aire de contact sur le cartilage par où la charge est transmise d'un corps à l'autre (Kummer, 1978). La résultante articulaire exprime pour sa part la somme des efforts engendrés par le poids corporel et les forces exercées par les muscles abducteurs de la hanche, utiles dans la recherche de l'équilibre du corps. Lors d'activités courantes tel la marche, l'évolution de la résultante articulaire connaît des fluctuations et des amplitudes maximales sont atteintes, allant de deux à trois fois le poids corporel (Bergmann et al., 2001).

1.4 Terminologie d'orientation et de localisation intrinsèque au fémur proximal

Le monde médical fait usage d'une panoplie de termes servant à décrire la localisation ou l'orientation d'un site anatomique précis par rapport à des références corporelles. Au niveau du fémur proximal, une orientation « valgus » désigne une inclinaison de l'axe du col fémoral dans la direction supérieure-latérale dans le plan coronal. À l'inverse, l'orientation « varus » se dit d'une obliquité plutôt dirigée en inférieur-médial. Ensuite, le terme « antéversion » exprime la déviation du col fémoral vers l'avant, soit dans la direction antérieure. Son opposé, la « rétroversion », qualifie le degré d'inclinaison du col vers l'arrière, en postérieur. Finalement, les termes « proximal » et « distal » sont employés pour désigner l'emplacement d'un site anatomique par rapport à la racine du membre évalué, en l'occurrence l'articulation de la hanche. Du latin « proximus », qui signifie « le plus près », le premier est relatif au rapprochement à l'articulation tandis que son contraire s'apparente plutôt à un éloignement (du latin « distare », i.e. « être éloigné »). La figure 1.4 illustre ces concepts.

Bien que cette terminologie soit à la base appliquée pour décrire les caractéristiques morphologiques du fémur à l'état naturel, elle est également applicable relativement à l'implantation d'un appareil prothétique. Le chirurgien orthopédiste dispose alors de la liberté de modifier les conditions initiales dans le but d'en améliorer la réponse biomécanique.

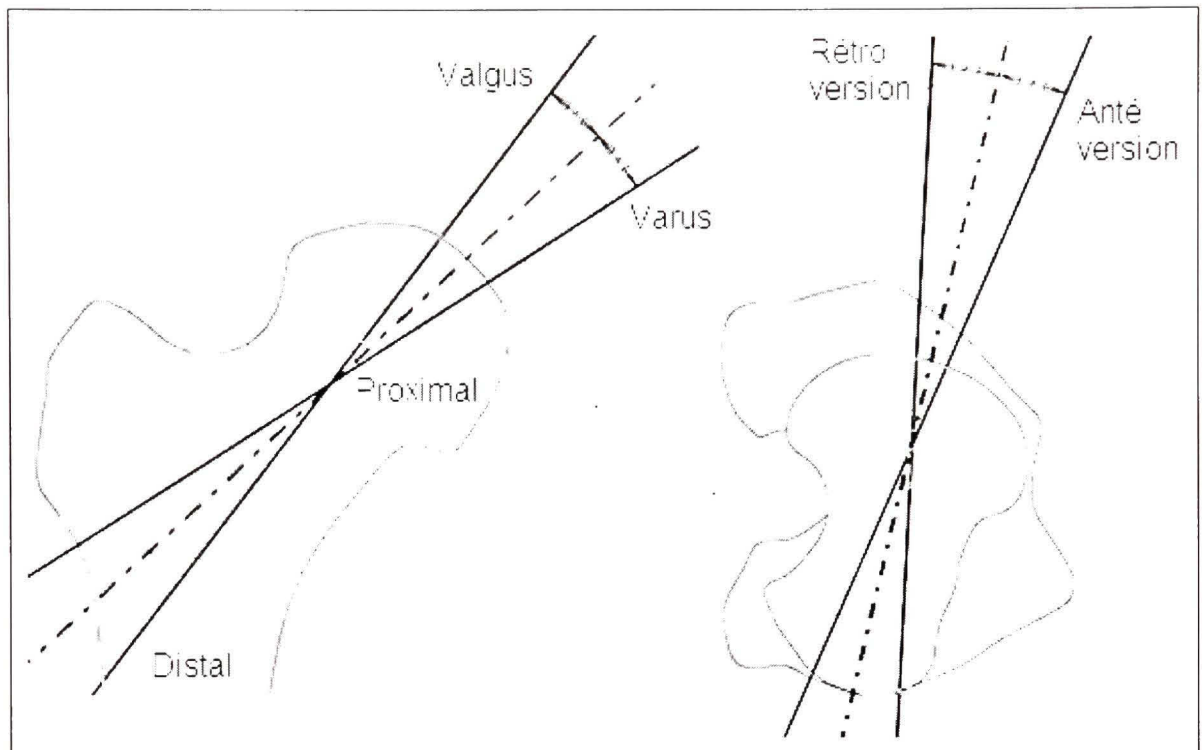


Figure 1.4 Terminologie d'orientation et de localisation intrinsèque au fémur proximal.

1.5 Histologie du tissu osseux fémoral humain

La composition du tissu osseux est plus complexe que la plupart des matériaux composites utilisés en ingénierie (Rho, Kuhn-Spearing et Zioupos, 1998). Contrairement aux matériaux inertes qui demeurent immuables, l'os est composé d'une partie organique composée de fibres de collagène de type 1 et d'une portion minérale constituée majoritairement de calcium. L'os cortical consiste en une enveloppe à épaisseur non uniforme, aussi appelée cortex, autour d'un agencement alvéolé dit trabéculaire (figure 1.5). À l'opposé de l'os cortical qui se distingue par une structure plutôt dense et organisée, constituée de lamelles osseuses cylindriques (ostéons), l'architecture de l'os trabéculaire est formée d'un réseau complexe de travées osseuses (trabécules) de formes irrégulières et distribuées de façon erratique. Les trabécules suivent toutefois une direction principale formant les lignes de force (ou lignes isostatiques) engendrées par la transmission des charges lors de l'activité physique (figure 1.6).

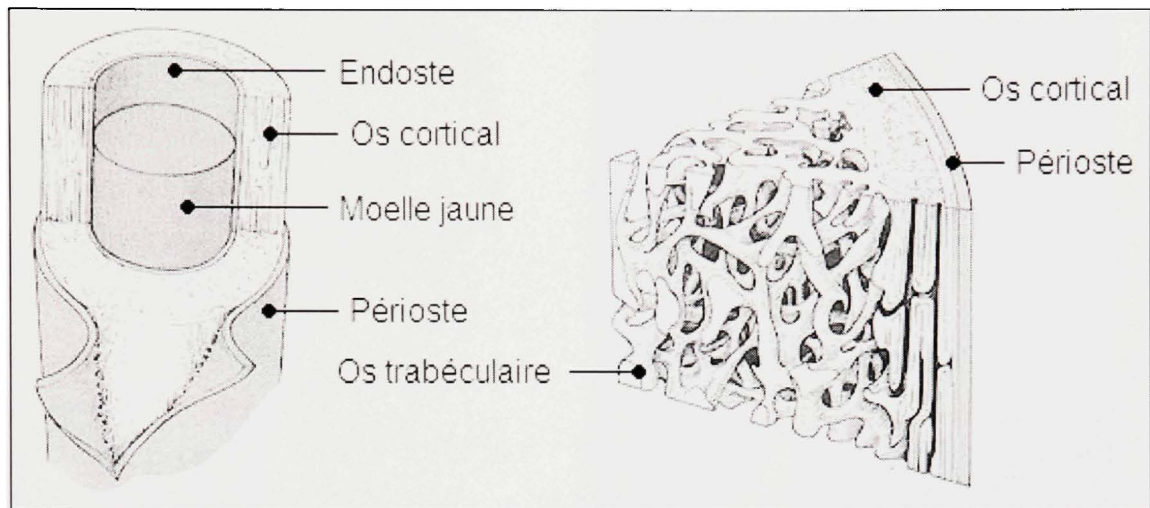


Figure 1.5 Microarchitecture du fémur à la diaphyse (gauche) et à l'épiphyse (droite).
 Adapté de *The anatomy wiki* (<http://www.anatowiki.wetpaint.com/>)

En effet, le tissu osseux s'adapte aux sollicitations mécaniques en créant des régions à densité plus élevée là où l'effort est plus propice à être transmis. Ce principe est connu sous le nom de « loi de Wolff ». Une telle adaptation, issue du phénomène de remodelage osseux, conduit à la formation d'une structure optimisée qui offre l'avantage de la rigidité tout en minimisant la quantité de tissu nécessaire au support de la charge. L'os trabéculaire étant métaboliquement plus actif, cette manifestation s'y voit davantage prononcée comparativement à son homologue cortical.

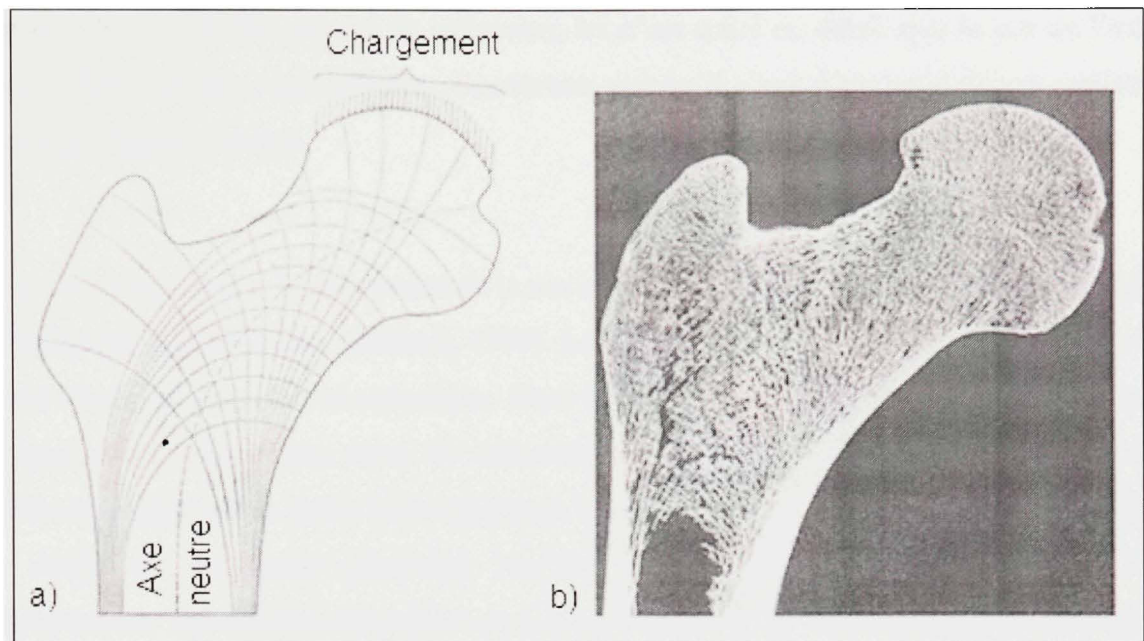


Figure 1.6 a) Lignes de force dans le fémur humain.
b) Coupe histologique d'un fémur dans le plan coronal.
 Adapté de *Gray's Anatomy* (<http://www.bartleby.com/>)

Les propriétés mécaniques de l'os trabéculaire dépendent à la fois de cette microarchitecture particulière et de la densité minérale osseuse (Ulrich et al., 1999). Elles sont qualifiées d'extrinsèque lorsque la structure est évaluée, alors que les propriétés propres au matériau réfèrent au niveau intrinsèque du tissu. Le tissu osseux est un matériau hétérogène qui varie en densité, en morphologie, en élasticité et en résistance dépendant à la fois de l'individu et de la localisation anatomique.

1.6 Aperçu des pathologies de la hanche

Plusieurs anomalies au niveau de la hanche peuvent mener à une intervention de type ARH. Une étude américaine menée par Amstutz et al. (Amstutz et al., 2007) sur 600 patients ayant subi une telle opération enregistre l'ostéo-arthrite comme étant la pathologie avec le taux d'occurrence le plus élevé (67%), suivi de loin par la dysplasie de la hanche (11%), l'ostéonécrose (8%), l'arthrite post-traumatique (7%) et d'autres troubles articulaires plus

négligeables (7%). Par mesure de concision, ici n'est traité en détail que le cas de l'ostéoarthrite de la hanche, aussi appelée coxarthrose, puisqu'il s'agit d'un point de vue statistique du diagnostique principal.

Tous sexes confondus, la prévalence de la coxarthrose se chiffre jusqu'à 10% des individus à l'atteinte de l'âge de 70 ans (Richard, 1999). La coxarthrose est classée selon deux groupes, à savoir l'arthrose primitive et secondaire. Dans le premier cas, la maladie est attribuable à des facteurs d'ordre génétique et/ou de sollicitations mécaniques excessives, alors que dans l'autre est plutôt mis en cause la morphologie irrégulière de l'articulation (obliquité anormale du cotyle ou du fémur proximal, couverture déficiente de la tête fémorale, etc.) Cliniquement, une douleur chronique concentrée dans la région de l'aîne est ressentie par le patient atteint, en plus d'éprouver de la raideur au niveau de l'articulation. Sur le plan des caractéristiques histopathologiques, des dommages sont causés au niveau du cartilage qui se voit fissuré pour éventuellement se détacher sous forme de fragments de l'os sous-chondral auquel il est fixé (cotyle et tête fémorale). L'os ainsi dénudé de sa couche protectrice entre dans un processus de remodelage osseux exagéré, entraînant la formation d'un tissu pathologique issu de cette réparation accompagné de l'érosion de l'os sous-chondral. Les débris tissulaires, générés par l'usure, se résorbent et entraînent une inflammation de la membrane synoviale (synovite).

Il n'existe toujours pas à ce jour de traitement permettant de freiner la progression de la coxarthrose de façon non invasive. Une médication peut être prescrite dans le but de minimiser la douleur (anti-inflammatoires, anti-arthrosiques, etc.). Des indications visant à ménager l'articulation endommagée sont fortement recommandées au patient atteint (ex : canne de marche). Deux méthodes existent au niveau chirurgical. Dans un premier temps, une ostéotomie peut être pratiquée afin de réorienter une partie du tissu pathologique pour limiter l'évolution de la maladie. Les résultats découlant de cette méthode sont cependant incertains et de durée parfois limitée. Une autre méthode beaucoup plus radicale mais de loin

plus efficace consiste à remplacer artificiellement l'articulation dans sa totalité, selon le mode de remplacement qui se veut le plus approprié dépendant de la situation clinique du patient.

1.7 Techniques de remplacement de la hanche

Il existe dans la pratique deux formes d'arthroplastie de la hanche qui sont fondées sur deux philosophies d'intervention distinctes : l'arthroplastie totale de la hanche (ATH) et l'arthroplastie par resurfaçage de la hanche (ARH) (figure 1.7). L'ATH est la méthode la plus radicale de remplacement de la hanche. Elle implique l'ablation complète de la tête et du col fémoral (ostéotomie) par une coupe près du grand trochanter, retirant ainsi une grande partie de la masse osseuse de la région proximale. Un dispositif à embout sphérique, appelé composante fémorale, est mis en place pour substituer la structure osseuse retranchée. Celle-ci est supportée d'une tige siégeant dans la cavité médullaire du fémur pour un transfert de charge dans la partie distale de l'os. La composante acétabulaire est quant à elle généralement constituée de deux cupules. La première, faite de métal, est insérée selon un ajustement en serrage dans le cotyle de l'os coxal ou bien par cimentation. La seconde, composée généralement de polyéthylène, est ensuite apposée à l'intérieur de la première et constitue le réceptacle de la composante fémorale avec laquelle elle s'articule.

L'ARH pour sa part est une technique qui mise sur une meilleure conservation de la masse osseuse. Dans ce cas, le col fémoral est laissé intact en ne pratiquant qu'une excision des tissus pathologiques au niveau de la tête fémorale (cartilage détérioré, masse osseuse nécrosée). En éliminant de la sorte le tissu indésirable, la tête fémorale se voit dénudée, exposant l'os trabéculaire désormais prêt à recevoir la composante fémorale. Cette dernière est constituée d'une coquille creuse de forme hémisphérique munie d'une tige conique dont la fonction consiste à aligner la pièce. Un forage est pratiqué dans le col fémoral afin de créer un corridor destiné justement à recevoir cette tige d'alignement. L'intérieur de la coquille est fixé à la tête fémorale réséquée au moyen de ciment osseux alors que la tige demeure non cimentée dans la plupart des cas. La charge est par cette technique transmise via la partie proximale de l'os, imitant le réel comportement mécanique du fémur à l'état naturel. La

composante acétabulaire est, quant à elle, en général constituée d'une seule cupule métallique et est fixée en serrage dans le cotyle préalablement réséqué à cette fin. Ainsi est créé un couple de type métal sur métal.

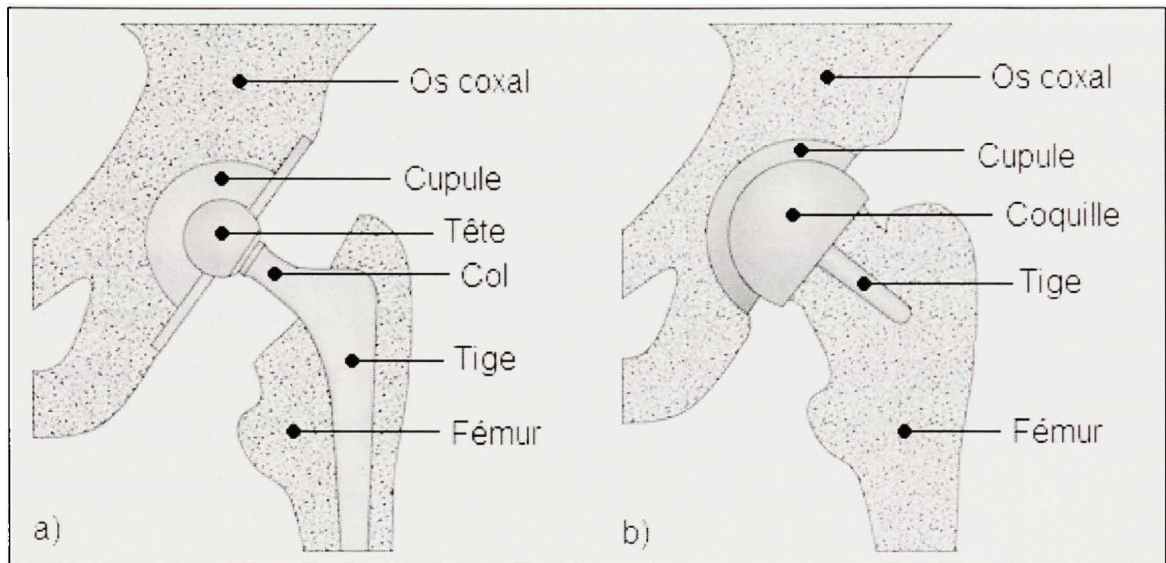


Figure 1.7 Remplacement articulaire de type a) ATH et b) ARH.

Adapté de *Ortopedika* (<http://www.ortopedica.com/>)

Voici les principaux éléments en faveur de la philosophie du resurfaçage :

- Contrairement à l'ATH, cette méthode retarde l'envahissement de la cavité médullaire. La masse osseuse est ainsi mieux préservée en minimisant la destruction « inutile » du tissu sain.
- L'utilisation d'une sphère de dimension supérieure permet de diminuer le risque de dislocation articulaire (Conroy et al., 2008) en plus réduire l'usure (Smith, Dowson et Goldsmith, 2001).
- L'amplitude du mouvement et le niveau d'activité des patients peuvent s'avérer supérieurs à l'ATH (Vail et al., 2006).

1.8 La procédure opératoire de l'ARH

La pose des appareils prothétiques, autant au niveau fémoral qu'acétabulaire, requiert une planification élaborée et des actions pratiquées selon un mode d'opération et une éthique de travail des plus rigoureux afin de maximiser les probabilités de succès. Dans un contexte de grande influence du facteur humain, la recherche de la répétabilité d'une intervention à l'autre compte parmi les défis actuels que doivent affronter cliniciens et ingénieurs dans le cas des ARH. Par contre une telle standardisation est difficile compte tenu de la diversité de la morphologie du patient et de la pathologie à traiter, de sorte qu'une certaine adaptation de la procédure d'un cas à l'autre est nécessaire. Présenter les détails de la procédure d'opération dans son entier dépasserait le cadre du présent ouvrage. Ici sont rapportées les actions de façon générale, relativement au positionnement, à la résection et à la cimentation de la composante fémorale.

La planification préopératoire est habituellement réalisée au moyen d'une radiographie du patient (figure 1.8). Un gabarit de la prothèse en deux dimensions (à l'échelle) est superposé à cette image afin de déterminer la grandeur et la position souhaitée de l'implant (orientation varus-valgus, degré d'antéversion, etc.). L'angle anatomique décrit par le col fémoral ainsi que celui impliquant l'axe d'implantation de la composante fémorale par rapport à la diaphyse sont mesurés et serviront lors de la chirurgie.

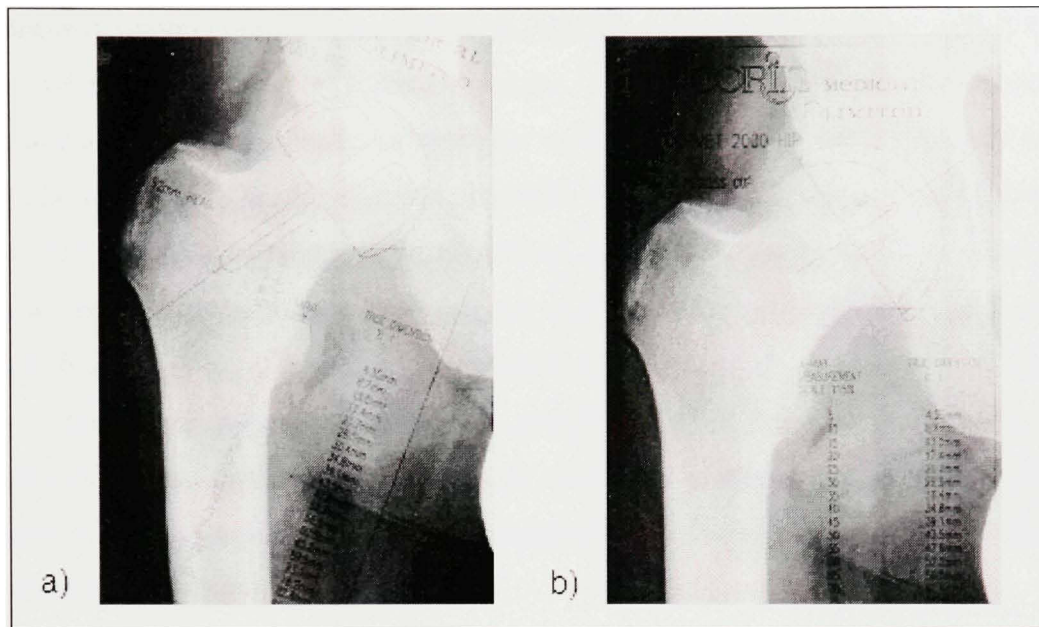


Figure 1.8 Planification préopératoire
a) Composante fémorale b) Composante acétabulaire.
 Tiré de Eastaugh-Waring et al. (Eastaugh-Waring et al., 2006)

Le positionnement de la composante fémorale vise à reproduire autant que possible les conditions anatomiques du patient en alignant la tige de l'implant dans l'axe du col fémoral. La détermination de l'axe d'alignement des composantes fémorale et acétabulaire peut se faire de façon manuelle ou bien par le biais de la chirurgie assistée par ordinateur.

Dans le premier cas, la méthode consiste à utiliser un gabarit mécanique pour guider l'alignement de la composante fémorale. Un goniomètre mesure l'angle entre la cuisse et le col fémoral selon plusieurs repères anatomiques; l'axe d'implantation est de cette façon obtenue. La cupule acétabulaire est insérée de force à l'aide d'un impacteur à cotyle. La mesure angulaire de l'axe du manche de cet outil par rapport à la table d'opération sert à estimer le positionnement. Cette méthode approximative est fortement propice à favoriser la variabilité entre les cas, mais une meilleure constance dans la précision s'acquiert avec l'expérience.

Une deuxième option consiste à recourir à un outil de guidage informatique, appelé système de navigation, qui assiste le chirurgien dans le repérage spatial du fémur dans son environnement. Bien que plusieurs systèmes utilisant des approches différentes aient été développés, la méthode la plus répandue consiste en la numérisation de la géométrie par la collecte d'un ensemble de points du profil externe dans la région de la tête fémorale et du col. Ces points, enregistrés au moyen d'un palpeur, sont relatifs à un système de coordonnées de référence fixe sur l'os à implanter. Un système informatique collecte ces informations spatiales afin de reconstruire la géométrie personnalisée tridimensionnelle de la portion supérieure du fémur. Toutes les opérations de résection du fémur et du bassin s'effectuent finalement selon ce système de repérage, permettant de connaître en temps réel l'erreur de positionnement lors de la procédure.

L'axe d'implantation des composantes fémorale et acétabulaire est également celui selon lequel toutes les opérations de résection osseuse sont effectuées. Dans un premier temps, la tête fémorale est façonnée selon une géométrie cylindrique à rebord chanfreiné, épousant le profil interne de la composante fémorale. Cette résection est sous-dimensionnée par rapport à l'implant de façon à créer le jeu nécessaire à la formation de la couche de ciment osseux, appelée manteau de ciment. Trois surfaces sont ainsi formées, soit le dôme, le chanfrein et la paroi cylindrique (figure 1.9). Des trous peuvent également être percés sur le profil réséqué pour favoriser la pénétration du ciment. Un forage est finalement pratiqué, partant de la tête fémorale et traversant le col jusqu'à sa partie distale, en prévision de l'insertion de la tige de l'implant. La nature cylindrique de cette cavité empêche tout contact avec la tige (qui elle est conique) sur toute la longueur de celle-ci. Le cotyle est pour sa part sculpté au moyen d'une fraise sphérique, autorisant l'insertion de la cupule selon un ajustement en serrage.

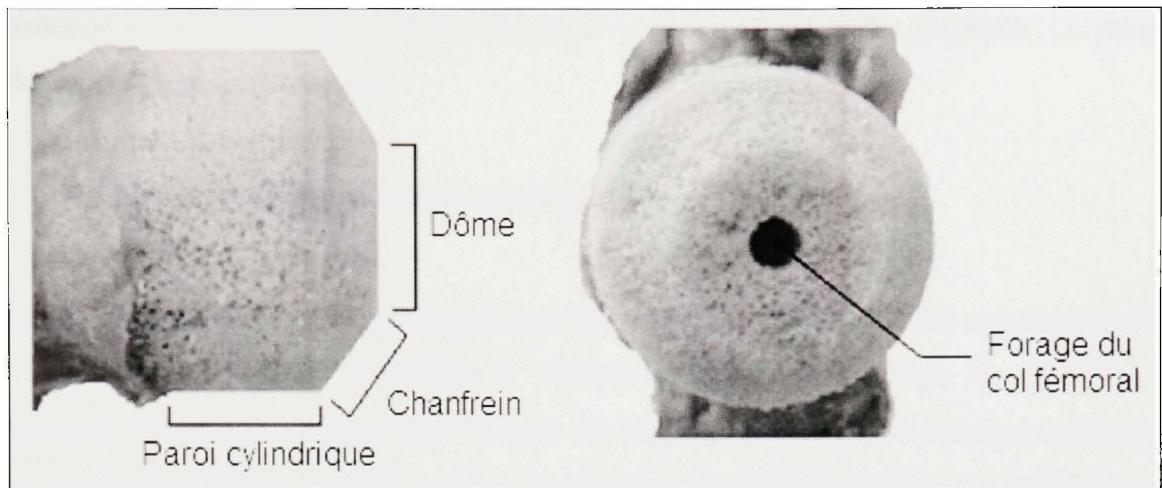


Figure 1.9 Opérations de résection de la tête et du col fémoral.
Adapté de Bitsch et al. (Bitsch et al., 2005)

Le ciment osseux, communément appelé PMMA (abréviation de polyméthylméthacrylate de méthyle), est une résine acrylique autdurcissante utilisée dans l'ancrage de la coquille de la composante fémorale à l'os trabéculaire. Deux substances stériles individuelles sont mélangées dans les moments précédant son utilisation en salle opératoire, l'un sous forme de poudre de microbilles de PMMA et l'autre contenant principalement le monomère MMA à l'état liquide. Ce mélange peut idéalement se faire sous vide pour éviter la formation de bulles d'air indésirables. Lors du contact entre ces deux substances, une réaction de polymérisation en chaîne initiée par un catalyseur contenu dans la solution en poudre engendre la formation d'une agglomération formée d'une matrice solide de PMMA mêlée aux microbilles. L'utilisation de ces microbilles pré-polymérisées est nécessaire au contrôle de la propagation de monomère toxique non polymérisé dans le tissu vivant ainsi qu'à contrer l'augmentation excessive de la température lors de la réaction de polymérisation exothermique (Stanczyk et van Rietbergen, 2004). Le polymère est ensuite appliqué sur le tissu trabéculaire sain de la tête fémorale rendu accessible lors de la phase de résection. Une pressurisation est exercée de façon à favoriser la pénétration du ciment dans l'os. Il est impératif de ne pas envahir l'alésage formé pour recevoir la tige d'alignement puisque cette dernière demeure non cimentée. La composante fémorale est ainsi déposée sur son appui et

maintenue en place le temps que la réaction de polymérisation soit complétée, i.e. jusqu'à l'obtention d'une fixation rigide.

1.9 Notions de résistance des matériaux

Ici sont vulgarisés les concepts de rigidité et de contrainte. Afin de bien les comprendre, il est nécessaire d'introduire au préalable la relation contrainte-déformation des matériaux à déformation élastique, connue sous le nom de « loi de Hooke ». Ce principe implique la linéarité de la relation, à savoir que la déformation est proportionnelle à la contrainte. Un deuxième critère veut que le matériau soit élastique et donc qu'il revienne à son état initial après l'étirement ou la compression de celui-ci, comme le fait un ressort par analogie. Cette loi se veut en fait être une approximation de premier ordre du réel comportement qui est en fait non linéaire. La loi de Hooke stipule que :

$$\sigma = E\varepsilon \quad (1.1)$$

Où σ est la contrainte (en pascals), ε la déformation relative par rapport à l'état initial (sans unité) et finalement E , le module d'élasticité (en pascals), définit par la pente de la courbe dans la zone d'élasticité du matériau (figure 1.10). Plus E est élevé, plus en est également la rigidité du matériau. Lorsque le degré de déformation excède une certaine limite, la limite élastique (σ_y), la matière entre dans un état de déformation plastique où la relation linéaire élastique fait place à un phénomène de fluage du matériau qui devient déformé de manière irréversible. Sa structure atomique se voit alors désorganisée jusqu'à l'atteinte d'une valeur de contrainte maximale, la contrainte ultime (σ_u), pour ensuite terminer son cycle de déformation par la rupture du matériau. La loi de Hooke n'est de ce fait valable que pour de faibles déformations, dans la portion linéaire de la courbe. L'os est généralement considéré être un matériau fragile à comportement linéaire élastique, autorisant du coup l'usage de cette relation idéalisée.

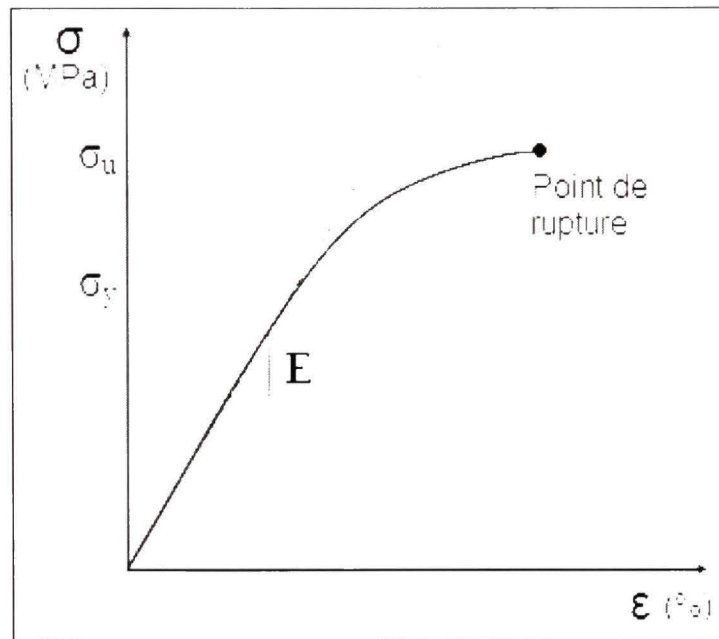


Figure 1.10 Courbe contrainte-déformation typique pour les matériaux fragiles.

En résistance des matériaux, une contrainte est par définition la « force interne (par unité de surface) qui résiste à un changement de forme ou de dimension par suite de l'effet des forces externes. Lorsque les forces externes appliquées atteignent une certaine intensité, les contraintes internes les maintiennent en équilibre »¹. Exprimé généralement en mégapascals (MPa), il s'agit d'un équivalent pour la pression dans les solides. En effet, à la différence des gaz et des liquides, la structure moléculaire des solides est fixe et donc ne peut se réorganiser pour répartir la contrainte de façon homogène dans son milieu (vrai dans la zone de déformation élastique). Les contraintes dites normales agissent dans le sens perpendiculaire au plan étudié (cas de tension et compression pures) tandis que celles issues de la déformation du matériau parallèlement à ce même plan sont qualifiées de contraintes de cisaillement (cas de flexion et de torsion). Dépendant des singularités de la géométrie et de la nature des forces externes influençant le corps sollicité, ces contraintes présentent une distribution généralement non homogène où elles se voient plus ou moins concentrées

¹ Office québécois de la langue française. « *Le grand dictionnaire terminologique* ». En ligne. <<http://www.granddictionnaire.com/>> Consulté le 22 juillet 2008.

localement. À titre d'exemple, un effort de traction pratiqué sur une plaque trouée mène les contraintes à augmenter à proximité du trou (figure 1.11).

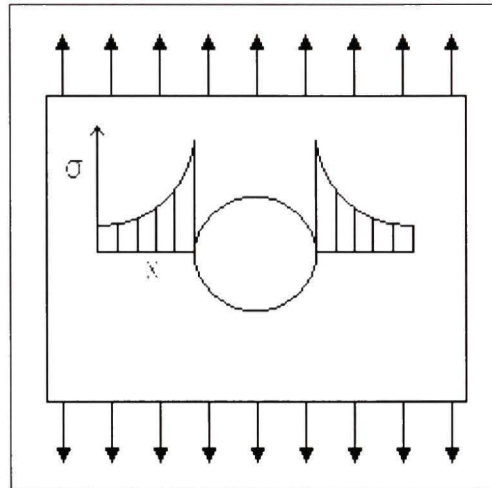


Figure 1.11 Concentration de contraintes d'une plaque trouée soumise à la traction.

On appelle contraintes principales celles qui donnent de l'information quant aux efforts orthogonaux (σ_1 , σ_2 , σ_3) appliqués en un point de matière donné. Celles-ci sont orientées dans l'espace selon des directions appelées directions principales, de manière à rendre nul le cisaillement dans les plans normaux à ces mêmes vecteurs. Par convention, une contrainte principale est positive lorsque son effort est appliqué en traction et négative en compression. La contrainte principale maximale (σ_1) qualifie l'effort de traction maximal tandis que la contrainte principale minimale (σ_3) est celle qui domine en compression. Si les trois contraintes principales agissent en compression, σ_1 devient la plus faible compression et vice-versa avec σ_3 pour le cas de la traction.

Ensuite, la contrainte équivalente, appelée contrainte de Von Mises, est exprimée à partir de l'énergie de distorsion de la matière. Il s'agit d'un indice de la sollicitation générale soumise à un effort multiaxial. Cette valeur est un scalaire positif (i.e. non dirigé) découlant du système complet de contraintes principales selon la formulation suivante :

$$\sigma_{VonMises} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2} \quad (1.2)$$

En terminant, le coefficient de Poisson (ν) est le « rapport de la déformation dans le sens perpendiculaire à l'effort à la déformation dans le sens de l'effort »². En d'autres termes il s'agit d'un indice de contraction (cas de tension) ou d'expansion (compression) de la matière dans le plan transversal, la force étant appliquée dans la direction axiale. Cette relation n'est également valable que pour la portion linéaire de la courbe contrainte-déformation. En dehors de cette zone de proportionnalité, le rapport de déformation transversal/axial est variable et donc ne respecte plus ce principe. En général les matériaux métalliques ont un coefficient de Poisson de l'ordre de 0.3.

1.10 La méthode des éléments finis

La mesure du comportement de la matière soumise aux perturbations de son environnement est techniquement inconcevable en tenant compte de l'influence de chacun des éléments infinitésimal de l'ordre moléculaire ou atomique. La méthode des éléments finis (MEF) est une technique selon laquelle la matière est discrétisée en un nombre « fini » d'éléments (maillage) rendant possible la résolution numérique du système physique étudié. Le problème peut être d'ordre structural, thermodynamique, électromagnétique, acoustique, de la mécanique des fluides, etc. Concrètement, cela consiste à développer une version idéalisée d'un phénomène ciblé duquel n'est retenu que l'essentiel des paramètres physiques agissant sur celui-ci. Il s'agit en fait de la recherche d'une solution approchée (approximative) au système réel. Ce principe implique qu'il faille établir un ensemble d'hypothèses de simplification qui visent à se rapprocher le plus possible des conditions réelles afin d'optimiser le niveau de fidélité de la simulation.

² Office québécois de la langue française. « *Le grand dictionnaire terminologique* ». En ligne. <<http://www.granddictionnaire.com/>> Consulté le 22 juillet 2008.

Les éléments d'un maillage sont délimités par des arêtes jointes en leurs extrémités par des nœuds. Dans un élément de type structural, chaque nœud dispose de six degrés de libertés : trois degrés de déplacement dans les directions principales x y z et un même nombre de rotation selon ces mêmes axes. L'ensemble de ces variables, appliqué à tous les éléments du modèle EF, forment le vecteur dit de « déplacement ». Les propriétés physiques sont regroupées dans une matrice de « rigidité » qui est propre à chaque structure. Les perturbations du système sont quant à elles représentées par un vecteur de « chargement ».

Un phénomène physique quelconque peut être exprimé par un ensemble de relations mathématiques qui se présentent la plupart du temps sous la forme d'équations différentielles partielles. D'un système d'équations continues, une approche mathématique est employée afin de convertir le tout en une série de n équations à n inconnus dans un domaine discret. Le vecteur de déplacement est l'inconnu du système. La solution du problème est atteinte en minimisant le fonctionnel, lequel est une conversion de l'équation différentielle par une intégrale, de façon à rechercher l'énergie minimum. Pour bien saisir ce concept, il suffit d'imaginer une bille déposée dans un bol. La gravité agit en tant que perturbation (chargement) tandis que les limites du domaine sont définies par les parois internes du bol. L'équilibre est atteint à l'instant où la bille s'immobilise au point le plus creux du bol, là où son niveau d'énergie potentielle est à son plus faible. Dans le cas de problèmes de mécanique structurale statique, l'équation d'équilibre du système, obtenue en minimisant le fonctionnel, s'exprime sous la forme :

$$\begin{aligned} \{F\} &= [K]\{U\} \\ [K] &= \int_{\mathcal{V}} [B]^T [C] [B] dv \end{aligned} \quad (1.3)$$

Où :

$\{F\}$ est le vecteur de chargement;

$[K]$ est la matrice de rigidité;

$\{U\}$ est le vecteur de déplacement;

$[B]$ est la matrice de relation déplacement/déformation;

[C] est la matrice d'élasticité (E);

V est le volume du corps étudié.

La MEF offre le grand avantage de pouvoir évaluer les systèmes physiques au cœur même de la matière, là où l'introduction d'instruments de mesure se verrait techniquement impossible ou bien n'offrirait pas un degré de précision adéquat. Sur le plan de la biomécanique orthopédique, elle offre la possibilité d'obtenir des informations localisées sur l'interaction mécanique qui existe entre les diverses substances biologiques (tissus) et synthétiques (biomatériaux) en jeu.

1.11 Techniques d'évaluation des propriétés mécaniques du fémur

La consultation de la littérature existante concernant l'évaluation des caractéristiques matérielles macroscopiques de l'os trabéculaire et cortical au niveau du fémur proximal humain mène à scinder les techniques utilisées en quatre grandes catégories. Les sections subséquentes feront référence à ces notions qui sont à la base de la détermination du comportement mécanique du tissu osseux.

Un premier concept emprunte l'avenue classique des tests de chargement réalisés à partir d'un banc d'essai mécanique permettant d'y pratiquer un effort de compression, un effort de tension, de cisaillement ou encore de torsion sur le spécimen fémoral. Le degré de résistance ainsi que la rigidité apparente sont notamment mesurés. Une seconde classe, moins conventionnelle, réside en l'association des caractéristiques morphologiques de la microstructure de l'os trabéculaire aux constantes élastiques du matériau. Sont mesurés, au niveau des trabécules, l'épaisseur moyenne, l'espacement, la direction principale ainsi que la fraction volumique. Des corrélations sont établies entre ces indices morphologiques et les constantes élastiques en combinaison à la mesure de la densité osseuse. Ensuite, une technique plus rarement employée concerne l'utilisation de l'analyse modale, ou analyse de fréquences de résonance. Il s'agit en fait de l'étude de la réponse dynamique des structures sous l'excitation d'une vibration, travail réalisé par l'intermédiaire d'analyses numériques ou

bien de manière empirique. Les chargements ponctuels, ou chocs, induisent des oscillations propres au corps sollicité qui dépendent de la masse, de la rigidité et de l'amortissement (d'où sont extraites les propriétés).

Finalement existe l'approche regroupant toutes les *techniques d'imagerie* utilisant les rayons X (CT ou DEXA), la résonance magnétique ou bien les techniques d'ultrasons. Elles sont couramment utilisées à des fins d'ostéodensitométrie en évaluant, à partir du degré d'atténuation du signal émis, la densité apparente de l'os pour conséquemment en caractériser les propriétés mécaniques selon des lois régissant ces relations.

1.12 La tomодensitométrie

La tomодensitométrie est de choix lorsqu'on s'intéresse à la mesure de la densité osseuse. La tomographie axiale commandée par ordinateur (ou CT de l'anglais *Computed Tomography*) consiste à prélever un certain nombre de coupes millimétriques coplanaires dans la région anatomique ciblée. Elle réside en la mesure de l'intensité d'un faisceau de rayons X après son passage dans le corps irradié. En effet, les radiations émises sont plus ou moins absorbées par les tissus de l'organisme dépendant de leur densité. Ceci introduit la notion de coefficient d'affaiblissement linéique qui se veut être la mesure d'atténuation du flux énergétique entre la radiation incidente et celle émergent du patient radiographié.

Le théorème de Radon suppose qu'il est possible de reconstituer un volume au moyen de la totalité de ses projections dont les possibilités sont illimitées. En pratique, un nombre fini de projections en périphérie du patient est utilisé. Un appareil appelé tomодensitomètre sert à la capture et au traitement de ces projections.

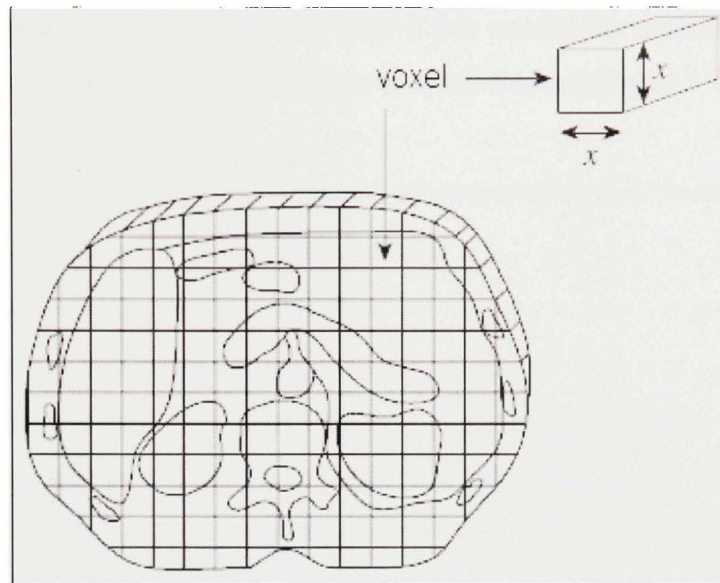


Figure 1.12 Illustration d'un voxel.
Adapté de Michael (Michael, 2001)

Le signal capté étant analogique, un traitement informatique sert à discrétiser le signal et ainsi créer une suite de matrices de pixels formant la série d'images tomographiques. L'attribution d'une dimension de profondeur aux pixels correspondant à l'épaisseur d'une tranche engendre la formation d'entités volumiques appelées voxels (figure 1.12) pour lesquels sont calculés les coefficients d'affaiblissement linéique moyennés (μ). Ces derniers sont à leur tour convertis à l'échelle densitométrique de Hounsfield, ou nombres CT, afin de référencer les niveaux de gris par rapport à l'air et l'eau qui demeurent constants pour les mêmes conditions de pression et température. Des objets de calibration appelés « fantômes » sont aussi parfois disposés près du patient lors de la saisie de sorte à créer d'autres densités de référence. Il est fréquent de retrouver dans la littérature l'utilisation de la relation suivante pour déterminer cette valeur :

$$\text{Nombre CT} = 1000 \frac{\mu - \mu_{eau}}{\mu_{eau}} \quad (1.5)$$

Définissant l'intensité des pixels formant une image monochrome, ce nombre varie de -1000 à 3000 et couvre la plage des tons de gris allant du noir au blanc respectivement. Il équivaut

généralement à 0 pour l'eau et -1000 pour l'air à des conditions normales. L'os, le tissu le plus dense du corps humain, génère les valeurs les plus élevées (figure 1.13).

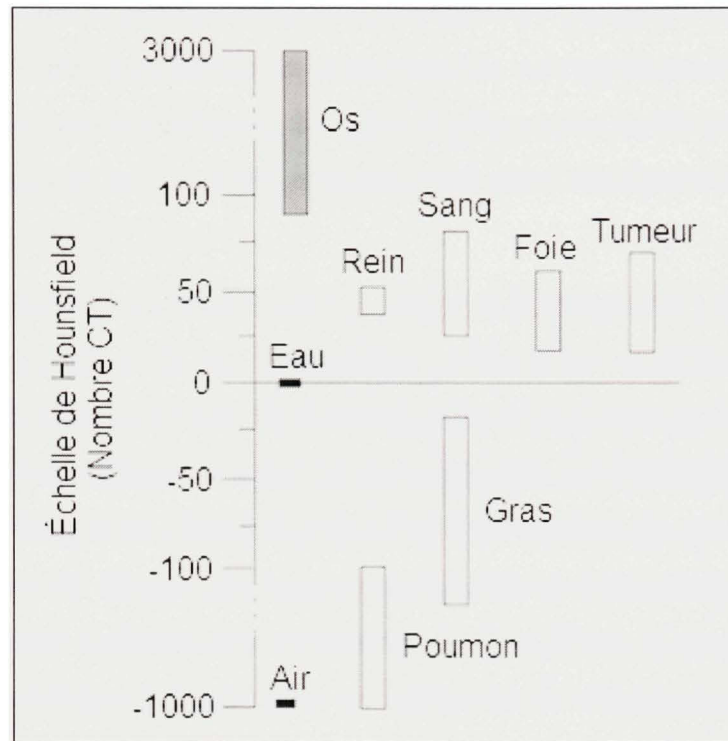


Figure 1.13 Plages standards de nombres CT pour différents types de tissus.
Adapté de Michael (Michael, 2001)

1.13 Concepts de simulation des propriétés mécaniques du fémur proximal

Plusieurs paramètres peuvent influencer la qualité de la simulation des réelles propriétés mécaniques d'un matériau. Le degré d'isotropie, l'hétérogénéité ainsi que la relation entre la densité et le module d'élasticité d'un matériau compte parmi les éléments qui peuvent présenter un impact significatif sur les résultats de l'analyse numérique d'une structure osseuse.

L'isotropie « se dit de la qualité d'un matériau dont les caractéristiques mécaniques sont les mêmes dans toutes les directions »³. L'anisotropie est son antonyme à savoir que les propriétés varient suivant la direction selon laquelle elles sont évaluées. L'orthotropie est un cas particulier de l'anisotropie où les valeurs principales des propriétés se trouvent selon des axes orthogonaux (directions axiales et transversales). Les qualités anisotropiques de l'os sont de nos jours largement reconnues, bien que la philosophie de l'isotropie ne semble pas pour autant être délaissée au niveau des analyses numériques impliquant le fémur humain.

Sur le plan de l'isotropie, une étude menée par Baca et al. (Baca et al., 2007) sur un modèle EF d'un fémur proximal révèle que l'orthotropie se doit d'être considérée dans le cas d'un échantillon localisé, mais qu'à l'échelle du fémur entier le déplacement nodal maximum dans les trois directions est négligeable entre les cas isotropique et anisotropique. Dans le même sens, Peng et al. (Peng et al., 2006) évaluent l'effet de chacune de ces hypothèses sur des modèles numériques de fémurs proximaux personnalisés et démontrent, d'un point de vue statistique, une faible variation des contraintes de Von Mises et du déplacement nodal maximum d'une technique à l'autre pour un même cas de chargement. Dans un contexte empirique, des essais réalisés par Birbaum et al. (Birbaum et al., 2002) sur des échantillons prélevés à même la tête fémorale de fémurs cadavériques ne révèlent aucune différence significative quant à la contrainte maximale en compression évaluée selon plusieurs directions. Par opposition, une publication de Wirtz et al. (Wirtz et al., 2000) compilant les données de diverses études ayant traité des propriétés mécaniques du fémur proximal rapporte des écarts significatifs entre plusieurs constantes dans les directions axiales et transversales, dont notamment en ce qui a trait au module d'élasticité.

Ensuite, les auteurs qui étudient la mécanique du tissu osseux au niveau du fémur proximal dérivent la plupart du temps les propriétés mécaniques à partir de la moyenne des différentes

³ Office québécois de la langue française. « *Le grand dictionnaire terminologique* ». En ligne. <<http://www.granddictionnaire.com/>> Consulté le 15 février 2008.

régions anatomiques de l'os. Cette façon de procéder attribue conséquemment un caractère homogène au tissu. Brown et al. (Brown et al., 2002) font état, dans une étude expérimentale menée sur plusieurs têtes fémorales cadavériques, d'une variation appréciable au niveau de la densité apparente et du module d'élasticité entre les niveaux inférieurs et supérieurs. De la même façon, Nazarian et al. (Nazarian et al., 2007) rapportent une différence significative quant aux caractéristiques morphologiques et mécaniques entre sept sites trabéculaires allant de la tête fémorale à la diaphyse. Dans ce cas, un fémur proximal cadavérique est soumis à un test de chargement en compression et à une analyse densitométrique par tomographie. Toujours en support à la variabilité du comportement mécanique mais cette fois-ci dans un cadre microstructural, Jaasma et al. (Jaasma et al., 2002) effectuent une analyse numérique d'un échantillon osseux provenant d'un col fémoral. Il est trouvé que de larges écarts intra spécimen au niveau du module d'élasticité peuvent mener à modifier substantiellement le comportement biomécanique apparent de l'os trabéculaire.

1.14 Techniques de simulation de l'hétérogénéité du fémur proximal

Il a été vu que la composition de l'os trabéculaire est sujette à une grande variabilité dans la distribution de ses propriétés mécaniques dans le fémur proximal. Quelques façons de simuler la conception d'hétérogénéité au niveau des modèles numériques du fémur proximal ont été développées.

Cheng et al. (Cheng et Lin, 2005) implémentent des fonctions représentant la composition matérielle d'un modèle solide simplifié d'un fémur proximal à l'aide de l'application graphique VTK (Visualization ToolKit) et du langage de programmation C++. Ces fonctions sont définies selon l'expression mathématique de la distribution du matériau, le domaine spatial d'attribution délimité par les frontières géométriques et finalement par le système de coordonnées local à chaque région. Une fonction auxiliaire « mélange » en quelques sortes la composition de deux régions distinctes afin de créer une transition à progression linéaire à l'interface entre celles-ci pour ainsi rendre le passage plus graduel d'une propriété mécanique à l'autre. Tout ce système est compatible à l'implantation dans une application EF.

Zannoni et al. (Zannoni, Mantovani et Viceconti, 1999) développent une façon de « mapper » les propriétés mécaniques d'un modèle EF en superposant la géométrie de ce dernier à la reconstruction par voxels issue de la tomodensitométrie. Ainsi il y a correspondance entre chacun des éléments et l'espace occupé par celui-ci sur le sujet réel, ce qui permet de moyenner les densités apparentes pour chacune de ces localisations spécifiques et ainsi d'en dériver les modules d'élasticité. Ensuite est généré un fichier de sortie comprenant les informations du modèle EF additionnées des informations matérielles. Cette routine, baptisée *Bonemat* (Rizzoli Institute, Bologne, Italie), est un gratuiciel utilisé dans une importante proportion des publications concernant des analyses numériques de l'ARH. Seul le format de sortie du modèle EF généré à partir du logiciel *Patran* est autorisé.

Le logiciel *Mimics* (Materialise Software, Ann Arbor, MI, USA) possède aussi la faculté de réaliser le mappage des caractéristiques mécaniques à des modèles EF. Il admet pour sa part en entrée les formats de données découlant d'*Abaqus*, de *Patran*, *Nastran* ou d'*Ansys*. Ce logiciel utilise une méthode précise en calculant l'intersection exacte entre les voxels et les éléments correspondants, pour ensuite moyenner les nombres CT localisés dans chacune de ces régions délimitées. Il autorise le choix du nombre de propriétés mécaniques désiré et aussi l'entrée de formules personnalisées pour caractériser les relations entre le nombre CT et la densité ainsi qu'entre la densité et le module d'élasticité.

1.15 Relations entre le nombre CT, la densité et le module d'élasticité

Quelques auteurs s'intéressent au développement de relations mathématiques entre la densité apparente osseuse et les constantes élastiques, et ce dans un cadre tantôt isotropique ou bien orthotropique le cas échéant. Seules les relations associées à l'os trabéculaire sont exposées.

D'abord, Rho et al. (Rho, Hobatho et Ashman, 1995) réalisent des analyses ultrasonores sur des échantillons d'os cortical et trabéculaire prélevés sur des sujets cadavériques afin d'estimer les modules d'élasticité dans les directions radiale (E_1), circonférentielle (E_2) et axiale (E_3). Ensuite sont soumis ces mêmes spécimens à l'imagerie tomographique pour en

extraire les nombres CT. La densité de l'os trabéculaire est connue via le principe d'Archimède. Des méthodes statistiques établissent ensuite les niveaux de corrélation entre les variables évaluées selon des équations de régression linéaire ou exponentielle. La relation exponentielle se voit mieux adaptée pour déterminer la densité et la rigidité de l'os trabéculaire. La voici :

$$E_1 = 0.004\rho^{2.01} \quad (1.6)$$

$$E_2 = 0.010\rho^{1.86} \quad (1.7)$$

$$E_3 = 0.580\rho^{1.30} \quad (1.8)$$

$$\rho = 131 + 1.067 \text{ CT} \quad (1.9)$$

Plus tard, Couteau et al. (Couteau et al., 1998) réalisent une analyse modale sur un modèle EF généré à partir d'images CT issues d'un fémur cadavérique complet. Inspiré des travaux de Rho et al. (Rho, Hobatho et Ashman, 1995), l'exercice de ce dernier auteur est reproduit et une relation est obtenue pour la densité et le module d'élasticité dans la direction axiale du fémur, module repris dans les directions radiale et circonférentielle afin de simuler le comportement isotropique initialement assumé pour ce modèle EF. Une relation est établie pour la portion proximale trabéculaire du fémur :

$$E_{1,2,3} = 2.5\rho - 145.6 \quad (1.10)$$

$$\rho = 1.5 \text{ CT} + 17.2 \quad (1.11)$$

Finalement, Wirtz et al. (Wirtz et al., 2000) effectuent une méta-analyse couvrant plus de 300 études rapportant de l'information notamment en lien avec le module d'élasticité et la densité apparente mesurés à partir de fémurs cadavériques. Le dénominateur commun entre toutes les publications répertoriées ici est qu'elles dérivent toutes les propriétés mécaniques de la technique d'ostéodensitométrie, critère essentiel à la réalisation d'une étude comparative. Des formules issues des moyennes de ces données puisées de la littérature sont établies pour chacune des directions axiale et transversale pour le tissu trabéculaire :

$$E_{1,2} = 1157\rho^{1.78} \quad (1.12)$$

$$E_3 = 1904\rho^{1.64} \quad (1.13)$$

1.16 Le phénomène d'interdigitation

Le ciment est joint à l'os par l'action d'un verrouillage mécanique en infiltrant les interstices formés par le vide entre les trabécules localisées dans la couche superficielle du tissu de la tête fémorale dénudée de cortex. Cette fusion hétérogène du PMMA et du tissu trabéculaire, nommée interdigitation, entraîne l'apparition d'un nouveau composite qu'on nommera composite ciment-os, ou CCO (Maher et McCormack, 1999). Ce dernier est souvent associé à une région critique au niveau du scellement aseptique de l'implant pour cause d'instabilité mécanique à long terme de l'interface. Funk et al. (Funk et Litsky, 1998) proposent qu'il y ait trois phases intermédiaires dans le passage du ciment à l'os; soit la région contenant le composite formé de l'amalgame du tissu osseux et du polymère ainsi que ses deux interfaces contiguës qu'il partage d'une part avec le ciment seul et à l'opposé avec l'os trabéculaire non envahi de PMMA.

Il est reconnu que le ciment pénètre d'avantage dans l'os s'il est de faible viscosité et permet ainsi une meilleure résistance à la rupture de son interface avec l'os. Ce constat est vérifié pour le cas de l'ARH (Chandler et al., 2006). Toutefois, Morlock et al. (Morlock et al., 2006) font état qu'une pénétration abusive, excédant 5mm, conduit à l'accentuation du phénomène de nécrose thermique. De plus, une couche de PMMA suivant la même tendance peut mener à un désalignement de la composante fémorale, cette dernière se voyant ainsi reposer sur une base instable. Il semble donc que l'optimisation de l'interdigitation dépende de l'équilibre entre l'insuffisance et l'excès de son application.

1.17 Revue de la mécanique des composites ciment-os

La documentation relative au comportement mécanique intrinsèque des composites ciment-os (CCO) ne se retrouve pas en abondance. Voici quelques auteurs qui se sont penchés sur cette problématique au niveau du tissu osseux humain.

Jofe et al. (Jofe, Takeuchi et Hayes, 1991) mesurent la réaction à la compression de divers échantillons de tibias proximaux humains envahis de PMMA. Sont évalués les propriétés selon trois techniques de cimentation, à savoir le remplissage manuel selon deux durées distinctes d'application ainsi que le cas de l'injection sous pression.

Baroud et al. (Baroud et al., 2003) mettent au point une série d'échantillons de corps vertébraux lombaires ostéoporotiques augmentés de ciment osseux, tel que pratiqué lors d'une vertébroplastie, afin d'en évaluer la réaction mécanique à la charge. Le PMMA est injecté de force au moyen d'une seringue jusqu'à la saturation des interstices. Des échantillons osseux contrôles sont aussi utilisés à des fins comparatives. Le comportement à la compression est testé selon que l'échantillon soit libre ou contraint en déformation durant l'application de l'effort.

Race et al. (Race, Mann et Edidin, 2007) réalisent des essais en traction et compression sur des vertèbres lombaires totalement imprégnées de PMMA. Des spécimens cadavériques cylindriques sont d'abord testés, puis dans un deuxième temps comparés à des échantillons contrôles constitués uniquement de PMMA. L'influence de la fraction volumique osseuse est connue du ratio de la surface occupée par l'os basé sur des coupes histologiques. Une diminution des limites élastiques et ultimes du PMMA est observée lorsque celui-ci est combiné à l'os.

Finalement, Mann et al. (Mann et al., 2008) cherchent à évaluer les déformations locales en ciblant la zone de pénétration. Des essais en traction et compression sont performés sur des spécimens osseux provenant de plusieurs fémurs proximaux implantés en laboratoire d'une prothèse totale de hanche. Une chambre d'essai imitant les conditions biologiques de l'environnement corporel est mise en place afin de mieux reproduire le cas réel. Des chargements non destructifs en tension et compression sont exécutés jusqu'à l'atteinte d'un dixième cycle, lequel est documenté d'une série d'images numériques captées à fréquence fixe. Ceci est utile à la perception des déplacements locaux relatifs à des marqueurs de

référence, ce qui mène à connaître la déformation du ciment, de l'os, du composite et de ses interfaces. Les spécimens sont ensuite testés jusqu'à la rupture pour en apprécier les limites élastiques et le comportement dans la zone de plasticité. Le comportement élastique propre au CCO est déterminé par la relation entre les déplacements et les forces résultantes mesurées localement.

Ces études rapportent généralement qu'une forte diminution des limites élastiques et ultimes du PMMA est observée lorsque celui-ci est combiné à l'os. Autre fait intéressant, les modules de compression et de cisaillement sont unanimement plus élevés qu'en tension pour l'ensemble de ces ouvrages.

1.18 Littérature concernant l'étude de l'ARH

Plusieurs auteurs se sont penchés sur l'étude du comportement de l'ARH. Leurs travaux sont regroupés selon trois classes, à savoir les études cliniques (in vivo), expérimentales (in vitro) et les analyses numériques. Ceux-ci s'intéressent au design de la prothèse, au remodelage osseux, au comportement tribologique (usure), à la technique d'implantation, à la libération d'ions métalliques, à l'influence de la qualité osseuse, etc. Bien qu'une multitude d'aspects de l'ARH aient été investigués à ce jour, ici ne sont traitées que les études concentrées sur les paramètres étudiés dans le présent ouvrage (études limitées aux niveaux clinique et numérique).

1.18.1 Études cliniques

Campbell et al. (Campbell et al., 2006) analysent les mécanismes de ruptures chez plusieurs patients victimes de l'échec de l'ARH. Sont notamment mesurés au niveau du ciment osseux l'épaisseur du manteau, la surface de contact ainsi que le niveau d'interdigitation dans le tissu trabéculaire. Pour ce faire, trois coupes histologiques dans le plan coronal sont radiographiées, photographiées puis traitées au moyen d'outils informatiques. C'est en combinaison avec l'historique clinique et radiographique de chacun des patients à l'étude que

des conclusions peuvent être tirées à partir des différentes données recueillies. En général, une quantité de ciment supérieure est présente dans les cas de descellement de la composante fémorale. Il est révélé qu'une tendance à la faible interdigitation est occasionnée par un manteau de ciment plus épais. Aussi, le risque de nécrose thermique accroît avec l'augmentation de la pénétration du ciment dans l'os. La présence d'une résorption osseuse est détectée lorsque la pénétration du ciment est faible, voire nulle, ce qui est à risque pour le descellement aseptique. La rupture du col fémoral peut être en partie attribuable à une fixation incomplète de l'implant à l'os.

Shimmin et al. (Shimmin, Bare et Back, 2005) s'investissent à la revue des cas de fracture du col fémoral d'une population australienne à partir de laquelle est répertorié un maximum de remplacements articulaires de type ARH. Un questionnaire soumis aux chirurgiens impliqués dans chacun des cas évalués vise à compiler l'information relative aux complications postopératoires. Un taux d'incidence de fracture du col de 1.46% est enregistré au cours de la période d'étude s'étalant sur cinq ans, dont les risques sont d'environ deux fois plus grands chez les femmes que chez les hommes, toutes proportions gardées. Les chiffres démontrent que le positionnement varus supérieur à 5° par rapport à l'axe du col fémoral est en cause dans 71.1% des cas. De ceux-ci, plus de la moitié impliquent aussi l'encochage accidentel du col lors de l'intervention chirurgicale.

Beaule et al. (Beaule et al., 2004) font l'évaluation clinique de centaines de cas d'ARH à fixation hybride d'une durée moyenne de 4.2 ans suivant l'opération. Les patients ont eu recours à la chirurgie pour corriger diverses pathologies articulaires. Plusieurs variables sont mesurées par voie radiographique dont notamment l'angle décrit entre l'axe longitudinal du fémur et l'axe d'implantation de la composante fémorale. Il est trouvé que le positionnement de type varus augmente de plus de six fois le risque de rencontrer des problèmes à court terme comparativement au positionnement valgus. Les autres facteurs mesurés ne présentent quant à eux aucune corrélation significative avec les ennuis cliniques rencontrés.

1.18.2 Analyses numériques

D'abord, Taylor (Taylor, 2006) réalise, parmi ses objectifs, l'étude de l'effet de l'épaisseur du manteau de ciment osseux sur le transfert de charge à la tête fémorale. Un modèle tridimensionnel d'une ARH est réalisé à partir d'un fémur cadavérique. Deux configurations de cimentation sont définies en apposant un manteau uniforme de 1.5 et 3.5 mm. Ces analyses sont comparées aux données obtenues d'un modèle de fémur intact. Il est rapporté que la région supérieure de la tête fémorale est à risque au phénomène de strain shielding. Également, une concentration de déformations élevées est perçue dans la partie supérieure du col fémoral, sans toutefois être inquiétant au point de laisser présager un risque de fracture du col fémoral. Finalement, la variation de l'épaisseur du manteau de ciment a peu d'impact sur les déformations observées.

Ong et al. (Ong et al., 2006) évaluent l'effet de différentes conditions de fixation à l'interface os-implant sur la distribution des contraintes d'un fémur affecté d'une ARH. Le modèle d'une hanche est d'abord reconstruit puis incorporé d'une prothèse de resurfaçage. Les cas de fixation cimentée et non cimentée de la composante fémorale sont étudiés. Les contraintes obtenues dans la région proximale du fémur demeurent relativement inchangées peu importe si la composante fémorale se trouve cimentée ou non. Des contraintes élevées sont observées aux environs de la portion distale de la tige de l'implant. L'étude rend le constat d'une distribution des contraintes qui n'est pas physiologique pouvant mener à une résorption osseuse dans les régions inférieure-médiale et supérieure-latérale de la tête fémorale.

Long et al. (Long et Bartel, 2006) cherchent à déterminer, d'entre tous les paramètres évalués, comment l'orientation varus-valgus de la composante fémorale affecte le comportement mécanique d'un fémur implanté d'une ARH. Trois modèles EF décrivant chacun un positionnement spécifique de l'implant sont reconstruits. Les orientations 10° valgus, 10° varus et selon un positionnement neutre sont évaluées. L'étude rapporte une croissance de la contrainte dans le ciment osseux, à la jante de la prothèse, lorsque l'angle d'implantation passe de la position valgus à varus. Ces résultats suggèrent qu'une orientation

de type valgus aide à prévenir le risque de descellement aseptique et de fracture du col fémoral.

L'étude de Radcliffe et al. (Radcliffe et Taylor, 2007a) vise à évaluer l'effet de l'épaisseur du manteau de ciment osseux dans la distribution des déformations au niveau du fémur proximal affecté d'une ARH. La morphologie de seize fémurs cadavériques est reproduite dans l'élaboration d'un modèle EF propre à chacun d'eux. Quatre configurations sont étudiées. Les fémurs à l'état intact sont dans un premier temps analysés, suivi de leurs homologues implantés selon une épaisseur uniforme de ciment osseux de 1, 3 et 5 mm respectivement. Il est démontré que la déformation dans la partie proximale de la tête fémorale tend à décroître avec l'augmentation de l'épaisseur du manteau, à l'inverse de la partie postérieure-supérieure du col où elle se voit augmentée. La cimentation de la tige d'alignement réduit de façon significative la déformation dans la tête et le col fémoral en général.

De ces mêmes auteurs (Radcliffe et Taylor, 2007b), une étude similaire utilisant les mêmes spécimens cadavériques et suivant le même protocole pour la reconstruction des modèles EF est élaborée. Cette fois-ci l'investigation concerne l'estimation du positionnement varus-valgus sur le transfert de charge à l'articulation. Dans ce nouveau contexte, trois configurations sont définies pour chacun des fémurs en plus du modèle intact. La composante fémorale est implantée selon un positionnement neutre, à une orientation de 10° valgus et finalement à 10° varus. Ici le manteau de ciment osseux est d'épaisseur uniforme et la tige demeure non cimentée. Un cas de strain shielding est détecté dans les parties supérieure et inférieure de la portion proximale de la tête fémorale. Il est constaté que l'orientation valgus est celle permettant la meilleure conservation des déformations physiologiques mesurées à l'os intact, à l'opposé de l'orientation varus qui engendre la pire distribution dans le fémur proximal. Dans ce dernier cas, des niveaux de déformation élevés dans la partie supérieure du col et le long du forage de la tige d'alignement sont observés. Le passage vers l'orientation valgus permet de redistribuer l'effort dans la partie inférieure du col et ainsi corriger partiellement la situation.

1.18.3 Résumé de la revue de littérature concernant l'étude de l'ARH

À la lumière des conclusions rapportées par l'ensemble des publications citées, le positionnement varus excessif semble faire l'objet d'une sévère critique quant au lien de causalité qu'il entretient avec le stress shielding et la fracture du col fémoral. À l'inverse, le positionnement valgus est en général associé à une intégration plus favorable de l'implant au sein de la structure osseuse. Il est cependant difficile de tirer des conclusions quant à l'influence de la cimentation. Alors que certaines études n'arrivent pas à trouver de corrélation significative, d'autres attestent qu'un manteau de ciment trop épais puisse nuire à la pénétration ou encore entraîner une diminution de la sollicitation dans le fémur proximal.

Au sujet de l'interdigitation, il est rapporté au niveau clinique un risque de fracture du col en présence d'une fixation inadéquate de la composante fémorale. L'effet de l'interdigitation n'a apparemment jamais été vérifié au niveau des analyses numériques. Les publications basées sur des analyses numériques concernant les ARH omettent de relater la contribution de cette zone intermédiaire qui ne peut être négligée puisque cliniquement bien présente. En effet, cette liaison est simplifiée pour l'ensemble de ces études en une seule interface à transition brusque dont le contact est assumé fixe. Par conséquent, l'interdigitation n'a jamais été intégrée aux modèles EF étudiant l'ARH et son examen créerait un précédent dans le domaine, une première contribution de ce genre pour une analyse numérique.

CHAPITRE 2

ÉNONCÉ DES OBJECTIFS SPÉCIFIQUES

L'atteinte de l'objectif général des présents travaux de recherche passe par une série d'étapes associées aux différentes actions à entreprendre. Ces activités décrivent les grandes lignes de la méthodologie qui a été développée pour mener à terme le projet :

- A. Développement d'un modèle d'attribution des propriétés mécaniques au fémur.
- B. Développement d'une méthode de simulation de l'interdigitation.
- C. Conception des modèles pour l'analyse numérique de l'ARH :
 1. acquérir les images médicales à partir d'un fémur personnalisé;
 2. segmenter les images médicales et générer un modèle polyédrique du fémur;
 3. modéliser les composantes de l'ARH;
 4. définir un système de coordonnées personnalisé;
 5. créer des configurations d'analyse par l'assemblage des composants, incluant les entités de chargement;
 6. attribuer les propriétés mécaniques personnalisées ainsi que tous les paramètres de prétraitement utiles à la définition du modèle EF de l'ARH;
 7. évaluer, via l'analyse par éléments finis, chacune des configurations de positionnement et de fixation en termes de risque de fracture et de stress shielding.

Le diagramme de processus suivant (figure 2.1) illustre bien la relation d'interdépendance qui existe entre les activités de l'objectif C. En effet, les données entrantes à une activité sont souvent issues des résultats de la ou des action(s) préalable(s). L'implication des principaux outils informatiques utilisés est de plus exposée, chacun avec leur association à une ou plusieurs activités.

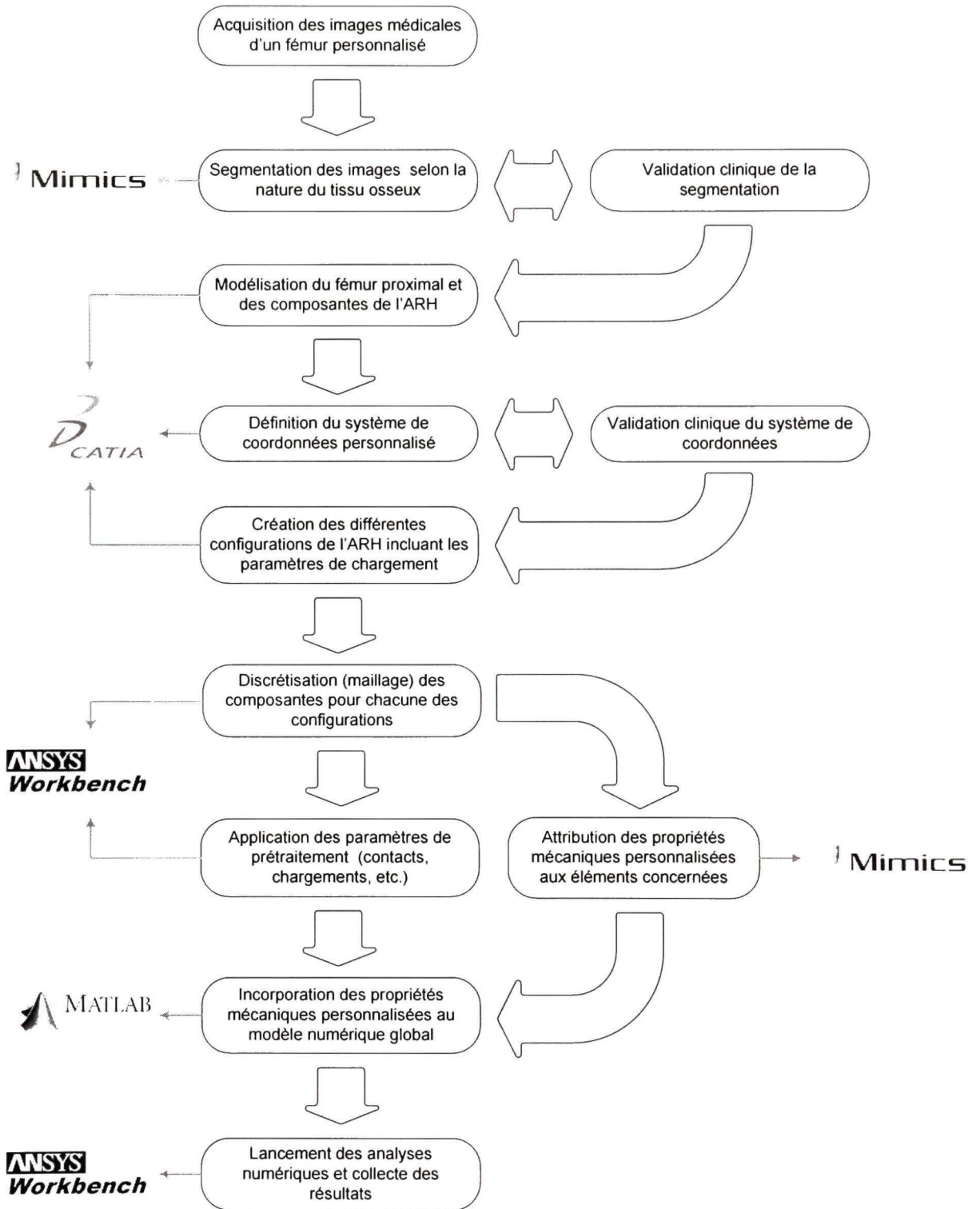


Figure 2.1 Diagramme de processus présentant l'évolution du projet.

CHAPITRE 3

MÉTHODOLOGIE

3.1 Développement d'un modèle de caractérisation et d'attribution des propriétés mécaniques au fémur

3.1.1 Isotropie vs anisotropie et homogénéité vs hétérogénéité

D'après ce qui est rapporté au niveau de la littérature, il semble que la pertinence d'assumer l'anisotropie des propriétés mécaniques de l'os trabéculaire du fémur proximal ne fasse pas consensus dans le domaine scientifique. Par conséquent, celle-ci sera ignorée puisque rien ne laisse croire hors de tout doute que son influence sur les résultats de l'analyse numérique soit significative. Du même coup, cette réserve constitue une simplification puisqu'il s'avère techniquement très difficile de déterminer les réels axes principaux d'orthotropie étant donné la distribution erratique du réseau trabéculaire. Ceci permet également de demeurer consistant avec les études analogues publiées, qui se montrent en faveur de l'isotropie dans une très large proportion.

Ensuite, il s'avère préférable d'assumer l'hétérogénéité de la structure trabéculaire dans l'optique de reproduire de façon plus exacte son réel comportement mécanique qui est très variable d'un site anatomique à un autre. C'est d'ailleurs la nouvelle tendance qui tend à devenir un standard dans le domaine des analyses numériques impliquant l'ARH.

3.1.2 Choix de l'outil d'attribution des propriétés mécaniques

Trois techniques d'attribution des propriétés mécaniques distinctes ont été présentées brièvement. D'abord, la méthode proposée par Cheng et al. (Cheng et Lin, 2005) n'est à première vue pas diffusée ou commercialisée de sorte qu'aucun logiciel ou code source n'est

disponible pour en vérifier le potentiel. Ensuite, la faculté de *Bonemat* à supporter différents formats de données (interopérabilité logicielle) est très limitée. En effet, les différentes applications EF commercialement disponibles développent un protocole de description des nœuds et des éléments propre à chacun d'eux, ce qui implique qu'il n'existe pas de format de données standardisé et commun dans ce domaine. *Ansys* n'y fait pas exception et est donc incompatible à *Bonemat*, du moins de façon directe sans devoir passer par l'intermédiaire d'un programme de conversion de format. En revanche, des tests performés dans *Mimics* avec un maillage d'essai sur le volume fémoral intact s'est révélé positif. La numération des éléments dans le fichier de sortie n'est pas modifiée par rapport à ce qui est transmis en entrée au logiciel, ce qui évite tout problème d'associativité des éléments avant et après attribution des propriétés mécaniques personnalisées. Ce format est donc parfaitement supporté dans cette application.

Face aux justifications évoquées ci-haut, l'approche *Mimics* est de toute évidence celle offrant le plus haut niveau de faisabilité et elle sera donc adoptée dans le cadre de la présente étude.

3.1.3 Justification de l'exclusion de l'os cortical

Les diverses opérations de lissage (approximation surfacique) qui seront réalisées sur la géométrie segmentée, du modèle polyédrique au maillage en éléments finis, entraînent un risque de modification du profil externe du fémur. Les éléments sont donc potentiellement délocalisés légèrement par rapport à l'emplacement original des voxels. Par conséquent, il est probable qu'une valeur totalement aberrante soit faussement attribuée à un élément (ex : influence d'un tissu mou environnant). Ceci est d'autant plus vrai aux endroits où le cortex est très mince, là où les éléments sont très petits et donc plus sensibles à l'effet de la délocalisation.

Il est conséquemment décrété qu'en vertu des enjeux techniques inhérents à l'os cortical, ce dernier ne mériterait pas une distribution densitométrique hétérogène. Une valeur homogène constante sera alors appliquée à l'ensemble des éléments de la partie corticale du modèle EF.

3.1.4 Justification de l'usage d'une approche continue macroscopique

Il faut de plus s'interroger sur la légitimité de représenter la structure osseuse selon un maillage continu et macroscopique sans égard à la morphologie de la microstructure. En effet, le mappage des propriétés mécaniques sous-entend l'usage d'une telle simplification. Une représentation détaillée de l'architecture trabéculaire appliquée à l'échelle du fémur proximal ne pourrait ici être envisageable à plusieurs points de vue. Des problèmes liés à la faisabilité de la segmentation, à la reconstruction solide et à la lourdeur du maillage dans l'environnement EF seraient inévitables dû aux contraintes en termes de ressources informatiques et de résolution des images médicales qui offrent un niveau de précision limité. À cet effet, Verhulp et al. (Verhulp, van Rietbergen et Huiskes, 2006) étudient l'approximation d'un modèle EF continu macroscopique standard à celui d'un modèle micro EF d'un échantillon volumique du fémur proximal et ce selon plusieurs degrés de raffinement du maillage. Ils en concluent que le modèle continu offre un niveau de simulation du comportement mécanique très acceptable. Ce constat supporte donc le bien-fondé de l'approche macroscopique dans le cadre d'analyses numériques de structures fémorales.

3.1.5 Détermination du nombre approprié de propriétés mécaniques

L'on doit se questionner à savoir combien de propriétés mécaniques suffisent pour représenter adéquatement la distribution hétérogène du modèle EF. À la limite il pourrait y avoir autant de propriétés mécaniques qu'il y a d'éléments. Cependant un tel niveau de précision n'est pas nécessaire selon Peng et al. (Peng et al., 2006), où une analyse de sensibilité réalisée sur un modèle EF fémoral isotropique révèle qu'une plage de 15 propriétés mécaniques est suffisante. En effet, une convergence de la contrainte équivalente inférieure à 1% est enregistrée entre 14 et 15 différentes propriétés. Ici il est jugé que 20

valeurs de E distinctes est un nombre raisonnable considérant qu'une marge d'erreur est nécessaire en raison des divergences entre les modèles au niveau de la géométrie et des paramètres d'analyse. Cette augmentation du nombre de propriétés par rapport au seuil déterminé par Peng et al. (Peng et al., 2006) n'ajoute rien à la lourdeur de la tâche et ne peut qu'améliorer le niveau d'exactitude de l'hétérogénéité osseuse.

3.1.6 Évaluation des relations de densité et d'élasticité appropriées

Afin de réaliser le mappage des propriétés mécaniques, il faut dans un premier temps valider l'effet de chacune des relations de densité et d'élasticité sur le fémur personnalisé à l'étude. Ainsi, les différentes formulations exposées dans la revue de littérature sont données en entrée au logiciel *Mimics* afin d'en soutirer les plages de valeurs résultantes. Pour les cas orthotropiques, seule la relation axiale (E_3) n'est considérée à l'image de l'approche isotropique avancée par Couteau et al. (Couteau et al., 1998). Puisque le modèle mathématique de Wirtz et al. (Wirtz et al., 2000) ne présente pas de formule reliant le nombre CT à la densité, une relation proposée par Peng et al. (Peng et al., 2006) est utilisée puisque ces derniers utilisent l'approche de Wirtz et al. dans leur étude. Il sera ainsi possible de comparer les différentes plages de sortie de *Mimics* avec les valeurs de la littérature pour sélectionner celle qui caractérise le mieux le comportement mécanique de l'os trabéculaire fémoral (tableau 3.1). La valeur de comparaison est tirée de Morgan et al. (Morgan et Keaveny, 2001) qui réalisent des tests de chargement sur des spécimens provenant de fémurs proximaux cadavériques. Le module d'élasticité en compression est ici considéré puisqu'il s'agit de l'effort principal engendré au niveau du fémur proximal (Rudman, Aspdén et Meakin, 2006). Cette valeur représente la moyenne des résultats prélevés sur 14 échantillons, plus ou moins un écart type :

$$E_{\text{référence}} = 3230 \pm 936 \text{ MPa} \quad (3.1)$$

Pour cette évaluation, un modèle EF test de l'os trabéculaire du fémur proximal intact est utilisé. *Mimics* suggère plusieurs méthodes d'assignation des propriétés mécaniques. La méthode choisie ici est dite « uniforme », où la plage totale de valeurs de densité et

d'élasticité comprise dans le maillage actif est divisé en n groupes à intervalle fixe (ici $n=20$ pour vingt matériaux). Un histogramme des matériaux qui a fortement l'allure d'une distribution normale est ainsi obtenu, ce qui justifie l'usage de mesures de dispersion statistique à des fins comparatives avec la valeur E de référence.

Tableau 3.1

Étude statistique des données densitométriques issues de *Mimics* pour chacune des relations de densité et d'élasticité par rapport à la valeur de référence

Auteurs	Relation de densité ρ (g/cm^3)	Relation d'élasticité E (MPa)	Valeurs de E (MPa) calculées dans <i>Mimics</i>		Erreur relative E_r (%)
			Moyenne (μ)	Écart-type (σ)	
Rho et al. (1995)	$\rho = 131 + 1.067 \text{ CT}$	$E = 0.580\rho^{1.3}$	2769	1653	$E_r(\mu)=14.3$ $E_r(\sigma)=76.6$
Couteau et al. (1998)	$\rho = 1.5 \text{ CT} + 17.2$	$E = 2.5\rho - 145.6$	1757	1132	$E_r(\mu)=45.6$ $E_r(\sigma)=21.0$
Wirtz et al. (2000)	$\rho = 1 + 6.667e^{-4} \text{ CT}$ (Peng et al. 2006)	$E = 1904\rho^{1.64}$	3060	743	$E_r(\mu)=5.3$ $E_r(\sigma)=20.6$

Cette investigation mène à la conclusion que la relation issue de Wirtz et al. (Wirtz et al., 2000) est celle offrant le plus de précision par rapport à la valeur de référence ciblée à en juger de l'erreur relative à la moyenne qui se chiffre à 5.3%. Cette relation offre également la plus faible dispersion avec une erreur relative à l'écart type de 20.6%. De plus, le niveau de preuve de cet article est supérieur du fait qu'il s'agisse d'une méta analyse regroupant le savoir d'une multitude de publications sur le sujet. Le modèle d'élasticité proposée par Wirtz et al. (Wirtz et al., 2000) jumelé à la relation de densité exposée par Peng et al. (Peng et al., 2006) sera donc adopté aux fins de la présente étude.

Sur le plan cortical, Wirtz et al. (Wirtz et al., 2000) exposent également une relation décrivant le comportement élastique pour ce groupe tissulaire en particulier :

$$E_3 = 2065\rho^{3.09} \quad (3.2)$$

Un maillage test obtenu à partir de l'enveloppe corticale du fémur intact révèle après traitement une valeur moyenne d'élasticité de 8746 MPa. Cette valeur dérivée de *Mimics* se trouve dans les plages de valeurs de la littérature et sera ainsi assignée de façon homogène à l'ensemble du cortex du modèle EF.

3.2 Développement d'une méthode de simulation de l'interdigitation

Deux approches sont ici proposées dans la simulation de l'interdigitation :

- La représentation par la géométrie de la microstructure.
- La représentation par une strate de composite de propriétés mécaniques apparentes.

3.2.1 La représentation par la géométrie de la microstructure

Cette option implique la modélisation de la morphologie détaillée de l'interdigitation. Il serait impensable d'évaluer la pénétration du ciment dans toute sa précision microstructurale en considérant les limitations techniques déjà alléguées. Il faut donc envisager l'approximation de la géométrie afin de réaliser un modèle simplifié, par exemple en ayant recours à un motif d'interstice applicable de façon répétitive sur toute la surface osseuse concernée par la pénétration du ciment. À cet effet, Arola et al. (Arola, Yang et Stoffel, 2001) développent un modèle mathématique fondé sur cette philosophie en vérifiant plusieurs profils géométriques simulant différents niveaux de rugosité à l'interface ciment-os (figure 3.1). Cette étude rapporte cependant que la topographie de l'interdigitation à l'interface est une caractéristique insuffisante dans la quantification de la force de verrouillage mécanique à l'interface.

Plusieurs inconvénients se montrent en défaveur de cette alternative :

- L'approximation de la géométrie et la répétitivité d'un motif particulier constitue un biais du fait que, dans le cas réel, les interstices forment un réseau pédiculaire complexe et irrégulier.
- On assume dans ce cas que l'interdigitation est parfaite et uniforme, alors qu'en réalité il demeure des espaces vides dû au rétrécissement du ciment osseux lors de la polymérisation, à la viscosité de ce dernier et à la non uniformité de la pression appliquée (Arola, Yang et Stoffel, 2001).
- Sur le plan technique, des difficultés en lien avec la modélisation d'une telle morphologie sur une surface déjà irrégulière semblent inévitables.

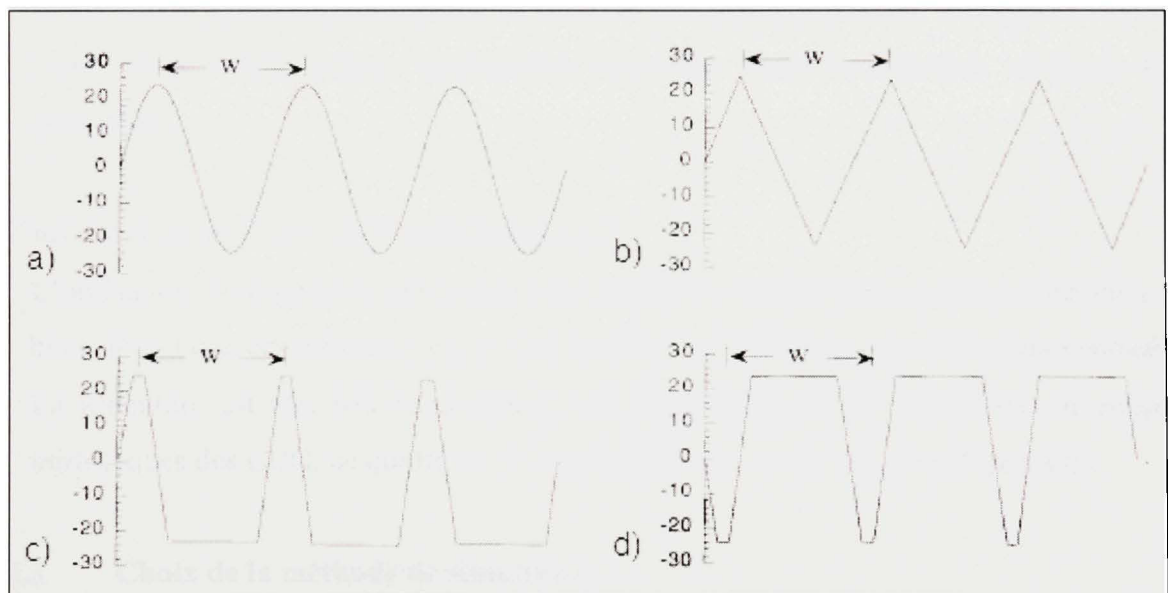


Figure 3.1 Profils géométriques simplifiés simulant la rugosité à l'interface ciment-os.
a) Sinusoïde. b) Dents de scie. c) et d) Dents de scie tronquées.

Adapté de Arola et al. (Arola, Yang et Stoffel, 2001)

3.2.2 La représentation par une strate de composite de propriétés mécaniques apparentes

De la même façon que pour la caractérisation de l'os trabéculaire, la voie macroscopique peut également être ici empruntée. Cette méthode implique la modélisation d'une strate de

matériau comprise entre le ciment osseux et l'os trabéculaire, remplaçant ce dernier pour tout le volume occupé par l'interdigitation. Des propriétés mécaniques homogènes, basées sur la mesure expérimentale puisée de la littérature, sont décrites par une constante issue de la rigidité apparente (équivalente) du composite ciment-os (CCO). Il s'agit en fait de s'intéresser au comportement global du composite, par opposition à la première option développée. L'épaisseur constante de cette couche de composite correspond à la profondeur moyenne de la pénétration du ciment dans l'os.

Voici les motivations supportant l'option de la représentation par maillage continu :

- Aucune complication n'est à prévoir en lien à la modélisation du fait que la géométrie demeure simple.
- Des propriétés mécaniques apparentes dérivées de l'expérimentation, les espaces vides ou toute autre caractéristique particulière retrouvée dans la situation clinique sont considérés.

À l'inverse sont notés les inconvénients suivants :

- L'utilisation de propriétés mécaniques homogènes et génériques peuvent constituer un biais du fait que ces informations ne sont pas locales et propres au modèle personnalisé.
- La littérature est très pauvre en matière de caractérisation des propriétés mécaniques intrinsèques des CCO, ce qui limite le choix relativement aux données disponibles.

3.2.3 Choix de la méthode de simulation

D'un point de vue qualitatif, force est d'admettre que la méthode de représentation par une strate de CCO de propriétés mécaniques apparente offre la meilleure perspective de réussite et de fidélité par rapport au cas réel. Elle s'avère donc, dans l'ensemble, constituer une approche plus avantageuse que la méthode alternative présentée qui elle se voit abandonnée.

Puisque le risque de nécrose thermique du tissu suite à une infiltration excédant 5 mm est élevé, il est tranché ici que le phénomène ne sera pas simulé dépassé cette valeur. Ainsi, une

série de trois différentes configurations sera évaluée, représentant chacun un niveau de pénétration du ciment osseux de 1, 3 et 5 mm.

3.2.4 Choix de la constante élastique attribuée au CCO

Le tableau 3.2 résume les différents paramètres et résultats issus des études ayant évalué le comportement élastique des CCO. Les données relatives à Mann et al. (Mann et al., 2008) sont obtenues suite à une consultation auprès de l'auteur puisqu'elles ne sont pas incluent dans la portion des résultats publiés.

Tableau 3.2

Valeurs de rigidité apparente (E) du composite ciment-os mesurées en tension et compression pour chacune des études considérées

Auteurs	Site(s) corporel(s)	Qualité osseuse	Paramètres d'essai	E _{tension} (MPa)	E _{compression} (MPa)
Jofe et al. (1991)	Tibia proximal	N/A	<ul style="list-style-type: none"> • T° pièce • Testé à l'air libre • E_{ciment} : inconnu 	N/A	≈ 450 à 800
Baroud et al. (2003)	Vertèbres lombaires (L1 à L5)	Ostéoporotique	<ul style="list-style-type: none"> • T° pièce • Testé à l'air libre • E_{ciment} = 1277 MPa 	N/A	260
Race et al. (2007)	Vertèbres lombaires (L1 à L4)	Variable (grande plage)	<ul style="list-style-type: none"> • 23°C • Testé à l'air libre • E_{ciment} = 3400 MPa 	2800	3000
			<ul style="list-style-type: none"> • 37°C • Testé à l'air libre à 100% humidité • E_{ciment} = 3100 MPa 	2100	2300
Mann et al. (2008)	Fémur proximal	N/A	<ul style="list-style-type: none"> • 37°C • Testé dans solution pseudo sanguine • E_{ciment} : inconnu 	371	502

Les travaux de Jofe et al. (Jofe, Takeuchi et Hayes, 1991), Baroud et al. (Baroud et al., 2003) et Race et al. (Race, Mann et Edidin, 2007) sont exclusivement concentrés au niveau tibial ou vertébral. Il serait ainsi biaisé de s'y référer vu la variabilité connue de la microstructure et de la densité entre les divers sites anatomiques du corps humain. De plus, certains sujets qui y sont examinés sont d'ordre pathologique et non dans un état sain à l'image du patient faisant l'objet de la présente étude. Néanmoins, il est impératif de s'interroger sur la nature de l'écart non négligeable entre les modules de compression mesurés chez ces publications, écart marqué d'un facteur dix entre les données de Race et al. (Race, Mann et Edidin, 2007) et Baroud et al. (Baroud et al., 2003). À cet effet, ces derniers font mention d'un module d'élasticité de l'os trabéculaire équivalant à 32.8 MPa, ce qui est anormalement très bas. Ceci est fort probablement dû au fait que les vertèbres utilisées dans ce cas sont ostéoporotiques, alors que l'autre étude emploie des spécimens couvrant une grande plage de densité osseuse. En addition, Baroud et al. (Baroud et al., 2003) font usage d'un ciment dont la rigidité est d'environ la moitié de celui utilisé chez les autres études. Ces justifications pourraient en partie expliquer la grande dispersion retrouvée entre les résultats.

Les données de Mann et al. (Mann et al., 2008) sont préférables étant donné que les données sont locales à la région fémorale. Le souci de représenter les réelles conditions biologiques à travers le protocole expérimental est aussi le plus rigoureux d'entre tous. Par contre, des écarts appréciables sont également constatés comparativement aux résultats de Race et al. (Race, Mann et Edidin, 2007). Ceux-ci sont une fois de plus attribués à la variabilité de la qualité osseuse des échantillons utilisés, en plus de la contribution de la microstructure osseuse qui se voit bien différente entre les divers sites anatomiques étudiés. Quoi qu'il en soit, il s'agit de la source d'information la plus fiable disponible. Supporté par ces nombreuses justifications, il est convenu ici que les valeurs de l'expérimentation de Mann et al. (Mann et al., 2008) seront utilisées à titre de référence dans l'assignation des propriétés mécaniques homogènes au CCO du modèle EF. Puisque l'application de la charge est réalisée principalement en compression dans la présente étude, un module d'élasticité de 502 MPa sera employé.

3.3 Acquisition des images médicales

Un fémur personnalisé est balayé par tomодensitométrie. Une série de près de 400 coupes espacées de 1.25 mm est nécessaire afin de couvrir la pleine longueur du fémur droit du patient à l'étude, opéré à la hanche du même côté. Ces informations discrètes sont enregistrées sous le format DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) qui utilise une plage dynamique supérieure aux images classiques en allouant le codage sur 10 bits par pixel. Les images tomographiques résultantes sont constituées d'une matrice de 512 pixels carrés d'une largeur de 0.818 mm chacun.

3.4 Segmentation des images médicales

Contrairement à l'image 2D qu'on peut apprécier dans son ensemble dès la saisie, le rendu volumique pour sa part oblige le passage à une étape supplémentaire cherchant à partitionner le volume d'intérêt par rapport à la masse totale. Il s'agit alors de segmentation d'image. Elle se définit comme étant le « procédé qui consiste à séparer dans une image les objets les uns des autres et de l'arrière-plan en extrayant les contours ou en segmentant en régions homogènes »⁴. En pratique, cette procédure consiste à dissocier les tons de gris de chaque image médicale en délimitant les contours décrits par les zones où la masse osseuse est plus compacte (pixels clairs) ou bien moins dense (pixels sombres).

Le logiciel commercial *Mimics* introduit plus tôt est destiné à la reconstruction et la visualisation tridimensionnelle de structures corporelles basé sur des données radiographiques. Des outils intégrés au logiciel agissent au niveau de la détection des pixels voisins selon une certaine tolérance dictée par une plage de niveaux de gris, allouant ainsi l'accroissement automatique des régions. Il y a aussi la possibilité d'y inclure un seuillage qui, au moyen d'une comparaison entre la valeur d'un pixel et un seuil de référence, permet

⁴ Office québécois de la langue française. « *Le grand dictionnaire terminologique* ». En ligne. <<http://www.granddictionnaire.com/>> Consulté le 25 août 2008.

l'élimination des tons de gris appartenant à des corps de densité inférieure ou supérieure à celui étudié. Il est toutefois nécessaire d'apporter les corrections manuelles nécessaires afin de bien ajuster les contours segmentés aux limites physiques de l'os qui apparaissent parfois plus floues pour cause de bruit numérique. Les pixels de ces images, une fois partitionnés en sous groupes, forment ensuite des masques indépendants en fonction du type de tissu osseux, qu'il soit cortical ou bien trabéculaire. Cette séparation tissulaire est essentielle compte tenu que des propriétés mécaniques distinctes doivent être attribuées indépendamment à chacun d'eux.

3.5 Génération d'un modèle polyédrique du fémur

Suite à la segmentation, un échantillonnage volumique mène à la création d'un modèle constitué de facettes triangulaires représentant la surface du modèle. Pour ce faire, *Mimics* procède à l'empilement des tranches géométriques segmentées en respectant l'ordre de leur acquisition (figure 3.2). Dans le but de produire un rendu final plus lisse, le logiciel offre de moyenniser les contours segmentés, créant ainsi une surface plus régulière en réduisant les aspérités. Le logiciel discrétise alors ces contours par une série de points définis à intervalle fixe. C'est en reliant ces points par des segments de droite que sont unies les tranches entre elles sous forme de facettes triangulaires.

Mimics autorise le format de sortie STL, qui se traduit par un ensemble de coordonnées spatiales cartésiennes qui correspondent aux nœuds formés par les sommets communs entre les facettes. À chaque facette triangulaire, ou trio de coordonnées, est associé un vecteur unitaire normal pointant vers l'extérieur de la géométrie suivant la règle de la main droite selon l'ordre d'édition des noeuds. Développé à la base pour une application de prototypage rapide (stéréolithographie), ce même format peut être migré et interprété dans l'environnement CAO.

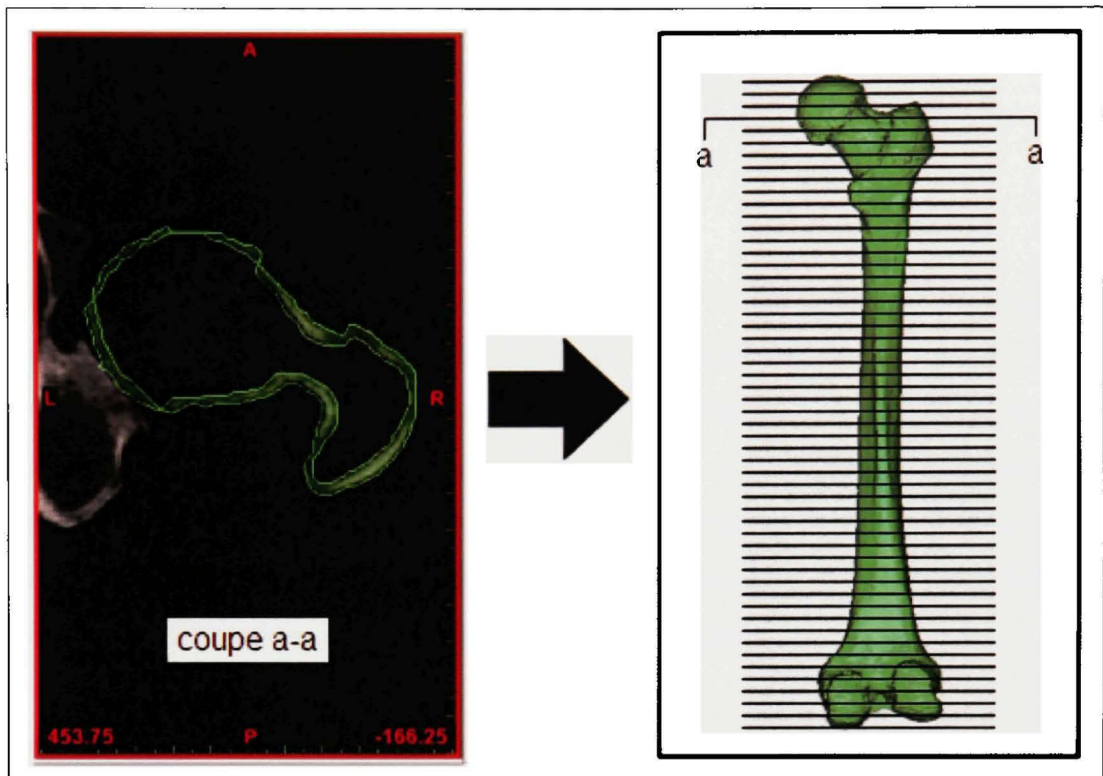


Figure 3.2 Passage de la segmentation au modèle polyédrique de l'os cortical par l'empilement des coupes transversales.

3.6 Modélisation solide des composants de l'ARH

Les avancées technologiques des dernières années dans le domaine de la bio-ingénierie ont mené à l'apparition de la conception assistée par ordinateur appliqué au génie tissulaire qu'on appelle la modélisation CAO biomédicale, de l'anglais « Bio-CAD modeling » (Sun et al., 2004). Ce concept récent est défini par ces mêmes auteurs comme étant l'effort de modéliser des organes humains dans un environnement virtuel. Motivé par les récents développements notamment en termes d'imagerie médicale et de techniques d'ingénierie inverse, la modélisation CAO biomédicale surpasse la vocation d'une technologie à la base réservée au design de biens manufacturés. Elle permet de visualiser en trois dimensions des organes internes de façon tout à fait non invasive, avoir un aperçu préopératoire d'une pathologie quelconque ou bien reconstruire un modèle paramétrique à des fins d'analyse

morphologique, de prototypage ou d'analyse numérique (Sun et al., 2004). Cette dernière utilité concerne directement l'objet de la présente recherche.

3.6.1 Modélisation du fémur

Bien que le modèle polyédrique permette de visualiser la géométrie, il ne s'agit pour le moment que d'un rendu surfacique constitué de faces et d'arêtes. Un objet virtuel volumique capable d'interagir avec son environnement par la modification de sa géométrie de façon paramétrique est de mise dans la reconstitution de l'assemblage os-ciment-prothèse. Considérant cette nécessité, le logiciel *Catia V5* est un logiciel de choix pour le traitement des fichiers de type STL. En effet, il offre la possibilité de réaliser diverses opérations à partir du modèle polyédrique dans le but de former un solide adapté.

La première étape réside en la génération d'une surface fermée passant par le nuage de points selon une certaine tolérance. Ce lissage, supplémentaire à celui de *Mimics*, limite le nombre de surfaces nécessaires à définir la géométrie pour ainsi rendre le modèle moins lourd à supporter. Une coquille fermée décrivant le profil extérieur du modèle est issue de cette procédure (figure 3.3). Une seconde étape consiste finalement à combler virtuellement le vide à l'intérieur du modèle surfacique en créant un modèle de représentation par frontières (B-Rep), dit solide.

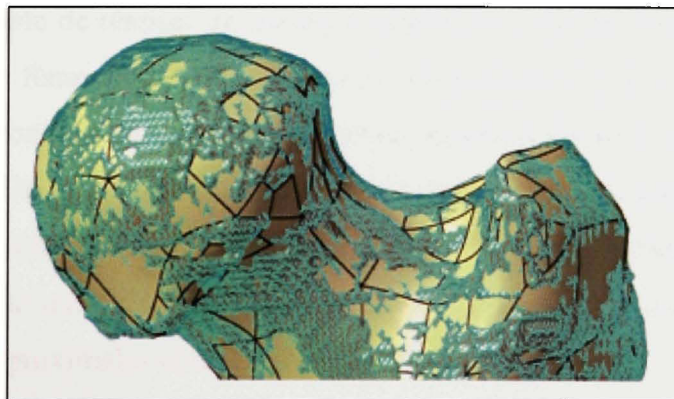


Figure 3.3 Approximation du modèle polyédrique par un ajustement surfacique.

Il n'est toutefois pas possible d'importer plus d'une entité polyédrique à la fois dans le même environnement CAO, sans quoi des erreurs de reconstruction surfacique sont rencontrées dû à l'absence de connectivité des polyèdres entre les différentes entités importées. En addition, la création de l'assemblage des tissus trabéculaire et cortical en procédant par l'addition de deux entités solides créées indépendamment l'une de l'autre rend impossible le partage parfait d'une interface commune, sans jeu ni interférence physique. La technique mise au point afin de palier à cette complication consiste à soustraire le modèle solide du cortex interne de celui issu de la frontière externe de l'os cortical, pour ensuite y rajouter le modèle soustrait duquel est supprimé la section correspondant à la cavité médullaire (figure 3.4). Cette dernière étant composée de moelle osseuse à l'état liquide, elle est de cette manière représentée par un volume vide étant donné l'absence de son apport à la rigidité structurelle. Le résultat est un modèle stable dont l'interface entre les deux niveaux de tissu osseux se voit être parfaitement partagée. La réelle épaisseur de l'os cortical, qui est variable, est ainsi simulée de façon plus exacte.

Puisque la région d'intérêt se situe dans la partie proximale, la partie distale de l'os est supprimée sous le plan défini par la section milieu de la cavité médullaire. Le modèle est ainsi réduit de moitié et nécessitera donc beaucoup moins de temps de traitement une fois celui-ci maillé dans une application EF. L'épiphyse distale quant à elle demeure utile dans la définition du système de coordonnées élaboré plus loin dans cet ouvrage. Dans le même but, il est préférable ici de scinder le modèle final du fémur proximal en deux sections de sorte qu'il sera envisageable de réaliser un maillage adapté en raffinant davantage dans la région d'intérêt (col et tête fémorale). Ceci est mis en œuvre dans le but d'obtenir une précision supérieure dans la zone d'intérêt lors de l'analyse numérique tout en préservant un délai de calcul raisonnable. Un plan normal à l'axe naturel du col fémoral, localisé suffisamment en distal pour ne pas interférer avec l'ARH, est utilisé pour diviser le solide résultant. Le modèle final est constitué de quatre solides distincts, à savoir les parties corticale et trabéculaire divisées en sections proximales et distales (figure 3.4).

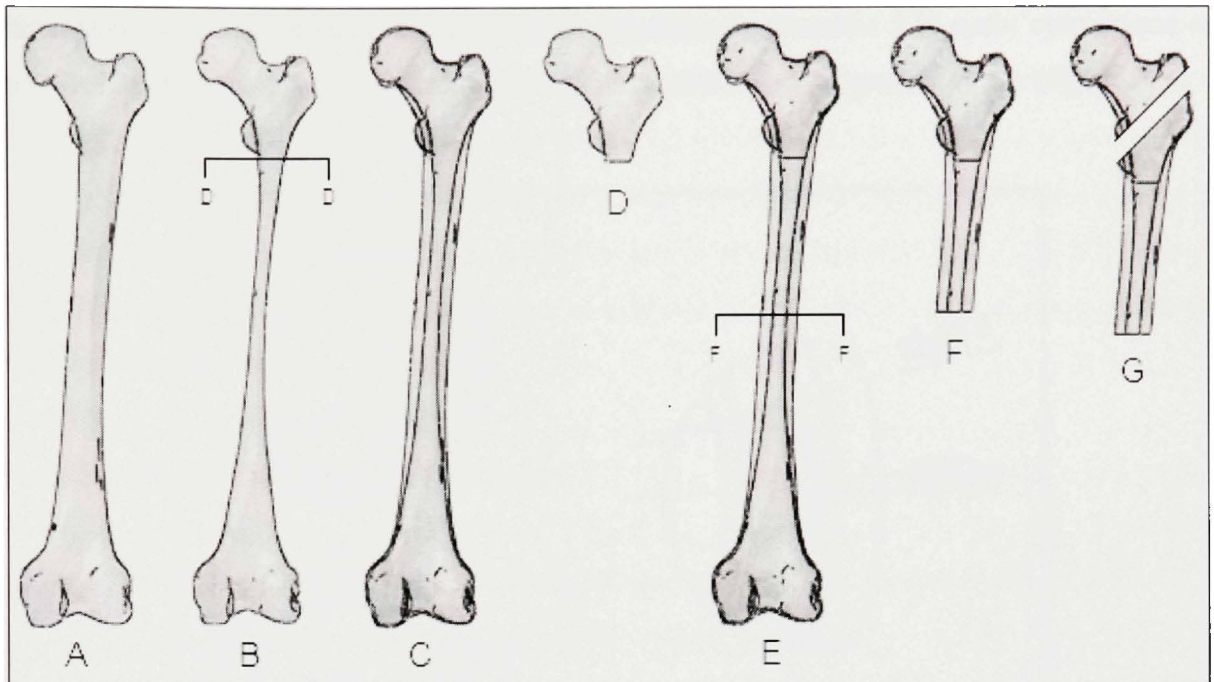


Figure 3.4 Étapes successives de la modélisation solide du fémur proximal.

- | | |
|--|---|
| A) Modèle solide du cortex externe. | E) Addition de D sur C. |
| B) Modèle solide du cortex interne. | F) Coupe de E à la mi diaphyse. |
| C) Soustraction volumique de B sur A (modèle cortical). | G) Division en parties proximale et distale (modèle final). |
| D) Coupe de B à la diaphyse proximale (modèle trabéculaire). | |

3.6.2 Modélisation de la composante fémorale de l'implant

Les caractéristiques géométriques de l'implant sont extraites à même l'objet physique, de grandeur équivalente à celui utilisé dans le cas clinique à l'étude. En effet l'implant varie en dimensions dépendamment des caractéristiques morphologiques du fémur faisant l'objet d'une correction articulaire. Les mesures dimensionnelles sont acquises manuellement à l'aide de divers instruments de métrologie. L'implant modélisé ici est de type *Durom*® (Zimmer, Warsaw, IN, USA), tout comme celui implanté au sein du patient à l'étude. Les rainures localisées sur la face cylindrique interne sont également reproduites afin de recréer la géométrie avec un plus haut niveau de précision. Le profil interne de la paroi cylindrique

étant irrégulier, conséquence de la dernière opération, le diamètre à la paroi cylindrique se voit varier dans une plage comprise entre sa plus petite et sa plus grande valeur (figure 3.5).

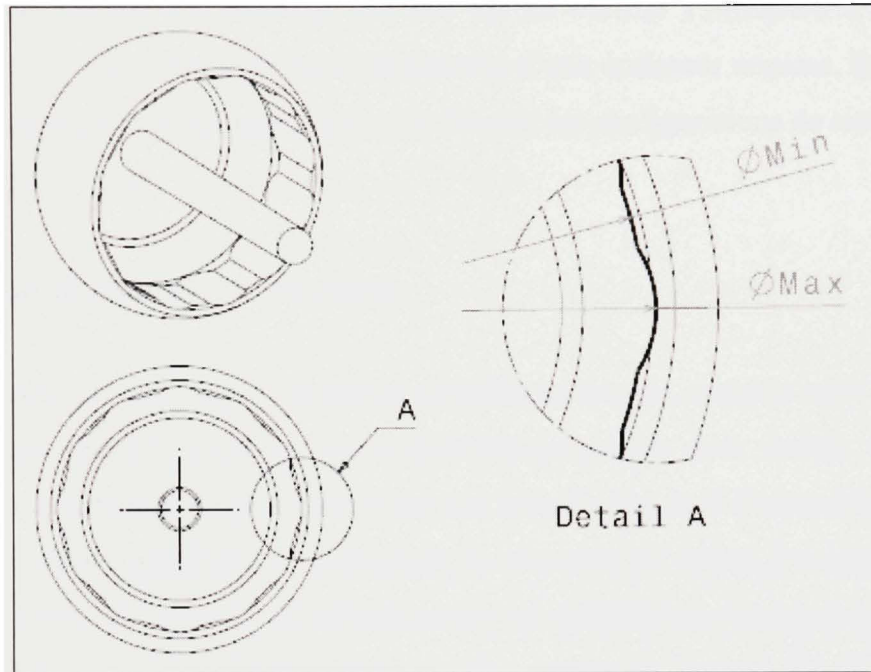


Figure 3.5 Modélisation solide de la composante fémorale de l'implant.

3.6.3 Modélisation de l'outil de résection et ses variantes

Le modèle généré combine en une seule pièce les outils cliniques employés dans la réalisation de l'alésage du cylindre osseux et son chanfrein au niveau de la tête fémorale en plus du forage dans le col. Cette composante agit comme solide de retrait dans la mesure où son volume, suffisamment grand pour englober toute la masse à retirer, sera éventuellement soustrait de celui du modèle fémoral. Il en résultera une surface osseuse prête à recevoir le ciment et l'implant.

Au niveau clinique, à chaque taille d'implant est jumelé un alésoir spécifique dans le but de conserver le jeu de ciment fixe d'une grandeur à l'autre. En ce qui concerne le forage, la mèche tubulaire utilisée est de diamètre fixe. L'épaisseur de la strate de ciment est donc

dictée par le degré de matière osseuse retirée par l'outil, la prothèse demeurant de dimension invariable. Pour ce faire, l'outil clinique est modifié en faisant varier le diamètre de la paroi cylindrique. Trois configurations de cimentation sont évaluées, nécessitant de reproduire un même nombre d'outils de résection. Le but est de vérifier l'influence d'une épaisseur standard, du double de cette dernière et finalement d'une épaisseur minimale. En référence au jeu radial minimum à la paroi cylindrique, ils forment les configurations de cimentation 0.25, 0.75 et 1.50 mm.

3.6.4 Modélisation du ciment osseux

Le ciment osseux est pour sa part un solide complémentaire qui, compris entre l'implant et le fémur proximal réséqué, sera soustrait successivement par ces deux entités. Cette pièce ne peut donc pas être modélisée en totalité avant son introduction dans l'assemblage puisqu'elle dépend d'une autre opération morphologique, la résection du fémur proximal. Ainsi, pour l'instant seul un modèle grossier du ciment osseux est modélisé en s'assurant que son volume occupe au minimum tout l'espace compris entre la composante fémorale l'outil de résection.

Le jeu de ciment est variable au niveau de la paroi cylindrique dû à la géométrie interne de la composante fémorale. Ce jeu est davantage élevé dans la région du chanfrein et est constant à 1 mm au dôme de l'implant pour des considérations d'ordre clinique.

3.6.5 Modélisation du composite ciment-os

Tout comme le ciment, le composite ciment-os est un solide complémentaire modélisé en gardant en tête qu'il sera modifié une fois intégré à l'assemblage. En effet, il ne sera effectif qu'au sein du volume occupé par le tissu trabéculaire du fémur réséqué; le reste en sera supprimé. Trois solides sont définis, correspondant chacun à une configuration d'interdigitation. Le profil externe correspond à celui de l'outil de résection et donc du fémur réséqué. Le profil interne est pour sa part obtenu d'un décalage du profil externe vers l'intérieur du modèle selon la profondeur de pénétration désirée du ciment.

3.7 Définition du système de coordonnées

Un système de coordonnées (SC) est utilisé dans la définition de l'axe d'implantation de la prothèse au moment de l'intervention clinique. Dans un souci de simuler le plus fidèlement possible le cas réel, il incombe de définir un SC qui puisse guider l'insertion de la composante fémorale au fémur proximal dans l'environnement CAO. Face à l'impossibilité de reproduire la méthode clinique de repérage de l'axe d'implantation, il faut envisager un moyen qui se veut être davantage adapté à un cadre virtuel démuné de tout outil de positionnement physique. Ce SC est de type anatomique et non cartésien, au sens où le repérage spatial est davantage fondé sur l'usage d'axes d'alignement, de points de références anatomiques et de plans corporels plutôt que sur un système d'axes standard comprenant trois vecteurs orthogonaux (x y z) partageant une même origine.

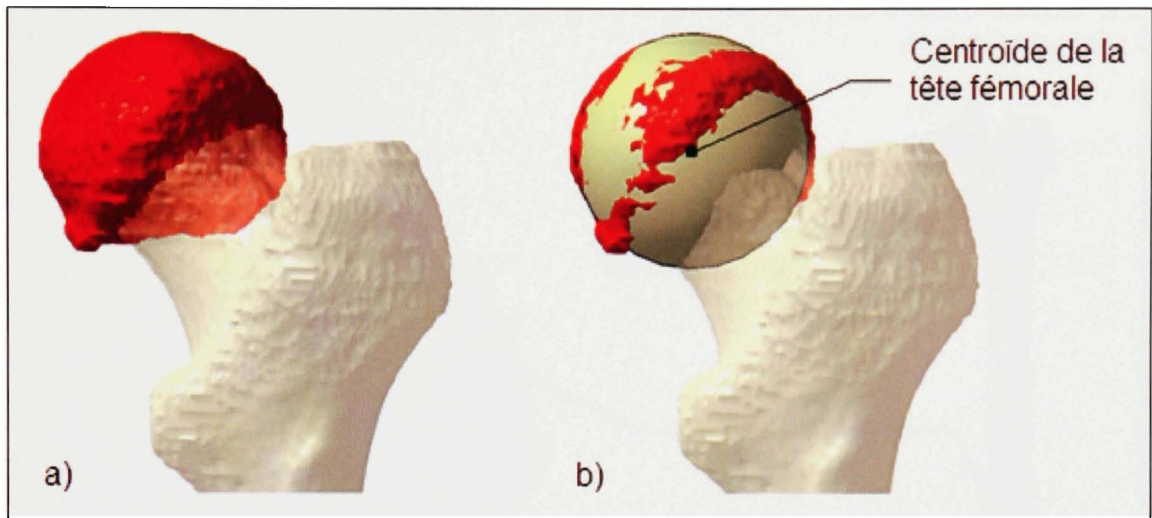
Les SC au niveau fémoral sont destinés à répondre à un besoin unique et spécifique. En effet est constatée, d'une étude à l'autre, une tendance à utiliser différentes bornes limites anatomiques et différents axes de référence tout dépendant de l'application (analyse par éléments finis, analyse du mouvement, étude de remodelage osseux, étude radiographique, etc.) Un système de coordonnées de référence universel a été cherché pour convenir à plusieurs applications biomécaniques, dont l'analyse par éléments finis. La *International Society of Biomechanics* (ISB) a pour mission l'établissement d'un ensemble de normes relatives aux mouvements des articulations. Elle est en outre à l'origine d'un système de coordonnées commun qui constitue une norme officielle dans le domaine. Le développement de ces standards est d'abord motivé par l'insuffisance de normalisation au niveau des sciences du mouvement articulaire, ce qui complique la comparaison entre les études. De plus, ceci favorise l'emploi d'une terminologie appropriée d'un point de vue médical, permettant aux cliniciens de mieux interpréter les résultats (Baker, 2003). Les détails relatifs à sa définition sont disponibles à l'annexe I.

Alors que le SC proposé par l'ISB se trouve orienté vers l'analyse du mouvement (i.e. dynamique) chez un spécimen fémoral intact, le cas présenté ici concerne plutôt l'étude des

contraintes en statique d'une structure osseuse modifiée d'un appareil prothétique. Le système de l'ISB omet par exemple de présenter une façon de localiser les axes de la diaphyse et du col fémoral, deux vecteurs essentiels au positionnement de la composante fémorale de l'implant dans le plan coronal. De plus il est de type cartésien et ainsi ne répond pas aux besoins propres à la situation actuelle. Face au désir de se conformer à la norme tout en employant un SC approprié, il est convenu que certaines bornes anatomiques proposées par l'ISB soient employées mais en apportant les modifications nécessaires à rencontrer les exigences relatives à la modélisation d'une ARH. Cette étape est réalisée à partir d'indications fournies par les cliniciens chercheurs qui corroborent la validité de ce SC aux fins de la présente étude. En voici les développements.

3.7.1 Le centroïde de la tête fémorale

Le SC personnalisé prend origine au centre de rotation de l'articulation coxo-fémorale comme le veut l'ISB. Ici il est jugé adéquat d'approximer ce repère par le centre géométrique (centroïde) de la tête fémorale, à l'exemple d'un joint rotule parfait. La disponibilité du modèle 3D permet de générer ce repère de façon tout à fait automatique. En effet, une fonctionnalité du logiciel *Catia V5* réside en la reconnaissance de formes simples à partir d'un nuage de points (issu du format STL). La surface polyédrique incluse dans la région de la tête fémorale est donnée en paramètre au logiciel, menant à la création d'une sphère moyennant la géométrie irrégulière sélectionnée (figure 3.6). De cette sphère en résulte le centroïde et conséquemment l'origine du système.



**Figure 3.6 a) Sélection de la surface polyédrique de la tête fémorale.
b) Génération d'une sphère et de son centroïde.**

3.7.2 L'axe diaphysaire

Il s'agit en fait de l'axe longitudinal de la diaphyse. Maintes techniques ont été développées pour délimiter ce repère dans la littérature, tantôt en ayant recours à des bornes anatomiques localisées sur la pleine longueur du fémur et d'autres fois en n'utilisant que la portion proximale de l'os. Ici il est admis que cet axe doit parcourir la trajectoire rectiligne définie par le point médian entre les épicondyles (conformément à l'ISB) et le point au plus creux de la fosse trochantérique, localisée à la base du grand trochanter du côté antérieur (figure 3.7). Les points définissant chacune des extrémités médiale et latérale des épicondyles, nommés apex, sont prélevés sur le contour extra cortical de la section transversale maximale de chacun d'eux. De là il est possible d'en extraire le point médian au segment reliant ces deux apex. Le point localisé à la fosse trochantérique est déterminé sans technique d'évaluation objective et est laissé au jugement des cliniciens.

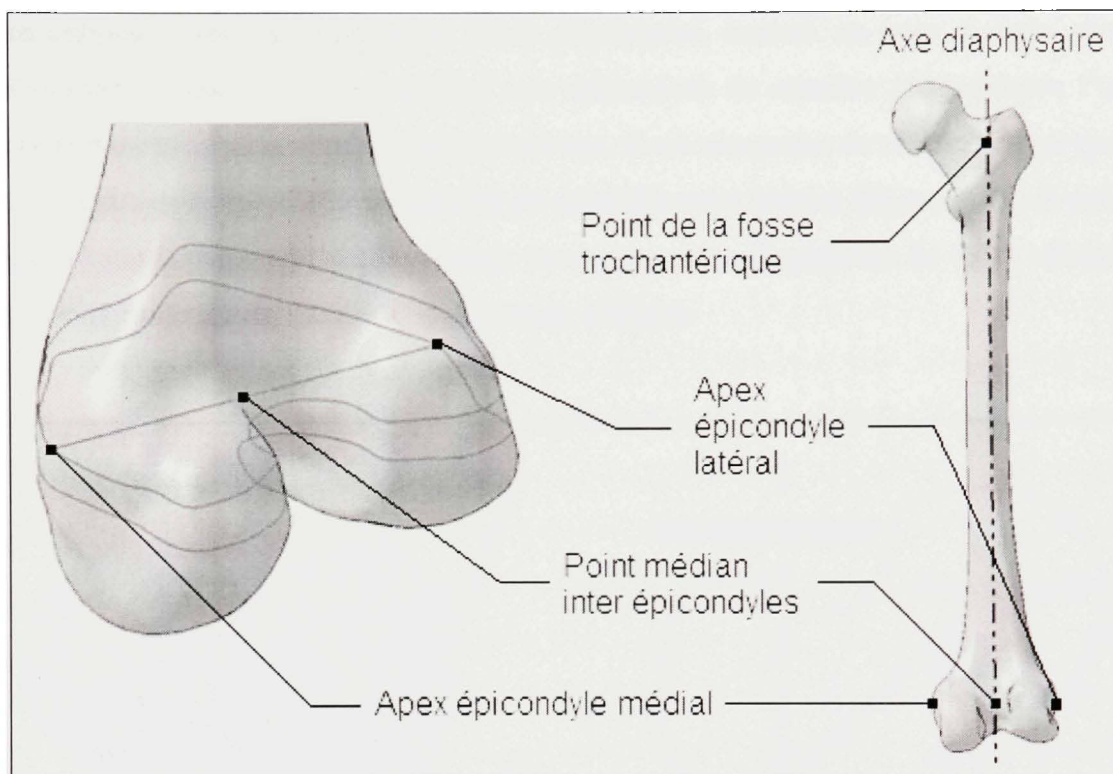


Figure 3.7 Détermination de l'axe diaphysaire.

3.7.3 L'axe cervical

L'axe cervical, ou axe naturel du col fémoral, est dans la littérature la plupart du temps dérivé d'une droite passant par le centre de la plus petite section du col fémoral (isthme cervical) et croisant le centroïde de la tête fémorale (Kang et al., 2005; Mahaisavariya et al., 2002). Ici il est jugé plus adéquat d'utiliser l'intersection de deux plans orthogonaux dans les vues coronale et transversale de manière à obtenir une référence planaire en prévision de l'étape où intervient la variation de l'angle d'implantation (figure 3.8a). Ces plans passent par le centroïde de la tête fémorale et varient en orientation des plans anatomiques afin de respecter l'obliquité naturelle du col dans les directions antérieure-postérieure (antéversion-rétroversion) et supérieure-inférieure (varus-valgus). Une fois de plus, l'exactitude de la disposition de ce repère est sensible à la perception visuelle du clinicien mais il en est voulu ainsi dans l'optique de se rapprocher autant que possible de la situation clinique.

L'axe cervical forme un angle avec l'axe diaphysaire, mesure au nom d'angle cervico-diaphysaire. Puisque ces deux vecteurs sont déterminés de manière indépendante l'un de l'autre et donc ne s'intersectent normalement pas, il est nécessaire de réaliser une projection dans le plan coronal pour être en mesure de recueillir cette lecture (figure 3.8b). Il est ainsi déterminé que le patient à l'étude présente un angle cervico-diaphysaire de 130° , valeur utile dans la détermination de l'angle d'implantation clinique.

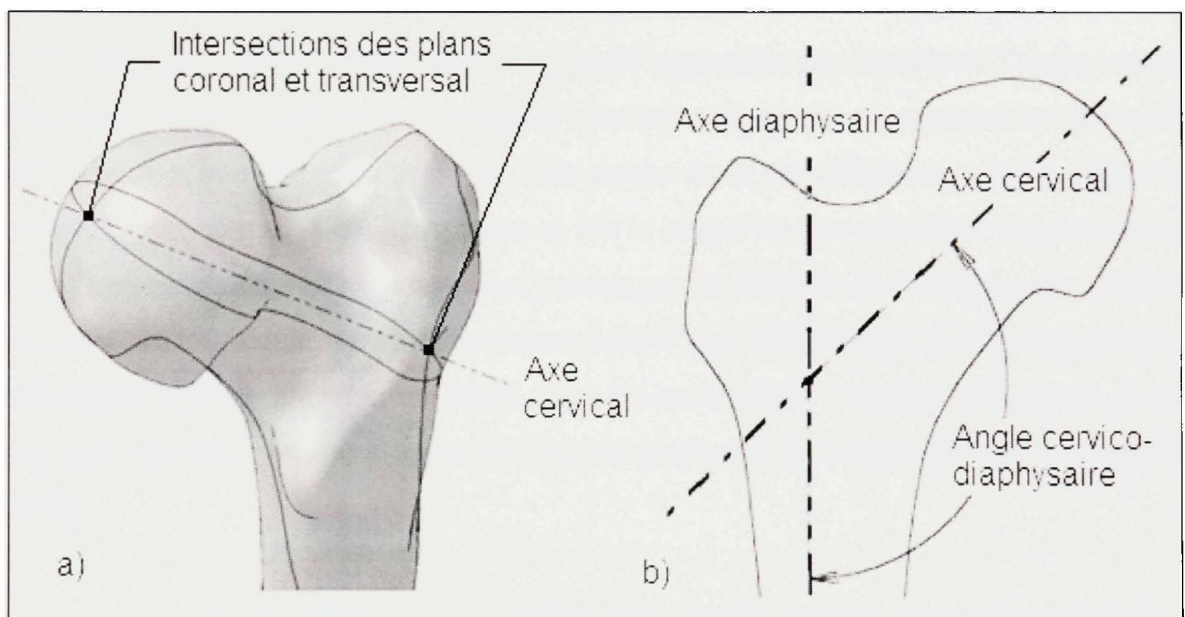


Figure 3.8 a) Détermination de l'axe cervical. b) Angle cervico-diaphysaire.

3.7.4 Le centroïde de la composante fémorale

Le centroïde de la composante fémorale est le centre géométrique de la sphère décrite par l'extérieur de la coquille de l'implant. À la distinction du repère basé sur la géométrie de la tête fémorale, celui-ci dépend du rayon extérieur de la coquille qui diffère d'une grandeur d'implant à une autre. En pratique, il faut tenter de reproduire l'anatomie du patient autant que possible. Pour parvenir à cette fin, une translation de la prothèse est effectuée selon l'axe cervical jusqu'à l'atteinte d'une tangence entre la surface externe de l'os cortical et la surface externe de la coquille. Ce nouveau centroïde, légèrement plus distal sur l'axe cervical que

son homologue anatomique, sera utilisé pour configurer le positionnement varus-valgus de l'implant fémoral.

3.7.5 L'axe d'implantation clinique (configurations de fixation)

L'axe d'implantation clinique est en fait celui réalisé lors de la chirurgie. Il est obtenu en pivotant l'axe cervical selon un axe de rotation déterminé par la normale au plan coronal du col passant par le centroïde de la composante fémorale. Pour ce cas spécifique, une rotation de 5° valgus par rapport à l'axe cervical est jugée appropriée en considérant l'angle cervico-diaphysaire du patient à l'étude. Une légère translation de cet axe en supérieur est nécessaire pour conserver une résection uniforme tout autour de la tête fémorale et ainsi éviter tout risque d'entaille du col. Cette translation se fait le long d'un axe coïncident au plan coronal du col, perpendiculaire à l'axe cervical et passant par le centroïde de la composante fémorale (fig. 3.9). Cet alignement sera ultérieurement adopté dans la définition des configurations de cimentation et d'interdigitation puisqu'il s'agit du cas clinique. L'analyse numérique ne sera donc pas influencée par un alignement non conventionnel de l'implant pour ces volets de l'étude.

3.7.6 Les axes d'implantation expérimentaux (configurations de positionnement)

Les configurations de positionnement expérimentaux de la composante fémorale sont également déterminées en pivotant l'axe neutre d'implantation selon le même axe de rotation défini pour l'implantation clinique. Il est vérifié dans l'environnement CAO que le maximum pouvant être atteint dans les directions varus et valgus est de 10 degrés. Aller plus loin oblige l'entaille du col. En fait une translation excessive permettrait d'éviter l'entaille, mais contraindrait à sortir du rayon d'action de la tête fémoral pour ainsi performer une résection inadéquate. Trois configurations de positionnement dans chacune des directions d'inclinaison sont jugées suffisantes pour l'analyse, en plus de la configuration de positionnement neutre selon l'axe cervical, ce qui fait un total de sept configurations de positionnement à évaluer. Un écart angulaire constant mène à itérer l'inclinaison de l'implant par incrément de 3.33 degrés si arrondi à la deuxième décimale près (0.00°, 3.33°, 6.67° et 10.00° varus et valgus).

La translation se fait en concordance avec ce qui a plus tôt été déterminé au niveau de l'axe d'implantation clinique, soit en déplaçant en supérieur pour un positionnement valgus et en inférieur selon le même incrément de translation dans le cas varus (figure 3.7).

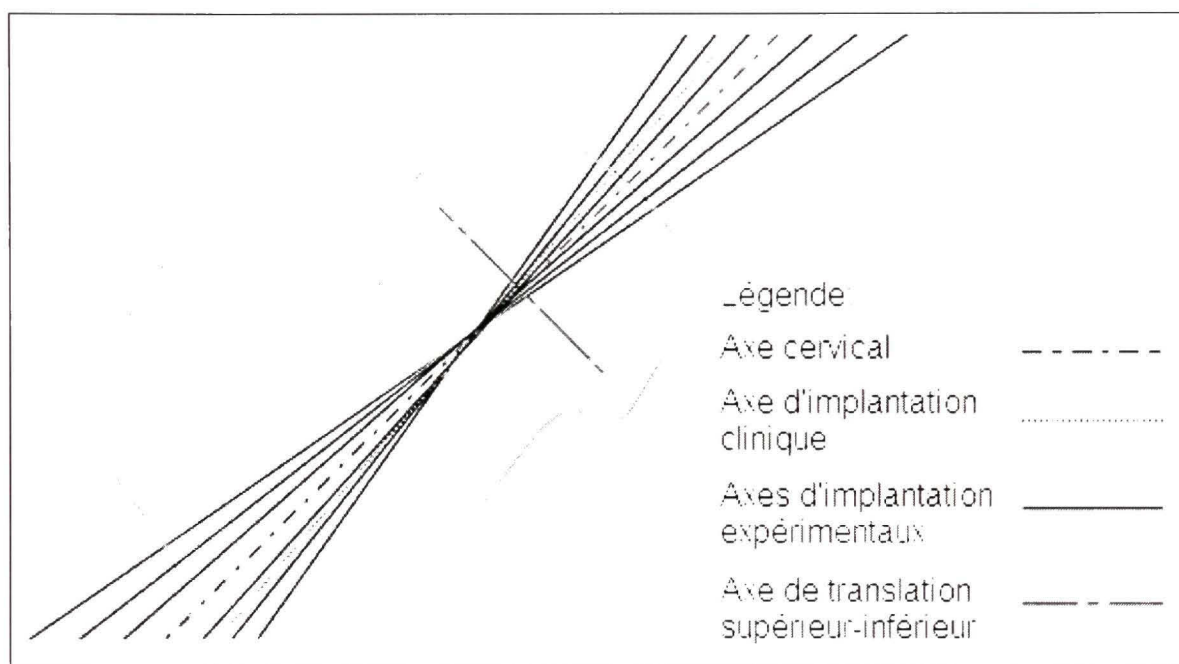


Figure 3.7 Illustration des différents axes de positionnement développés.

3.8 Description détaillée des configurations investiguées

Plusieurs justifications apportées jusqu'ici permettent d'établir un bilan des plages de valeurs concernant les différents paramètres d'analyse de positionnement, de cimentation et d'interdigitation (tableau 3.3). Ici la cimentation 0.75 mm est appliquée à tous les cas de positionnement et d'interdigitation puisqu'il s'agit du cas clinique. Pour la même raison, toutes les configurations de cimentation et d'interdigitation sont positionnés à 5° valgus qui se veut être la pratique chirurgicale courante. Cette façon de procéder donne l'assurance que seul le paramètre étudié est variable par rapport à la situation clinique de sorte qu'aucun autre paramètre ne vienne interférer avec les résultats de l'analyse.

Tableau 3.3

Paramètres de positionnement et de fixation de chacune des configurations investiguées

Configuration d'analyse	Orientation (degrés)	Manteau de ciment (mm)	Strate de CCO (mm)
Positionnement neutre (axe cervical)	0.0	0.75	N/A
Positionnement varus 3.3°	-3.3	0.75	N/A
Positionnement varus 6.7°	-6.7	0.75	N/A
Positionnement varus 10°	-10.0	0.75	N/A
Positionnement valgus 3.3°	3.3	0.75	N/A
Positionnement valgus 6.7°	6.7	0.75	N/A
Positionnement valgus 10.0°	10.0	0.75	N/A
Cimentation 0.25 mm	5.0	0.25	N/A
Cimentation 0.75 mm	5.0	0.75	N/A
Cimentation 1.50 mm	5.0	1.50	N/A
Interdigitation 1 mm	5.0	0.75	1.0
Interdigitation 3 mm	5.0	0.75	3.0
Interdigitation 5 mm	5.0	0.75	5.0

3.9 Création des configurations d'analyse

Le modèle solide du fémur proximal maintenant disponible, il est envisageable d'y inclure le ciment et la prothèse en faisant varier les paramètres de fixation et de positionnement dictés précédemment. De la même façon que l'os trabéculaire fut intégré au modèle cortical, diverses opérations booléennes sont pratiquées sur les entités géométriques pour ainsi générer les différents assemblages os-ciment-implant correspondant à chacune des configurations souhaitées. En voici la méthodologie.

3.9.1 Importation des composants

Dans un premier temps, les différentes pièces solides utiles à la réalisation de l'assemblage sont importées. Sont ainsi introduits dans un même environnement d'assemblage :

- le fémur assemblé (os cortical et trabéculaire, proximal et distal);
- l'outil de résection;
- le modèle grossier du ciment osseux;
- l'implant fémoral;
- le composite ciment-os (seulement pour les configurations d'interdigitation).

Il est impératif d'importer en premier lieu le fémur et de le fixer dans l'espace afin de conserver son origine qui deviendra ainsi le référentiel de l'assemblage. Ceci est essentiel compte tenu que le maillage qui sera réalisé à partir de cette géométrie doit correspondre à l'emplacement spatial des voxels lorsque sera performé le mappage des propriétés mécaniques.

3.9.2 Positionnement des composants

Les composants importés, il s'agit désormais de les positionner relativement au fémur selon :

- l'axe d'implantation de leur configuration respective;
- des plans définissant leur emplacement sur l'axe d'implantation.

Les différents axes d'implantation définis plus tôt entrent maintenant en jeu, alors qu'ils sont introduits dans l'assemblage conformément à la configuration à laquelle ils appartiennent. Une opération de coïncidence est réalisée afin d'atteindre la colinéarité entre l'axe d'implantation et l'axe de révolution de chacun des composants (qui sont axisymétriques). Tous les composants se voient ainsi parfaitement alignés selon un même support géométrique mais sont libres de déplacement sur l'axe cependant; ils doivent être contraints en translation.

Afin de fixer les composants dans la direction axiale, des références planaires sont utilisées. D'abord, un plan de référence normal à l'axe d'implantation et tangent à la surface externe du cortex à la tête fémorale est défini. Ensuite un plan parallèle à celui-ci est décalé en distal afin de générer le plan correspondant à la profondeur de résection (le dôme). De la même façon, un autre plan est décalé en proximal par rapport à ce dernier afin d'établir l'épaisseur

de ciment au dôme. Chacun d'eux est ensuite employé à faire coïncider l'outil de résection, le ciment osseux et la prothèse avec leur support respectif, qui deviennent ainsi coplanaires l'un par rapport à l'autre.

Finalement, les trois composants sont fixés dans l'espace pour éliminer le dernier degré de liberté correspondant à la rotation selon l'axe d'implantation. Tout est désormais totalement contraint en translation et en rotation et ce dans toutes les directions principales (x y z).

3.9.3 Résection de la tête fémorale

L'outil de résection correctement positionné, il est possible de procéder au retrait de la matière osseuse pour préparer le fémur à recevoir le ciment et l'implant. Une opération booléenne de soustraction de l'outil de résection sur l'os trabéculaire et cortical (parties proximales) conduit à la géométrie désirée. Un problème survient cependant sur quelques configurations à savoir que de petits fragments d'os cortical demeurent toujours présents puisque, hors du volume occupé par l'outil, ils n'ont pu être retirés lors de l'opération. Une situation qui au niveau clinique ne poserait pas problème l'est au niveau de la simulation puisque les fragments de solide ainsi détachés de l'objet principal présentent des entités géométriques à part entière qui devront être gérées indépendamment une fois dans l'environnement EF. Afin de déjouer cette complication, un solide de correction, créé pour la cause, est ajouté au tissu trabéculaire pour remplir les cavités formées par le retrait des fragments indésirables. De cette opération en résulte un solide de géométrie régulière constitué uniquement de tissu trabéculaire à la tête fémorale (figure 3.8).

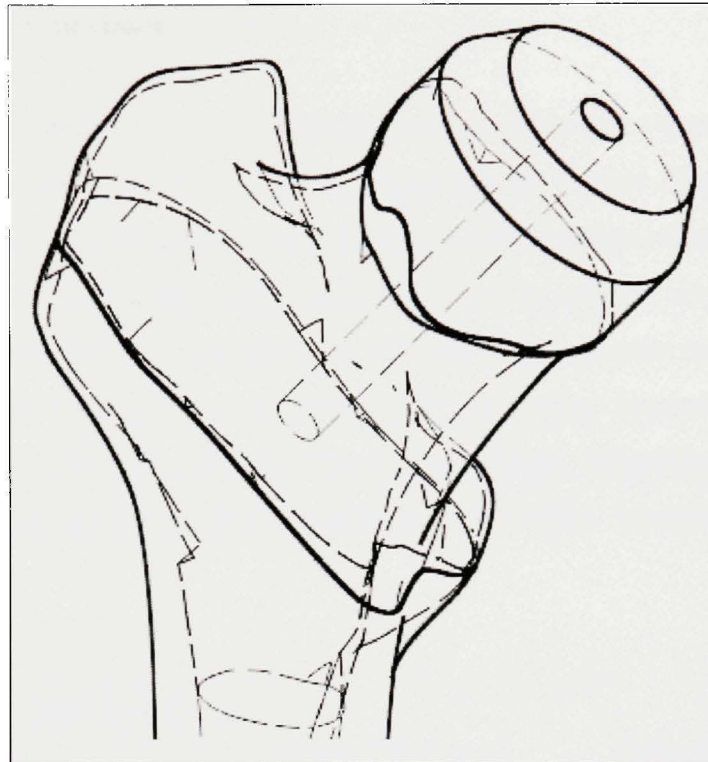


Figure 3.8 Représentation filaire du fémur proximal après résection.

3.9.4 Création de la strate de CCO (cas d'interdigitation)

Il a été vu que l'interdigitation serait simulée par une strate de composite interposée entre l'os et le ciment osseux. Celle-ci prend assise au niveau de la région superficielle de l'os réséqué. La partie de tissu trabéculaire comprise dans le volume occupé par le composite se doit d'être supprimée pour faire place à ce nouvel élément solide. Une opération booléenne d'intersection entre les deux entités mène à la génération de la géométrie requise. Le volume de composite initialement occupé par l'os cortical n'est de cette façon pas pris en compte puisque, fidèle à la situation clinique, le cortex ne laisse pas pénétrer le ciment vu l'absence de porosité. Du solide d'intersection, une opération de retrait est finalement appliquée à l'os trabéculaire pour libérer l'espace nouvellement occupé par le composite.

3.9.5 Formation du ciment osseux

La morphologie du ciment est variable puisque celle-ci dépend de l'état du fémur proximal après qu'on y ait pratiqué la résection, tout dépendant de l'angle d'implantation et de la nature de l'outil utilisé. Le modèle grossier du ciment doit maintenant être sculpté. Ce solide de remplissage est obtenu à la fois de la soustraction de l'os cortical, de l'os trabéculaire, de la prothèse et du composite si tel est le cas. Tout l'espace occupé entre les composants en jeu est ainsi comblé de sorte que les interfaces partagées entre ceux-ci et le ciment sont totalement fermées et parfaitement adaptées à la géométrie irrégulière. Le façonnage du ciment constitue la dernière étape de la modélisation de l'ARH. L'assemblage est complété (figure 3.9).

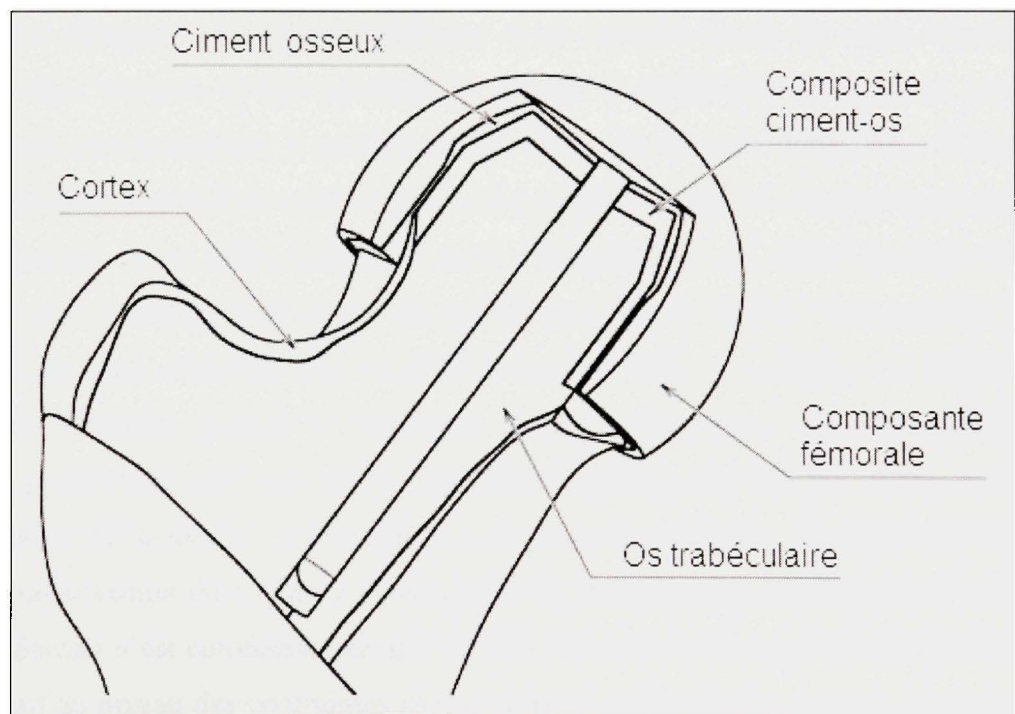


Figure 3.9 Vue interne de l'assemblage complet.

3.10 Définition des paramètres pour l'application des chargements

Une dernière étape doit être achevée préalablement au passage des modèles assemblés vers l'environnement EF, les modèles CAO n'étant à ce stade-ci pas encore paramétrés pour l'application des chargements. L'usage de bornes géométriques s'avère ici utile dans la mesure où l'aire d'application de chacun des chargements doit être délimitée de la surface globale du modèle. En effet, il est préférable de répartir l'effort sur une région plutôt que de le concentrer en un seul point afin d'éviter la génération de valeurs de contraintes mécaniques démesurées localement. À chacune de ces zones surfaciques est attribuée une direction d'application représentée sous forme de vecteur.

Puisqu'il s'agit d'une étude des contraintes en statique, donc en un temps ponctuel donné, il requiert de désigner une activité spécifique et un moment précis du cycle d'exécution de celle-ci selon lesquels il sera possible de dériver l'amplitude des forces en jeu et leurs orientations correspondante. Il est donc établi, en ce qui concerne la présente étude, que ces valeurs seraient dérivées du cycle de la marche puisqu'il s'agit de l'activité la plus routinière chez l'humain. À cet effet, Bergmann et al. (Bergmann et al., 2001) réalisent des essais cliniques sur quatre patients munis de prothèse totales de hanche instrumentées pour les activités les plus courantes de l'activité humaine, dont la marche. Le logiciel *Hip98* (Benjamin Franklin School of Medicine, Berlin, Allemagne), complémentaire à cette dernière publication, offre une base de données complète au niveau des forces de contacts à l'articulation de la hanche et des efforts exercés par les muscles impliqués. Ici cependant, seule la contribution du contact à l'articulation en addition des muscles abducteurs (petit et moyen glutéal) n'est considérée puisqu'il s'agit de la combinaison démontrant l'effet le plus significatif au niveau des contraintes perçus dans la région du fémur proximal (Polgar et al., 2003). Les valeurs moyennées de ces quatre patients, calculées dans *Hip98*, seront utilisées.

3.10.1 Vecteurs d'orientation

Il est possible de déterminer, du logiciel *Hip98*, le moment où la résultante articulaire est la plus élevée, à 233% du poids corporel ou 1948N (en considérant un poids moyen de 836N). Ce sommet correspond au moment où le talon percute le sol (F_p sur la figure 3.10). Cette amplitude est également présentée sous forme décomposée de vecteurs orthogonaux F_x , F_y et F_z desquels est obtenue l'orientation spatiale de la résultante articulaire, basé sur le système de coordonnées (SC) proposé par Bergmann et al. (Bergmann et al., 2001). Le centroïde de la tête fémorale est l'origine de ces quantités vectorielles. La définition de ce SC est disponible à l'annexe II.

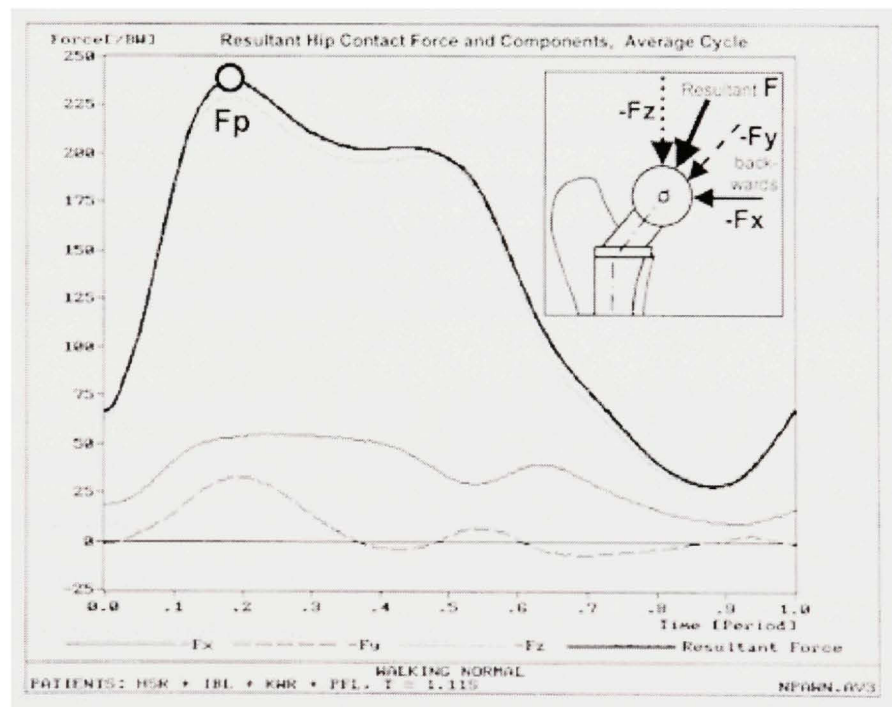


Figure 3.10 Résultante articulaire moyennée pour un cycle de marche dans *Hip98*.
Tiré de Bergmann et al. (Bergmann et al., 2001)

Au niveau de l'apport des abducteurs, *Hip98* alloue la lecture des valeurs de traction de ce groupe de muscles pour le même instant. L'amplitude des trois vecteurs orthogonaux est extraite pour une résultante équivalente à 104.2% du poids corporel, ou 871N. L'origine de

ce vecteur est cependant un aspect plus nébuleux à déterminer du fait que les muscles glutéaux ont des points d'insertion localisés à des endroits légèrement différents. Le logiciel d'analyse cinématique du mouvement humain *AnyBody* (Aalborg University, Aalborg, Danemark) est utilisé pour localiser les points d'insertion de chacun de ces muscles (annexe III). Il faut cependant savoir que l'extrémité des muscles glutéaux, ou tendons, ne s'attachent pas à l'os en un point mais plutôt selon une bande de tissu plus ou moins allongée. En conséquence, ces points d'insertion se veulent être une approximation du centre géométrique de la région de contact entre l'os et le tendon. À partir de la représentation virtuelle du point d'insertion de chacun de ces muscles dans *AnyBody*, il est possible d'approximer de façon visuelle que le point milieu de ces deux références anatomiques se situe approximativement au centre de la partie supérieure de la face latérale du grand trochanter. Bien que cette estimation via un modèle générique se fasse subjectivement et grossièrement, il faut prendre en considération que la localisation exacte de ces points est variable d'un patient à l'autre, tout comme la grandeur et la direction de la traction exercée par chacun des muscles ainsi que l'aire de contact des tendons à la surface osseuse. Les résultantes de ces paramètres de chargement combinant les deux muscles évalués constituent conséquemment des valeurs hypothétiques face à l'impossibilité de les extraire directement du patient à l'étude.

La grandeur et la direction des efforts physiologiques étant connus, ces nouvelles informations peuvent désormais être implémentées dans l'environnement CAO sous forme d'entités géométriques de type points et de vecteurs passant par ces mêmes points. Ces entités sont créées à même les modèles assemblés dans *Catia V5* (figure 3.13). Il incombe de spécifier la direction d'application du chargement dans la définition des vecteurs afin que ceux-ci pointent dans le bon sens. En effet, la résultante articulaire exerce un effort dirigé vers le corps sollicité alors que celle issue des muscles abducteurs agit en traction, soit dans la direction opposée.

3.10.2 Solides d'intersection des surfaces d'application

Afin de générer les surfaces auxquelles seront distribuées les chargements, il faut dans un premier temps modéliser des entités géométriques qui, une fois dans l'environnement EF, seront intersectées avec la coquille de la composante fémorale et le grand trochanter du fémur. Ainsi, les surfaces relatives au contact à l'articulation et à l'insertion des muscles abducteurs seront dérivées de cette dernière opération booléenne. Il est jugé ici que des régions circulaires constituent une forme de choix dans la mesure où la charge est distribuée à une distance constante en périphérie du point d'application. L'utilisation de surfaces de géométrie idéalisée est justifiée en considérant la variabilité inter spécimens et la difficulté d'accès aux données cliniques.

En ce qui concerne l'aire de chargement des muscles abducteurs, la surface d'application est définie sur un plan tangent à la surface sur laquelle se trouve l'origine du vecteur d'orientation. Pour ce qui est de la résultante articulaire, il faut plutôt recourir à un plan normal au vecteur d'orientation. Un cercle de diamètre 2 cm (3.1 cm^2) est jugé suffisant pour distribuer la résultante articulaire sur la coquille de l'implant (surface portante), alors qu'il a fallu se limiter à 1.5 cm (2.4 cm^2) au niveau du grand trochanter en raison de l'espace disponible sur sa face supérieure-latérale. Une extrusion de ces cercles dans les deux directions du plan d'esquisse conduit à l'obtention des solides cylindriques à partir desquels s'effectuera plus loin l'opération d'intersection (figure 3.11). Il s'agit en fait d'une méthode visant à projeter les esquisses circulaires sur la face à charger dans le but d'obtenir un profil surfacique borné.

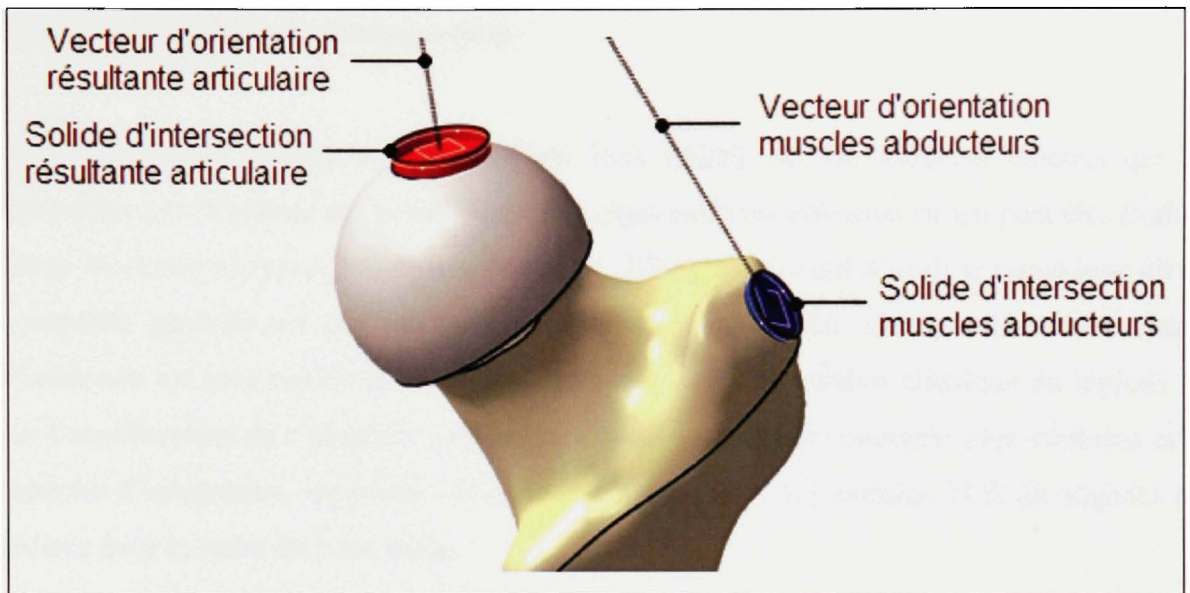


Figure 3.11 Création des solides d'intersection à partir des vecteurs d'orientation.

Au niveau du fémur intact cependant, il est nécessaire de se baser sur la réelle surface portante distribuant l'effort corporel à l'articulation. En effet, la grande rigidité de la coquille de l'implant permet de répartir la charge pour une transmission plus équilibrée aux matériaux sous-jacents. Le fémur intact voit au contraire sa charge transmise via le cortex qui est de loin plus mince et moins rigide pour un transfert de charge plus direct au fémur proximal. L'aire de la surface portante est par conséquent un paramètre beaucoup moins influent en ce qui concerne les modèles implantés. Selon Mechlenburg et al. (Mechlenburg et al., 2004), la surface portante moyenne d'un fémur sain est de 7.4 cm^2 , basé sur une mesure faite à partir de radiographies prises chez plusieurs patients de sexe et d'âge différents. Cette lecture est en fait dérivée d'une projection dans le plan transversal, à l'image de la technique développée ici. Cette valeur est ainsi considérée dans la définition de la surface d'application au niveau du fémur intact.

3.11 Analyses par éléments finis

C'est au moyen d'analyses par éléments finis (AEF) sur les modèles obtenus que le comportement structural sur le transfert de charges entre les éléments en jeu peut être évalué. *Ansys Workbench* (Ansys Inc, Canonsburg, PA, USA) est un outil d'analyse numérique dit de « nouvelle génération » qui repose sur la plateforme originale d'*Ansys*. L'environnement *Workbench* est plus convivial et puissant en regard avec la version classique du logiciel de par l'amélioration de l'interface graphique, l'incorporation de fonctions plus évoluées et la capacité d'intégration supérieure avec le domaine CAO. La version 11.0 du logiciel est utilisée dans le cadre de cette étude.

3.11.1 Importation des assemblages solides vers l'environnement EF

Le standard ISO 10303, mieux connu sous le nom de STEP (STandard for the Exchange of Product model data), est une normalisation adoptée pour simplifier l'échange et l'interprétation de données entre toutes les applications qui supportent les fichiers de type CAO. Le passage via ce format d'échange standard admet ainsi le transfert de la géométrie en limitant les complications reliées à l'interopérabilité entre les logiciels. La modélisation solide du fémur se réalisant dans *Catia V5*, la sauvegarde des fichiers dans le format STEP à partir de cette dernière application n'engendre aucun problème apparent lié à la reconstruction géométrique du fichier importé.

3.11.2 Création des surfaces d'application des chargements

Les solides d'intersections définis plus tôt démontrent maintenant leur utilité. Ces derniers « impriment » le profil de la section formée par l'interférence qu'ils créent avec la surface de la composante à charger, soit la coquille de l'implant et la face latérale du grand trochanter. En délimitant ainsi la zone de chargement par rapport à la surface globale, il suffira de sélectionner la ou les surfaces comprises à l'intérieur de cette borne géométrique pour appliquer un chargement localisé lors de la phase de prétraitement subséquente.

3.11.3 Définition de la nature des contacts

La définition des contacts constitue la première étape de la procédure de prétraitement. Tous les contacts de l'assemblage sont assumés fixes, à l'unique exception de l'interface entre le forage cylindrique au cœur du col et la tige de l'implant qui présente un jeu. Dans l'éventualité d'un contact entre les deux parties dû à une déformation de l'assemblage sous l'effet de la charge, il est déterminé ici que le glissement entre les éléments impliqués serait permis selon un coefficient de friction de 0.4. Cette valeur est puisée d'une étude de Taylor (Taylor, 2006) mais non vérifiée expérimentalement.

3.11.4 Génération du maillage

Le maillage, ou discrétisation volumique, est au centre de la méthode au sens où c'est ici que le modèle est subdivisé en entités discrètes (éléments finis). Cette phase est critique puisqu'un maillage inadéquat peut affecter l'exactitude, voire la validité de la solution. Un maillage constitué uniquement de tétraèdres quadratiques est configuré. De deuxième ordre, l'ajout d'un nœud intermédiaire à chaque arête le rend plus performant que son homologue linéaire à 4 nœuds du fait que sa rigidité est moindre en plus de reproduire plus fidèlement l'exactitude de la géométrie. Le fémur étant de géométrie irrégulière, il est plus simple et prudent de considérer un maillage libre (non structuré) au sein du réseau d'éléments. Le couplage des nœuds partagés aux interfaces à contact fixe est également nécessaire pour assurer une liaison matérielle entre tous les composants de l'assemblage.

Une analyse de sensibilité au niveau du degré de raffinement du maillage est entreprise par (Helgason et al., 2008). Cet auteur évalue deux techniques de mappage des propriétés mécaniques sur la géométrie d'un fémur entier personnalisé, basé sur la routine *Bonemat* traitée précédemment. Des éléments tétraédriques quadratiques à 10 nœuds sont employés. Il est déterminé qu'un maillage dont les éléments ont une longueur d'arête moyenne de 3.3 mm est le seuil pour obtenir un niveau de convergence satisfaisant. Par conséquent, un niveau de raffinement similaire est appliqué au niveau du fémur proximal de chacune des configurations de l'étude, incluant le ciment, l'implant et le composite si tel est le cas. Un

maillage adaptatif permet d'ajuster la taille des éléments lorsque l'épaisseur de la géométrie à mailler se voit inférieure à cette grandeur, notamment au niveau de l'os cortical. En effet, la longueur d'arête des éléments est diminuée dans les régions où le cortex s'amincit. (figure 3.12).

En ce qui a trait au fémur distal et ce pour les deux niveaux de tissu osseux, une longueur d'arête moyenne de 6 mm est établit ce qui constitue un degré de raffinement environ deux fois plus grossier que dans la partie proximale (figure 3.13). Cette région suscite peu d'intérêt au niveau de la solution et en conséquence ne requiert pas un raffinement aussi relevé. Du temps de calcul de la solution est de la sorte économisé dû à la diminution du nombre de nœuds et d'éléments qui composent l'ensemble du modèle EF.

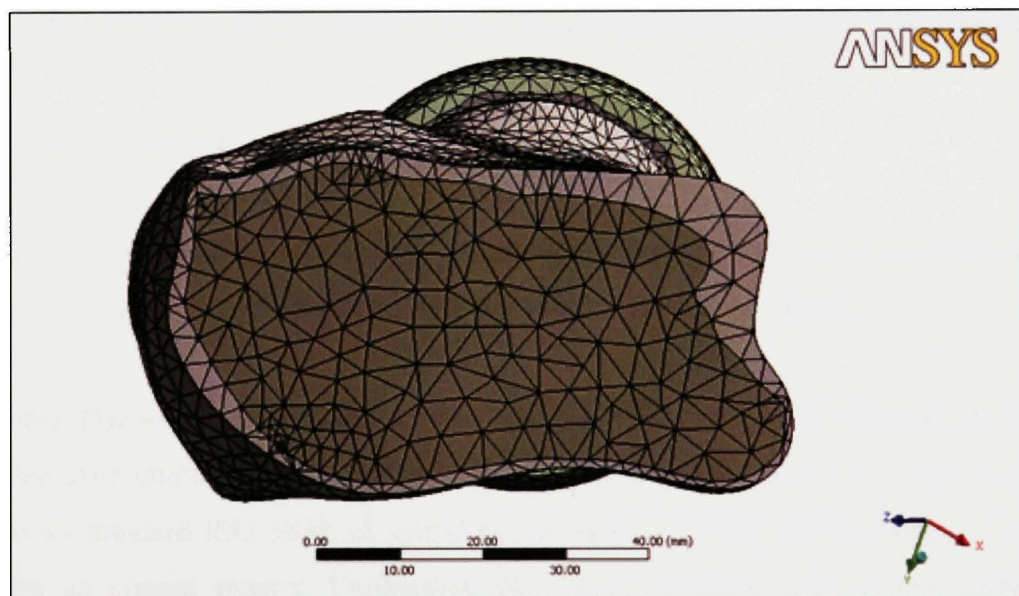


Figure 3.12 Illustration du maillage adaptatif.

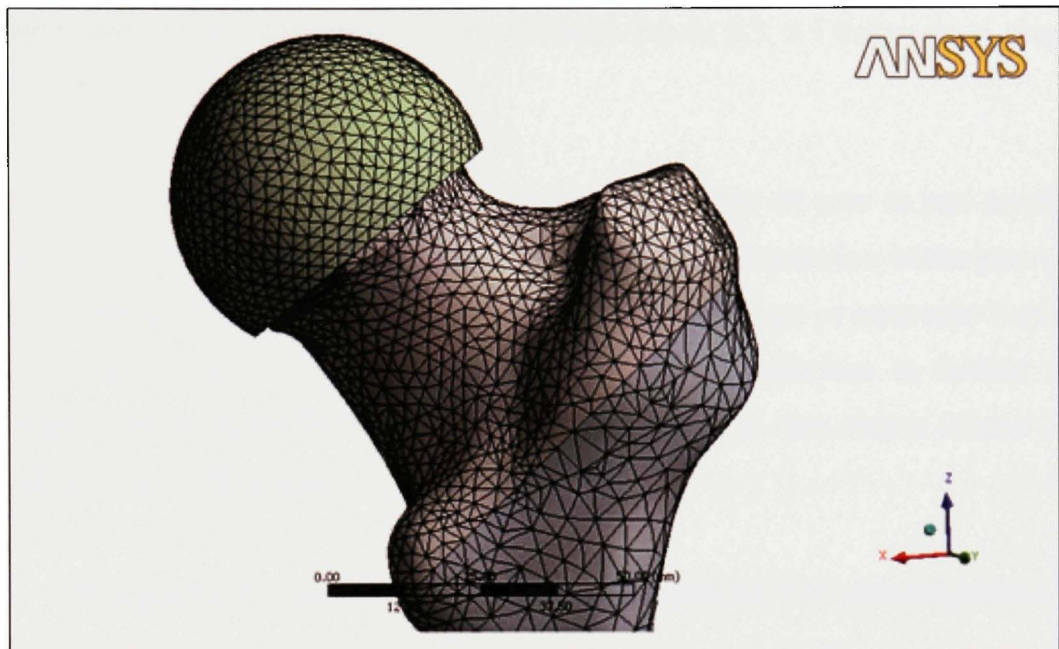


Figure 3.13 Vue postérieure du modèle EF après discrétisation volumique.

3.11.5 Attribution des propriétés mécaniques

Le modèle EF étant maillé, il est désormais possible d'assigner les propriétés mécaniques aux éléments de chacune des composantes de l'assemblage os-ciment-implant.

La prothèse *Durom*® est composée principalement d'un mélange de chrome, de cobalt et molybdène avec une certaine teneur en carbone. Cet alliage métallique à usage médical fait référence au standard ISO 5832-12 spécifiant un module d'élasticité équivalent à 210 GPa. En regard au ciment osseux, l'utilisation du ciment acrylique commercial *Simplex P*® (Stryker, Mahwah, NJ, USA) est assumée afin de demeurer consistant avec les propriétés mécaniques du composite ciment-os selon Mann et al. (Mann et al., 2008), où le même produit est utilisé dans la formation du composite. Des tests de chargement menés par Yang et al. (Yang et al., 1997) révèlent un module d'élasticité de 2070 MPa pour une préparation pure de la même marque. Des modules de 502 MPa et 8746 MPa sont attribués au CCO et au tissu cortical respectivement, valeurs justifiées antérieurement dans cet ouvrage. Tous les

matériaux sont affectés d'un coefficient de Poisson (ν) de 0.3, à l'image de la plupart des analyses numériques traitant de l'ARH.

Il a été discuté que la densité de la masse osseuse trabéculaire est pour sa part susceptible à une variabilité intra spécimen importante, nécessitant une distribution hétérogène pour ce matériau. À chacun des éléments est alors affecté une propriété qui se rapproche le plus de sa densité apparente sur l'imagerie tomographique pour en optimiser la fidélité avec la distribution osseuse réelle du cas clinique. Une procédure en cinq étapes illustre la façon développée ici pour y parvenir.

3.11.6 Mappage des propriétés mécaniques au modèle EF de l'os trabéculaire

La première étape réside en la création de fichiers ASCII des nœuds et éléments, un pour chacun, qui seront lus et interprétés dans *Mimics* afin de réaliser le mappage des propriétés. Pour chaque configuration analysée, deux fichiers nœuds et un même nombre de fichiers éléments sont générés pour traiter les entités proximale et distale.

Ensuite, des routines sont créées pour l'interprétation dans *Mimics* des fichiers nœuds et éléments de *Ansys*. Le logiciel *Mimics* dispose de son propre interpréteur de commandes, basé sur le langage de script APDL (Ansys Parametric Design Language), pour traduire le protocole d'écriture des fichiers de sortie d'*Ansys*. L'importation de ces fichiers s'effectue via plusieurs routines par lesquelles *Mimics* fait l'acquisition des informations utiles à la reconstruction du modèle EF dans son propre environnement.

L'étape suivante est au cœur du présent objectif; c'est ici qu'est réalisée la correspondance entre les propriétés mécaniques personnalisées du fémur et le modèle EF. Dans tout ce processus de modification géométrique et de transfert d'environnement, une attention particulière a été portée afin de conserver les mêmes référentiels de coordonnées du fémur pour un même positionnement spatial que celui de la séquence CT. Il en résulte une superposition optimale du modèle EF sur le volume composé de voxels. Comme il en a été

décrété, la plage de densité incluse dans la région occupée par le maillage est divisée uniformément en 20 groupes de matériaux. Un traitement interne au logiciel mène au calcul du nombre CT de chaque élément par l'intersection exacte de chacun d'eux avec les voxels sur lesquels ils sont superposés. Les relations de densité de Peng et al. (Peng et al., 2006) et d'élasticité proposée par Wirtz et al. (Wirtz et al., 2000) et exposées plutôt sont ici utilisées. Elles sont spécifiées au logiciel pour convertir les nombres CT en densité apparente puis en module d'élasticité pour chacun des éléments impliqués. Il en résulte une rigidité qui varie approximativement entre 1.9 et 4.3 GPa au fémur proximal et entre 1.9 et 3.8 GPa en distal. L'histogramme de la figure 3.14 exprime un exemple de distribution des plages de nombres CT au modèle EF importé dans *Mimics*.

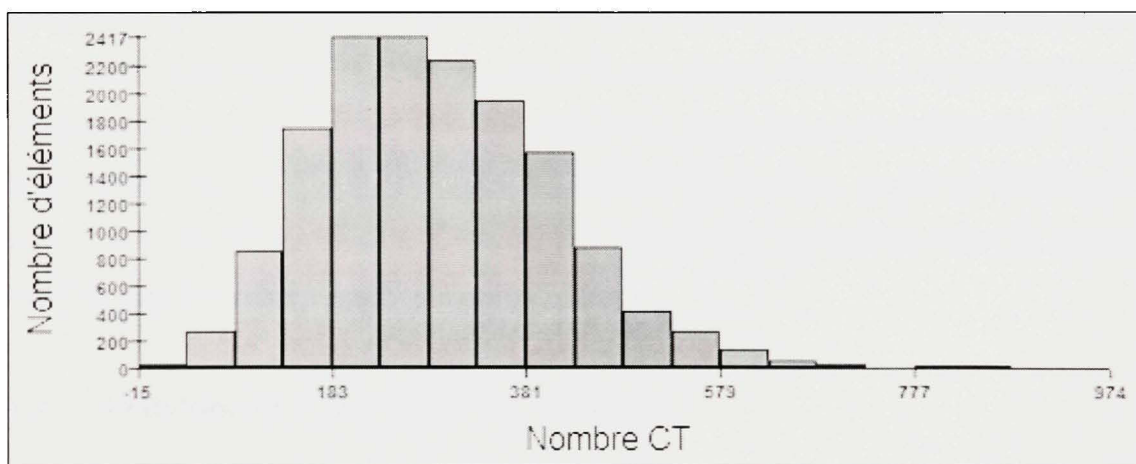


Figure 3.14 Histogramme du nombre d'éléments affectés à chaque plage de nombres CT.
Adapté de *Mimics*

En quatrième lieu, des fichiers de sortie des éléments mappés sont générés. *Mimics* alloue la création de fichiers de sortie ASCII basés sur la programmation APDL pour rendre compatible la lecture à partir du module de prétraitement d'*Ansys*. Pour chaque partie osseuse mappée est générée deux fichiers de sortie. Un premier renferme la liste des propriétés matérielles (densités et modules élastiques) ainsi que l'indice auquel chacun d'eux est associé. L'autre exprime l'indice de la propriété matérielle personnalisée à chaque élément déterminée lors du mappage.

Finalement, une étape supplémentaire de traitement des fichiers de sortie de *Mimics* doit être entreprise afin de filtrer et d'organiser les informations pertinentes sous forme de macro-instructions qui seront transmises au modèle EF de l'assemblage global dans *Ansys*. Le logiciel de calcul numérique *Matlab* (Mathworks Inc., Natick, MA, USA) contribue ici à la création des macro-instructions. Les fonctions mathématiques relatives à celui-ci sont basées sur la représentation matricielle des données. Ainsi, les fichiers de sortie ASCII de *Mimics* sont convertis sous la forme de tableaux de données numériques (matrices) dépourvus de tout texte ou caractères indésirables que *Matlab* ne saurait interpréter (ex : entêtes de fichier, virgules, etc.). Le lancement de la routine créée dans *Matlab* entraîne la lecture et le traitement des matrices ainsi générées pour finalement permettre l'écriture de deux nouveaux fichiers de sortie correspondant aux macro-instructions dont a besoin *Ansys*. L'un est relatif à la reconnaissance des valeurs d'élasticité et de leur indice respectif par le logiciel, alors que l'autre modifie une à une les propriétés matérielles de chaque élément. L'algorithme complet est disponible à l'annexe IV. Ces macro-instructions sont finalement insérées dans l'arbre de création du modèle EF dans l'environnement *Workbench*. Elles ne seront effectives que lorsque l'unité de prétraitement compilera l'ensemble des paramètres lors du lancement définitif de l'analyse numérique.

3.11.7 Définition des conditions aux frontières

Les conditions aux frontières, ou conditions limites, sont l' « expression des conditions physiques (valeurs de grandeurs physiques, conditions d'échanges énergétiques, etc.) imposées à un système sur les limites le séparant du milieu extérieur »⁵. Dans un problème de mécanique structurale, ces conditions frontières sont dictées par des chargements et restrictions du mouvement imputés aux bornes du domaine occupé par le corps évalué.

⁵ Office québécois de la langue française. « *Le grand dictionnaire terminologique* ». En ligne. <<http://www.granddictionnaire.com/>> Consulté le 15 juillet 2008.

Les vecteurs d'orientation et surfaces d'application des chargements préalablement définis, il ne reste plus qu'à les spécifier au logiciel. Bien que l'effort des muscles abducteurs et du contact à l'articulation soient établis comme étant des forces ponctuelles, la charge générée est indirectement convertie en pression (figure 3.15). En effet, la distribution de ces chargements de façon uniforme sur la surface d'application mène à l'application d'une pression équivalente. Cette dernière se traduit par le rapport entre la force appliquée et l'aire totale sur laquelle elle est répartie. Ces deux chargements sont appliqués graduellement selon une progression croissante linéaire pour favoriser une meilleure stabilité lors du calcul de la solution.

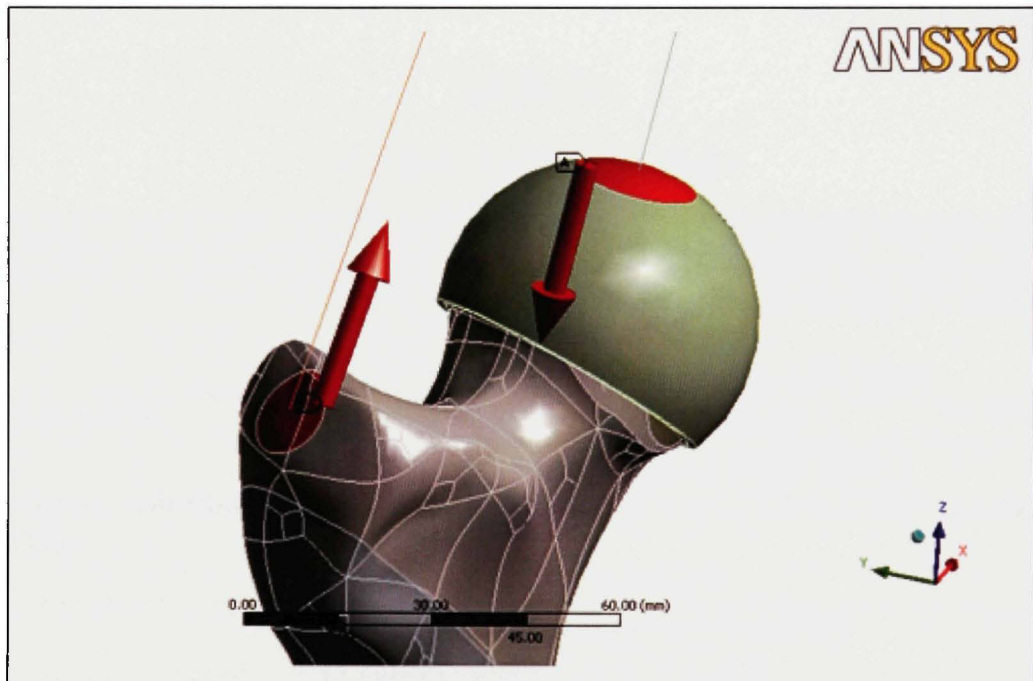


Figure 3.15 Application des chargements.

Un corps libre de déplacement dans l'espace ne saurait opposer de résistance à un chargement appliqué sur celui-ci. Du point de vue de la biomécanique de la marche, le fémur est principalement maintenu en position statique par l'effort des muscles auxquels il se rattache, par la résultante articulaire et finalement par la butée formée par le genou sur lequel les épiphyses distales s'appuient. Cette dernière complète l'ensemble des réactions menant à

l'équilibre du système. Ici la simulation exacte de ce comportement est impossible, le fémur ayant préalablement été tronqué à la mi diaphyse. La face obtenue de la coupe transversale de l'os, à l'extrémité distale du modèle EF, est donc bloquée en déplacement selon les trois directions principales (x y z). Cette simplification est à l'image d'une conception très répandue dans le cadre des analyses numériques concernant l'étude du fémur proximal, la partie distale de l'os ne suscitant aucun intérêt.

Les modèles EF sont maintenant fin prêts à être résolus pour en collecter les résultats. Le tableau 3.4 résume les paramètres considérés dans l'analyse numérique pour l'ensemble des configurations à l'étude.

Tableau 3.4

Paramètres d'analyse numérique

Paramètre d'analyse	Valeurs assignées
Contacts	<ul style="list-style-type: none"> • Contact avec friction ($\mu=0.4$) entre la tige de l'implant et le forage dans le col fémoral; • Tous les autres contacts sont assumés fixes.
Type d'élément	Tétraèdres quadratiques à 10 nœuds.
Niveau de raffinement du maillage	Éléments dont la longueur moyenne est de : <ul style="list-style-type: none"> • 3.3 mm pour tous les composants de l'ARH et le fémur proximal; • 6.0 mm pour le fémur distal.
Propriétés mécaniques	<ul style="list-style-type: none"> • composante fémorale : $E = 210$ GPa; • ciment osseux : $E = 2.070$ GPa; • composite ciment-os : $E = 0.502$ GPa; • os cortical : $E = 8.746$ GPa; • os trabéculaire : $1.900 > E < 4.300$ GPa; • $\nu = 0.3$ pour l'ensemble des matériaux.
Conditions aux frontières	<ul style="list-style-type: none"> • Résultante articulaire : 1948N • Traction des muscles abducteurs : 871N • Support fixe dans toutes les directions à la mi diaphyse.

CHAPITRE 4

PRÉSENTATION DES RÉSULTATS

Les analyses numériques complétées selon les paramètres définis préalablement, il est désormais possible d'apprécier la distribution des contraintes mécaniques calculées pour chacune des configurations. Afin de rendre les résultats visibles à l'utilisateur, celles-ci sont affichées selon un code de couleurs qui, sous forme d'un dégradé allant du bleu au rouge, présente graphiquement comment est répartie la sollicitation mécanique dans les corps étudiés. Cette échelle chromatique est en fait l'expression des contraintes réunies par groupe de valeurs délimitées de l'ensemble du modèle EF selon des bornes numériques fixes. Ces dernières sont normalisées manuellement pour l'ensemble des configurations afin de permettre la comparaison des résultats selon une échelle chromatique standard.

En regard au mandat initial, l'étendue de l'étude se réduit au comportement mécanique perçu au sein du tissu cortical et trabéculaire de la portion proximale du fémur. Puisque l'affichage graphique de base n'alloue par défaut qu'une visualisation périphérique des contraintes limitée à la surface externe du modèle EF, il est ici capital de faire usage de plans de coupe afin de pouvoir investiguer au cœur de la matière. C'est ainsi qu'est déterminé un ensemble de cinq coupes définies normalement à l'axe cervical du fémur, allant de proximal en distal et localisées sur des plans stratégiques correspondants aux régions d'intérêt (figure 4.1). Une dernière coupe, définie dans le plan coronal du col fémoral, offre une vue globale sur la distribution des contraintes dans tout le fémur proximal.

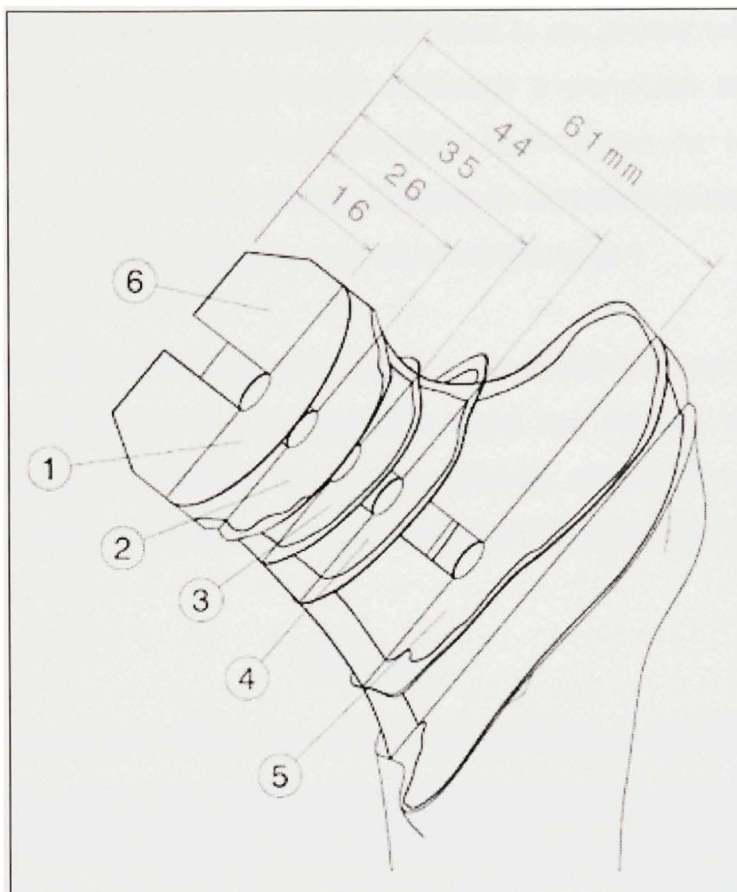


Figure 4.1 Coupes prélevées au modèle EF après calcul des contraintes.

4.1 Évaluation du risque de fracture

Une première vérification consiste à mesurer le risque de fracture de l'os après implantation. Cet indicateur peut être dérivé du ratio entre la contrainte principale calculée numériquement et la limite ultime que peut supporter l'os avant que celui-ci cède sous une charge excessive.

$$\text{Risque de fracture (RF)} = \frac{\sigma_{\text{principale (max,min)}}}{\sigma_u} \quad (4.1)$$

La découverte d'une concentration de contraintes élevée pourrait s'avérer révélatrice d'une éventuelle initiation de fissure pouvant mener à la rupture du col fémoral. C'est donc dire qu'un risque de fracture supérieur à 1 évoquerait la présence d'une zone à fort potentiel de

rupture osseuse. Évidemment la charge exploitée dans le cas présent (effort maximal d'un cycle de marche) n'est pas nécessairement suffisante à provoquer un tel traumatisme. L'exercice consiste en fait à déterminer les zones où le risque est le plus élevé, dans l'éventualité où serait appliquée une charge à amplitude davantage prononcée ou encore en présence d'une mauvaise qualité osseuse (e.g. tissu ostéoporotique).

Puisque le seuil de résistance du tissu osseux dont est constitué le fémur du patient à l'étude demeure inconnu, il faut une fois de plus faire appel aux données disponibles dans la littérature. Le tableau 4.1 présente à cet effet diverses valeurs de contraintes ultimes mesurées expérimentalement (Öhman et al., 2007; Turner, Wang et Burr, 2001).

Tableau 4.1

Valeurs de contraintes ultimes pour le tissu osseux au niveau du fémur proximal

Auteurs	Type de tissu	Contraintes ultimes mesurées
Ohman et al. (2007)	Trabéculaire	18.0 MPa (Compression - direction trabéculaire principale) 11.2 MPa (Compression - désalignement de la direction trabéculaire principale)
Turner et al. (2001)	Cortical	133.0 MPa (tension - direction longitudinale) 51.0 MPa (tension - direction transversale) 193.0 MPa (compression - direction longitudinale) 133.0 MPa (compression - direction transversale)

Il est tranché que le pire scénario serait évalué pour chacun des groupes osseux puisqu'il est difficile d'évaluer précisément la direction où est générée la contrainte principale (maximale ou minimale) calculée pour chacun des noeuds du modèle. Ainsi, une contrainte ultime de 11.2 MPa est conséquemment retenue au niveau trabéculaire et des valeurs de 51 et 133 MPa sont employées en regard à la tension et la compression de l'os cortical respectivement. Puisque les données trabéculaires ne concernent que la compression, il est assumé que l'asymétrie tension/compression de la résistance osseuse se chiffre à 0.62 (Bayraktar et al., 2004), menant à une contrainte ultime en tension équivalente à 6.9 MPa.

Le fémur intact présente globalement, sur le plan trabéculaire, une contrainte culminant à 7.54 MPa en compression et 3.86 MPa en tension pour un RF de 67% et 56% respectivement. Le tissu cortical est naturellement davantage sollicité avec des sommets de 26.15 et 13.35 MPa en compression et en tension, menant à des RF respectifs de 20% et 26%. Ces extrémums sont toutefois localisés plutôt en distal et sont relativement loin des valeurs enregistrées dans la tête et le col fémoral.

4.1.1 Le positionnement

Après vérification au sein des six coupes, il est noté que la coupe 6 révèle une variation importante de la concentration de la contrainte minimale (compression) dans la portion de la masse osseuse trabéculaire située près de la jante de la prothèse en supérieur-latéral. Ces valeurs sont pour certaines configurations relativement élevées dans une zone où l'os est normalement peu sollicité en regard du fémur intact, ce qui justifie l'investigation. D'un point de vue plus macroscopique, la contrainte entourant cette zone connaît globalement une hausse du degré de sollicitation après implantation comme en témoigne les distributions obtenues.

La valeur maximale est recherchée pour chacune des configurations à la tranche étudiée au moyen d'une sonde de contrainte destinée à connaître précisément la valeur de l'effort en un point donné. Ce dernier se doit d'être adjacent à la limite supérieure du tissu trabéculaire et le plus près possible de la jante afin de pouvoir comparer les cas selon un critère de localisation commun. La courbe traçant la tendance de ces résultats est présentée dans le graphique de la figure 4.2. Une inclinaison négative signifie un positionnement varus. Les résultats détaillés de chacune des configurations pour cette même coupe accompagnés de la localisation anatomique des valeurs maximales propres à chacune d'elle sont disponibles à l'annexe V.

De façon générale, la présence de l'implant a pour effet d'augmenter la sollicitation du tissu trabéculaire dans la zone étudiée. La courbe démontre que le RF tend à évoluer avec

l'angulation valgus selon une relation inverse, ce qui a pour effet de diminuer cette sollicitation maximale pour la ramener plus au seuil constaté au niveau intact.

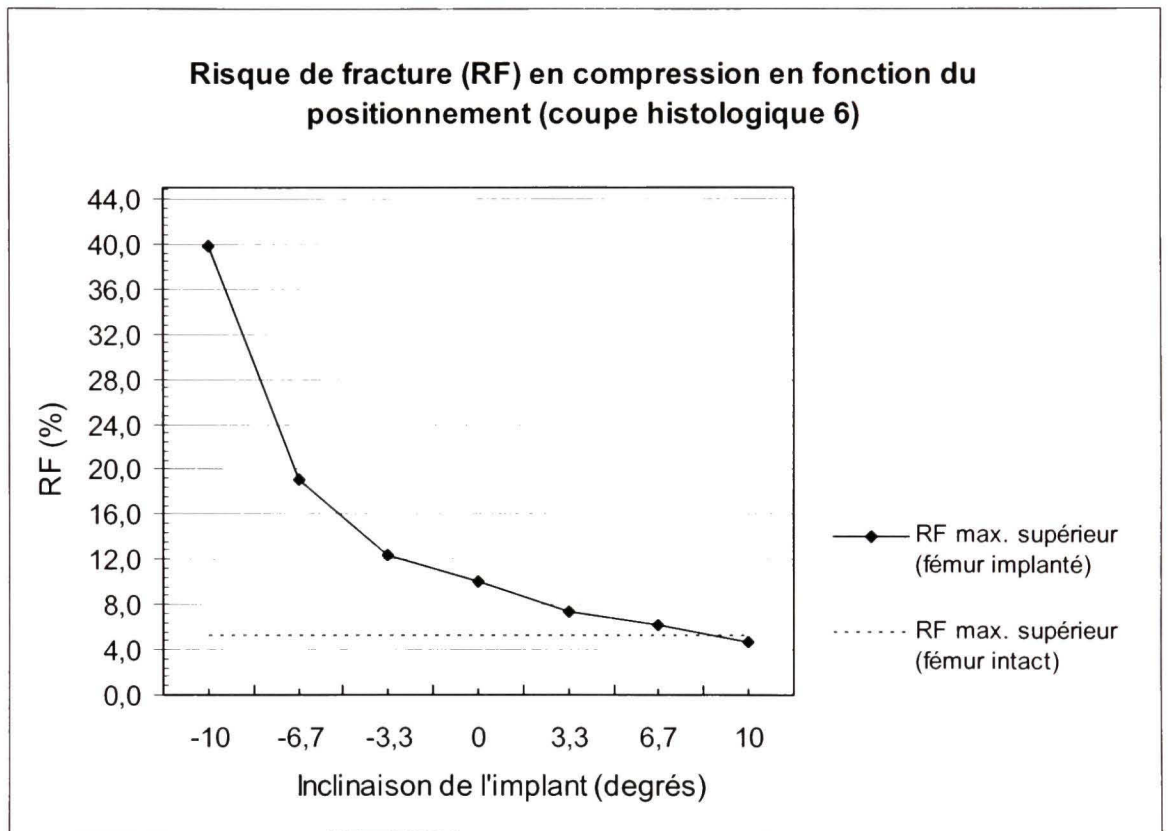


Figure 4.2 Risque de fracture (RF) en compression en fonction du positionnement.

Par ailleurs, il est remarqué que la contrainte maximale (tension) connaît un maximum dans la portion très supérieure de la coupe 3 au niveau cortical. Cette valeur, en moyenne de 5.9 MPa (RF = 11.6%), ne varie que légèrement d'une configuration à l'autre (+/- 0.6 %) et est à l'image de l'état intact du fémur (RF = 11.0%). Une tendance à l'augmentation de la contrainte maximale est tout de même perçue avec l'accroissement de l'inclinaison valgus pour cette région en particulier. Rien de significatif n'est à signaler en consultant les autres coupes investiguées relativement à l'étude du positionnement en matière de RF.

4.1.2 L'interdigitation

Sur le plan de l'interdigitation, la coupe 2 se révèle riche en information dans les parties supérieure et inférieure lorsqu'on compare les configurations entre elles. En effet, elle présente des différences significatives en compression au niveau du tissu cortical. Cette région, correspondant à la jonction tête-col, est une zone potentielle d'initiation de fracture du col fémoral. La configuration de cimentation 0.75 mm est ici utilisée à titre de pénétration nulle en tirant profit du fait que les paramètres relatifs au positionnement et à la cimentation sont les mêmes qu'au niveau des configurations d'interdigitation. Les résultats détaillés sont disponibles à l'Annexe VI. La figure 4.3 montre le tracé.

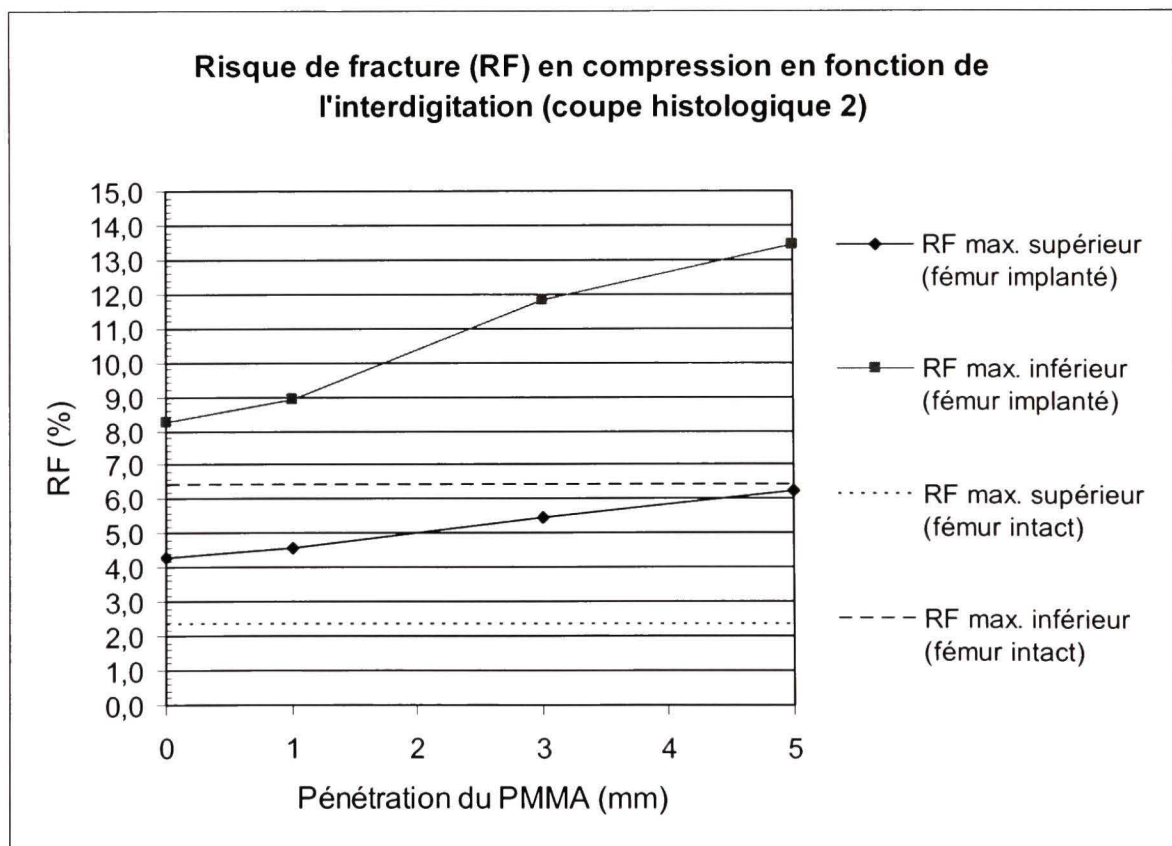


Figure 4.3 Risque de fracture (RF) en compression en fonction de l'interdigitation.

Tout comme pour le cas du positionnement, toutes les configurations présentent ici un RF plus élevé que le seuil établi par la référence intacte. La tendance montre que le RF accroît de façon apparemment linéaire avec l'augmentation de la pénétration du PMMA dans le tissu trabéculaire. L'effet au niveau inférieur se voit davantage prononcé, alors que le RF connaît une augmentation d'environ 5% entre les configurations 1 et 5 mm.

Globalement, l'effet structural de l'interdigitation est local à la tête fémorale et à la portion très proximale du col. Les écarts de contraintes se voient rapidement dissipés autant en tension qu'en compression en se déplaçant en distal, pour retrouver la distribution obtenue en l'absence d'interdigitation dès la coupe 3.

4.1.3 La cimentation

Rien en lien à la variation de l'épaisseur de cimentation ne semble avoir un effet sur la variation du RF en comparant les trois configurations à l'étude et ce pour l'ensemble des coupes. Varier l'épaisseur de cimentation n'a généralement que très peu, voire pas d'effet sur les contraintes maximales perçues autant en tension qu'en compression.

4.2 Évaluation du stress shielding

Une seconde vérification consiste à examiner le degré de perte de sollicitation mécanique dû à la déviation de la contrainte (stress shielding) qu'entraîne l'ARH sur chacune des configurations à l'étude. Il a été vu qu'une diminution de la sollicitation peut entraîner une ostéopénie qui se caractérise par une diminution de la densité osseuse. Seule la coupe 6 est exposée ici puisqu'elle présente un portrait global de la situation dans le plan coronal, de proximal à distal. Ceci n'empêche pas toutefois la consultation des autres coupes afin de tirer des conclusions quant à la distribution dans les directions antérieure et postérieure.

4.2.1 Le positionnement

D'entre toutes les configurations de positionnement, seules les orientations à $\pm 10^\circ$ sont affichées afin d'apprécier au maximum la différence entre les extrêmes varus et valgus. Le positionnement neutre agit en tant que comparatif intermédiaire. La distribution selon la contrainte principale minimale est dans un premier temps présentée (figure 4.4) puisque la compression est de loin l'effort le plus influant dans le fémur proximal. La distribution selon la contrainte équivalente (figure 4.5) reflète ensuite l'état de la sollicitation générale du fémur, englobant l'implication des trois contraintes principales.

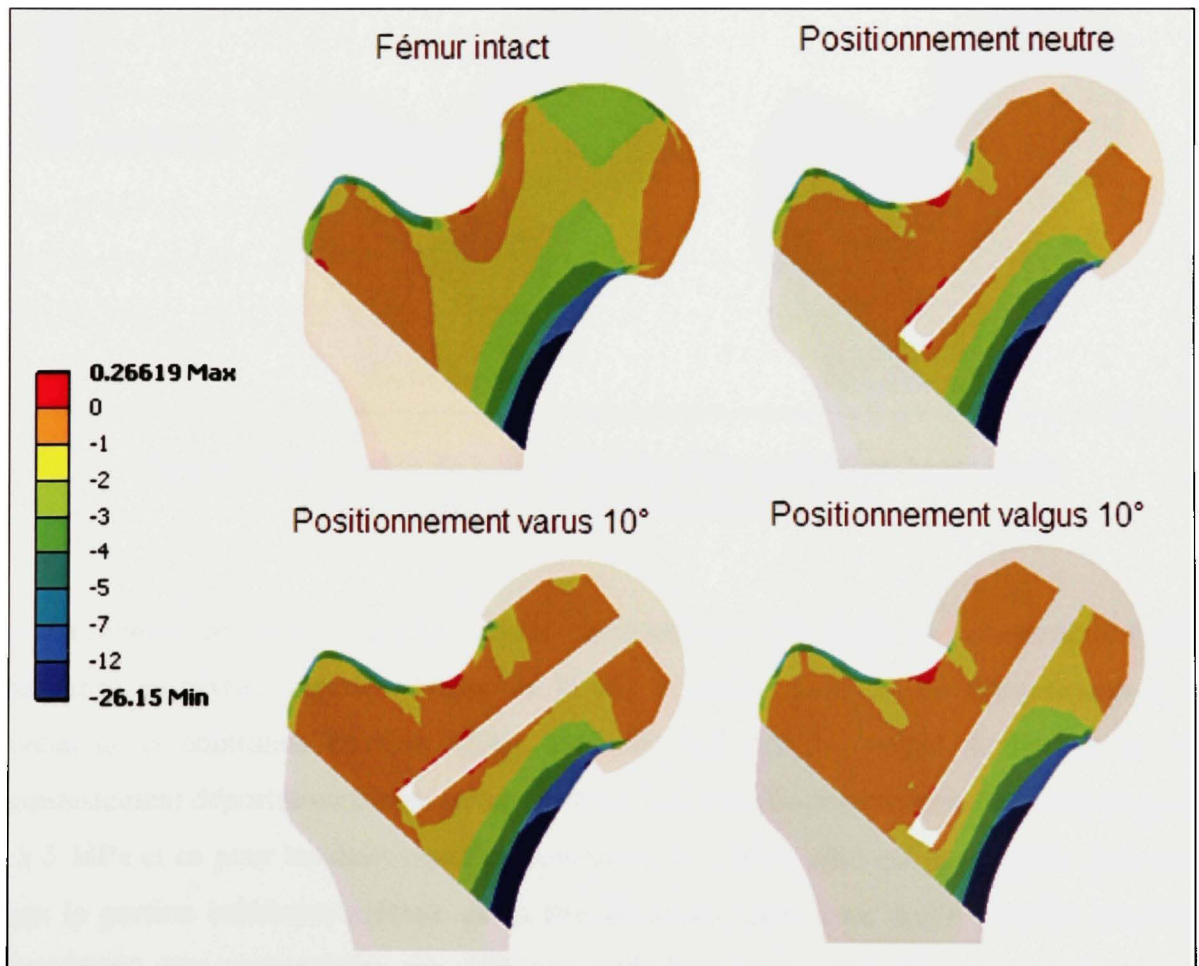


Figure 4.4 Variation de la distribution de la contrainte principale minimale selon le degré d'inclinaison de l'implant.

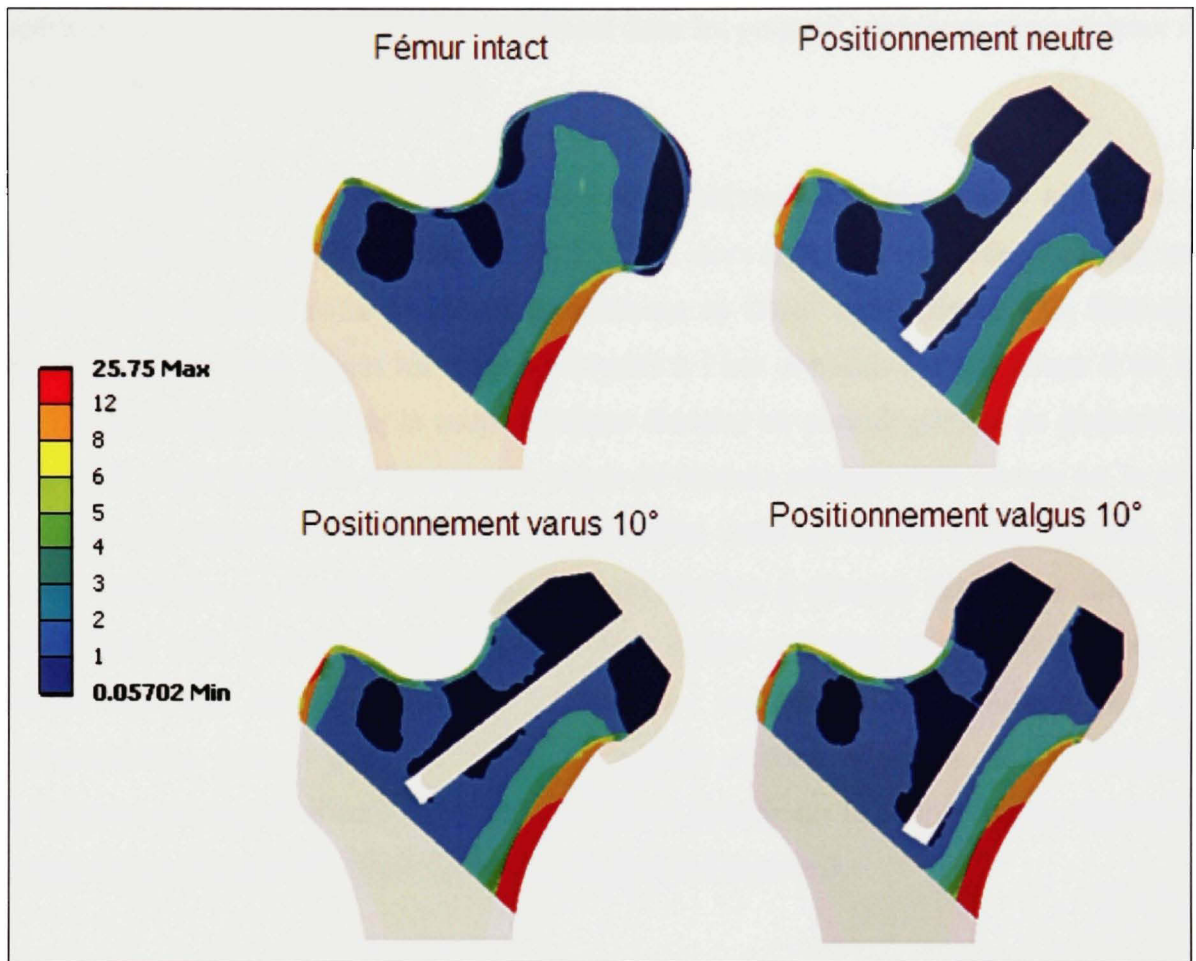


Figure 4.5 Variation de la distribution de la contrainte équivalente selon le degré d'inclinaison de l'implant.

La distribution de l'effort calculée illustre clairement une déviation de la contrainte (stress shielding) au niveau supérieur-latéral de la tête fémorale, à la fois en compression et au niveau de la contrainte de Von Mises. En effet, une grande portion de l'effort se voit manifestement déportée en distal, créant un déficit de sollicitation compris dans une plage de 1 à 3 MPa et ce pour les deux types de contrainte. Le même effet est perceptible également dans la portion inférieure-médiale de la tête fémorale, mais à un degré moindre toutefois considérant que cette région est déjà peu sollicitée avant implantation pour le cas de chargement statique évalué. Ce phénomène se voit diminuer plus le positionnement converge en valgus, constat davantage apparent en compression. Ce stress shielding, autant en

supérieur qu'en inférieur, est également détecté dans les portions antérieure et postérieure de la tête fémorale à en croire la coupe 1.

Autre observation intéressante, la contrainte tend à diminuer dans les portions supérieure et inférieure tout le long du forage dans le col fémoral, alors qu'à l'inverse celle-ci connaît une croissance en antérieur et en postérieur en référence au fémur intact (figure 4.6). Bien que ceci soit apparent dans toutes les coupes normales à l'axe cervical, seule la coupe 3 est ici investiguée puisqu'il s'agit de la coupe médiane donnant un portrait général du phénomène observé. Il s'agit également d'une zone à risque de fracture puisque cette section est la plus étroite du col fémoral. Afin de vérifier la variabilité entre les cas de positionnement, les valeurs localisées en bordure du forage et correspondant à chacune des quatre directions anatomiques sont extraites et comparées à leur valeur analogue avant implantation. Le tableau 4.2 fait état des variations constatées. L'erreur relative indique le taux d'augmentation (valeur positive) ou de diminution (valeur négative) de la contrainte équivalente par rapport à celle enregistrée au même endroit sur la coupe intacte, dépourvue de tout forage (figure 4.7). Les détails sont présentés à l'annexe 3.

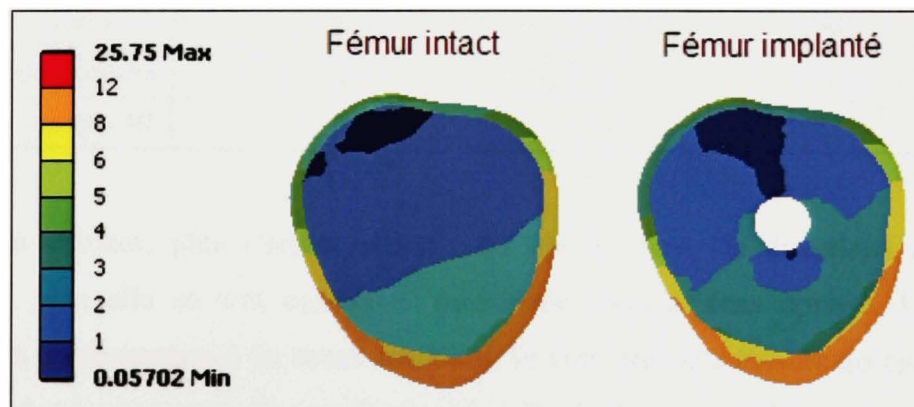


Figure 4.6 Déséquilibre de la contrainte équivalente en périphérie du forage dans le col fémoral.

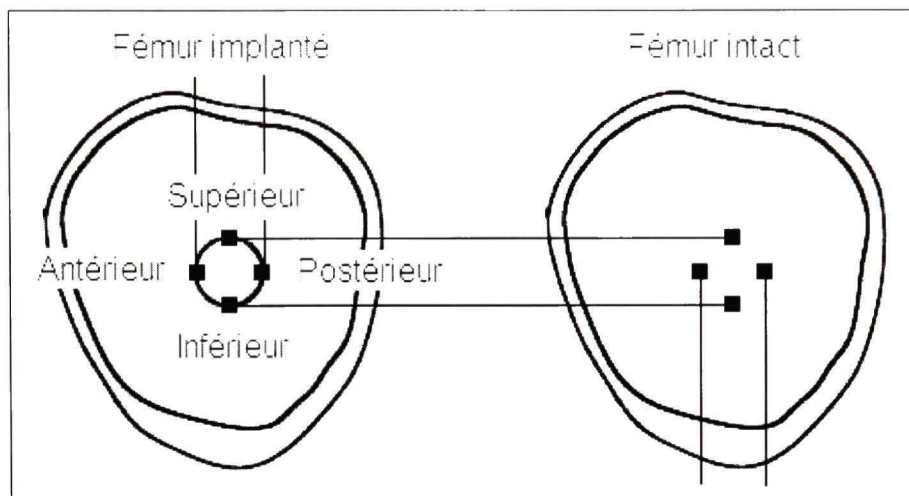


Figure 4.7 Comparaison des contraintes équivalentes en périphérie du forage avec celles perçues sur le fémur intact pour la coupe 3.

Tableau 4.2

Erreur relative des contraintes équivalentes en périphérie du forage du col fémoral par rapport au fémur intact pour la coupe 3

Configuration	Erreur relative en supérieur	Erreur relative en inférieur	Erreur relative en antérieur	Erreur relative en postérieur
Varus 10°	-0.40	-0.38	0.86	0.82
Positionnement neutre	-0.33	-0.23	0.72	0.73
Valgus 10°	-0.25	-0.14	0.31	0.30

D'après ces chiffres, plus l'erreur relative est élevée dans les directions antérieure et postérieure, plus elle se voit également prononcée dans le sens opposé. L'effet de ce déséquilibre, s'apparentant à du stress shielding, se voit atténué à mesure qu'on converge en valgus. Cet écart est marqué d'une réduction de 15% de l'erreur relative en supérieur et 24% en inférieur en comparant les deux cas extrêmes. Par la même occasion, la concentration de contraintes observée en antérieur et postérieur peut être traduite par une augmentation du RF dans ces zones en particulier. Une consultation auprès des contraintes principales en compression révèle une augmentation du RF de 13.3%, 10.1% et 5.3% pour les positionnements varus, anatomique et valgus respectivement par rapport à la valeur calculée

pour le cas intact. Ces valeurs sont moyennées pour les deux régions ciblées dont l'écart est minimale. Les données brutes sont disponibles à l'annexe VIII.

4.2.2 L'interdigitation

Il n'y a à toute fin pratique rien à signaler relativement à la variation de la profondeur d'interdigitation, sinon que la masse correspondant au composite ciment-os se voit très peu sollicitée comparativement aux matériaux environnants (figures 4.8 et 4.9). Autrement les trois configurations sont à l'image de ce qui a déjà été rapporté par rapport au positionnement, soit dans les mêmes plages de valeur pour un positionnement à 5° valgus.

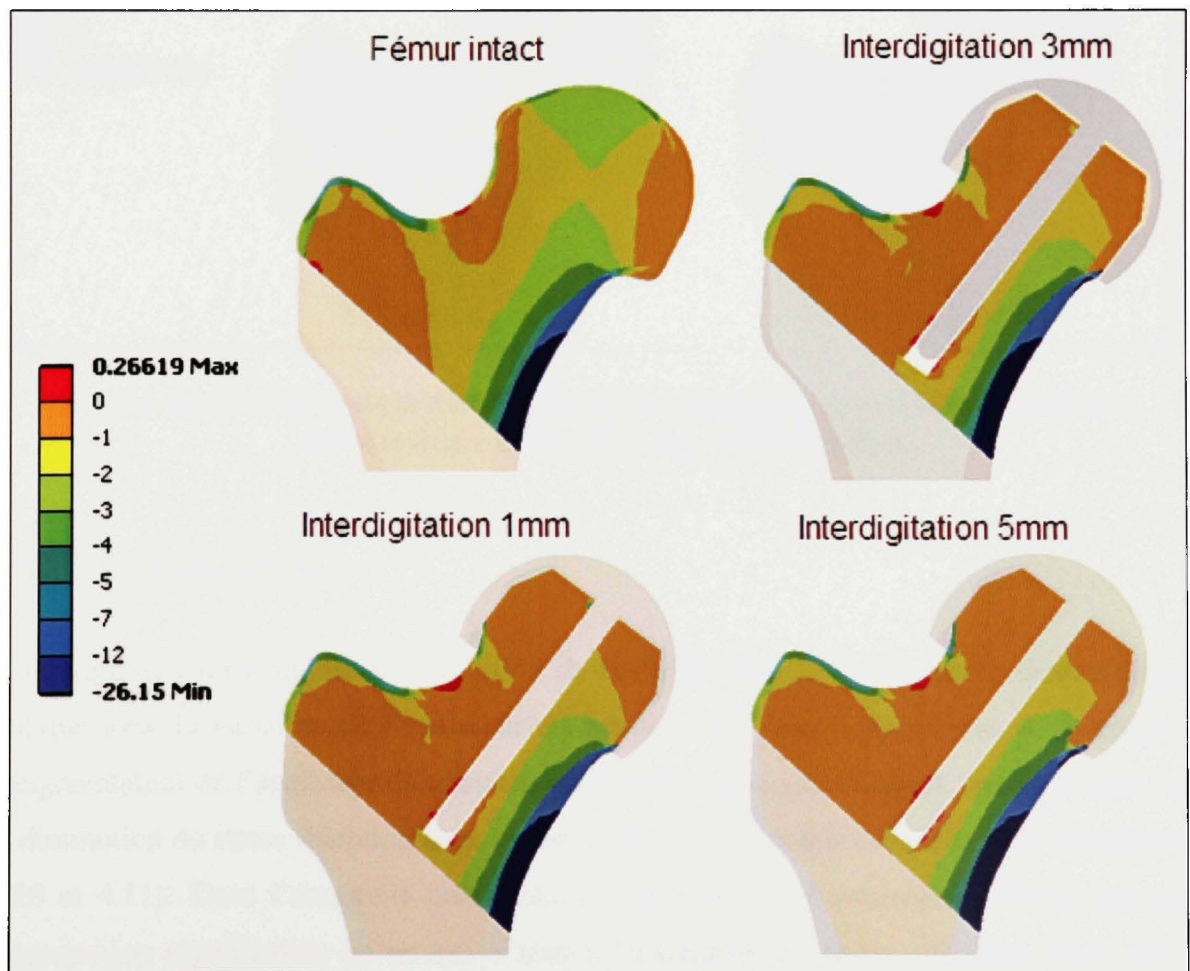


Figure 4.8 Variation de la distribution de la contrainte principale minimale selon le degré d'interdigitation de l'implant.

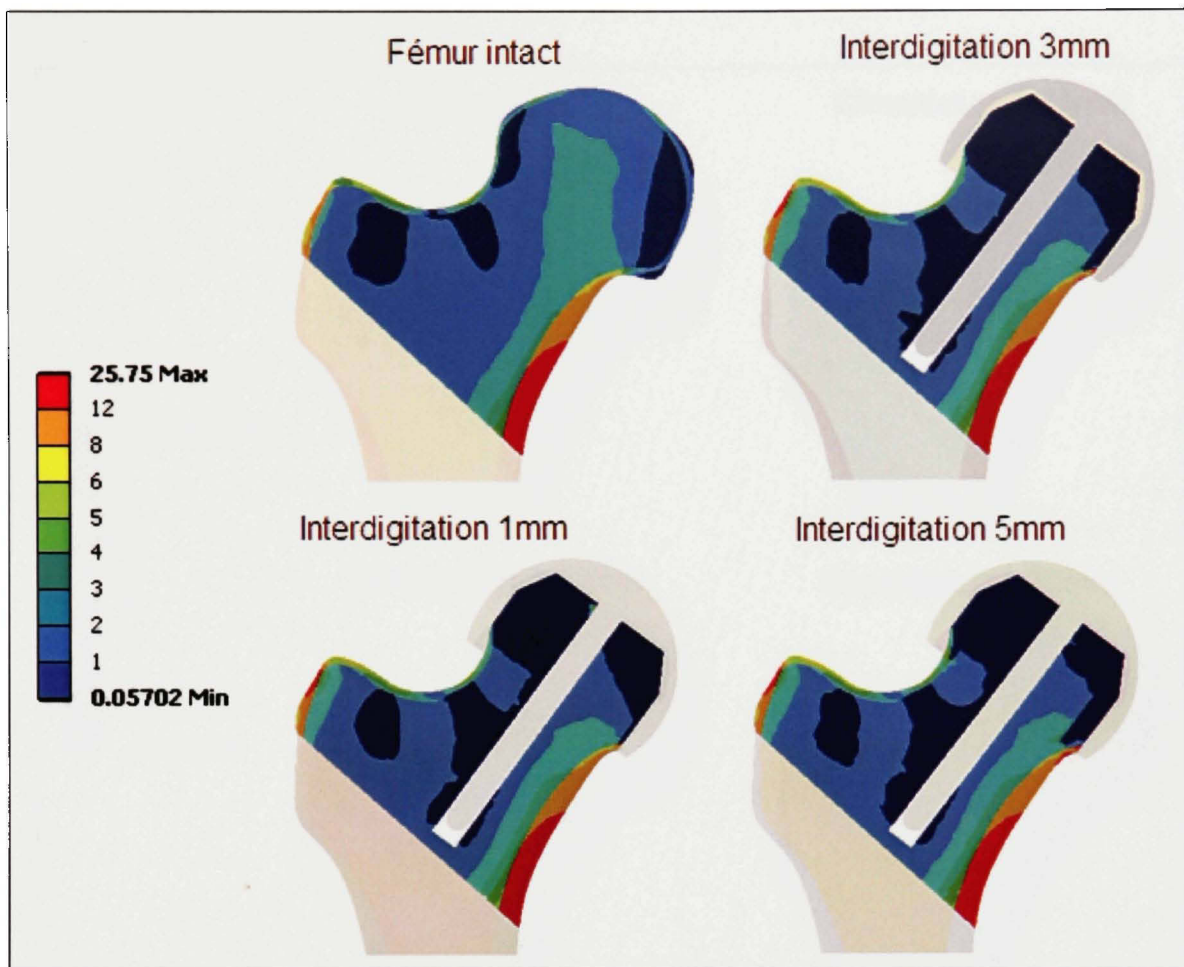


Figure 4.9 Variation de la distribution de la contrainte principale équivalente selon le degré d'interdigitation de l'implant.

4.2.3 La cimentation

À l'image de l'interdigitation, l'évolution de la distribution de la contrainte demeure quasi statique avec la variation de l'épaisseur du manteau de ciment. Au niveau de la coupe 6, l'augmentation de l'épaisseur du manteau de ciment a un certain impact, quoique faible, sur la diminution du stress shielding dans la partie inférieure-médiale de la tête fémorale (figures 4.10 et 4.11). Dans l'ensemble cependant, la variation de ce paramètre semble être sans répercussion significative en ce qui a trait à l'évolution du stress shielding dans tout le modèle.

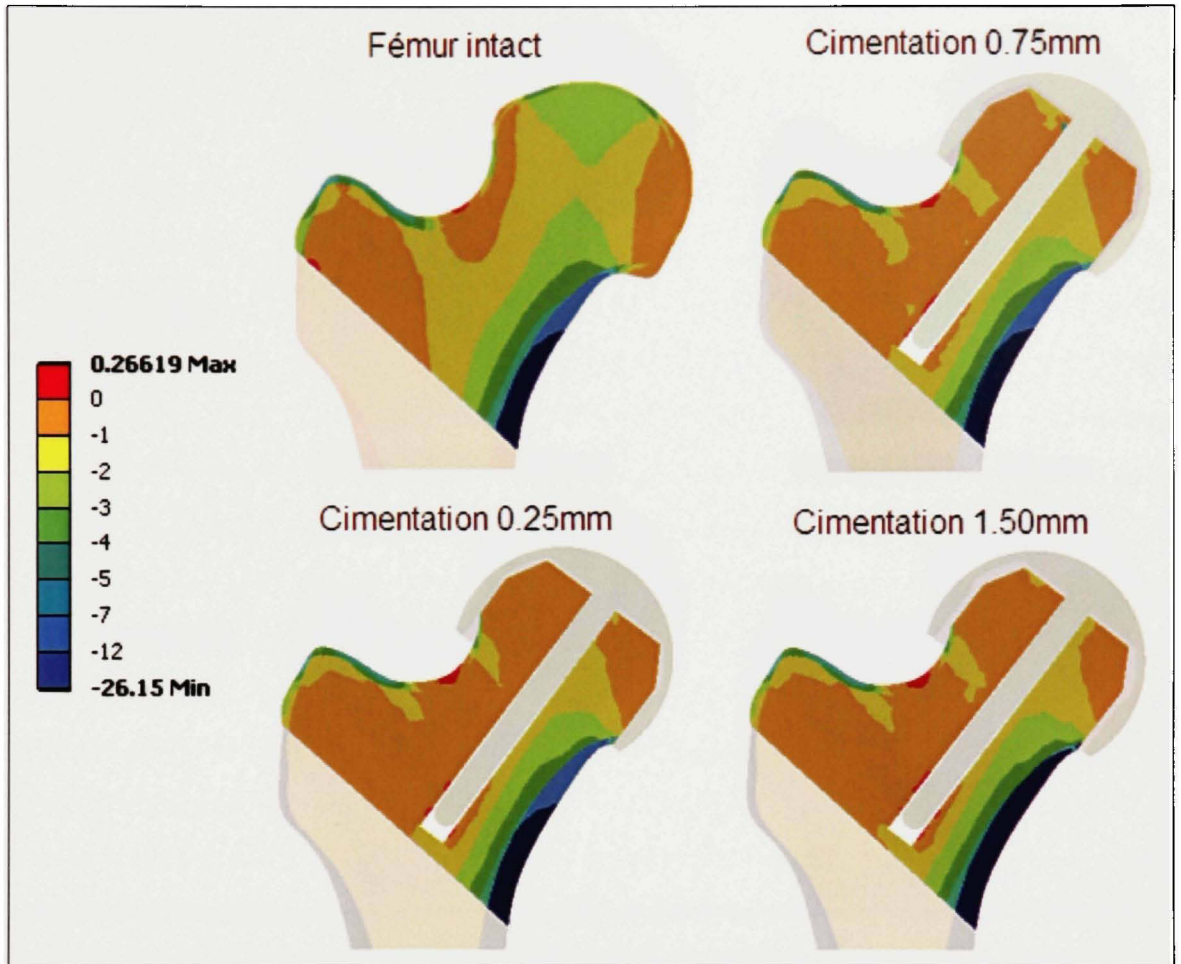


Figure 4.10 Variation de la distribution de la contrainte principale minimale selon le degré de cimentation de l'implant.

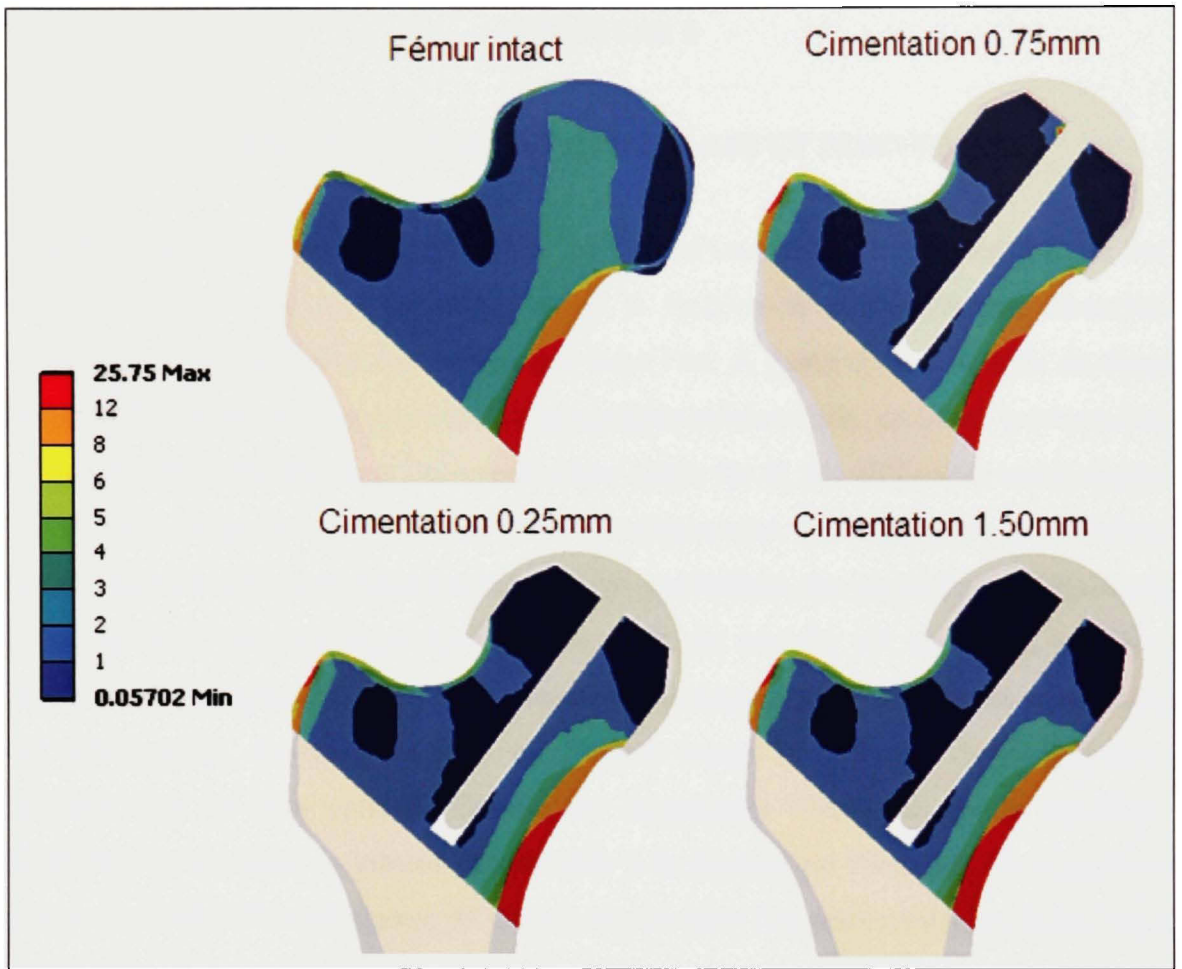


Figure 4.11 Variation de la distribution de la contrainte principale équivalente selon le degré de cimentation de l'implant.

CHAPITRE 5

INTERPRÉTATION DES RÉSULTATS ET DISCUSSION

L'analyse numérique de la représentation virtuelle d'une ARH est réalisée dans le but de vérifier l'influence du positionnement et de la fixation de la composante fémorale de l'implant sur la distribution des contraintes dans l'os. À partir d'un ensemble de données radiographiques issues d'un procédé de tomographie axiale sériée, un fémur personnalisé est reconstruit puis assemblé dans l'environnement CAO. De là, les différentes composantes de l'ARH sont intégrées pour former l'état postopératoire. Un système de coordonnées personnalisé est créé pour répondre aux besoins particuliers des paramètres d'implantation. Un chargement physiologique basé sur le cycle de marche est considéré en plus de l'attribution hétérogène des propriétés mécaniques au tissu osseux. Différentes configurations sont développées, reproduisant dans un premier temps la variation de l'angulation de l'implant dans le plan coronal. Ensuite est investiguée l'influence de la variation de l'épaisseur du manteau de ciment osseux utile à la fixation de l'implant. Un dernier volet consiste à simuler l'interdigitation du ciment osseux dans l'os trabéculaire sur lequel celui-ci repose selon diverses profondeurs de pénétration.

L'analyse fait tout d'abord état d'un potentiel de risque de fracture de l'os trabéculaire dans la région supérieure-latérale de la tête fémorale près de la jante de la prothèse. Ce risque va en décroissant jusqu'à l'atteinte de l'inclinaison valgus maximale. Il faut savoir que ce même comportement est autant perceptible dans la portion inférieure du fémur et démontre une plage de valeurs équivalente. À l'inverse toutefois, la courbe atteint un maximum en valgus 10° et décroît en varus selon une tendance similaire à ce qui a été constaté en supérieur. Il est néanmoins jugé plus prudent de ne pas trop s'avancer sur cette variation en dépit du fait qu'il ne s'agit pas d'une concentration de contraintes locale comme il en est le cas dans l'autre situation. En effet, les valeurs sondées en inférieur sont rattachées à une masse osseuse déjà fortement chargée au niveau intact, tandis qu'en supérieur l'effort enregistré est relativement élevé dans une région normalement à très faible sollicitation (pour le chargement statique

évalué). Ceci dit, un risque de fracture grandissant en inférieur doit tout de même être associé à un positionnement plus valgus. En support à ces résultats, Radcliffe et al. (Radcliffe et Taylor, 2007b) soutiennent la même conclusion à savoir que la partie supérieure du col est davantage sollicitée en varus alors qu'elle l'est plutôt en inférieur pour une orientation valgus.

Il s'avère également pertinent de mentionner le détachement notable de la contrainte maximum en compression relative au positionnement 10° varus par rapport aux autres valeurs enregistrées. Ce comportement est dû au fait que l'extrémité distale de la jante de l'implant voit sa charge transférée directement au tissu trabéculaire, alors qu'au niveau des autres configurations le cortex agit comme un bouclier en absorbant et déviant une partie de l'effort transmis (figure 4.8). Il est ainsi constaté que la jante de la prothèse, si appuyée directement sur le tissu trabéculaire, accentue de façon significative le RF dans la partie supérieure-latérale de la jonction tête-col.

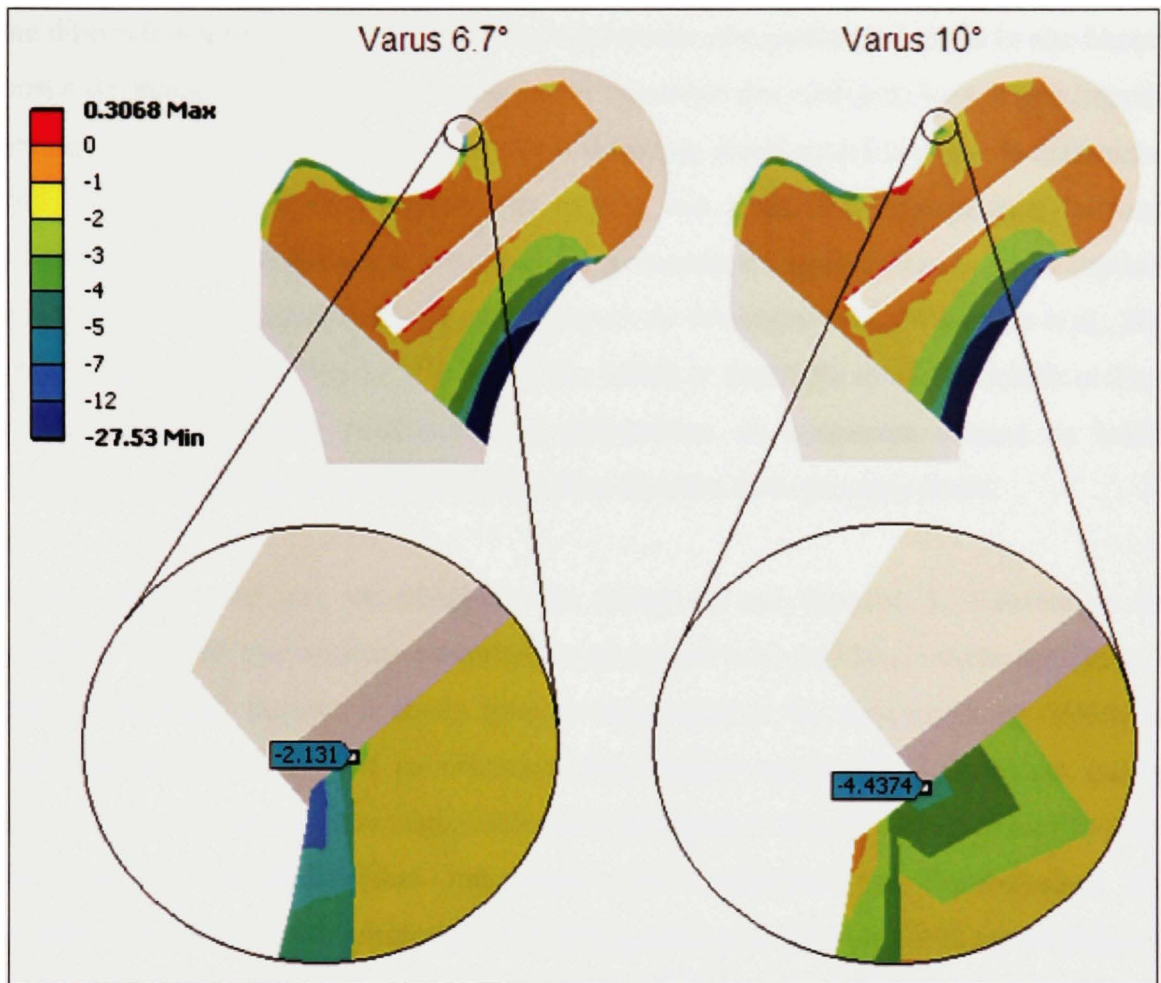


Figure 5.1 Passage de l'appui de la jante de la prothèse du cortex vers l'os trabéculaire.

Ensuite, le RF de l'os cortical à jonction tête-col semble s'amplifier plus l'interdigitation est profonde dans le tissu trabéculaire. Pour expliquer ce comportement, il peut être supposé que la différence de rigidité de la coquille de l'implant et du ciment osseux par rapport au composite ciment-os (CCO) est telle qu'une grande partie de l'effort se voit transmise directement en distal. Plus l'interdigitation se fait importante, moins il y a de transfert de charge au tissu trabéculaire sous le composite et donc plus la coquille de l'implant absorbe la contrainte. Le CCO agit alors comme un véritable isolant mécanique dont l'efficacité s'accroît avec son épaisseur. Cette réaction de stress shielding se solde conséquemment par la surcharge plus ou moins prononcée du cortex localisé près de la jante de l'implant, ce qui expliquerait la variation locale du RF.

Une diminution globale de la contrainte est également enregistrée dans toute la tête fémorale, constat davantage apparent en proximal pour l'ensemble des configurations et peu importe le paramètre évalué. Encore une fois, ce stress shielding serait occasionné par la différence de rigidité de la coquille de l'implant par rapport aux matériaux sous-jacents, limitant la sollicitation du tissu trabéculaire concerné. Ce phénomène, rapporté dans la partie supérieure de la tête fémorale, concorde avec les conclusions de Watanabe et al. (Watanabe et al., 2000), Taylor (Taylor, 2006), Ong et al. (Ong et al., 2006) et Radcliffe et al. (Radcliffe et Taylor, 2007b). Pour la dernière mentionnée, le phénomène est également détecté en inférieur comme le supposent les observations faites dans le cadre de la présente étude.

De plus, il est noté que, en périphérie du forage du col fémoral, la distribution de la contrainte connaît une sérieuse perturbation en regard à la condition intacte du fémur. Les résultats recueillis portent à croire que la concentration de contraintes en antérieur et postérieur fait dévier l'effort au détriment des régions supérieure et inférieure qui elles éprouvent une diminution non négligeable de la sollicitation. Ceci vient soulever l'hypothèse selon laquelle un déséquilibre mécanique serait engendré par l'introduction d'une discontinuité géométrique, conséquence du forage pratiqué pour recevoir la tige d'alignement de l'implant. Éventuellement, la réduction de la contrainte pourrait provoquer une baisse de la densité du tissu dans les régions concernées dû à la perte de stimuli mécanique. L'os en supérieur et inférieur ainsi affaiblit, ceci pourrait conséquemment contraindre la masse osseuse en antérieur et postérieur à encaisser davantage d'effort, augmentant le risque de fracture et donc empirant la situation déjà non physiologique. Il s'agit donc d'un cercle vicieux. Radcliffe et Taylor (Radcliffe et Taylor, 2007b) rapportent aussi une augmentation de l'effort le long du forage dans le col sans toutefois révéler s'il y a amélioration de la situation suivant un positionnement valgus tel qu'est démontré ici.

Finalement, aucun résultat significatif ne peut être soutiré de la variation de l'épaisseur de cimentation, autant au niveau du RF que du stress shielding. La raison est bien simple. En effet, le module d'élasticité du ciment osseux, établi à 2.1 GPa, est dans le même ordre de grandeur que celui assigné au tissu trabéculaire, compris dans une plage de 1.9 à 4.3 GPa.

Ceci va dans le même sens que les résultats exposés par Taylor (Taylor, 2006) qui abouti à la même conclusion. Seul Radcliffe et Taylor (Radcliffe et Taylor, 2007a) rapportent un changement significatif, à l'effet que la sollicitation du fémur proximal tend à réduire dans la tête fémorale et à croître dans le col en supérieur avec l'augmentation de l'épaisseur du manteau de ciment.

Dans un tout autre ordre d'idées, il faut tenir compte de plusieurs limitations pouvant potentiellement influencer le bilan des résultats présentés jusqu'ici. Celles-ci présentent une contribution plus ou moins importante sur le degré de fiabilité des résultats dérivés de la simulation par rapport au réel comportement clinique.

D'abord, l'information radiographique à la source de la reconstruction fémorale provient d'un patient distinct qui comporte des attributs morphologiques et une qualité osseuse propres et uniques à celui-ci. L'âge, le sexe et l'état de santé du sujet exploité peuvent notamment influencer sur ces éléments dont la variabilité peut s'avérer importante d'un cas à l'autre. Les résultats dérivés de l'analyse numérique ne sont alors exacts que pour ce patient spécifique. Des paramètres d'analyse identiques appliqués à un tout autre individu offriraient inévitablement des résultats différents. Malgré cela, ces possibles écarts inter spécimens ne signifient pas que les résultats ne sont forcément pas valables en dehors du cas étudié. Il faut seulement être conscientisé au fait qu'un examen fait à partir d'un organe personnalisé ne peut être tout à fait à l'image de la réaction mécanique manifestée par l'ensemble de la population.

Deuxièmement, le modèle EF développé est une idéalisation du cas clinique de l'ARH. En effet, le manteau de ciment et la strate de CCO sont modélisés selon une épaisseur constante et dont la terminaison distale suit nettement la ligne décrite par la jante de la prothèse. D'un point de vue clinique, l'agencement du PMMA ne s'avère pas aussi parfaitement reproduit de par la nature fluide du polymère lors de son application. En effet, la distribution du ciment infiltrant l'os trabéculaire est un paramètre difficilement contrôlable dû à la porosité variable du tissu qui a une certaine incidence sur le degré de résistance au passage du ciment. De plus,

la pression à laquelle le ciment est appliqué n'est pas garantie être uniforme sur l'ensemble de la surface osseuse réséquée. Ces facteurs d'ordre aléatoire affectent la disposition du ciment localement dans la tête fémorale, rendant difficile de maîtriser cliniquement ce paramètre avec précision. De plus, d'autres impondérables cliniques, tel l'encochage accidentel du col fémoral lors de la phase de résection osseuse ou encore la présence de kystes dans la tête fémorale ne sont pas intégrés à l'analyse et peuvent également présenter un apport non négligeable sur l'issue des résultats.

Toujours en lien avec la fixation, une autre interrogation concerne le comportement mécanique du CCO dont la faiblesse de rigidité par rapport aux deux matériaux qui le composent est considérable. Pour expliquer ce phénomène, il serait possible d'avancer la thèse selon laquelle le vide créé par le rétrécissement du PMMA lors de sa polymérisation en serait responsable. En effet, une telle augmentation du potentiel de déformation entre les parties mènerait conséquemment à une réduction de la rigidité apparente du composite. La qualité osseuse peut cependant avoir un impact sur ce paramètre en supposant que la fraction volumique d'os trabéculaire joue un rôle en lien avec le module d'élasticité. Cette caractéristique demeure toutefois inconnue des spécimens osseux dont font usage (Mann et al. 2008) et pourrait donc s'avérer un biais dans l'éventualité où l'écart avec le présent sujet serait significatif.

L'on doit aussi garder en vue qu'il s'agit d'une analyse structurale en statique soumise à des efforts à amplitude et orientation fixes. Ces chargements sont déterminés en référence à l'instant précis du cycle de marche où la résultante articulaire est maximale. L'évaluation de la contrainte à un stade différent du cycle offrirait très certainement une distribution autre que celle constatée ici, modifiant l'interprétation des données. En addition, la diversité des activités pratiquées au quotidien implique une très grande variété de mouvements agissant de différentes façons sur le patron de chargement et de déformation du fémur (e.g. montée des escaliers, transition assis-debout, course à pied, etc.). La fréquence de pratique de ces activités varie également d'une personne à l'autre, qu'elle soit plus ou moins active. Ainsi, le chargement statique mis à contribution correspond à un échantillon de l'activité humaine

globale qui est dynamique et variable. C'est sans compter que d'entre tous les muscles de la cuisse et de la hanche, seul le groupe abducteur est considéré alors que plusieurs autres exercent une certaine traction sur le fémur. Néanmoins, une analyse numérique oblige la simplification des perturbations externes, soit en intégrant uniquement les éléments du système jugés ayant le plus d'incidence sur la fidélité de la simulation dans la région d'intérêt par rapport au cas réel.

Ensuite, l'étude ne tient pas compte des facteurs biologiques tels que l'ostéonécrose chimique ou thermique. Celles-ci sont attribuables respectivement à la propagation de monomère toxique non polymérisé dans le tissu vivant ainsi qu'à l'augmentation excessive de la température lors de la réaction de polymérisation du PMMA. Ces effets néfastes peuvent endommager le tissu au niveau de la tête fémorale, phénomène pouvant potentiellement nuire à l'intégrité de la fixation. En second lieu, une membrane allant de quelques microns à quelques millimètres d'épaisseur et constituée principalement de macrophages, de cellules géantes et de débris de PMMA peut se former à l'interface entre le ciment et l'os. Cette membrane vient gêner la cohésion entre les parties en jeu et menacer la stabilité mécanique de l'implant (Campbell et al., 2006). Finalement, les ions métalliques générés par l'usure et propagés dans l'organisme peuvent potentiellement provoquer une inflammation tissulaire aux environs de l'implant, modifiant les propriétés mécaniques osseuses. Bref, les analyses numériques ne peuvent que simuler l'état inerte d'un matériau et ne sont donc pas sensibles à l'évolution biologique d'un système de tissus vivants comme le fémur.

Dans le même sens, les résultats présentés font uniquement état de la situation de l'ARH dans un contexte postopératoire à très court terme. En effet, la nouvelle distribution de la contrainte due à la restructuration de tout le système articulaire a un apport direct sur l'évolution de la densité de l'os qui se trouve stimulé différemment. Seul un modèle d'analyse intégrant le concept de remodelage osseux, par un processus d'itérations successives par exemple, pourrait prédire de façon juste la situation à plus long terme. De plus, les mécanismes de fatigue peuvent également contribuer à l'affaiblissement de la

structure osseuse après l'application d'un très grand nombre de cycles de marche. Effectivement, la formation de microfissures peut apparaître et s'aggraver au fil du temps, fragilisant la structure localement et augmentant le risque de fracture. L'analyse pour un seul cycle ne peut offrir d'information relativement à cet aspect.

En résumé, les résultats rapportés au terme de cette étude sont très intéressants du fait que la variation de certains paramètres a un effet parfois très important sur la réponse biomécanique au niveau du fémur proximal. Ils permettent de confirmer ou d'infirmer les conclusions des études analogues pour ainsi renforcer ou remettre en question certaines conceptions assumées au sein de la littérature. En addition, certains aspects non vérifiés ou négligés ailleurs sont ici investigués de sorte qu'une certaine valeur ajoutée vient contribuer à l'avancement des connaissances. Toutefois, ces résultats sont de portée relativement limitée puisqu'ils sont issus d'un cadre d'examen bien précis. Plusieurs facteurs difficilement mesurables et non intégrés à la présente analyse numérique pourraient présenter une certaine influence sur la nature des résultats, sans pour autant remettre en question la validité de ceux exposés jusqu'ici.

CONCLUSION

L'objectif de la présente étude réside en l'évaluation de l'effet du positionnement et de la fixation d'une prothèse de resurfaçage de la hanche sur la réponse biomécanique au niveau du fémur proximal. De l'acquisition des images médicales à partir d'un fémur personnalisé à la modélisation par éléments finis de ce dernier, la chaîne d'actions entreprises a conduit à déterminer la distribution des contraintes dans la masse osseuse concernée en fonction des variables étudiées. Ultiment, la technique chirurgicale de l'ARH pourra potentiellement connaître un certain progrès pour ainsi augmenter les probabilités de performer une intervention à succès.

Il est démontré qu'une tendance vers le positionnement varus encourage l'accroissement du risque de fracture près de la jante de la composante fémorale dans la portion supérieure-latérale de la tête fémorale. En effet, un positionnement varus excessif présente un risque allant jusqu'à près de huit fois ce qui est constaté à l'égard de la condition intacte. De la même façon, il est vérifié qu'une tendance à l'interdigitation profonde est relié à une augmentation du risque de fracture, quoique moins marquée, à la jonction tête-col en supérieur et en inférieur. Par ailleurs, un stress shielding important se manifeste dans la portion proximale de la tête fémorale pour toutes les configurations d'analyse, phénomène qui s'atténue légèrement avec un positionnement plus valgus. Un déséquilibre de la répartition des contraintes en périphérie du forage dans le col est de plus mis en évidence, alors qu'une fois de plus une amélioration significative est observée à l'avantage de l'orientation valgus. La variation de l'épaisseur du manteau de ciment semble avoir une influence négligeable sur les contraintes mesurées d'une configuration à l'autre.

En définitive, une vision d'ensemble des grandes lignes soulevées mène à retenir principalement que le positionnement valgus combiné à une interdigitation modérée sont les conditions que les cliniciens doivent rechercher pour favoriser une distribution des contraintes mécaniques se rapprochant le plus des conditions physiologiques existantes à l'état préopératoire.

RECOMMANDATIONS

L'aboutissement des présents travaux de recherche soulève plusieurs aspects de l'étude qui pourraient susciter un potentiel d'avancement futur afin d'approfondir davantage le sujet exploité ici. Les voici :

- Valider expérimentalement les analyses numériques développées dans le cadre de la présente étude.
- Développer un modèle EF de propriétés mécaniques orthotropiques au niveau cortical et trabéculaire afin de s'assurer de la légitimité de faire usage d'une approche isotropique.
- Vérifier le comportement mécanique en tenant compte du phénomène de remodelage osseux pour mesurer l'évolution de la densité à long terme.
- Considérer une croissance osseuse complète dans la région du forage dans le col fémoral en éliminant le jeu qui existe entre ce dernier et la tige de l'implant. En mesurer l'impact.
- Vérifier le degré de perturbation mécanique qu'entraîne l'entaille du col fémoral.
- Réaliser une analyse numérique thermique afin de mesurer la dissipation et l'intensité de la chaleur dégagée lors de la réaction de polymérisation du ciment osseux, notamment en ce qui a trait à la profondeur d'interdigitation. Intégrer par la suite l'effet de la nécrose thermique à l'analyse numérique structurale.
- Évaluer empiriquement le comportement mécanique du composite ciment-os au niveau de la tête fémorale avec des échantillons dont la qualité osseuse est connue afin d'attribuer une valeur de rigidité plus fiable au modèle EF.
- Pratiquer un essai en traction (pull-out test) au niveau de l'analyse numérique afin de mesurer le risque de descellement aseptique de la composante fémorale selon différentes profondeurs d'interdigitation.

ANNEXE I

LE SYSTÈME DE COORDONNÉES DE L'ISB

- L'origine coïncide avec le centre de rotation de la hanche, lui-même coïncident avec celui du système de coordonnées pelvien.
- L'axe y est la droite joignant le point médian entre les épicondyles fémoraux (médial et latéral) et l'origine, se dirigeant en supérieur.
- L'axe z est perpendiculaire à y et est inclus dans le plan défini par l'origine et les épicondyles fémoraux. Il pointe dans la direction médiale.
- L'axe x est orthogonal aux deux autres, dirigé antérieurement selon la règle de la main droite.

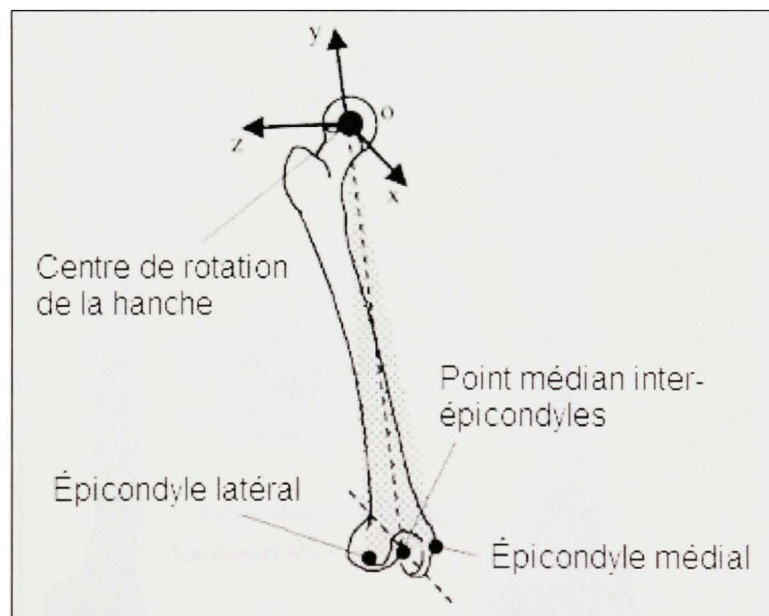


Figure 1 Système de coordonnées fémoral proposé par l'ISB.
Adapté de (Baker, 2003)

ANNEXE II

LE SYSTÈME DE COORDONNÉES DE BERGMANN ET AL.

- L'origine est localisée au centre de la tête fémorale.
- L'axe x se trouve parallèle à ce plan et inclus dans le plan transversal du fémur pointant dans la direction médiale.
- L'axe y est dans le même plan mais pointe dans la direction antérieure.
- L'axe z est normal aux deux autres et pointe alors dans la direction supérieure.

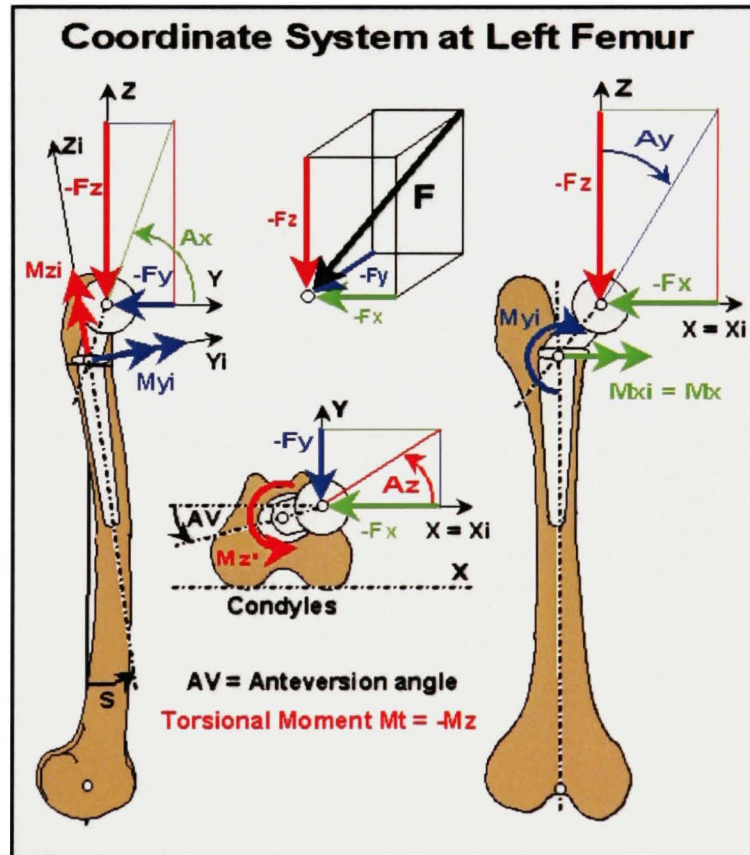


Figure 2 Système de coordonnées de Bergmann et al.
Tiré de (Bergmann et al., 2001)

ANNEXE III

POINTS D'INSERTION DES MUSCLES ABDUCTEURS DANS *ANYBODY*

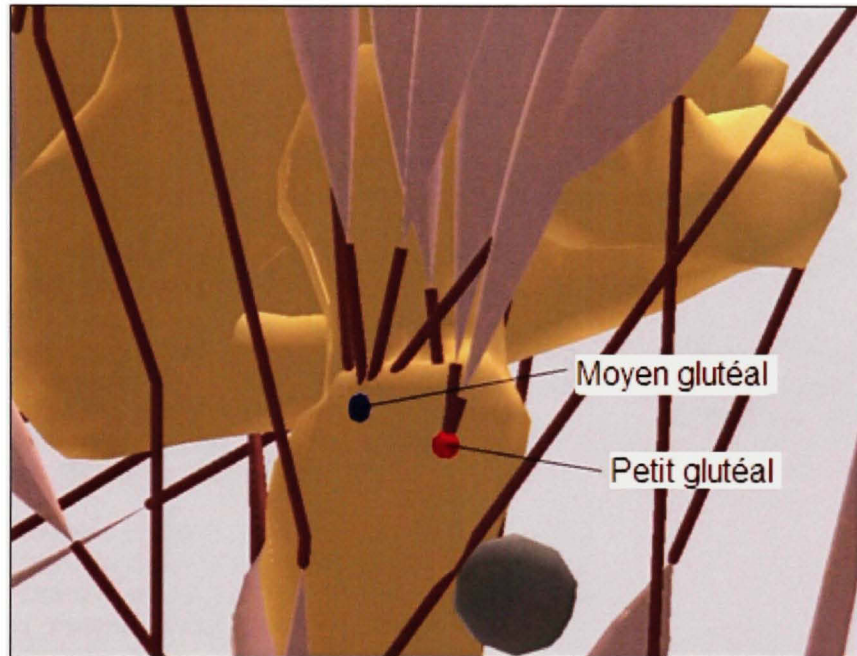


Figure 3 Points d'insertion des muscles glutéaux au grand trochanter du fémur droit dans *Anybody*.

ANNEXE IV

EXEMPLE DE MACRO-INSTRUCTIONS POUR L'ATTRIBUTION DES PROPRIÉTÉS AU MODÈLE EF GLOBAL DANS ANSYS

```
clc
clear all;

% Chargement du fichier de sortie de Mimics contenant les propriétés
% mécaniques et l'indice correspondant à chacun (fémur trabéculaire
% proximal)
mimics_output_file_1=load('D:\projet                               LIO\Matlab\Mimics\Config.
positionnement neutre\EX_proximal');

% Écriture de la macro-instruction définissant l'indice de chacune des
% propriétés mécaniques dans Ansys (fémur trabéculaire proximal)
[macro_file_1,message1]=fopen('D:\projet                               LIO\Matlab\Mimics\Config.
positionnement neutre\MPDATA.mac','w');
fprintf(macro_file_1,'/PREP7\n');
for i=10:29
    fprintf(macro_file_1,'MPTEMP,,,,,,,, \n');
    fprintf(macro_file_1,'MPTEMP,1,0 \n');
    fprintf(macro_file_1,'MPDATA,EX,%d,,%2.8f\n',
i,mimics_output_file_1((i-9),2));
    fprintf(macro_file_1,'MPDATA,PRXY,%d,,%2.8f \n',i,0.3);
end

% Chargement du fichier de sortie de Mimics contenant les éléments
% mappés(fémur trabéculaire proximal)
mimics_output_file_2=load('D:\projet                               LIO\Matlab\Mimics\Config.
positionnement neutre(mapping_proximal');

% Écriture de la macro-instruction pour le mappage des éléments dans Ansys
% (fémur trabéculaire proximal)
[macro_file_2,message2]=fopen('D:\projet                               LIO\Matlab\Mimics\Config.
positionnement neutre\EMODIF.mac','w');
[eof,x]=size(mimics_output_file_2);
for i=1:eof
    fprintf(macro_file_2,'FLST,2,1,2,ORDE,1\n');
    fprintf(macro_file_2,'FITEM,2,%d\n',mimics_output_file_2(i,2));
    fprintf(macro_file_2,'EMODIF,P51X,MAT,%d\n',
mimics_output_file_2(i,1)+9);
end

% Chargement du fichier de sortie de Mimics contenant les propriétés
% mécaniques et l'indice correspondant à chacun (fémur trabéculaire
% distal)
mimics_output_file_3=load('D:\projet                               LIO\Matlab\Mimics\Config.
positionnement neutre\EX_distal');

% Écriture de la macro-instruction définissant l'indice de chacune des
```

```

% propriétés mécaniques dans Ansys (fémur trabéculaire distal)
for i=30:49
    fprintf(macro_file_1,'MPTEMP,,,,,,,, \n');
    fprintf(macro_file_1,'MPTEMP,1,0 \n');
    fprintf(macro_file_1,'MPDATA,EX,%d,,%2.8f\n',
        i,mimics_output_file_3((i-29),2));
    fprintf(macro_file_1,'MPDATA,PRXY,%d,,%2.8f \n',i,0.3);
end
fclose(macro_file_1);

% Chargement le fichier de sortie de Mimics contenant les éléments mappés
% (fémur trabéculaire distal)
mimics_output_file_4=load('D:\projet          LIO\Matlab\Mimics\Config.
positionnement neutre\mapping_distal');

% Écriture de la macro-instruction définissant l'indice de chacune des
% propriétés mécaniques dans Ansys (fémur trabéculaire distal)
[eof,x]=size(mimics_output_file_4);
for i=1:eof
    fprintf(macro_file_2,'FLST,2,1,2,ORDE,1\n');
    fprintf(macro_file_2,'FITEM,2,%d\n',mimics_output_file_4(i,2));
    fprintf(macro_file_2,'EMODIF,P51X,MAT,%d\n',
        mimics_output_file_4(i,1)+29);
end
fprintf(macro_file_2,'/SOLU\n');
fclose(macro_file_2);

```


ANNEXE V

CONTRAINTE PRINCIPALE MINIMALE DE L'OS TRABÉCULAIRE EN SUPÉRIEUR

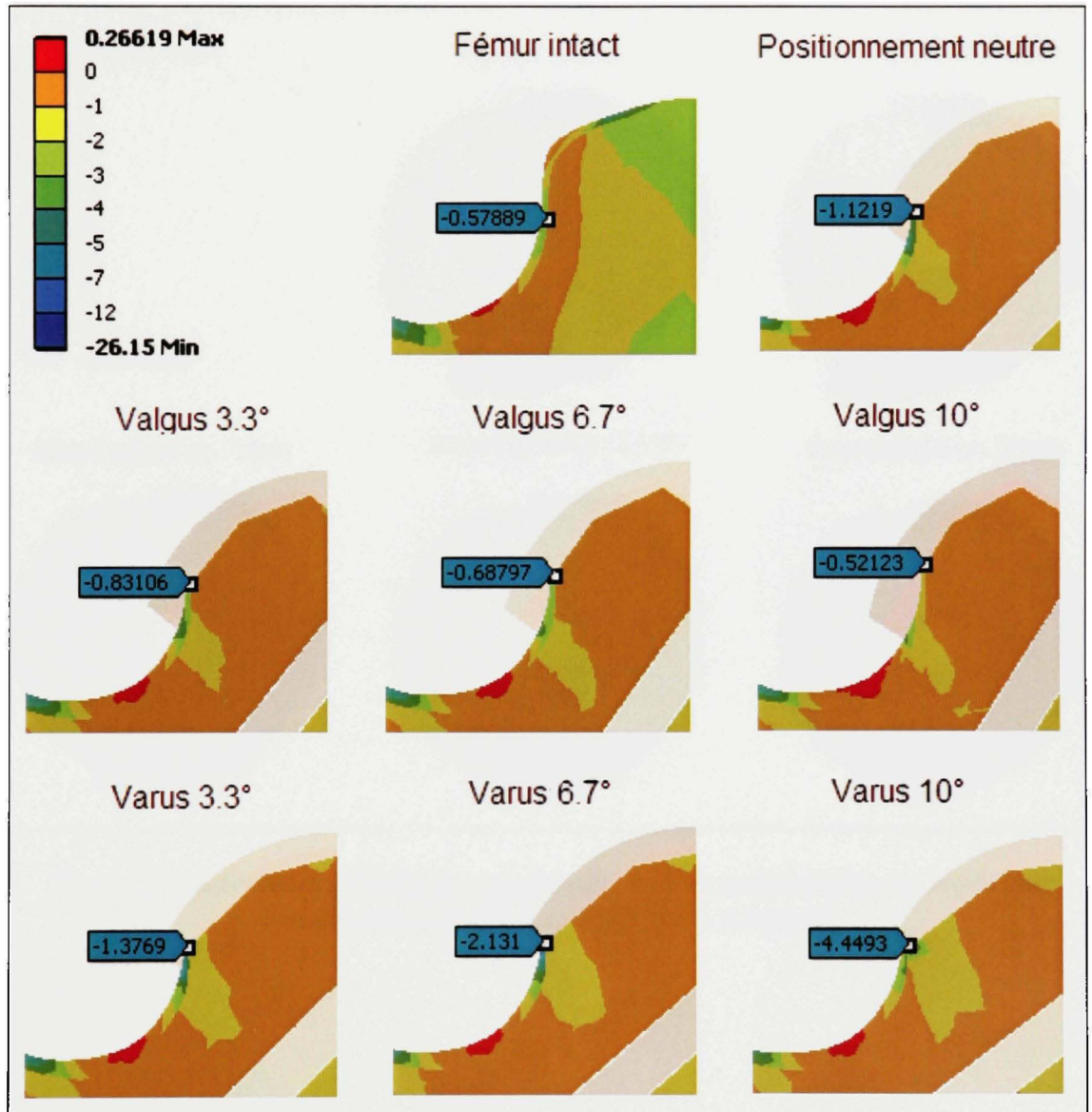


Figure 4 Contrainte principale minimale de l'os trabéculaire en supérieur (configurations de positionnement - coupe 6).

ANNEXE VI

CONTRAINTES PRINCIPALES MINIMALES DE L'OS TRABÉCULAIRE EN SUPÉRIEUR

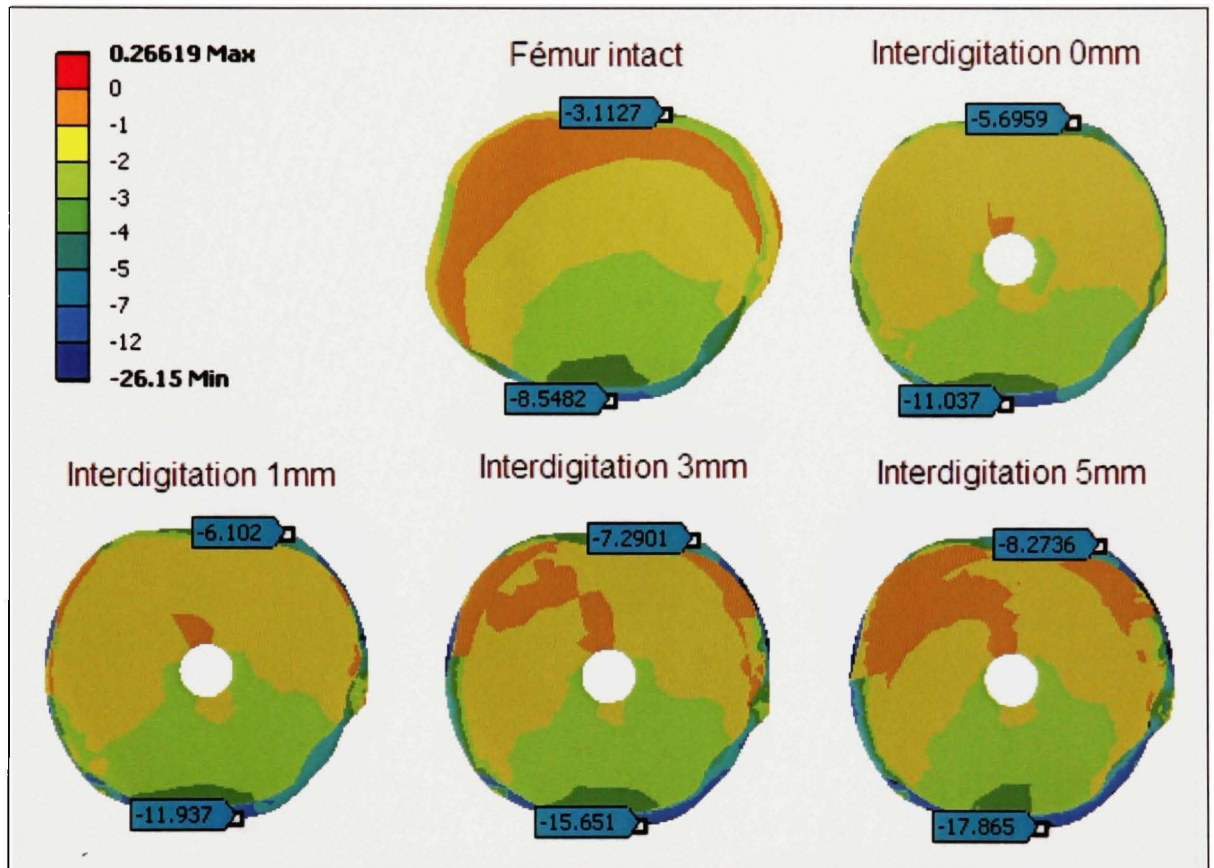


Figure 5 Contraintes principales minimales de l'os trabéculaire en supérieur (configurations d'interdigitation – coupe 2).

ANNEXE VII

CONTRAINTES ÉQUIVALENTES MAXIMALES EN PÉRIPHÉRIE DU FORAGE DU COL FÉMORAL EN COMPARAISON AU FÉMUR INTACT

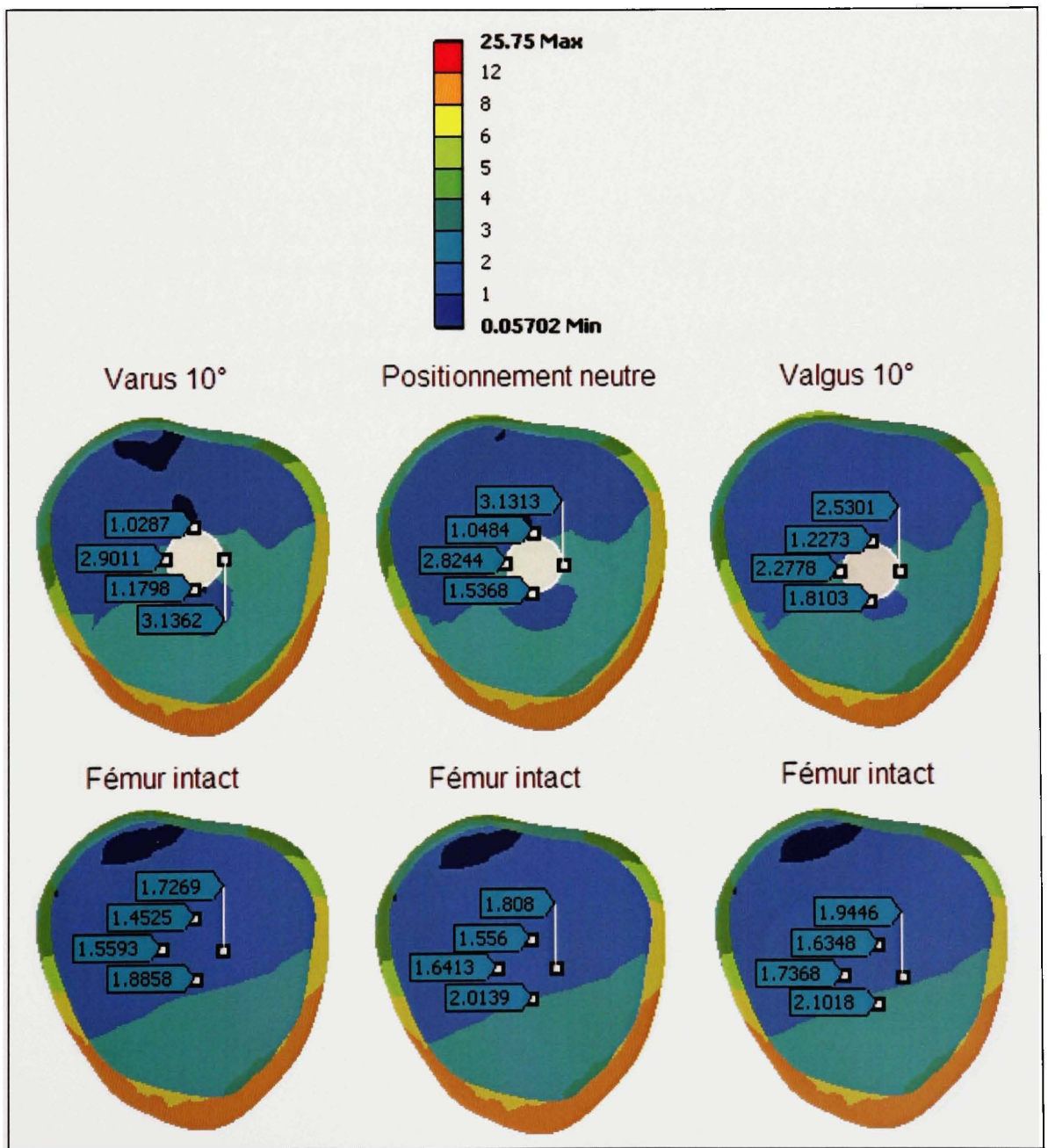


Figure 6 Contraintes équivalentes maximales en périphérie du forage du col fémoral en comparaison au fémur intact (configurations de positionnement – coupe 3).

ANNEXE VIII

CONTRAINTES PRINCIPALES MINIMALES EN PÉRIPHÉRIE DU FORAGE DU COL FÉMORAL EN COMPARAISON AU FÉMUR INTACT

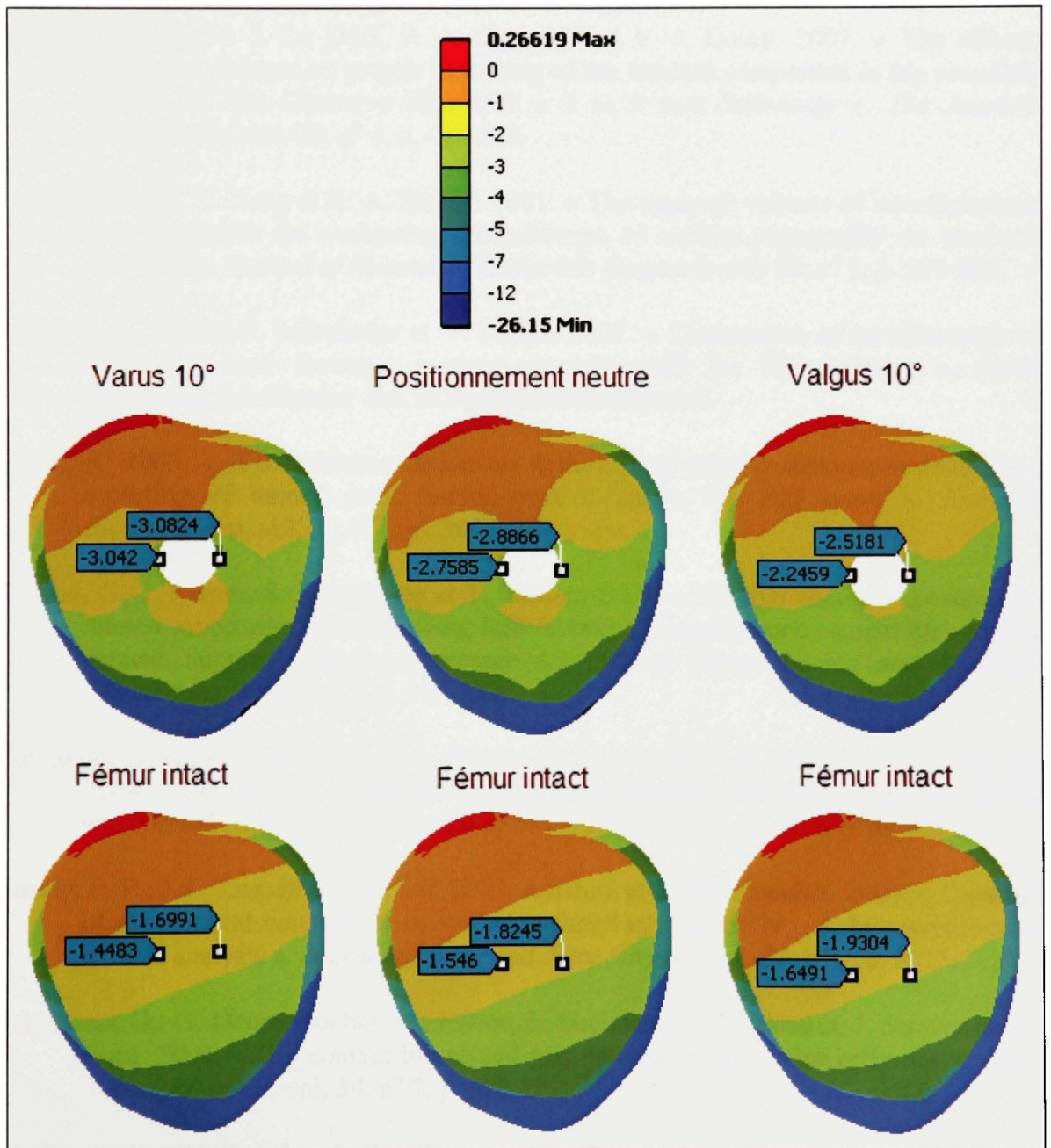


Figure 7 Contraintes principales minimales en périphérie du forage du col fémoral en comparaison au fémur intact (configurations de positionnement – coupe 3).

LISTE DE RÉFÉRENCES

- Amstutz, H. C., P. E. Beaulé, F. J. Dorey, M. J. Le Duff, P. A. Campbell et T. A. Gruen. 2006. « Metal-on-metal hybrid surface arthroplasty. Surgical technique. ». *Journal of Bone and Joint Surgery* vol. 88, p. 234-249.
- Amstutz, H. C., M. J. Le Duff, P. A. Campbell et F. J. Dorey. 2007. « The effects of technique changes on aseptic loosening of the femoral component in hip resurfacing. Results of 600 Conserve Plus with a 3 to 9 year follow-up ». *The Journal of Arthroplasty*, vol. 22, n° 4, p. 481-489.
- Arola, D. D., D. T. Yang et K. A. Stoffel. 2001. « The apparent volume of interdigitation: A new parameter for evaluating the influence of surface topography on mechanical interlock ». *Journal of Biomedical Materials Research*, vol. 58, n° 5, p. 519-524.
- Baca, V., Z. Horak, P. Mikulenka et V. Dzupa. 2007. « Comparison of an inhomogeneous orthotropic and isotropic material models used for FE analyses ». *Medical Engineering & Physics*, vol. In Press, Corrected Proof.
- Baker, R. 2003. « ISB recommendation on definition of joint coordinate systems for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip and spine ». *Journal of Biomechanics*, vol. 36, n° 2, p. 300-302.
- Baroud, G., J. Nemes, S. J. Ferguson et T. Steffen. 2003. « Material changes in osteoporotic human cancellous bone following infiltration with acrylic bone cement for a vertebral cement augmentation ». *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 6, n° 2, p. 133-139.
- Bayraktar, H. H., E. F. Morgan, G. L. Niebur, G. E. Morris, E. K. Wong et T. M. Keaveny. 2004. « Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue ». *Journal of Biomechanics*, vol. 37, n° 1, p. 27-35.
- Beaulé, P. E., J. L. Lee, M. J. Le Duff, H. C. Amstutz et E. Ebrahimpour. 2004. « Orientation of the femoral component in surface arthroplasty of the hip. A biomechanical and clinical analysis ». *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 86, n° 9, p. 2015-2021.
- Bergmann, G., G. Deuretzbacher, M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss et G. N. Duda. 2001. « Hip contact forces and gait patterns from routine activities ». *Journal of Biomechanics*, vol. 34, n° 7, p. 859-871.
- Birnbaum, K., R. Sindelar, J. R. Gärtner et D. C. Wirtz. 2002. « Material properties of trabecular bone structures ». *Surgical and Radiologic Anatomy*, vol. 23, n° 6, p. 399-407.

- Bitsch, R. G., C. Heisel, M. Silva et T. P. Schmalzried. 2005. « Femoral cementing technique for hip resurfacing arthroplasty ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 25, p. 423-431.
- Brown, S. J., P. Pollintine, D. E. Powell, M. W. J. Davie et C. A. Sharp. 2002. « Regional differences in mechanical and material properties of femoral head cancellous bone in health and osteoarthritis ». *Calcified Tissue International*, vol. 71, n° 3, p. 227-234.
- Campbell, P., P. E. Beaulé, E. Ebramzadeh, M. LeDuff, K. De Smet, Z. Lu et H. C. Amstutz. 2006. « The John Charnley Award: A study of implant failure in metal-on-metal surface arthroplasties ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 453, p. 35-46.
- Chandler, M., R. Z Kowalski, N. Watkins, A. Briscoe et A. R New. 2006. « Cementing techniques in hip resurfacing ». *Proceedings of the I MECH E Part H Journal of Engineering in Medicine*, vol. 220, p. 321-331.
- Cheng, J., et F. Lin. 2005. « Approach of heterogeneous bio-modeling based on material features ». *Computer-Aided Design*, vol. 37, n° 11, p. 1115-1126.
- Conroy, J. L., S. L. Whitehouse, S. E. Graves, N. L. Pratt, P. Ryan et R. W. Crawford. 2008. « Risk factors for revision for early dislocation in total hip arthroplasty ». *The Journal of Arthroplasty*, vol. In Press, Corrected Proof.
- Couteau, B., M.-C. Hobatho, R. Darmana, J.-C. Brignola et J.-Y. Arlaud. 1998. « Finite element modelling of the vibrational behaviour of the human femur using CT-based individualized geometrical and material properties ». *Journal of Biomechanics*, vol. 31, n° 4, p. 383-386.
- Eastaugh-Waring, S. J., S. Seenath, D. S. Learmonth et I. D. Learmonth. 2006. « The practical limitations of resurfacing hip arthroplasty ». *The Journal of Arthroplasty*, vol. 21, n° 1, p. 18-22.
- Funk, M. J., et A. S. Litsky. 1998. « Effect of cement modulus on the shear properties of the bone-cement interface ». *Biomaterials*, vol. 19, n° 17, p. 1561-1567.
- Gomez, P. F., et J. A. Morcuende. 2005. « Early attempts at hip arthroplasty - 1700s to 1950s ». *Iowa Orthopaedic Journal*, vol. 25, p. 25-29.
- Helgason, B., F. Taddei, H. Pálsson, E. Schileo, L. Cristofolini, M. Viceconti et S. Brynjólfsson. 2008. « A modified method for assigning material properties to FE models of bones ». *Medical Engineering & Physics*, vol. 30, n° 4, p. 444-453.

- Jaasma, M. J., H. H. Bayraktar, G. L. Niebur et T. M. Keaveny. 2002. « Biomechanical effects of intraspecimen variations in tissue modulus for trabecular bone ». *Journal of Biomechanics*, vol. 35, n° 2, p. 237-246.
- Jofe, M. H., T. Takeuchi et W. C. Hayes. 1991. « Compressive behavior of human bone-cement composites ». *Journal of Arthroplasty*, vol. 6, p. 213-219.
- Kang, Y., K. Engelke, C. Fuchs et W. A. Kalender. 2005. « An anatomic coordinate system of the femoral neck for highly reproducible BMD measurements using 3D QCT ». *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 29, n° 7, p. 533-541.
- Kummer, B. 1978. « Functional and biomechanical anatomy of the hip ». *Acta Orthopaedica Belgica*, vol. 44, n° 1, p. 94-104.
- Long, J. P., et D. L. Bartel. 2006. « Surgical variables affect the mechanics of a hip resurfacing system ». *Clinical Orthopaedics & Related Research*, vol. 453, p. 115-122.
- Mahaisavariya, B., K. Sitthiseripratip, T. Tongdee, E. L. J. Bohez, J. Vander Sloten et P. Oris. 2002. « Morphological study of the proximal femur: A new method of geometrical assessment using 3-dimensional reverse engineering ». *Medical Engineering & Physics*, vol. 24, n° 9, p. 617-622.
- Maher, S. A., et B. A. McCormack. 1999. « Quantification of interdigitation at bone cement/cancellous bone interfaces in cemented femoral reconstructions ». *Proceedings of the I MECH E Part H Journal of Engineering in Medicine*, vol. 213, p. 347-354.
- Mann, K. A., M. A. Miller, R. J. Cleary, D. Janssen et N. Verdonshot. 2008. « Experimental micromechanics of the cement-bone interface ». *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 26, n° 6, p. 872-879.
- Mechlenburg, I., J. R. Nyengaard, L. Romer et K. Soballe. 2004. « Changes in load-bearing area after Ganz periacetabular osteotomy evaluated by multislice CT scanning and stereology ». *Informa Healthcare*, vol. 75, p. 147-153.
- Michael, G. 2001. « X-ray computed tomography ». *Physics education*, vol. 36, n° 6, p. 442-51.
- Morgan, E. F., et T. M. Keaveny. 2001. « Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site ». *Journal of Biomechanics*, vol. 34, n° 5, p. 569-577.

- Morlock, M., N. Bishop, W. R  ther, G. Delling et M. Hahn. 2006. « Biomechanical, morphological, and histological analysis of early failures in hip resurfacing arthroplasty ». *Proceedings of the I MECH E Part H Journal of Engineering in Medicine*, vol. 220, p. 333-344.
- Nazarian, A., J. Muller, D. Zurakowski, R. Muller et B. D. Snyder. 2007. « Densitometric, morphometric and mechanical distributions in the human proximal femur ». *Journal of Biomechanics*, vol. 40, n   11, p. 2573-2579.
-   hman, C., M. Baleani, E. Perilli, E. Dall'Ara, S. Tassani, F. Baruffaldi et M. Viceconti. 2007. « Mechanical testing of cancellous bone from the femoral head : Experimental errors due to off-axis measurements ». *Journal of Biomechanics*, vol. 40, n   11, p. 2426-2433.
- Ong, K. L., S. M. Kurtz, M. T. Manley, N. Rushton, N. A. Mohammed et R. E. Field. 2006. « Biomechanics of the Birmingham hip resurfacing arthroplasty ». *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 88-B, n   8 (August 1, 2006), p. 1110-1115.
- Peng, L., J. Bai, X. Zeng et Y. Zhou. 2006. « Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions ». *Medical Engineering & Physics*, vol. 28, n   3, p. 227-233.
- Polgar, K., H. S. Gill, M. Viceconti, D. W. Murray et J. J. Connor. 2003. « Strain distribution within the human femur due to physiological and simplified loading: finite element analysis using the muscle standardized femur model ». *Proceedings of the I MECH E Part H Journal of Engineering in Medicine*, vol. 217, p. 173-189.
- Race, A., K. A. Mann et A. A. Edidin. 2007. « Mechanics of bone/PMMA composite structures: An in vitro study of human vertebrae ». *Journal of Biomechanics*, vol. 40, n   5, p. 1002-1010.
- Radcliffe, I. A. J., et M. Taylor. 2007a. « Investigation into the affect of cementing techniques on load transfer in the resurfaced femoral head: A multi-femur finite element analysis ». *Clinical Biomechanics*, vol. 22, n   4, p. 422-430.
- Radcliffe, I. A. J., et M. Taylor. 2007b. « Investigation into the effect of varus-valgus orientation on load transfer in the resurfaced femoral head: A multi-femur finite element analysis ». *Clinical Biomechanics*, vol. 22, n   7, p. 780-786.
- Rho, J.-Y., L. Kuhn-Spearing et P. Zioupos. 1998. « Mechanical properties and the hierarchical structure of bone ». *Medical Engineering & Physics*, vol. 20, n   2, p. 92-102.

- Rho, J. Y., M. C. Hobatho et R. B. Ashman. 1995. « Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone ». *Medical Engineering & Physics*, vol. 17, n° 5, p. 347-355.
- Richard, S. 1999. « Coxarthrosis. Etiology, physiopathology, diagnosis, treatment ». *La Revue du Praticien*, vol. 49, n° 12, p. 1349-53.
- Rudman, K. E., R. M. Aspden et J. R. Meakin. 2006. « Compression or tension? The stress distribution in the proximal femur ». *Biomedical Engineering Online*, vol. 5, n° 1, p. 12.
- Shimmin, A. J., J. Bare et D. L. Back. 2005. « Complications associated with hip resurfacing arthroplasty ». *Orthopedic Clinics of North America*, vol. 36, n° 2, p. 187-193.
- Smith, S. L., D. Dowson et A. A. J. Goldsmith. 2001. « The effect of femoral head diameter upon lubrication and wear of metal-on-metal total hip replacements ». *Proceedings of the IMECH E Part H Journal of Engineering in Medicine*, vol. 215, p. 161-170.
- Stanczyk, M., et B. van Rietbergen. 2004. « Thermal analysis of bone cement polymerisation at the cement-bone interface ». *Journal of Biomechanics*, vol. 37, n° 12, p. 1803-1810.
- Sun, W., A. L. Darling, B. Starly et J. Nam. 2004. « Computer-aided tissue engineering: Overview, scope and challenges ». *Biotechnology and Applied Biochemistry*, vol. 39, n° Pt 1, p. 29-47.
- Taylor, M. 2006. « Finite element analysis of the resurfaced femoral head ». *Proceedings of the IMECH E Part H Journal of Engineering in Medicine*, vol. 220, p. 289-297.
- Turner, C. H., T. Wang et D. B. Burr. 2001. « Shear strength and fatigue properties of human cortical bone determined from pure shear tests ». *Calcified Tissue International*, vol. 69, n° 6, p. 373-378.
- Ulrich, D., B. van Rietbergen, A. Laib et P. Rueggsegger. 1999. « The ability of three-dimensional structural indices to reflect mechanical aspects of trabecular bone ». *Bone*, vol. 25, n° 1, p. 55-60.
- Vail, T. P., C. A. Mina, J. D. Yergler et R. Pietrobon. 2006. « Metal-on-metal hip resurfacing compares favorably with THA at 2 years followup ». *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n° 453 (Dec), p. 123-131.
- Verhulp, E., B. van Rietbergen et R. Huiskes. 2006. « Comparison of micro-level and continuum-level voxel models of the proximal femur ». *Journal of Biomechanics*, vol. 39, n° 16, p. 2951-2957.

- Watanabe, Y., N. Shiba, S. Matsuo, F. Higuchi, Y. Tagawa et A. Inoue. 2000. « Biomechanical study of the resurfacing hip arthroplasty: Finite element analysis of the femoral component ». *The Journal of Arthroplasty*, vol. 15, n° 4, p. 505-511.
- Wirtz, D. C., N. Schiffers, T. Pandorf, K. Radermacher, D. Weichert et R. Forst. 2000. « Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur ». *Journal of Biomechanics*, vol. 33, n° 10, p. 1325-1330.
- Yang, J.-M., C.-S. Lu, Y.-G. Hsu et C.-H. Shih. 1997. « Mechanical properties of acrylic bone cement containing PMMA-SiO₂ hybrid sol-gel material ». *Journal of Biomedical Materials Research*, vol. 38, n° 2, p. 143-154.
- Zannoni, C., R. Mantovani et M. Viceconti. 1999. « Material properties assignment to finite element models of bone structures: a new method ». *Medical Engineering & Physics*, vol. 20, n° 10, p. 735-740.

BIBLIOGRAPHIE

Ansys Inc. Février 2007. *Simulation Structural Nonlinearities (Training manual, release 11.0)*.

Ansys Inc. Mai 2007. *ANSYS DesignModeler (Training manual, release 11.0)*.

Ansys Inc. Mai 2007. *ANSYS Workbench – Simulation Introduction (Training manual, release 11.0)*.

Drouin, Gilbert. Michel Gou, Pierre Thiry et Robert Vinet. 1986. *Élément de Machines*, 2^e éd. Montréal : Éditions de l'École Polytechnique de Montréal, 543 p.

Marieb, Elaine N. 2005. *Anatomie et physiologie humaines*, 3^e éd. Québec : Éditions du Renouveau Pédagogique, 1288 p.

Moteur de recherche internet Google. « *Google* ». En ligne.
<<http://www.google.com/>>.

Office québécois de la langue française. « *Le grand dictionnaire terminologique* ». En ligne.
<<http://www.granddictionnaire.com/>>.

Bases de données de recherche scientifique :

Engineering Village. « *Compendex* ». En ligne.
<<http://www.engineeringvillage.com/>>.

National Center for Biotechnology Information (NCBI). « *Pubmed* ». En ligne.
<<http://www.pubmed.com/>>.

Thomson Reuters Scientific. « *ISI Web of Knowledge* ». En ligne.
<<http://www.isiwebofknowledge.com.com/>>.