

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 MÉCANIQUE
M.Eng.

PAR
PABLO ALBERTO VASQUEZ BARAHONA

EFFET DES CONTRAINTES RÉSIDUELLES DUES À LA POLYMÉRISATION DU
CIMENT DANS LE TRANSFERT DE LA CHARGE D'UNE ARTHROPLASTIE
TOTALE DE LA HANCHE

MONTREAL, LE 8 DÉCEMBRE 2004

© droits réservés de Pablo Alberto Vasquez Barahona

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ
PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

Mme Natalia Nuño, directrice de mémoire
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

M. Jacques A. de Guise, codirecteur
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

M. Yvan Petit, président du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Martin Lavigne, chirurgien orthopédiste
Département de chirurgie, Hôpital Maisonneuve-Rosemont

IL A FAIT L'OBJET D'UNE PRÉSENTATION DEVANT JURY ET UN PUBLIC

LE 30 NOVEMBRE 2004

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

EFFET DES CONTRAINTES RÉSIDUELLES DUES À LA POLYMÉRISATION DU CIMENT DANS LE TRANSFERT DE LA CHARGE D'UNE ARTHROPLASTIE TOTALE DE LA HANCHE PERSONNALISÉE

Pablo Alberto Vasquez Barahona

SOMMAIRE

Les contraintes résiduelles créées lors de la polymérisation du ciment pourraient avoir un rôle important dans le processus de descellement total des arthroplasties totales de la hanche cimentée (ATH). Afin de déterminer si les contraintes résiduelles créées lors de la polymérisation du ciment influent sur la distribution des contraintes dans le ciment à l'interface ciment implant, un modèle 3D du fémur proximal est reconstruit à partir d'images CT-scan. Les propriétés mécaniques de l'os cortical et spongieux sont extraites à partir des images médicales. En se basant sur une étude antérieure, un modèle éléments finis (EF) d'une ATH personnalisée est reconstruit afin d'étudier l'effet des contraintes résiduelles sur la distribution des contraintes dans le ciment à l'interface ciment-implant durant un chargement en flexion et un en torsion. La grandeur des contraintes résiduelles en compression simulées varie entre 2 et 5 MPa. L'interface ciment-implant est descellée avec un coefficient de friction de 0.3. Les contraintes radiales, circonférentielles et de Von Mises dans le ciment à l'interface ciment-implant sont calculées avec le modèle EF. Pour les deux chargements, lorsque les contraintes résiduelles sont prises en compte, les contraintes de Von Mises subissent une augmentation allant jusqu'à 8.5 MPa pour le côté médial et latéral. En général pour les deux chargements, sans les contraintes résiduelles, les contraintes de Von Mises du côté médial et latéral ont une grandeur de 1 MPa. Les résultats obtenus avec le modèle EF de l'ATH personnalisée démontrent que l'ajout des contraintes résiduelles pour les chargements en flexion et en torsion influe sur la distribution des contraintes dans le ciment à l'interface ciment-implant.

EFFECT OF RESIDUAL STRESSES DUE TO CEMENT CURING IN THE LOAD TRANSFER OF A PERSONALIZED CEMENTED HIP IMPLANT

Pablo Alberto Vasquez Barahona

ABSTRACT

Residual stresses in the cement mantle may have an important role in the aseptic loosening of a cemented total hip arthroplasty (THA). To validate this hypothesis, a personalized 3D model of the proximal femur was built from CT-scan images. The mechanical properties of the cortical and spongy bones were extracted from the medical images. Based on a previous study, a finite element (FE) model of a personalized THA was developed to investigate the effect of residual stresses due to cement curing on the load transfer during simplified heel strike and torsion. The compressive radial residual stresses simulated using a thermal expansion of the cement at the stem-cement interface varied from 2 to 5 MPa, based on experimental and analytical results. The cement-stem interface was considered completely debonded with a coefficient of friction of 0.3. The radial, hoop and Von Mises stresses were computed on the medial and lateral side of the stem-cement interface. An increase of up to 8.5 MPa was observed in the Von Mises stresses in the medial and lateral side during bending and torsion when the residual stresses were simulated in the FE analysis as opposed to Von Mises stresses around 1 MPa for the case when no residual stresses were included. The results obtained from the FE model show that simulating the residual stresses, generated due to cement curing, influences the cement stress distributions at the stem-cement interface, and consequently the load transfer of the THA.

REMERCIEMENTS

Ce mémoire a été effectué au laboratoire LIO (Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie) de l'École de technologie supérieure.

Je remercie sincèrement ma directrice Natalia Nuño, professeure au département de génie de la production automatisée de l'École de technologie supérieure et mon co-directeur Jacques A. de Guise, professeur au département de génie de la production automatisée de l'École de technologie supérieure pour leur soutien technique, moral et monétaire tout au long de ce mémoire.

Je remercie également M. Benoît Godbout, M. Sylvain Deschênes, M. Alain Gravel et M. Pierre Gravel pour leur précieuse aide dans le domaine de l'imagerie. Je tiens aussi à remercier le personnel de la compagnie ROI engineering à Montréal, M. Christian Semler, M. Martin Vézina et M. Faycal Ben Yahia pour leurs nombreux conseils techniques sur le logiciel ANSYS.

Finalement, je voudrais remercier tous les membres de ma famille (Vasquez et Boucher) ainsi que mes amis du Nord qui m'ont toujours soutenu avant et durant ce mémoire. Un grand merci à ma copine Karine pour avoir supporté mon mauvais caractère, qui n'a pas manqué de faire ses apparitions, au cours des derniers mois. Karine, avec ta présence angélique tu as su me remonter le moral plus d'une fois tout au long de ce mémoire, merci de partager ta vie avec moi, je t'adore.

TABLE DES MATIÈRES

	Page
SOMMAIRE	i
ABSTRACT	ii
REMERCIEMENTS	iii
TABLE DES MATIÈRES	iv
LISTE DES TABLEAUX.....	viii
LISTE DES FIGURES.....	ix
INTRODUCTION	1
Descellement total des ATH cimentées	1
Phénomène du "stress shielding"	3
Problématique	4
Motivation du projet	5
Objectif général	7
Structure du rapport	7
CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES ET DE LA LITTÉRATURE.....	8
1.1 Description des plans anatomiques	8
1.2 Anatomie de la hanche	9
1.2.1 Anatomie descriptive	10
1.2.1.1 Anatomie du fémur	14
1.2.1.2 Muscles de la hanche	16
1.2.2 Anatomie fonctionnelle	19
1.3 Arthrose.....	20
1.3.1 Traitements de l'arthrose sans opération.....	20
1.3.2 Traitements de l'arthrose avec opération	21
1.4 Modes de fixation de l'implant	22
1.4.1 Implants cimentés versus non cimentés	25
1.5 Matériaux pour les implants.....	25
1.6 Types de travaux pour étudier les ATH	26
1.6.1 Études cliniques	26
1.6.2 Études expérimentales.....	28
1.6.3 Analyses numériques	30
1.6.4 Résumé.....	33
1.7 Objectifs spécifiques	34

CHAPITRE 2	MÉTHODOLOGIE	36
2.1	Prise des images CT-scan.....	36
2.2	Segmentation 2D des images CT-scan.....	41
2.3	Reconstruction du modèle 3D solide du fémur proximal	42
2.3.1	Résumé de la reconstruction du modèle 3D du fémur	45
2.3.2	Création de la coquille externe et interne du fémur en format IGES	46
2.3.3	Précision de la coquille externe et interne du fémur proximal.....	48
2.4	Extraction des propriétés mécaniques de l'os	53
2.4.1	Résumé de l'extraction des propriétés mécaniques de l'os.....	58
2.4.2	Calibration des images CT-scan.....	59
2.4.3	Différence entre la densité effective et apparente	60
2.4.4	Détermination des densités apparentes personnalisés	60
2.4.5	Détermination des propriétés mécaniques personnalisées	63
2.5	Reconstruction du modèle EF du fémur personnalisé ayant subi une ATH.....	65
2.5.1	Description de la méthode des EF	65
2.5.2	Reconstruction du modèle éléments finis.....	69
2.5.2.1	Résumé des paramètres pour la reconstruction du modèle EF.....	73
2.6	Système de coordonnées (SDC).....	74
2.6.1	SDC de Bergmann et al (2001)	75
2.6.2	SDC de Lennon et Prendergast (2001).....	76
2.6.3	Analyse des deux SDC	77
2.6.3.1	Résultats de la comparaison des SDC	79
2.6.4	Analyse sur le positionnement de l'axe Z	80
2.6.4.1	Résultats sur le positionnement de l'axe Z.....	81
2.7	Création du modèle 3D solide de l'implant	85
2.8	Reconstruction 3D de l'ATH personnalisée.....	86
2.9	Préparation du modèle 3D avant le transfert des fichiers vers ANSYS.....	88
2.10	Importation du modèle 3D vers le logiciel ANSYS.....	91
2.11	Propriétés mécaniques des matériaux	91
2.12	Chargement et conditions frontières	92
2.12.1	Éléments utilisés dans le modèle EF	93
2.12.2	Modélisation de l'interface ciment-implant	94
2.12.3	Contraintes résiduelles	96
2.13	Étude de convergence du maillage pour l'analyse linéaire	97
2.13.1	Résultats de l'étude de convergence du maillage.....	99
2.14	Validation du modèle 3D du fémur proximal ayant subi une ATH	100
2.14.1	Résultats de la validation.....	101
2.14.1.1	Coefficient de corrélation pour les déformations principales	101
2.14.1.2	Grandeurs des déformations principales	102
2.14.1.3	Direction des déformations principales.....	105
2.14.2	Discussion de la validation du modèle EF du fémur.....	107

2.15	Étude de convergence du maillage (analyses non-linéaires).....	110
2.15.1	Résultats de l'étude de convergence du maillage (analyses non-linéaire).....	112
2.15.2	Discussion de l'étude de convergence du maillage (analyses non-linéaires).....	112
2.16	Plan des analyses finales	114
CHAPITRE 3 RÉSULTATS DES ANALYSES NUMÉRIQUES		116
3.1	Contraintes résiduelles du côté médial.....	117
3.1.1	Contraintes résiduelles radiales.....	117
3.1.2	Contraintes résiduelles circonférentielles.....	118
3.1.3	Contraintes résiduelles de Von Mises	118
3.2	Contraintes résiduelles du côté latéral.....	119
3.2.1	Contraintes résiduelles radiales	119
3.2.2	Contraintes résiduelles circonférentielles.....	119
3.2.3	Contraintes résiduelles de Von Mises	119
3.3	Chargement en flexion (simplification de la marche).....	120
3.3.1	Contraintes dues au chargement en flexion du côté médial.....	120
3.3.1.1	Contraintes radiales dues au chargement en flexion	121
3.3.1.2	Contraintes circonférentielles dues au chargement en flexion.....	122
3.3.1.3	Contraintes de Von Mises dues au chargement en flexion	123
3.3.2	Contraintes dues au chargement en flexion du côté latéral.....	124
3.3.2.1	Contraintes radiales dues au chargement en flexion	125
3.3.2.2	Contraintes circonférentielles dues au chargement en flexion.....	126
3.3.2.3	Contraintes de Von Mises dues au chargement en flexion	127
3.4	Chargement en torsion	128
3.4.1	Contraintes due au chargement en torsion du côté médial.....	128
3.4.1.1	Contraintes radiales dues au chargement en torsion	128
3.4.1.2	Contrainte circonférentielles dues au chargement en torsion.....	129
3.4.1.3	Contraintes de Von Mises dues au chargement en torsion.....	130
3.4.2	Côté latéral dues au chargement en torsion.....	131
3.4.2.1	Contraintes radiales dues au chargement en torsion	131
3.4.2.2	Contraintes circonférentielles dues au chargement en torsion	132
3.4.2.3	Contraintes de Von Mises dues au chargement en torsion.....	133
CHAPITRE 4 DISCUSSIONS ET INTERPRÉTATION DES RÉSULTATS		135
CONCLUSION.....		140
RECOMMANDATIONS.....		141
ANNEXES		
1 : Code Matlab pour le fichier HOUNSFIELD.M		142
2 : Code Matlab pour le fichier REGION.M		146

3 : Résultats de la différence des SDC en fonction de l'emplacement du point proximal.....	150
4 : Mise en plan de l'implant Mueller Curved (JRI Ltée).....	154
5 : Justification de l'utilisation du plan d'antéversion	156
6 : Analyse de sensibilité des résultats en fonction du facteur FKN pour les éléments de contact à l'interface ciment-implant	159
7 : Code APDL (Ansys) pour les analyses linéaires	163
8 : Analyse de sensibilité des déformations principales	185
9 : Code APDL (ANSYS) pour effectuer les analyses non-linéaires	194
BIBLIOGRAPHIE	205

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau I	Propriétés mécaniques en fonction de la densité apparente, déterminées dans notre étude à partir des niveaux de gris des images CT-scan, en utilisant les formules de différents chercheurs63
Tableau II	Plages des propriétés mécaniques (GPa) de l'os de Hobatho (2003)64
Tableau III	Propriétés mécaniques personnalisées de l'os provenant de notre étude64
Tableau IV	Différence des composantes de la force de contact appliquée selon le SDC de Bergmann et al. (2001) et de Lennon et Prendergast (2001)80
Tableau V	Propriétés mécaniques utilisées dans le modèle EF de Stolk et al.(2002)91
Tableau VI	Propriétés mécaniques personnalisées utilisées pour les analyses finales de notre étude.....92
Tableau VII	Information sur le type de maillage.....94
Tableau VIII	Contraintes résiduelles à l'interface ciment-implant déterminées par divers auteurs97
Tableau IX	Détails sur la densité et raffinement du maillage pour les analyses linéaires98
Tableau X	Variation des résultats obtenus pour les huit cas en flexion par rapport au cas 4100
Tableau XI	Coefficients de corrélation en flexion et torsion des points d'intérêt de la figure 51102
Tableau XII	Différences entre le modèle EF de notre étude et celles de Stolk et al. (2002)107
Tableau XIII	Détails sur la densité et le raffinement du maillage pour les analyses non-linéaires dans le volume du ciment111
Tableau XIV	Durée de chacune des étapes de la solution pour les trois analyses de convergence non-linéaire.....112
Tableau XV	Différences et erreur moyenne quadratique, cas1 vs cas 3113
Tableau XVI	Différences et erreur moyenne quadratique, cas 2 vs cas 3114
Tableau XVII	Détails des analyses finales115

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1	Type d'ATH a) cimentée b) non cimentée2
Figure 2	Illustration du phénomène du "stress shielding"4
Figure 3	Illustration de la géométrie d'une ATH idéalisée6
Figure 4	Illustration de la géométrie d'une ATH personnalisée.....6
Figure 5	Plans anatomiques9
Figure 6	Articulation de la hanche.....10
Figure 7	Tête fémorale et capsule articulaire11
Figure 8	Acétabulum coxal.....12
Figure 9	Ligaments de la hanche, vue ventrale13
Figure 10	Ligaments de la hanche, vue dorsale.....13
Figure 11	Fémur vue antérieure et dorsale15
Figure 12	Os cortical et spongieux du fémur.....16
Figure 13	Muscle extérieurs de la hanche, vue ventrale Muscles dénotés par 1) rotateurs internes, 2) rotateurs externes, 3) extenseurs 4) fléchisseurs, 5) abducteurs et 6) adducteurs.....17
Figure 14	Muscles internes de la hanche, a) vue ventrale, b) vue dorsale. Muscles dénotés par 1) rotateurs internes, 2) rotateurs externes, 3) extenseurs 4) fléchisseurs, 5) abducteurs et 6) adducteurs.....18
Figure 15	DCL du fémur proximal et du bassin20
Figure 16	Composantes d'une ATH.....22
Figure 17	Interface créée lors d'une ATH non-cimentée23
Figure 18	Illustration du canal médullaire.....24
Figure 19	Interfaces créées lors d'une ATH cimentée24
Figure 20	Profil d'intensité d'un plan de coupe38
Figure 21	Transformée de Radon de 180 profils38
Figure 22	Représentation d'un pixel et d'un voxel39
Figure 23	Image CT-scan40
Figure 24	Segmentation 2D de l'os, a) contour approximatif b) contour exact42

Figure 25	a) Modèle polyédrique b) Modèle avec points et courbes	43
Figure 26	Plans de coupe a) principaux b) intermédiaires.....	45
Figure 27	Courbes tracées sur le plan frontal et sagittal.....	47
Figure 28	Courbe 3D et plans perpendiculaires	47
Figure 29	Coquille externe du fémur en format IGES	48
Figure 30	Cartographie des erreurs (en mm) entre le modèle polyédrique et IGES	50
Figure 31	Repli dans la région de la fosse intertrochanterique	51
Figure 32	Replis de la surface dans la région distale pour le modèle IGES.....	51
Figure 33	Création de la patch dans la région de la fosse intertrochanterique	52
Figure 34	Modèle 3D solide du fémur proximale personnalisé	52
Figure 35	Exemple de la poutre encastrée.....	66
Figure 36	Discrétisation en éléments finis de la poutre encastrée.....	67
Figure 37	Système de coordonnées de Bergmann et al. (2001)	76
Figure 38	Système de coordonnées de Lennon et Prendergast (2001).....	77
Figure 39	Représentation des vecteurs X, Y et Z dans le SDC de Lennon et Prendergast (2001)	78
Figure 40	Visualisation de la différence entre les plans frontaux des deux SDC	79
Figure 41	Projection du cercle de 20 mm dans la région du grand trochanter	81
Figure 42	Axes longitudinaux du fémur, position du point proximal à 0°	83
Figure 43	Axes longitudinaux du fémur, position du point proximal à 90°	83
Figure 44	Axes longitudinaux du fémur, position du point proximal à 180°	84
Figure 45	Axes longitudinaux du fémur, position du point proximal à 270°	84
Figure 46	Axes longitudinaux du fémur, position du point proximal au centre.....	85
Figure 47	Vue d'une a) section type de la tige et b) de l'implant	86
Figure 48	Sections transversales de l'implant et du ciment	87
Figure 49	Étapes de l'assemblage a) positionnement de l'implant b) sectionner l'os c) épaisseur de ciment.....	88
Figure 50	Position des points d'intérêt de Stolk et al. (2002)	89
Figure 51	Positions des points d'intérêt de notre étude	90
Figure 52	Ligne d'insertion des abducteurs.....	90

Figure 53	Conditions frontières et chargement appliqués a) flexion b) torsion93
Figure 54	Densité du maillage global et local, a) cas1 b) cas 5 c) cas 899
Figure 55	Directions des déformations principales de la surface externe de l'os cortical pour le chargement en flexion a) maximales du côté latéral et b) minimales du côté médial106
Figure 56	Chargements appliqués aux études simplifiées108
Figure 57	Points d'intérêt pour les études simplifiées109
Figure 58	Points d'intérêt dans le ciment à l'interface ciment-implant.....117

INTRODUCTION

Selon le registre canadien des remplacements articulaires (RCRA, 2004), l'arthrose est la cause principale qui mène à une arthroplastie totale de la hanche (ATH) avec 81 % des cas, suivi de loin par l'ostéonécrose avec 7% des cas. Les données de Herberts et Malchau (2000) et Roy et al. (2002) montrent sensiblement le même résultat avec 76% pour la cause principale menant à l'opération. Il existe deux types d'ATH, soit la cimentée et la non cimentée (figure 1). Selon le registre suédois des ATH, sur une période de 19 ans, 7.1% des patients ayant subi une ATH cimentée auront besoin d'une seconde chirurgie (révision) pour remplacer la première. Ce chiffre est de 13% pour les patients ayant subi une ATH non cimentée. La raison principale des révisions des ATH est le descellement aseptique avec 71% des cas, suivi de l'infection avec 7.5% (Herberts et Malchau, 2000). Selon le RCRA, 55% des cas nécessitent une révision due à un descellement aseptique. Les raisons qui mènent au descellement aseptique sont causées par des effets mécaniques. Les conséquences de ces effets déclenchent à leur tour une réaction biologique qui mène à la résorption de l'os. Chaque nouvelle révision engendre un coût supplémentaire pour le système de santé ou pour le patient concerné. De plus, les interventions chirurgicales subséquentes ne réussissent jamais aussi bien que la première car le tissu osseux n'est jamais d'aussi bonne qualité que lors de la première intervention (www.arthrite.ca, 2004). Mondialement le nombre d'arthroplastie totale de la hanche (ATH) est estimé à un million par année (Soderman, 2000).

Descellement total des ATH cimentées

Le processus de descellement d'une ATH cimentée débute par le descellement de l'interface ciment-implant (Jasty et al., 1992; Jasty et al., 1991; Mohler et al., 1995). Ce descellement se produit lorsque les contraintes à l'interface atteignent la résistance en tension et en cisaillement en statique ou en fatigue de l'interface ciment-implant (Verdonschot et Huiskes, 1997). Le descellement de cette interface se fait

progressivement dans le temps et non de manière immédiate (Verdonschot et Huiskes, 1996, 1997).

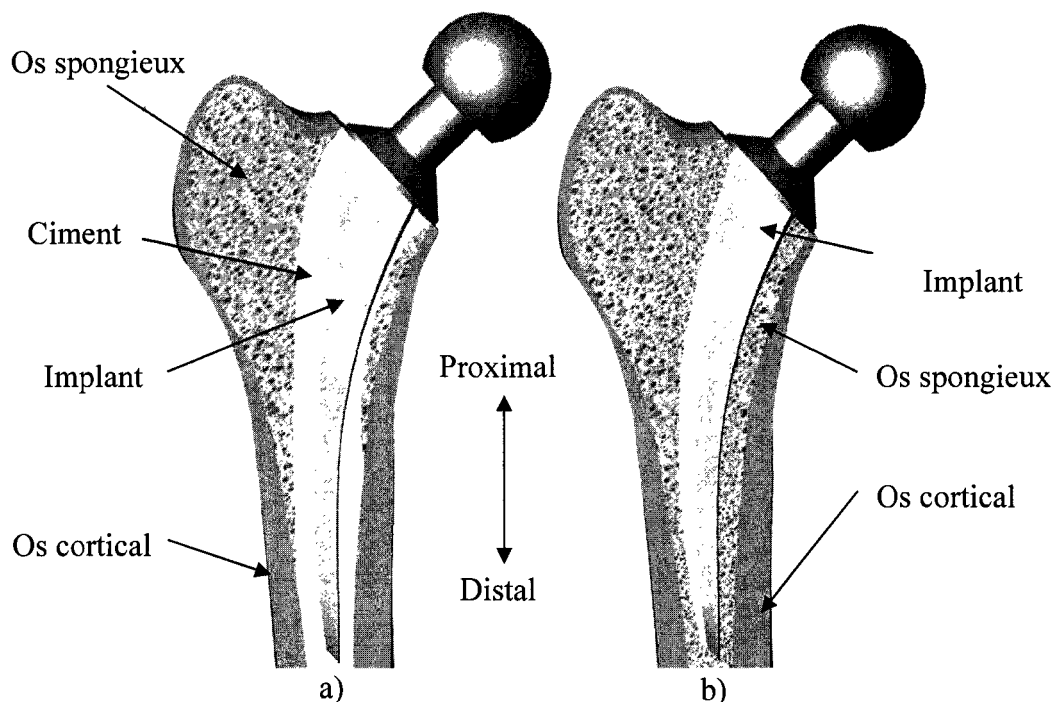


Figure 1 Type d'ATH a) cimentée b) non cimentée

Suite au descellement de l'interface ciment-implant, le frottement entre l'implant et le ciment crée des débris de ciment (Verdonschot et Huiskes, 1998). Des fissures radiales et circonférentielles se créent à l'interface ciment-implant causés par le chargement répétitif auquel le ciment est soumis (Jasty et al., 1991). Ces fissures détériorent le ciment à cette interface et créent aussi des débris de ciment qui immigrent vers l'interface ciment-os en se faisant un chemin à travers les fissures radiales qui se propagent jusqu'à l'interface ciment-os. Une fois que les débris de ciment atteignent l'interface ciment-os, une réaction biologique de l'os aux particules de ciment se produit. Des tissus mous se développent à l'interface ciment-os suite à cette réaction et l'os se résorbe graduellement (Jasty et al., 1991).

Phénomène du "stress shielding"

La résorption de l'os est également causée par l'altération de la distribution des contraintes dans l'os par l'insertion d'un implant métallique. Ce phénomène est communément appelé "stress shielding". Étant donné que la rigidité de l'implant est supérieure à celle de l'os ou du ciment, la charge passe majoritairement par l'implant métallique et est transférée seulement dans la partie distale de l'ATH. La rigidité d'une composante dépend de son module de Young et de sa géométrie. La figure 2 illustre le phénomène du "stress shielding". L'os étant un matériau vivant qui se régénère en fonction des sollicitations auxquelles il est soumis, ce dernier se régénère davantage lorsqu'il est sollicité et se résorbe s'il est moins sollicité dans certaines régions. Par conséquent, lorsque la distribution des contraintes à travers l'os est altérée par l'utilisation d'un implant métallique l'os est moins sollicité dans certaines régions et fini par se résorber. Cette résorption se produit généralement dans la partie proximale et dans la partie distale (Mohler et al., 1995). Également, des analyses par éléments finis (Baroud et Willmann, 2001; Gross et Abel, 2001; Huiskes, 1990), démontrent que l'altération de la distribution des contraintes dans l'os se produit principalement dans la partie proximale du fémur.

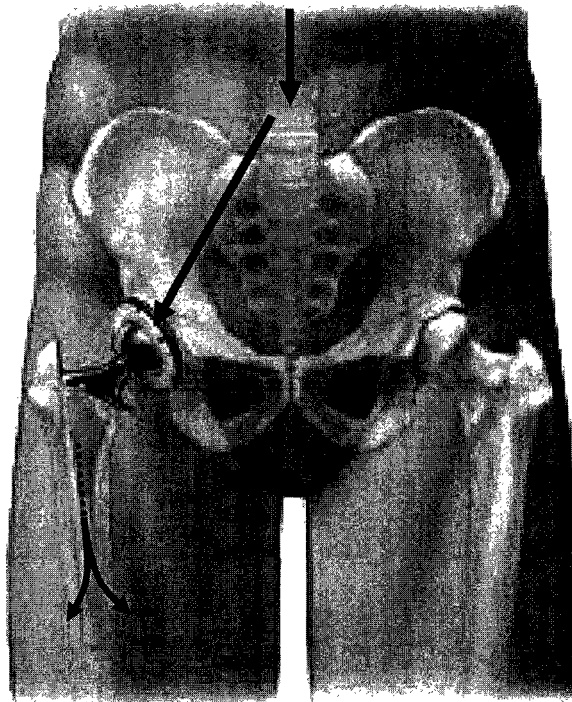


Figure 2 Illustration du phénomène du "stress shielding"
Adapté de www.zimmer.com (2004)

Problématique

Les améliorations apportées aux ATH cimentées, telles que les nouvelles techniques de cimentation et la conception de nouveaux implants ont permis d'augmenter la durée de vie des ATH cimentées. Malgré ces améliorations, les débris de ciment qui se créent suite au descellement de l'interface ciment-implant demeurent le problème principal qui mène au descellement total des ATH cimentées. Puisque les ATH sont de plus en plus effectuées sur des patients plus jeunes et plus actifs, le prolongement de la durée de vie des ATH est essentiel afin d'éviter des révisions aux patients.

Motivation du projet

La motivation principale de ce projet est le besoin de prolonger la durée de vie des ATH cimentées. Pour ce faire des études effectuées à l'aide de la méthode des éléments finis permettent d'étudier la distribution des contraintes dans la couche de ciment puisque le descellement total des ATH est précédé par le descellement de l'interface ciment-implant. De manière à simuler adéquatement la distribution des contraintes dans le ciment, le chargement appliqué au modèle éléments finis doit être représentatif de la réalité. Il s'avère que les analyses à l'aide de la méthode des éléments finis effectués jusqu'à présent n'incluent pas, du moins sur un modèle réaliste d'une ATH, les contraintes résiduelles dans le ciment, qui se créent lors de la polymérisation du ciment. Pourtant, Nuño et Avanzolini (2002) ont démontré avec une géométrie idéalisée d'une ATH (figure 3) que ces contraintes résiduelles peuvent faire augmenter jusqu'à quatre fois les contraintes de Von Mises dans la couche de ciment. Puisque les contraintes élevées dans le ciment altèrent son intégrité, et ainsi l'augmentation de débris de ciment, il devient approprié de se demander si l'effet que l'on retrouve avec une ATH idéalisée se produit dans une ATH avec géométrie personnalisée (figure 4). Si tel est le cas, les contraintes résiduelles doivent être prises en compte lorsque l'on veut étudier le comportement de cette articulation après l'intervention chirurgicale.

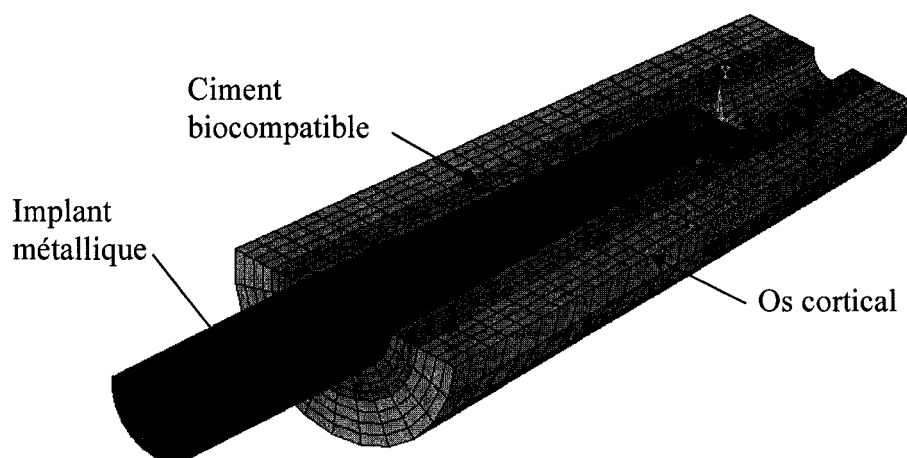


Figure 3 Illustration de la géométrie d'une ATH idéalisée
Adapté de Nuño et Avanzolini (2002)

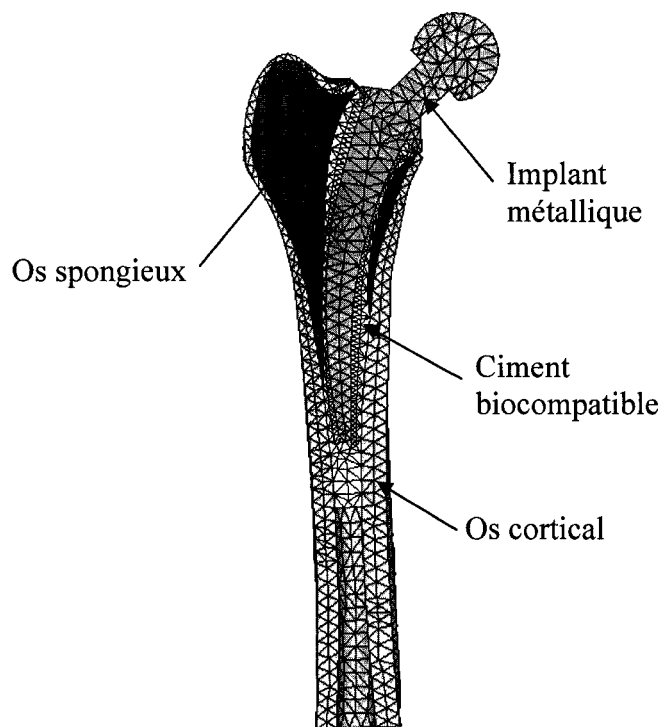


Figure 4 Illustration de la géométrie d'une ATH personnalisée

Objectif général

L'objectif général de notre étude est d'étudier numériquement le comportement d'une ATH cimentée personnalisée, soumise à des chargements de flexion et de torsion, afin de déterminer si les contraintes résiduelles créées lors de la polymérisation du ciment influent sur la distribution des contraintes dans le ciment à l'interface ciment-implant après chargement.

Pour ce faire un modèle par éléments finis, d'une ATH cimentée personnalisée est reconstruit à partir de l'imagerie médicale.

Structure du rapport

Le premier chapitre se compose de la revue des connaissances et de la littérature et des objectifs spécifiques de notre étude. Le second chapitre présente la méthodologie utilisée pour développer et valider le modèle éléments finis d'un fémur ayant subi une ATH personnalisée. Le troisième chapitre expose les résultats obtenus à l'aide du modèle éléments finis d'une ATH personnalisée. Le quatrième chapitre propose une analyse et une discussion des résultats obtenus avec le modèle d'éléments finis. Enfin, la conclusion de ce projet est présentée et des recommandations pour les travaux futurs sont énoncées.

CHAPITRE 1

REVUE DES CONNAISSANCES ET DE LA LITTÉRATURE

Ce premier chapitre se veut une revue des connaissances et de la littérature liées aux arthroplasties totale de la hanche (ATH) cimentée. La première partie, qui est la revue des connaissances (section 1.1 à 1.5), consiste à décrire l'anatomie de la hanche et du fémur. Ensuite, l'opération de l'ATH est présentée. La seconde partie est la revue de la littérature où sont présentés différents travaux qui étudient le comportement des ATH (section 1.6). En dernier lieu, les objectifs spécifiques du projet sont présentés.

1.1 Description des plans anatomiques

Les descriptions anatomiques sont faites par rapport à la position anatomique de référence. Cette dernière est lorsque le patient est vu de face, les paumes de main tournées vers l'avant et les pouces dirigés vers l'extérieur. Trois plans sont nécessaires pour effectuer les descriptions, soit le plan frontal, sagittal et transversal (figure 5). Une description de chacun d'eux suit.

Plan frontal

Ce dernier sépare le corps en deux parties, soit l'avant et l'arrière. Tout ce qui est en avant de ce plan est ventral ou antérieur et tout ce qui est en arrière est dorsal ou postérieur.

Plan sagittal

Il s'agit d'un plan antéro-postérieur, l'axe médian du corps est symbolisé par la colonne vertébrale. Une coupe sagittale qui passe par cet axe est dite sagittale médiane, lorsqu'elle s'éloigne grandement elle est dite latérale.

Plan transversal

Ce plan divise le corps en deux parties, soit la partie du haut et celle du bas. Les deux parties sont appelées crâniiales pour le haut et caudales pour le bas.

Également, les termes proximal et distal sont deux termes qui reviennent souvent lors de ce projet. Le premier signifie que l'on est près de l'origine d'une structure ou du point d'attache d'un membre du tronc et le second que l'on est loin.

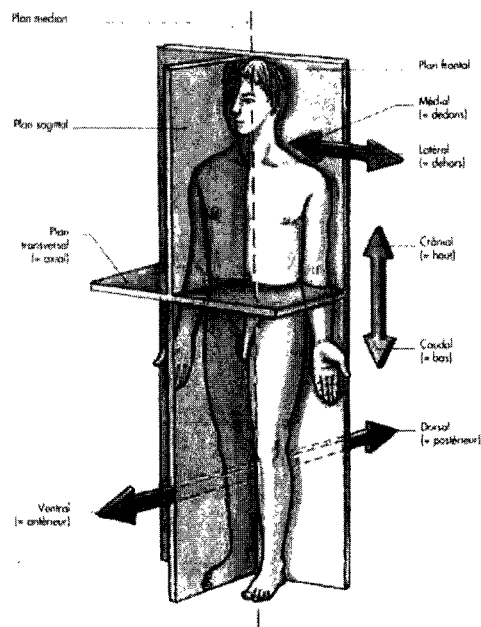


Figure 5 Plans anatomiques
Adapté de Chevallier (1998)

1.2 Anatomie de la hanche

L'anatomie de la hanche peut être décrite de façon descriptive ou fonctionnelle. Ces deux types de description sont présentés dans les deux sous-sections suivantes.

1.2.1 Anatomie descriptive

L'articulation de la hanche est une articulation synoviale qui assure le transfert de poids entre le tronc et le membre inférieur, elle unit le fémur à l'os coxal (figure 6). Cette articulation est de type joint à rotule et les surfaces articulaires sont la tête fémorale et l'acétabulum de l'os coxal. La tête fémorale est une sphère qui s'insère dans la cavité de l'acétabulum. L'extrémité de la tête fémorale et une partie de la cavité de l'acétabulum sont recouvertes d'une mince couche d'un tissu résistant et élastique appelé le cartilage. Ce dernier facilite les mouvements, en réduisant la friction entre la tête fémorale et l'acétabulum et repartit le poids à travers l'articulation.

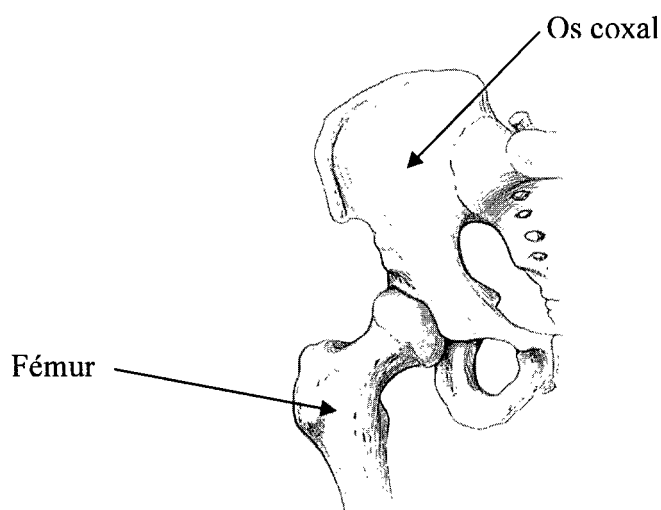


Figure 6 Articulation de la hanche
Adapté de www.bartleby.com (2004a)

La tête fémorale est une saillie arrondie, représentant les deux tiers d'une sphère. La totalité de la tête, à l'exception de l'insertion du ligament de la tête fémorale, est recouverte d'une couche de cartilage (figure 7). L'acétabulum est une demi-sphère creuse qui, en général, est parfaitement adapté à la courbure de la tête fémorale. Seulement le tiers de la surface de l'acétabulum est recouvert de cartilage. La partie non

recouverte est la fosse acétabulaire. Le cartilage a une forme de croissant dont l'ouverture est dirigée vers le bas (figure 8). Ces cartilages ainsi que le liquide synovial permettent à la tête fémorale de se déplacer aisément à l'intérieur de l'acétabulum en réduisant au minimum la friction entre la tête fémorale et l'acétabulum. Par ailleurs, ce cartilage permet d'amortir les chocs que subit l'articulation.

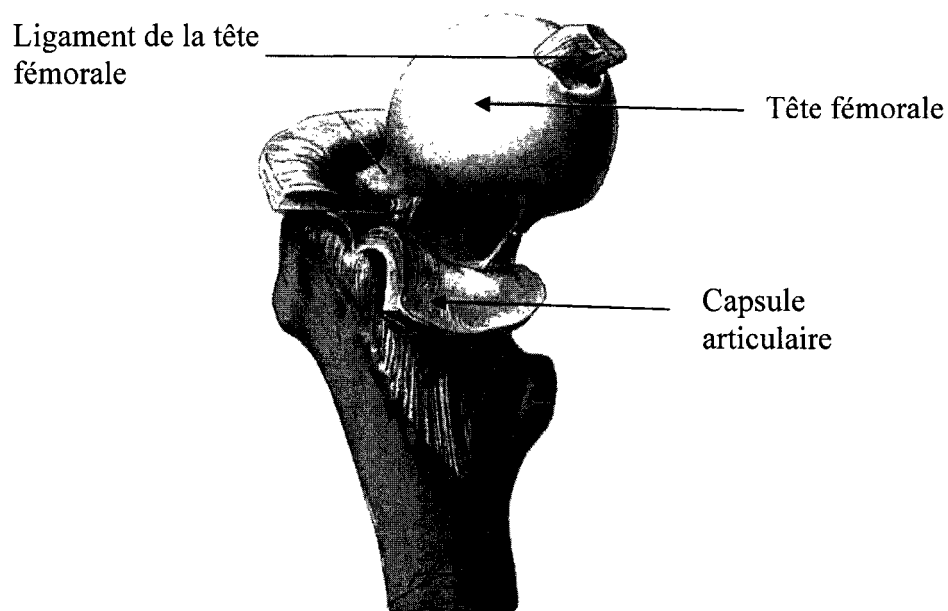


Figure 7 Tête fémorale et capsule articulaire
Adapté de Rouvière et al. (2002)

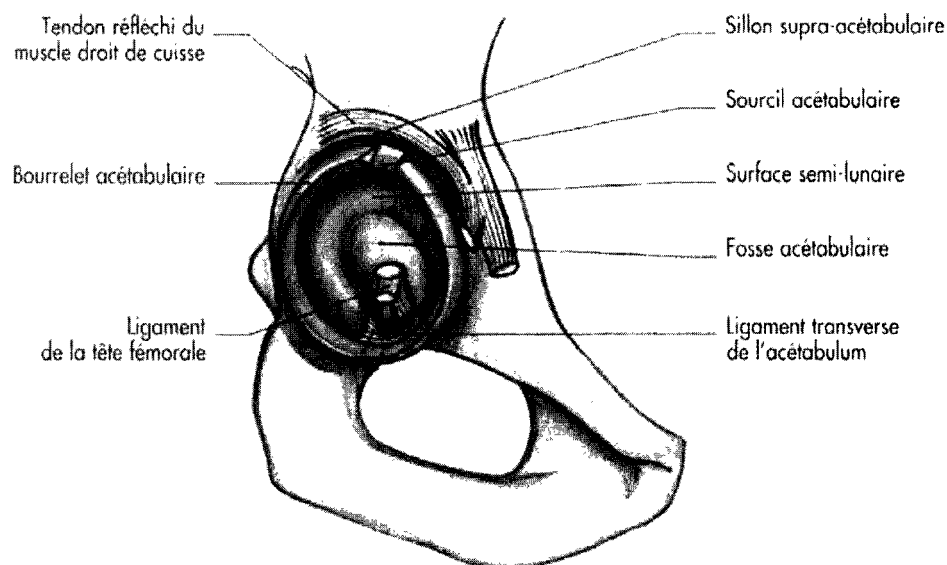


Figure 8 Acétabulum coxal
Adapté de Chevallier (1998)

La tête fémorale est maintenue à l'intérieur de l'acétabulum à l'aide de la capsule articulaire, les ligaments qui renforcent cette capsule et par un ligament indépendant de la capsule. La capsule articulaire s'insère sur le pourtour osseux du bourrelet acétabulaire et sur la partie attenante de la face externe du labrum acétabulaire (figure 8, figure 9 et figure 10). Les ligaments qui renforcent la capsule sont appelés extracapsulaires et l'indépendant, intracapsulaire. Les ligaments extracapsulaires sont le ilio-fémoral, le pubo-fémoral (figure 9) et le ischio-fémoral, le ligament anulaire (figure 10). Le ligament intracapsulaire est celui de la tête fémoral (figure 7 et figure 8).

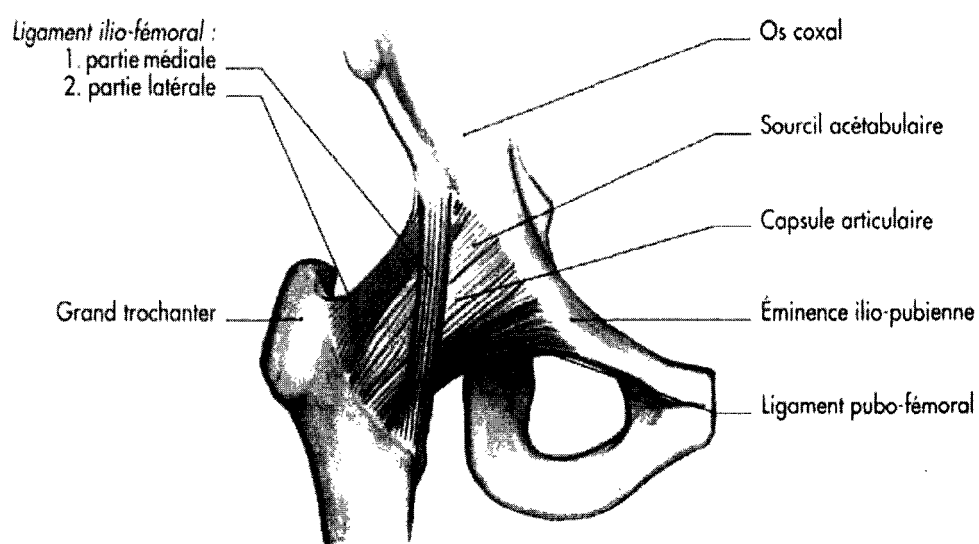


Figure 9 Ligaments de la hanche, vue ventrale
Adapté de Chevallier (1998)

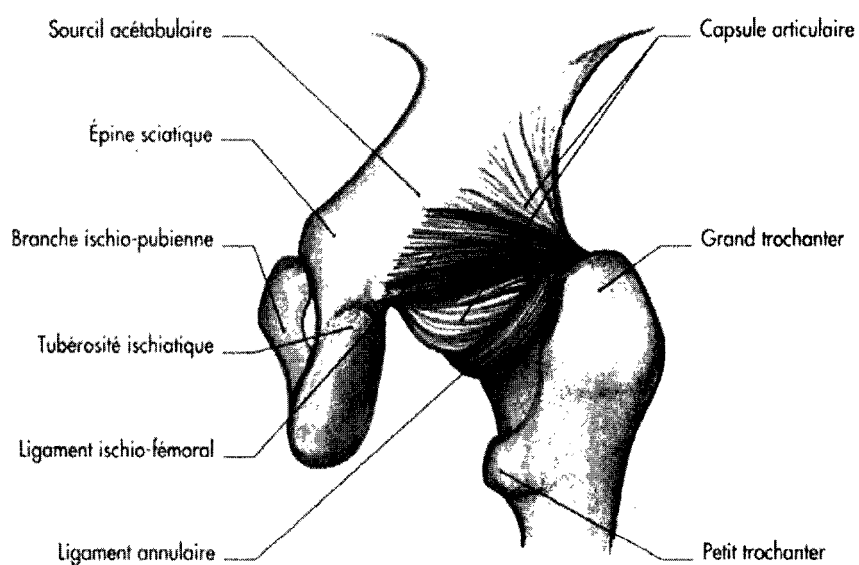


Figure 10 Ligaments de la hanche, vue dorsale
Adapté de Chevallier (1998)

1.2.1.1 Anatomie du fémur

Une description de l'anatomie du fémur est présentée dans les lignes qui suivent. Cette description sera utile lors de la création du système de coordonnées utilisé dans le projet.

Le fémur est le plus grand os long du corps (figure 11). Cet os est divisé en quatre régions, soit le corps fémoral (diaphyse), le col fémoral, l'extrémité proximale et distale. Son extrémité proximale comprend la tête fémorale articulée avec l'acétabulum de l'os coxal. Également, la partie proximale du fémur possède 2 trochanters, le grand et le petit. Le col fémoral forme un angle d'environ 130° avec celui de l'axe longitudinale du fémur. L'extrémité distale du fémur appartient au genou. Deux condyles sont présents à cette extrémité, soit médial et latéral. Ces deux condyles sont unis par la surface patellaire (trochlée) sur la face antérieure et sont séparés par la fosse intercondylaire sur la face postérieure. Du côté médial et au dessus du condyle, se trouve l'épicondyle médial qui porte un relief, le tubercule des adducteurs. Du côté latéral, se trouve l'épicondyle latéral.

Le fémur est composé de deux types d'os, soit le cortical et le spongieux. L'os spongieux se retrouve principalement aux extrémités proximale et distale et y est recouvert d'une mince couche d'os cortical. Le corps du fémur, la diaphyse, est fait d'os cortical (figure 12).

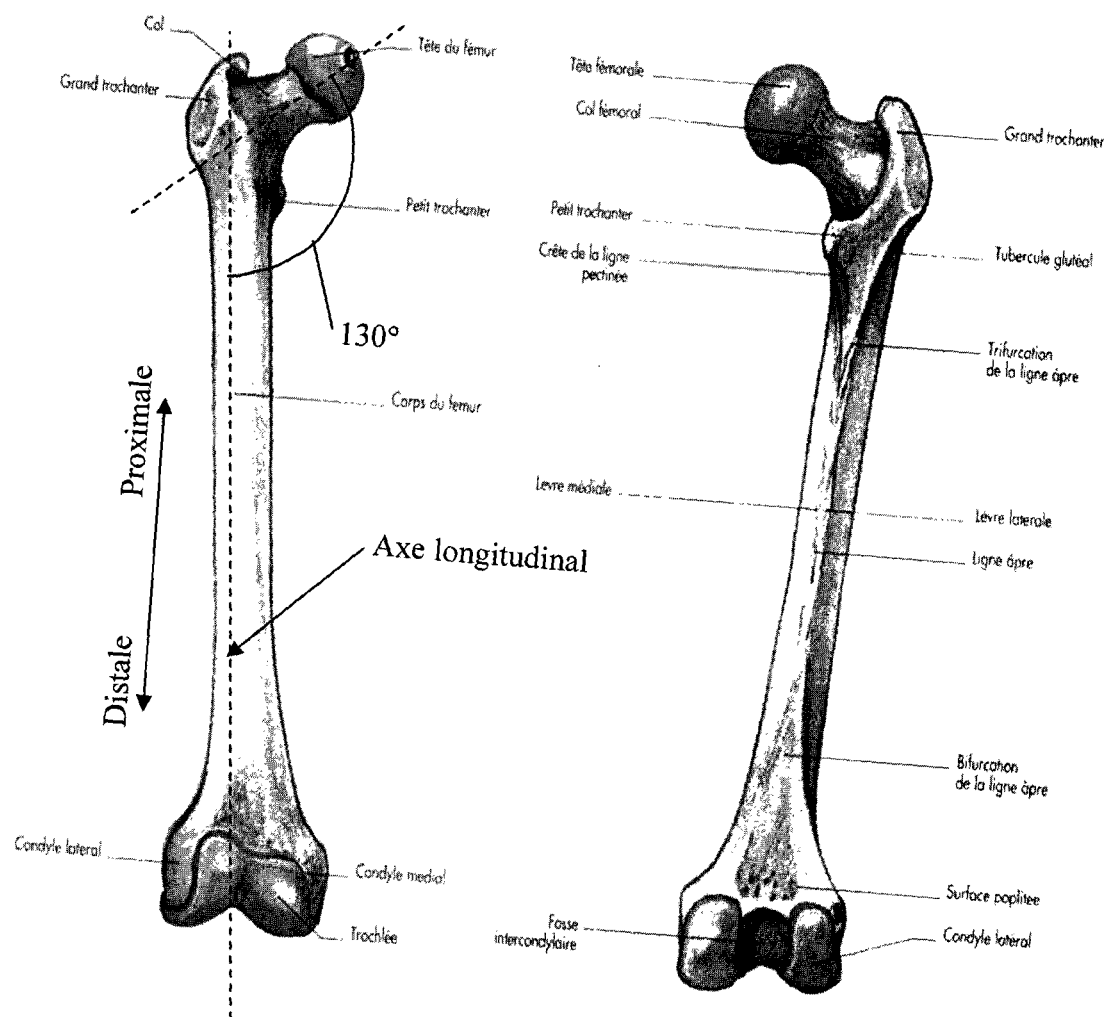


Figure 11 Fémur vue antérieure et dorsale
Adapté de Chevallier (1998)

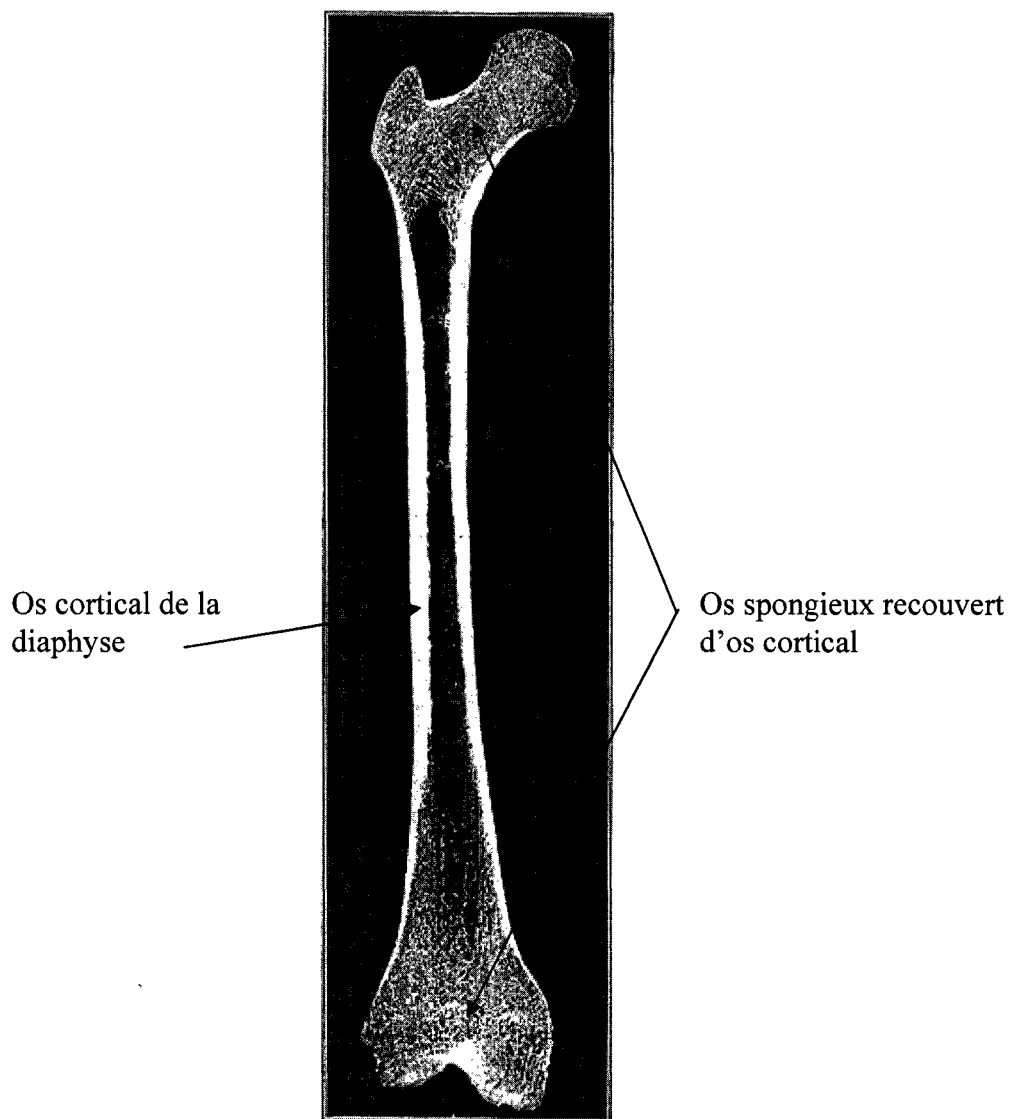


Figure 12 Os cortical et spongieux du fémur
Adapté de www.bartleby.com (2004a)

1.2.1.2 Muscles de la hanche

L'articulation de la hanche est mue par différents muscles dont l'emplacement de chacun explique sa fonction. Les mouvements de cette articulation sont la rotation externe et interne, l'extension, la flexion, l'abduction et l'adduction. Les muscles de la

hanche sont présentés à la figure 13 et figure 14. Étant donné que certains muscles de la hanche ont des grandes surfaces d'insertion d'origine et des grandes surfaces de terminaison, certains muscles ont plus d'une fonction. Chacun des muscles, sur les trois figures, a un ou des chiffres correspondant à sa ou ses fonctions. Les muscles agissant comme rotateurs internes sont notés du chiffre 1, les rotateurs externes sont notés du chiffre 2, les extenseurs sont notés du chiffre 3, les fléchisseurs sont notés du chiffre 4, les abducteurs sont notés du chiffre 5 et les adducteurs sont notés du chiffre 6.

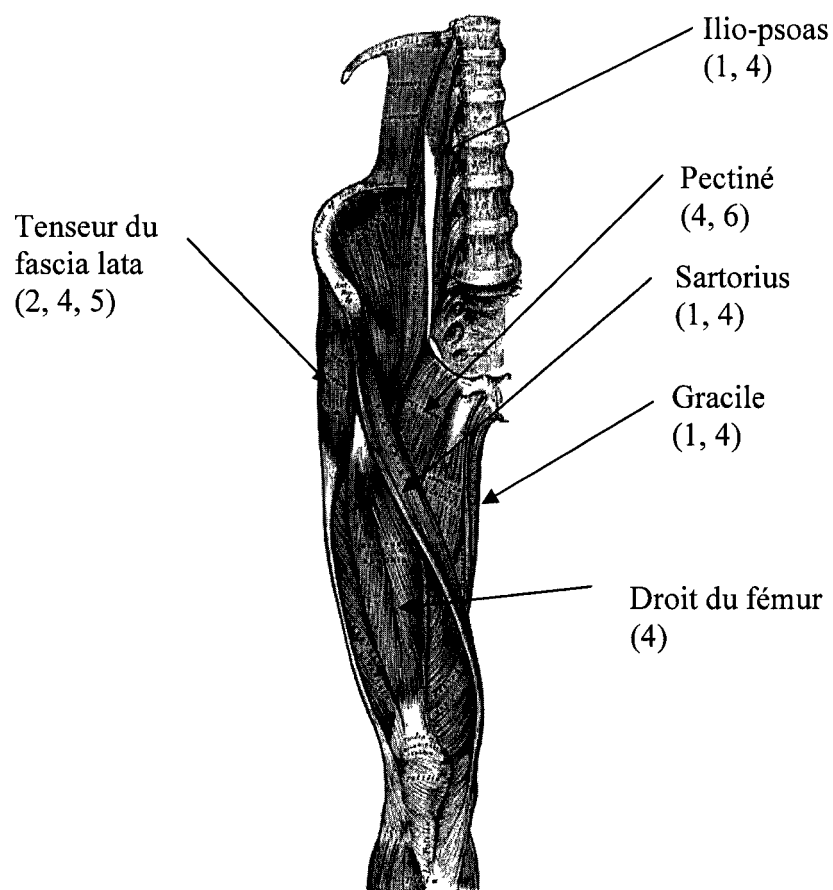


Figure 13 Muscles extérieurs de la hanche, vue ventrale Muscles dénotés par 1) rotateurs internes, 2) rotateurs externes, 3) extenseurs 4) fléchisseurs, 5) abducteurs et 6) adducteurs
Adapté de www.bartleby.com (2004b)

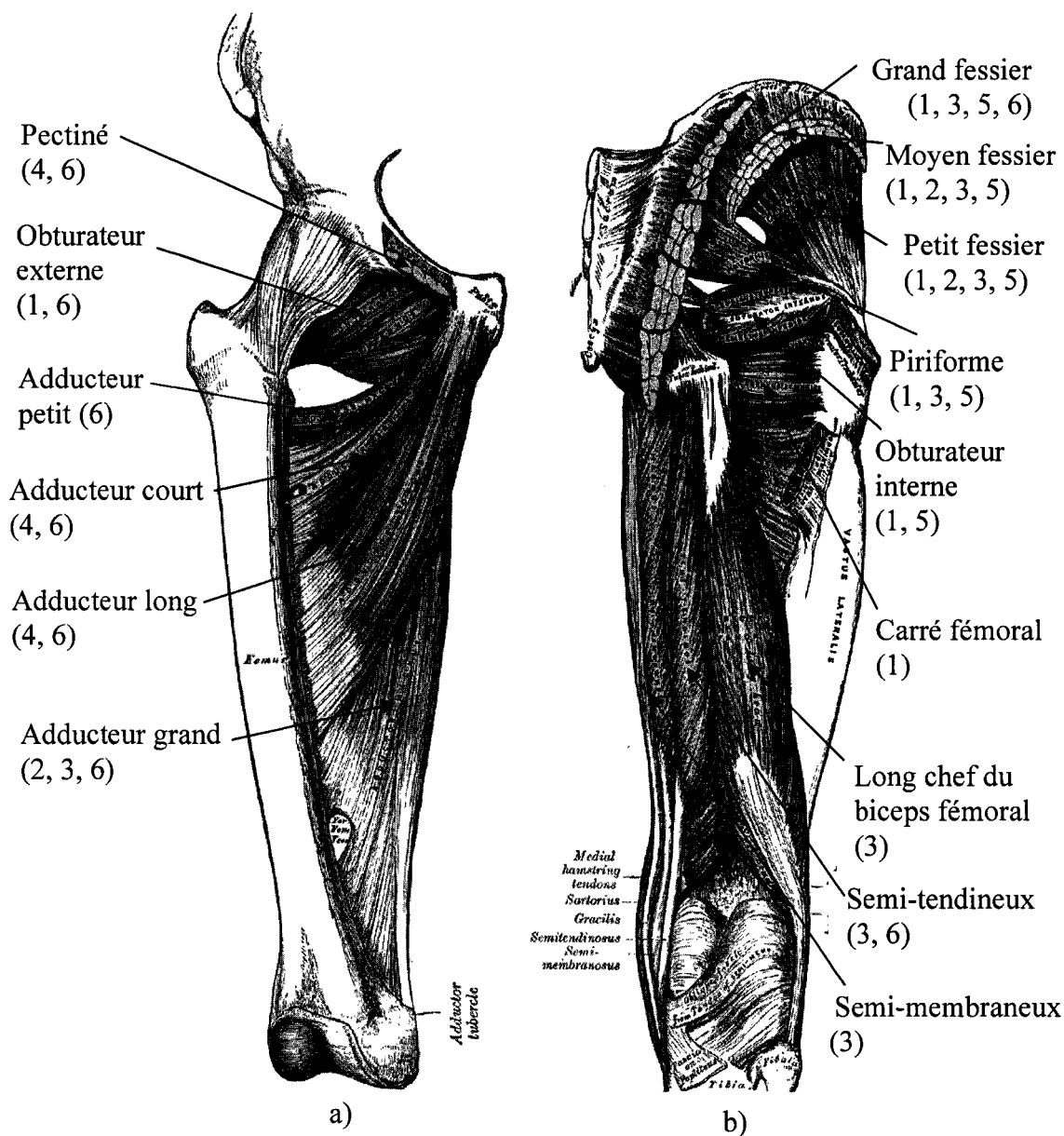


Figure 14 Muscles internes de la hanche, a) vue ventrale, b) vue dorsale. Muscles dénotés par 1) rotateurs internes, 2) rotateurs externes, 3) extenseurs 4) fléchisseurs, 5) abducteurs et 6) adducteurs
Adapté de www.bartleby.com (2004b)

1.2.2 Anatomie fonctionnelle

L'activité de la marche est une succession d'appuis monopodes. Lors de la marche, le bassin est en porte-à-faux et le poids du corps tend à faire basculer le bassin à l'opposé de la hanche portante. En position d'appui monopode, le bassin ne bascule que de 5° puisque les muscles abducteurs diminuent la rotation de ce dernier (Castaing, 1979). Cet équilibre est aidé par le fascia glutéal, ainsi que par les trois muscles qui s'y rattachent soit le muscle tenseur du fascia lata, le moyen fessier et le grand fessier. Lorsque ce système est regardé d'un point de vue mécanique, on peut le comparer à une balance dont le fémur est la colonne portante, le bassin est le fléau et l'articulation de la hanche le pivot. Les extrémités de cette balance sont soumises à deux forces, soit le poids du corps d'un côté et de celle des abducteurs de l'autre côté.

La forme du bassin et du fémur ainsi que le passage du centre de gravité légèrement au-delà du plan sagittal, font en sorte que les bras de levier de chacune de ces deux forces ne sont pas égaux. La conséquence de cette inégalité fait en sorte que le poids ou force de contact supporté par la tête fémorale est supérieur à deux fois le poids du corps. En effet, à l'aide d'implants télémétriques Bergmann et al. (2001) mesurent la force de contact lors de l'activité de la marche et la monter des escaliers sur des sujets ayant subi une arthroplastie totale de la hanche. Durant la marche, la force moyenne est de 2.38 fois le poids du corps. Lors de la monter des marches, la force de contact moyenne est de 2.51 fois le poids du corps (Bergmann et al., 2001).

Lorsqu'un diagramme du corps libre (DCL) est fait pour la partie proximale du fémur (voir figure 15), il inclut l'os proximal du fémur, la force de contact que subit la tête fémorale et la force des abducteurs. Comme on le verra plus tard le chargement utilisé lors de l'activité de la marche est basé sur le DCL de la partie proximale du fémur.

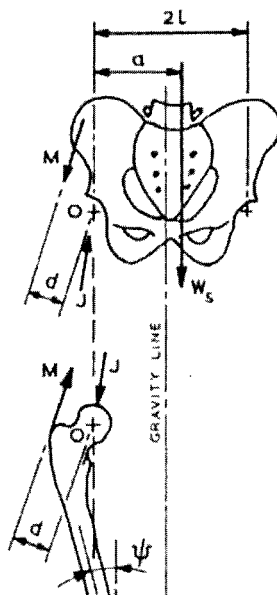


Figure 15 DCL du fémur proximal et du bassin
Adapté de McLeish et Charnley (1970)

1.3 Arthrose

Lorsque l'articulation est atteinte par la maladie de l'arthrose, le cartilage s'affaiblit et finit par s'éroder, plus particulièrement des trous et des déchirures se forment. Les fragments qui se détachent du cartilage nuisent au fonctionnement de l'articulation. De plus ces fragments détachés, finissent par irriter les tissus mous environnants ce qui cause de l'inflammation. Éventuellement, les os de l'articulation finissent par frotter l'un contre l'autre, causant ainsi de la douleur à l'articulation et une réduction de la mobilité. Dépendamment de la détérioration du cartilage et de la tolérance du patient à la douleur, cette pathologie peut être traitée avec ou sans opération.

1.3.1 Traitements de l'arthrose sans opération

La méthode sans opération consiste à diminuer ou arrêter les activités qui causent le plus de douleur, tel que la montée des escaliers. Également, la prise d'anti-inflammatoires

aide à réduire l'inflammation qui augmente la douleur. Finalement, la perte de poids et l'utilisation d'une canne dans la main opposée à l'articulation malade aide à réduire le transfert de charge que subie l'articulation. Lorsque les méthodes sans opération ne permettent plus de diminuer la douleur et que la qualité de vie du patient se détériore, deux types d'interventions chirurgicales existent pour remédier à la douleur, soit l'ostéotomie et l'arthroplastie totale de la hanche (ATH).

1.3.2 Traitements de l'arthrose avec opération

L'ostéotomie est une intervention chirurgicale qui consiste à réaligner ou à corriger une articulation déformée en excisant du tissu osseux et en réorientant les os pour que le transfert de poids porte sur les régions saines de l'articulation (www.arthrite.ca, 2004). Ce type d'opération demeure une solution temporaire puisque l'arthrose est propice à se développer aux régions saines de l'articulation. Le temps de réhabilitation est beaucoup plus long que celui d'une ATH et les résultats obtenus avec l'ostéotomie sont moins prévisibles que ceux obtenus avec une ATH. Donc, le remplacement total de la hanche par un implant métallique est effectué plus fréquemment.

L'arthroplastie totale de la hanche (ATH) consiste à remplacer l'articulation défectueuse par un implant métallique du côté du fémur et un réceptacle en métal du côté de l'acétabulum. Plus précisément, l'implant est composé de la tige fémorale et de la tête fémorale. Pour certains implants, la tige et la tête fémorale forment une seule pièce et pour d'autres il s'agit d'un système modulaire qui est assemblé lors de l'opération. Du côté du bassin, le réceptacle est composé de deux pièces, la première qui est en métal se fixe sur l'acétabulum et la seconde en polyéthylène se fixe sur celle en métal. La figure 16 montre les composantes d'une ATH.

1.4 Modes de fixation de l'implant

L'implant métallique peut être fixé à l'os selon deux méthodes, soit avec ciment ou sans ciment. La méthode non cimentée consiste à créer un ajustement avec serrage (press-fit) entre l'implant métallique et l'os, cette technique donne une seule interface (voir figure 17). Donc la préparation du canal médullaire se fait en créant une empreinte légèrement plus petite que celle de l'implant (voir figure 18). Lors de ce type de fixation, la tige de l'implant a souvent un fini de surface ou un revêtement d'hydroxyapatite dans la partie proximale afin de permettre une croissance de l'os à la surface de l'implant, phénomène appelé ostéointégration.

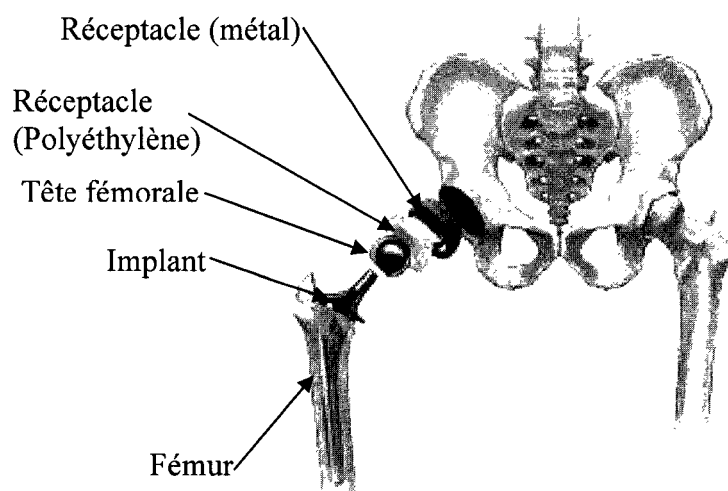


Figure 16 Composantes d'une ATH
Adapté de www.zimmer.com (2004)

En ce qui concerne les implants cimentés, ces derniers sont fixés à l'os à l'aide d'un ciment biocompatible appelé communément polyméthylméthacrylate (PMMA), cette technique contrairement à la précédente crée deux interfaces, soit entre le ciment et l'os (ciment-os) et entre le ciment et l'implant (ciment-implant). Donc, lors de la préparation du canal médullaire, une empreinte légèrement plus grande que celle de l'implant

métallique est créée de manière à obtenir une couche de ciment de quelques millimètres entre l'os et l'implant. Ensuite, le liquide monométhylmethacrylate (MMA) et la poudre de polyméthylmethacrylate sont mélangés pour obtenir le ciment osseux dans un état de pâte visqueuse. Dans cet état, le ciment est inséré dans la cavité médullaire et l'implant est positionné. Lors de la polymérisation, le ciment durcit et stabilise l'implant. En durcissant, le ciment ne crée aucun lien chimique avec l'os ou l'implant, en conséquence le transfert de charge dépend des congruences de l'implant ou de l'os et de l'adhérence mécanique. De plus, des contraintes résiduelles sont créées à l'intérieur du volume du ciment. Ces contraintes résiduelles sont générées par l'expansion de ce dernier due à une réaction exothermique du ciment. Les implants utilisés avec cette méthode peuvent avoir un mince recouvrement de PMMA ou un fini de surface dans le but d'augmenter l'adhérence avec le ciment.

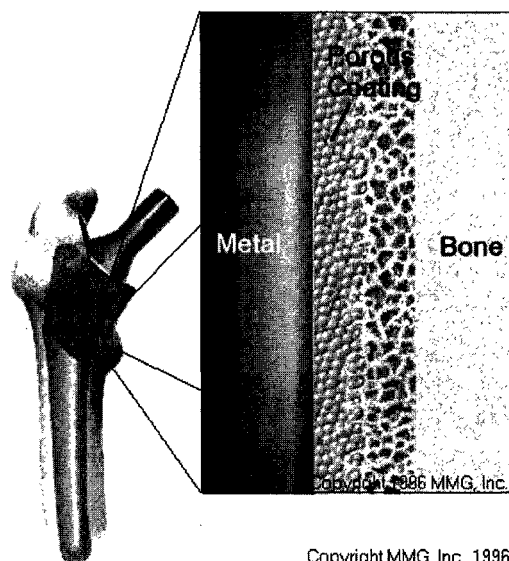


Figure 17 Interface créée lors d'une ATH non-cimentée
Adapté de www.healthpages.org (2004)

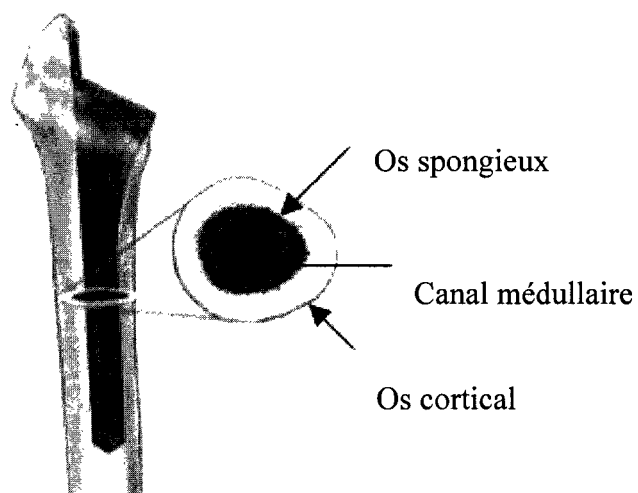


Figure 18 Illustration du canal médullaire
Adapté de www.zimmer.com (2004)

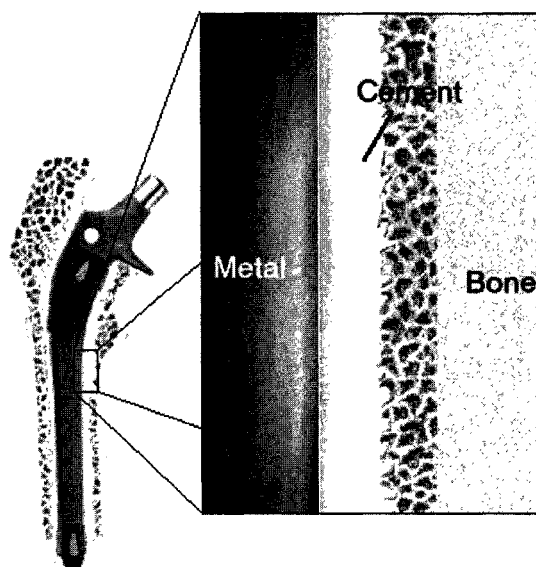


Figure 19 Interfaces créées lors d'une ATH cimentée
Adapté de www.healthpages.org (2004)

1.4.1 Implants cimentés versus non cimentés

Selon Herberts et Malchau (2000) qui analysent 160 000 cas du registre suédois, les implants non cimentés ont un taux de révision de 13 % comparativement à 7.1% pour les implants cimentés sur une période de suivi de 19 ans. Harris (1995), recommande de cimenter toutes les pièces fémorales lors d'une arthroplastie totale de la hanche et ce indépendamment de l'âge, du poids et du sexe du patient. Selon ce chirurgien orthopédiste, les techniques améliorées de cimentation (2^{ème} génération) prolongent la durée de vie de l'ATH et réduisent considérablement l'ostéolyse. Les travaux de D'Lima et al. (1998), développent une technique de comparaison multifactorielle entre les implants cimentés et non cimentés et à l'aide de cette technique les implants cimentés sont favorables aux implants non cimentés. D'un autre côté, Laupacis et al. (2002) effectuent le suivi de 250 patients, 124 avec implant cimenté et 126 avec implant non cimenté sur une période d'environ six ans. Dans les deux types de fixation, l'implant utilisé est en alliage de titane. Le nombre de révision pour les cas cimentés est plus grand, avec treize révisions, que celui des cas non cimentés avec six révisions. Ces auteurs expliquent ce résultat, contraire à ce que l'on retrouve à la littérature, par le fait que l'utilisation d'un implant en alliage titane n'est pas un choix approprié pour les arthroplasties totales de la hanche cimentées.

1.5 Matériaux pour les implants

Les matériaux utilisés pour les implants sont des alliages de métaux, tels qu'un alliage de cobalt-chrome (Cr-Co) ou un alliage de titane (TiAl6V4). Selon, Huiskes (1990) l'utilisation d'un implant en Cr-Co est plus approprié pour les ATH cimentées, puisque les contraintes à l'interface proximale augmentent lorsque que l'on utilise des implants en alliage de titane. Les résultats de Laupacis et al. (2002), appuient les recommandations de Huiskes (1990).

1.6 Types de travaux pour étudier les ATH

On retrouve dans la littérature différents auteurs qui travaillent à améliorer la durée de vie des ATH (Ahmed et al., 1982a; Ahmed et al., 1982b; Baroud et Willmann, 2001; Bergmann, 2001; Chang et al., 1998; Cristofolini, 1997; Davies et Harris, 1993; D'Lima et al., 1998; Gross et Abel, 2001; Harris, 1995; Huiskes, 1990; Jasty et al., 1992; Jasty et al., 1991; Kleemann et al., 2003; Laupacis et al., 2002; Lennon et Prendergast, 2001; Li et al., 2004; Lu et McKellop, 1997; Mann et al., 1991; Merz et al., 1996; Mohler et al., 1995; Nuño et Amabili, 2002; Stolk et al., 2002; Verdonschot et Huiskes, 1996, 1997, 1998; Waide et al., 2004; Yerby et al., 2000). Certains en effectuant un suivi clinique sur des patients *in-vivo* ou *ex-vivo*. À l'aide de ces suivis, il est en outre possible de comparer les différentes techniques de cimentation, s'il s'avère bénéfique d'utiliser un implant avec collet ou de déterminer les performances cliniques de différents implants. Certaines études reproduisent *in-vitro*, les conditions *in-vivo* d'une ATH pour étudier, entre autres, l'effet du fini de surface de l'implant métallique sur la propagation des fissures dans la couche de ciment ou pour déterminer la résistance en cisaillement et en tension de l'interface ciment-implant. Également, l'intégrité du ciment et la répartition des contraintes à travers la couche de ciment sont étudiées pour un chargement statique et en fatigue en utilisant la méthode numérique des éléments finis. Les travaux pour améliorer la durée de vie ou comprendre le mécanisme des ATH se font selon trois méthodes, soit cliniquement (*in vivo* ou *ex vivo*), expérimentalement (*in vitro*) et numériquement. Un résumé de quelques articles intéressants qui étudient les ATH suit. Ces articles sont classés selon la méthode utilisée pour effectuer l'étude.

1.6.1 Études cliniques

Jasty et al. (1991) étudient 16 fémurs cadavériques ayant une ATH cimentée. Les fémurs ont été sectionnés transversalement à des intervalles de 5mm afin de les examiner par microscopie électronique à balayage. Le descellement à l'interface ciment-implant est la première étape dans le processus de descellement total de l'ATH. Le descellement de

l'interface ciment-implant fait augmenter les contraintes dans le ciment et sous des charges répétitives, ces contraintes finissent par créer des fissures radiales et circonférentielles qui s'initient à l'interface ciment-implant et qui dans certains cas se propagent jusqu'à l'interface ciment-os. Également la détérioration de la couche de ciment crée des débris qui semblent être la cause des tissus mous qui se développent à l'interface ciment-os. Éventuellement, la formation de ces tissus mous finit par créer la résorption de l'os et à obtenir le descellement total de l'ATH. Puisque des stries apparaissent sur les sections, le ciment subit une accumulation de dommage *in vivo* bien avant qu'il y ait descellement total. Par ailleurs, les fissures dans le ciment s'initient également à partir des vides contenus à l'intérieur de la couche de ciment.

Jasty et al. (1992) étudient à l'aide d'examen fractographiques des couches de ciment obtenues lors d'une révision ou une autopsie. Également, ces derniers analysent les tissus mous qui se trouvent à l'interface ciment-os afin de déterminer leur composition. Les tissus mous autour de l'interface ciment-os semblent être causés par deux mécanismes, soit mécanique et biologique. Le descellement à l'interface ciment-implant finit par user la surface de ciment, ce qui crée des débris de PMMA. Mécaniquement, des défauts dans la couche de ciment, les coins vifs de l'implant, le manque de ciment à certains endroits et les vides nuisent à l'intégrité de ciment qui, éventuellement, finit par fissurer. Les tissus mous extraits contiennent une grande quantité de particules de PMMA et de polyéthylène. Selon les auteurs le ciment se fissure dû à la grande différence entre les modules de Young à l'interface ciment-implant ainsi qu'à la fragilité du ciment lorsqu'il est soumis à un chargement cyclique.

Mohler et al. (1995) font le suivi de 1 941 patients qui ont subi une ATH cimentée en prenant des radiographies annuellement pendant dix ans. L'implant utilisé est fait en alliage de Co-Cr. Selon ces auteurs, un fini mat n'est pas adéquat car une fois que le descellement de l'interface ciment-implant se produit, l'implant érode la couche de ciment et crée des débris de PMMA. À leur tour, les débris initient l'ostéolyse dans la

partie proximale et dans la région distale. Afin d'augmenter la durée de vie des ATH cimentées, les auteurs suggèrent que la géométrie et le fini de surface de l'implant doivent réduire au maximum la production de débris de PMMA.

Laupacis et al. (2002) effectuent un suivi d'environ six ans sur 250 patients qui ont subi une ATH, 124 sont cimentées et 126 sont non cimentées. Le matériau de l'implant utilisé est un alliage de titane et les techniques de cimentation de la deuxième génération sont utilisées. Le nombre de révision dans le groupe cimentée est plus élevé, avec treize, que celui du groupe non cimentée avec six. Selon les auteurs, le nombre de révision élevé s'explique par l'utilisation d'un alliage de titane pour les implants cimentés. Les travaux de Huiskes (1990) corroborent ce fait. Selon Huiskes, il est préférable d'utiliser des implants fait de Cr-Co pour les ATH cimentées puisque ces derniers réduisent les contraintes à l'interface de 40% et 60% dans le ciment comparativement à un implant fait en alliage de titane.

1.6.2 Études expérimentales

Davies et Harris (1993) étudient la résistance au cisaillement en fatigue à l'interface ciment-implant en variant le fini de surface des échantillons métalliques à l'aide d'essai de poussée. Les finis de surface sont, soit "grit blasted", soit un revêtement de PMMA ayant 30 à 50 µm d'épaisseur, soit un métal poreux avec revêtement de PMMA et un métal ayant des reliefs de 0.254mm avec revêtement de PMMA entre autres. Deux géométries de tige métallique sont évaluées, soit cylindrique et rectangulaire avec bouts arrondis. Il s'avère que les échantillons avec un revêtement de PMMA ont en moyenne une durée de vie de 2.5 fois plus élevée que les échantillons sans revêtement. Parmi les échantillons avec revêtement, ceux ayant des reliefs de 0.254 mm survivent plus longtemps.

Les travaux de Verdonshot et Huiskes (1998) démontrent qu'un fini de surface rugueux est plus dommageable pour le ciment une fois qu'il y a descellement de l'interface

ciment-implant et ce même si le glissement à l'interface est réduit comparativement à un fini de surface lisse. Ces résultats sont obtenus en chargeant cycliquement deux échantillons ayant un fini de surface différent, soit lisse ($R_a = 0.033 \mu\text{m}$) et rugueux ($R_a = 9.96 \mu\text{m}$). Deux échantillons additionnels, servant de contrôle, ne subissent aucun chargement. À la fin des essais, les quatre échantillons sont coupés transversalement pour effectuer des observations sur les sections à l'aide d'un microscope électronique à balayage. Les sections de l'échantillon de contrôle ayant un fini de surface lisse ont une interface ciment-implant qui est bien collée. Dans le cas de l'échantillon avec un fini de surface rugueux, l'interface ciment-implant n'est pas complètement collée et des vides d'environ $10 \mu\text{m}$ sont présents. En ce qui concerne les sections des échantillons ayant subi le chargement, l'interface ciment-implant pour les échantillons avec un fini de surface lisse n'a pas changé. Aucun débris n'est présent et seulement quelques fissures sont présentes. Généralement, ces fissures s'initient aux pores présents dans le ciment. Dans le cas des échantillons avec fini de surface rugueux, c'est tout le contraire puisqu'on y retrouve beaucoup de débris de PMMA et de fissures radiales qui s'initient à l'interface. Les auteurs concluent qu'initialement la résistance à l'interface est augmentée par le fini de surface de l'implant, mais une fois qu'il y a le descellement de l'interface le fini crée des débris de PMMA.

Yerbi et al. (2000) déterminent la résistance au cisaillement à l'interface ciment-implant en revêtant la tige métallique avec du silane. La moitié des échantillons est immergée dans une solution saline pendant 60 jours. Trois types de ciment sont évalués, soit le Simplex P, Palacos E et Palacos R. La résistance au cisaillement des tiges traitées augmente d'un facteur variant entre 1.6 à 2.7 par rapport aux implants non traités. Aucune différence significative n'est présente entre les échantillons immergés et les non immergés pour le même type de ciment. Également, pour un environnement donné, aucune différence significative n'est détectée entre les trois types de ciment.

1.6.3 Analyses numériques

Huiskes (1990) étudie le mécanisme du transfert de la charge et la distribution des contraintes pour quatre types d'interface, soit cimentée, revêtement complet de l'implant, revêtement partiel de l'implant dans la région proximale et ajustement avec serrage. Pour ce faire, un modèle éléments finis 2D est utilisé. La rigidité de l'implant est simulée comme étant du Cr-Co. Également les simulations sont effectuées avec un alliage de titane pour étudier la réduction de rigidité. Pour le cas cimenté et revêtement complet l'interface de l'implant est complètement collée. Le cas avec revêtement partiel a l'interface de l'implant collée que dans la partie proximale. Le cas avec ajustement par serrage est descellée complètement. En général, excepté pour le cas avec ajustement avec serrage, le transfert de la charge dans la région proximale, se fait en compression dans la partie médiale et en tension dans la partie latérale, du côté distal l'inverse se produit. Les différences pour le cas avec ajustement avec serrage s'expliquent par le fait que dans ce cas le transfert de charge se fait uniquement en compression et que l'implant peut migrer distalement. Lorsque la rigidité de l'implant est diminuée, les contraintes de l'os dans la partie proximale augmentent d'environ 30% pour le cas cimenté, ce qui diminue le "stress-shielding". Par contre, les contraintes à l'interface ciment-implant et dans le ciment dans la région proximale augmentent de 40%. Pour les trois autres cas, la diminution de la rigidité de l'implant diminue le "stress shielding".

Verdonschot et Huiskes (1996) utilisent quatre modèles éléments finis 3D, créés à partir d'images CT-scan, pour déterminer le taux de défaillance du ciment et à l'interface ciment-os, lors de la phase d'appui de la marche. L'interface ciment-implant de chacun des modèles est différente pour les quatre cas, soit complètement collée, descellée avec coefficient de friction de 0.05, descellée avec coefficient de friction de 0.25 et descellée sans coefficient de friction. La probabilité de défaillance immédiate pour les quatre cas est presque nulle, donc la défaillance du ciment semble se produire à long terme. Lorsque l'interface ciment-implant est collé le taux de défaillance du ciment est à son

plus faible, par contre le taux de défaillance de l'interface ciment-os est le plus élevé. Des observations rapportées par Gardiner et Hozack. (1994) sur 17 implants fémoraux suivent la même tendance que les résultats de Verdonshot et Huiskes (1996). En effet, dans les 17 cas étudiés aucun n'avait de descellement à l'interface ciment-implant, mais tous ont eu un descellement à l'interface ciment-os.

Verdonshot et Huiskes (1997) développent un modèle éléments finis 3D personnalisé à partir d'images CT-scan pour étudier le processus de descellement de l'interface ciment-implant lors de la phase d'appui de la marche. La région distale est celle qui décolle en premier suivie de la région proximale médiale antérieure et la partie proximale latérale se descelle en dernier. Également, le processus de descellement est un processus qui se produit sous la fatigue et non de manière immédiate. Par ailleurs, les contraintes de cisaillement semblent être responsables du descellement à cette interface, il s'avère donc plus efficace d'augmenter la résistance en cisaillement à l'interface ciment-implant que celle en tension.

Gross et Abel (2001) développent un modèle éléments finis 3D d'une ATH idéalisée afin d'étudier l'effet de la variation de géométrie de l'implant sur le "stress shielding" qui se produit dans la région proximale de l'os. Ce modèle idéalisé est utilisé pour optimiser la géométrie de l'implant lors de l'activité de la marche, tout en gardant les contraintes de Von Mises du ciment en dessous d'une valeur de 6.5 MPa. Cela est fait en faisant varier l'épaisseur de l'implant cylindrique. Il s'avère que des implants ayant une conicité et une épaisseur constante réduisent le "stress shielding" dans la région proximale de l'os, mais augmentent considérablement les contraintes de Von Mises dans la couche de ciment. Par contre, un implant cylindrique à épaisseur variable permet de réduire le "stress shielding" et de rester en dessous d'une valeur de 6.5 MPa. Selon les auteurs, cette approche utilisée pour faire varier la rigidité de l'implant est une manière plus pratique que d'utiliser des matériaux ayant une rigidité différente.

Lennon et Prendergast (2001) construisent un modèle éléments finis 3D, à partir de la géométrie d'un fémur synthétique, afin d'étudier la distribution des contraintes dans la couche de ciment pour déterminer la probabilité de défaillance du ciment pour trois états de l'interface ciment-implant, soit complètement collé, descellement avec coefficient de friction de 0.32 en enlevant et en gardant la partie distale de la couche de ciment. Selon la distribution des contraintes obtenues, le cas ayant un descellement avec friction de l'interface ciment-implant est celui qui a le plus gros pourcentage de volume, soit 0.35%, qui se détériorera à un chargement de 10 millions de cycles.

Stolk et al. (2002) développent deux modèles éléments finis 3D, à partir de la géométrie de deux fémurs synthétiques ayant subi une ATH cimentée, afin de déterminer si les analyses par éléments finis peuvent prédire correctement le comportement d'une articulation ayant subi une ATH. Deux types d'implants sont utilisés, soit le Mueller Curved et le Lubinus SPII. Les déformations principales ainsi que leur direction sont comparées entre le modèle numérique et le montage expérimental. Les comparaisons se font à treize positions spécifiques, soit dix à la surface externe de l'os cortical (cinq médiales et cinq latérales) et trois à l'interface ciment-implant du côté médial. Cette comparaison est faite selon deux chargements, en flexion et en torsion, pour l'implant Mueller Curved et un chargement, en flexion seulement, pour l'implant Lubinus. Pour les deux types d'implant ainsi que pour les deux chargements, des coefficients de corrélation (R^2) près de 1 et des erreurs inférieures à 10% sont calculés entre les grandeurs des déformations principales pour les cas numériques et expérimentaux. Par ailleurs, les directions des déformations principales numériques, pour les deux chargements, sur la surface externe de l'os coïncident à l'intérieur de 6° à l'exception de la position la plus proximale du côté médial avec 13° pour le cas en flexion. Dans le cas des directions des déformations à l'interface ciment-implant, les directions des cas numériques ont une différence de 5° pour les deux positions les plus distales et 13° pour la position la plus proximale. Les auteurs concluent que les modèles éléments finis d'une

ATH peuvent reproduire les déformations expérimentales de l'os et du ciment, lorsque soumis à un chargement en flexion et en torsion, à l'intérieure d'une erreur de 10%.

1.6.4 Résumé

Il existe un grand nombre de travaux présents dans la littérature qui utilisent la méthode des éléments finis pour étudier le transfert de la charge à l'intérieur du ciment, de l'implant ou de l'os d'une ATH. Par contre, aucun de ces travaux ne prend en compte l'effet des contraintes résiduelles à l'intérieur du ciment. Comme mentionné plus tôt, lors de l'intervention chirurgicale, le ciment dans un état visqueux est inséré à l'intérieur de la cavité médullaire. Par la suite, l'implant métallique est positionné dans la cavité médullaire rempli de ciment. Lors de la polymérisation, le ciment prend de l'expansion due à sa réaction exothermique, ensuite il refroidit. Durant l'expansion, des contraintes en compression sont créées aux deux interfaces ciment-implant et ciment-os. Pendant le refroidissement, des contraintes en tension se créent à l'intérieur du ciment mais ces dernières ne sont pas suffisamment grandes pour contrebalancer les contraintes en compression. Donc, des contraintes en compression demeurent présentes aux interfaces ciment-implant et ciment-os (Ahmed et al., 1982a). Selon Nuño et Amabili (2002) qui mesurent indirectement la grandeur de ces contraintes, leur valeur varie entre 2.3 et 3.3 MPa. Ahmed et al (1982a). déterminent analytiquement que ces contraintes sont d'environ de 2.5 MPa.

Nuño et Avanzolini (2002) ont démontré avec une géométrie idéalisée d'une ATH que ces contraintes résiduelles peuvent faire augmenter jusqu'à quatre fois les contraintes de Von Mises dans la couche de ciment. Il s'avère donc approprié de se demander si l'effet que l'on retrouve avec une ATH idéalisée se produit dans une ATH avec géométrie personnalisée. Le cas échéant, les contraintes résiduelles doivent être prises en compte lorsque l'on veut étudier le comportement de cette articulation après l'intervention chirurgicale.

Les auteurs qui construisent un modèle éléments finis du fémur utilisent la géométrie d'un fémur synthétique commercial (Cheung et al., 2004; Kleemann et al., 2003; Lennon et Prendergast, 2001; Stolk et al., 2002; Waide et al., 2004) ou reconstruisent la géométrie du fémur à l'aide de l'imagerie médicale (Chang et al., 1998; Keyak et al., 1993; Merz et al., 1996; Verdonschot et Huiskes, 1996, 1997). Viceconti et al. (1998) ont effectué la reconstruction géométrique 3D de ce fémur synthétique commercial (Pacific Research, Sawbone) à l'aide d'un empilement d'images CT-scan. Ces auteurs ont ensuite rendu disponible la géométrie de ce fémur synthétique, en format IGES, sur Internet (Viceconti et al., 1998). Afin de personnaliser la reconstruction d'une ATH, une technique similaire à celle de Viceconti et al (1998) sera développée dans notre étude pour obtenir le fémur personnalisé d'un patient à partir de l'imagerie médicale.

1.7 Objectifs spécifiques

En référence à l'objectif général de ce projet formulé à l'introduction et du résumé de la revue de la littérature à la section précédente, les objectifs spécifiques de ce projet sont définis comme suit :

- a. Prise des images à l'aide de la tomographie axiale sériée (CT-scan) sur un patient.
- b. Segmentation 2D des images et reconstruction 3D du fémur proximal pour obtenir un modèle polyédrique.
- c. Conversion du modèle polyédrique dans le format IGES.
- d. Extraction des propriétés mécaniques de l'os à partir du niveau de gris des images médicales.
- e. Choisir un système de coordonnées approprié.
- f. Création du modèle 3D de l'implant.
- g. Reconstruction d'un modèle 3D de l'ATH personnalisée.
- h. Reconstruction d'un modèle éléments finis 3D personnalisé d'une ATH.
- i. Validation du modèle éléments finis à l'aide de résultats puisés de la littérature.

- j. Effectuer des analyses, afin de déterminer l'effet des contraintes résiduelles dans la distribution de la charge dans une articulation ayant subi une ATH.

CHAPITRE 2

MÉTHODOLOGIE

Ce second chapitre présente la méthodologie utilisée lors de ce mémoire. Il est divisé en trois grandes parties. Dans la première partie (section 2.1 à 2.4), il sera question des méthodes utilisées pour obtenir un modèle 3D solide, personnalisé du fémur proximal, qui peut être lu par différents logiciels de modélisation 3D paramétrique. Également, il sera question des techniques utilisées pour déterminer les propriétés mécaniques de l'os à partir des images CT-scan. Dans la deuxième partie (section 2.5 à 2.14), il sera traité de la reconstruction et la validation du modèle EF 3D d'un fémur personnalisé proximal ayant subi une ATH à partir de données de la littérature. La troisième partie (section 2.15 à 2.16) présente les analyses finales qui seront effectuées et une analyse de convergence du maillage pour le maillage utilisé dans les analyses finales.

2.1 Prise des images CT-scan

La première étape pour obtenir un modèle 3D solide personnalisé de la partie proximale du fémur d'un patient consiste à prendre des images de la région d'intérêt à l'aide d'une technique d'imagerie médicale. Les techniques d'imagerie médicale permettent d'obtenir l'information nécessaire pour reconstruire la structure interne voulue. Il existe diverses techniques d'imagerie médicale, telle que la radiographie, l'échographie, l'imagerie nucléaire, l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et la tomographie axiale sériée, en anglais CT-scan. Cette dernière technique permet d'obtenir un meilleur contraste pour les structures osseuses sur les images. Également, il est possible de corrélérer l'atténuation aux rayons X avec les densités effectives des objets qui apparaissent sur les images.

Les images de coupe transversale obtenues à l'aide d'un appareil CT-scan sont créées en émettant des rayons X à travers le corps, en faisant tourner l'émetteur sous divers angles.

L'atténuation des rayons X à travers le corps permet d'obtenir un profil d'intensité du faisceau émergeant dépendant de la position, correspondant à un angle en particulier (figure 20). Lorsque chacun de ces profils, pour une coupe transversale donnée, est empilé on obtient une image 2D appelée la transformée de Radon (figure 21). En appliquant une transformée de Fourier 2D inverse sur la transformée de Radon, on obtient l'image de la coupe transversale dans le domaine temporel. Chaque image transversale obtenue est typiquement composée d'une matrice 512 par 512 et de format DICOM. Chaque élément de cette matrice est appelé un pixel et contient le coefficient d'atténuation linéaire des rayons X à cet endroit. Chaque pixel correspond à un voxel. Le voxel est un élément à trois dimensions dont deux dimensions sont égales au pixel correspondant et la troisième dimension correspond à l'épaisseur de la tranche (figure 22). Un voxel clair représente une forte atténuation comme c'est le cas pour les os. Un voxel noir signifie une faible atténuation, par exemple l'air dans les poumons. Le coefficient d'atténuation (δ) est ensuite utilisé pour calculer le nombre d'Hounsfield (HU), l'équation (2.1) est utilisée pour ce calcul (Hobatho, 2003; Rho et al., 1995). Une relation pseudo-linéaire existe entre le nombre d'Hounsfield et la densité effective (g/m^3) du tissu traversé par les rayons X. Cette relation est souvent utilisée pour déterminer les propriétés mécaniques de l'os.

$$H(\text{Hounsfield}) = \frac{\delta(\text{tissu}) - \delta(\text{eau})}{\delta(\text{eau}) - \delta(\text{air})} \times 1000 \quad (2.1)$$

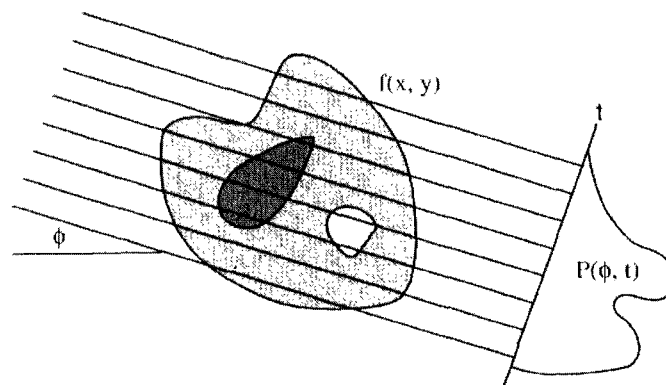


Figure 20 Profil d'intensité d'un plan de coupe
Adapté de Bushberg (2002)

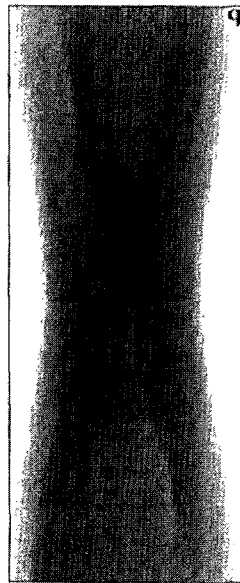


Figure 21 Transformée de Radon de 180 profils
Adapté de Russ (1999)

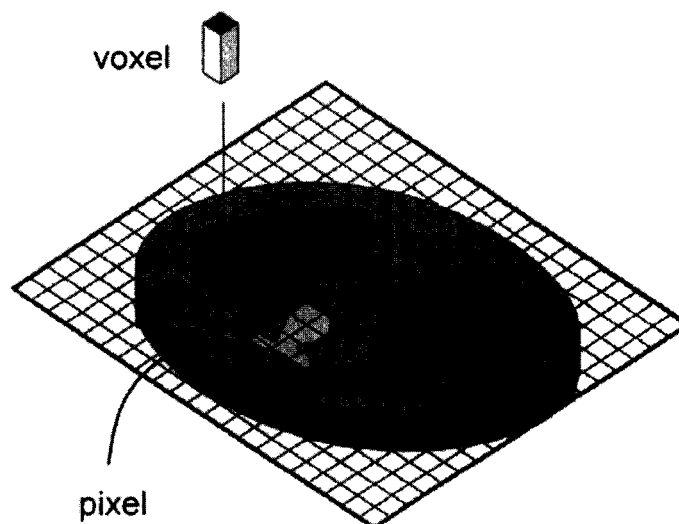


Figure 22 Représentation d'un pixel et d'un voxel
Adapté de Bushberg (1999)

Lors de ce projet, les images médicales avec l'accord du sujet sont prises à l'aide d'un appareil CT-scan (GE Medical System Hi-Speed CT/i). Le sujet a une vingtaine d'année et ne présente aucune pathologie dans la région proximale du fémur. La résolution des images est de 512 pixels par 512 pixels. La dimension de chacun de pixels est de 0.703 mm par 0.703 mm. L'épaisseur de chacune des tranches est de 1 mm pour la partie proximale jusqu'au petit trochanter et de 8 mm du petit trochanter à la partie la plus distale de la diaphyse. Les images sont sauvegardées sous le format DICOM. Une image type est présentée à la figure 23.

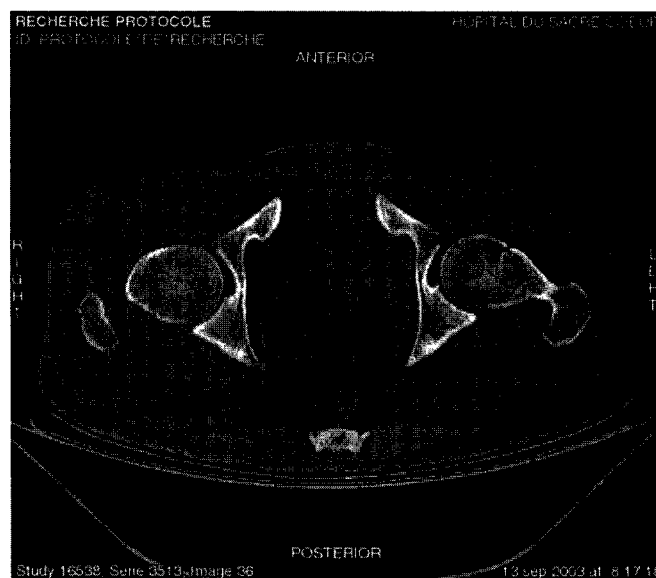


Figure 23 Image CT-scan

Le niveau de gris de chacun des pixels des images CT-scan est exprimé en unités de Hounsfield (HU). La valeur de cette unité pour chacun des pixels dépend de l'atténuation des rayons X des tissus et des paramètres d'acquisition de la machine. Les valeurs typiques du niveau de gris sont de 0 HU pour l'eau et de -1 000 HU pour l'air. Par contre, toutes les machines ne sont pas calibrées de manière à obtenir ces valeurs. Étant donné que ces niveaux de gris seront utilisés par le biais des densités, pour obtenir les propriétés mécaniques de l'os, il s'avère important de pouvoir calibrer ultérieurement les images de manière à obtenir ces niveaux de gris pour l'eau et l'air. Donc, lors de la prise des images, des objets de calibration dont la densité est connue sont placés près des jambes du patient. Les objets placés sont un sac d'eau, de l'os cortical et spongieux synthétique. Une région où l'on retrouve de l'air est également utilisée pour la calibration.

2.2 Segmentation 2D des images CT-scan

Lorsque la prise des images est effectuée, une segmentation 2D est nécessaire afin de déterminer les pixels qui font partie de l'objet que l'on cherche à reconstruire. Cette segmentation 2D de l'os est utile pour obtenir ultérieurement un modèle 3D polyédrique ou une série de courbes représentant l'objet reconstruit. Divers logiciels commerciaux et non commerciaux permettent d'effectuer cette étape. Dans le cadre de ce projet, la segmentation 2D des images se fait en utilisant le module SNAKE du logiciel commercial SliceOmatic (Tomovision). Ce module permet de tracer une courbe approximative du contour de l'os (voir figure 24a) et en minimisant l'énergie de cette courbe, elle vient épouser le contour interne ou externe de l'os (voir figure 24b). Plus particulièrement, la courbe initiale est déplacée autour de son voisinage vers les régions où le gradient de l'image est au maximum. Cette méthode est semi-automatique, car il s'avère souvent nécessaire d'effectuer des retouches manuelles afin d'épouser la forme avec exactitude. Une fois le contour désiré obtenu, les pixels qui se trouvent sur et à l'intérieur de la courbe sont mémorisés dans un fichier, cette étape est appelée l'étiquetage. Le fichier obtenu est de format TAG et porte le même nom que l'image d'où il est issu, ce dernier est utilisé ultérieurement pour calculer la moyenne des densités des régions segmentées. Cette procédure est effectuée jusqu'à ce que l'objet en question soit segmenté au complet.

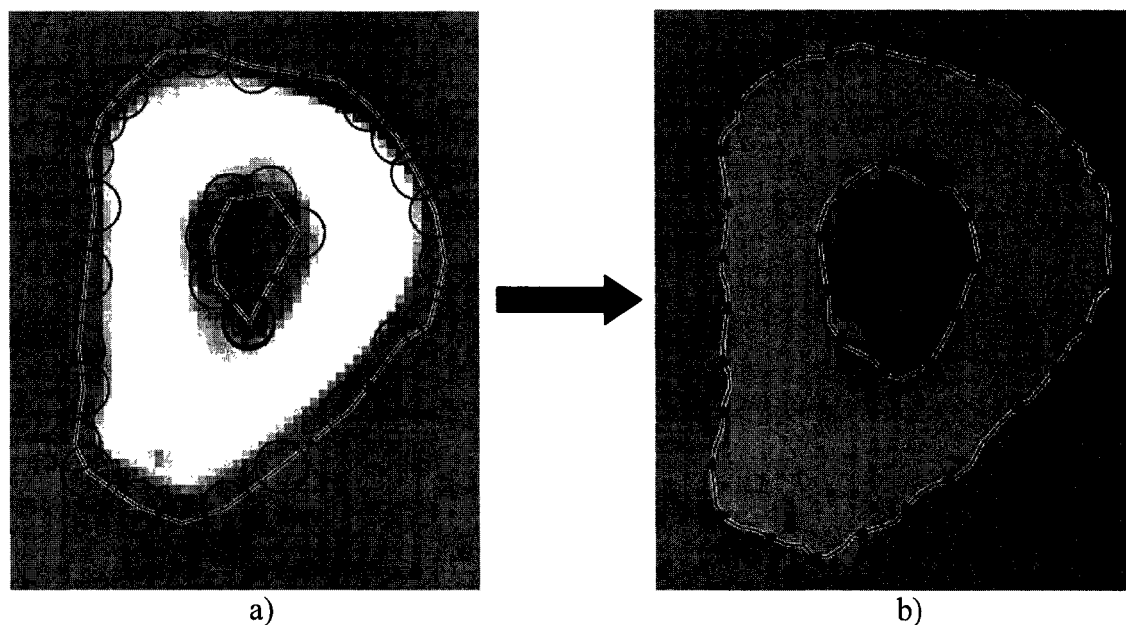


Figure 24 Segmentation 2D de l'os, a) contour approximatif b) contour exact

2.3 Reconstruction du modèle 3D solide du fémur proximal

Lorsque la segmentation 2D est terminée, le logiciel Slice-O-matic (Tomovision) permet d'obtenir deux modèles 3D (externe et interne) dont la surface de chacun d'eux est représentée par des facettes triangulaires appelée modèle 3D polyédrique (voir figure 25a). Également, il est possible d'obtenir une série de points attachés à des courbes représentant l'objet (voir figure 25b). Les logiciels de modélisation 3D paramétrique disponibles à l'ÉTS permettent d'importer les modèles polyédriques qu'à des fins de visualisation seulement, donc des étapes supplémentaires sont nécessaires pour obtenir un modèle 3D solide. Les points et les courbes peuvent être importés dans la majorité des logiciels de modélisation 3D. Par contre, pour obtenir un modèle 3D solide, des étapes supplémentaires à l'intérieur du logiciel sont nécessaires.

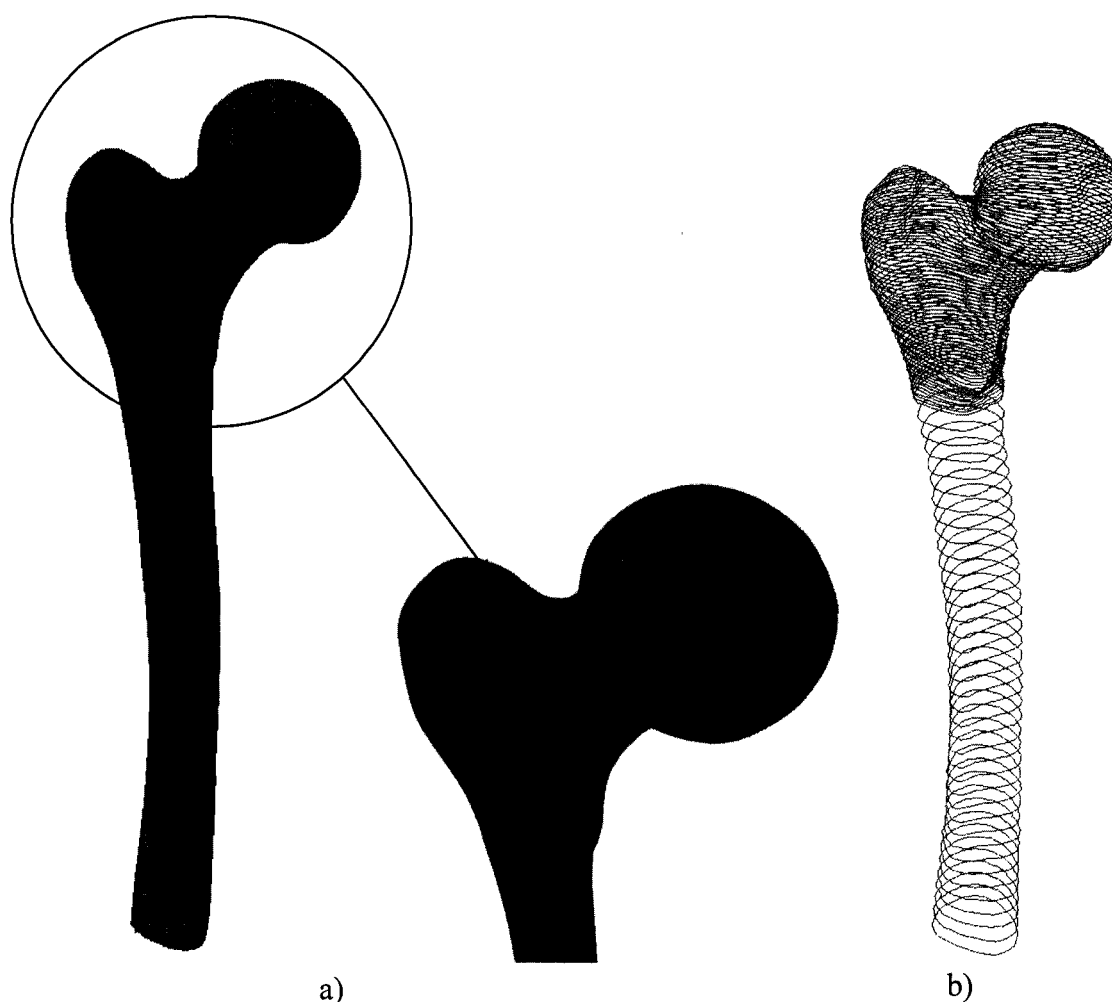


Figure 25 a) Modèle polyédrique b) Modèle avec points et courbes

On retrouve dans la littérature deux approches intéressantes pour obtenir un modèle 3D solide du fémur proximal, l'une à partir du modèle polyédrique et l'autre avec les courbes. Ces deux approches sont présentées à travers le résumé de trois articles qui en font l'utilisation.

Afin de réduire l'information nécessaire pour représenter visuellement un modèle 3D d'un objet quelconque, Park et Kim (1996) développent de nouveaux algorithmes qui utilisent des courbes splines cubiques pour lisser une série de points appartenant à des contours d'un objet. Ensuite, des surfaces 3D bi-cubiques, ayant une continuité de C^2 ,

sont créées à l'aide des courbes splines cubiques. L'un des objets reconstruits par ces auteurs est la partie proximale d'un fémur.

Viceconti et al. (1998), développent une méthode pour obtenir le modèle 3D solide d'un fémur synthétique commercial. Le modèle polyédrique 3D du fémur synthétique est importé dans un logiciel de modélisation 3D (EMS-PP). Dans ce logiciel, chaque facette triangulaire du modèle polyédrique est représentée par une entité surfacique. Trois plans (A, B, C) sont définis sur le fémur comme à la figure 26a. Entre chacun de ces plans, d'autres plans sont créés (figure 26b). L'intersection de chacun de ces plans et les facettes triangulaires donnent une courbe multi-segmentée. La manière dont ces plans (A, B, C) sont définis permet d'obtenir un seul contour par intersection. Ensuite, une courbe de type "Non Uniform Rational B-Splines" (NURBS) est ajustée à chacune des courbes multi-segmentées. Finalement, une surface est balayée à travers chacune des courbes NURBS pour obtenir la coquille externe et interne du fémur. Le modèle 3D solide du fémur est obtenu à l'aide de cette coquille.

Cheung et al. (2004), étudient le comportement des clous médullaires à l'intérieur du fémur. La première partie de leur étude consiste à reconstruire un modèle 3D du fémur. Pour ce faire, les auteurs effectuent un lissage à l'aide de courbe spline pour chaque série de points appartenant à un même contour et ce pour chacune des tranches. Ensuite, l'empilement de ces courbes splines est importé dans un logiciel commercial de modélisation 3D paramétrique (SolidWorks). À l'intérieur de ce logiciel, chacune des courbes splines est utilisée pour générer une coquille représentant les surfaces externes et internes de l'os. Cette coquille est représentée à l'aide de surfaces de type NURBS. À l'aide de cette coquille, un modèle solide du fémur est obtenu. En dernier lieu, le modèle solide est exporté dans le format IGES (Initial Graphics Exchange Specification) pour être importé dans un logiciel commercial d'éléments finis (EF).

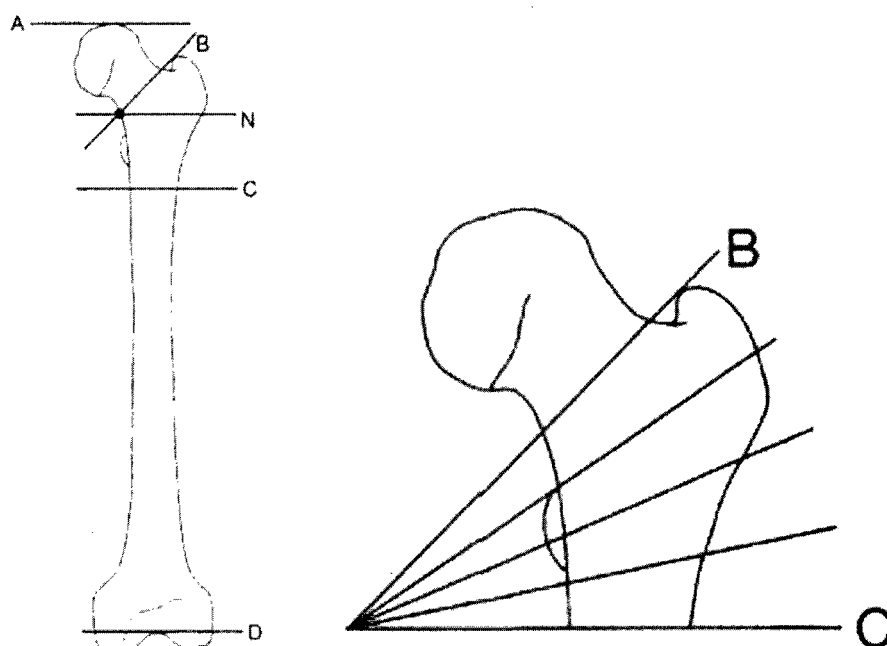


Figure 26 Plans de coupe a) principaux b) intermédiaires
Adapté de Viceconti et al. (1998)

2.3.1 Résumé de la reconstruction du modèle 3D du fémur

La méthode utilisée par Kim et Park (1996) et Cheung et al (2004) sont très similaires. Ces méthodes permettent la reconstruction 3D des surfaces du fémur à l'aide de surfaces lisses. Cependant, ces techniques présentent des problèmes de connectivité lorsqu'il y a transition entre une tranche ayant un contour et une tranche ayant deux contours, tel qu'il se produit dans la région proximale ou distale du fémur. À ce sujet Cheung et al. (2004) n'aborder pas le problème et Kim et Park (1996) proposent des algorithmes dont il faut effectuer la programmation. De plus, le modèle obtenu par Kim et Park (1996) nécessite que les équations mathématiques qui représentent l'objet soient traduites vers un format que les logiciels de modélisation 3D pourront lire. En ce qui concerne la méthode présentée par Viceconti et al. (1998), cette dernière s'avère être plus longue pour obtenir un modèle 3D solide du fémur, mais elle a l'avantage que toutes les étapes soient décrites explicitement. De plus, cette méthode contourne le problème de

connectivité puisqu'un seul contour par tranche est obtenu. Par conséquent, la reconstruction pour obtenir un modèle 3D solide sera basée sur les méthodes de Viceconti et al. (1998).

2.3.2 Création de la coquille externe et interne du fémur en format IGES

Pour obtenir une coquille du fémur qui servira à créer le modèle 3D solide de la partie proximale du fémur, une méthode basée sur celle de Viceconti et al. (1998) est utilisée. La méthode de Viceconti et al. (1998) telle quelle ne peut pas être utilisée car les logiciels de modélisation disponibles à l'ÉTS permettent seulement de visualiser les modèles polyédriques. Pour remédier à ce problème, l'application VASCUL-X, développée au LIO est utilisée. Cette application importe un modèle polyédrique à la fois, ensuite l'utilisateur doit tracer deux courbes 2D qui passent au milieu de l'axe longitudinale et du col du fémur, une sur le plan frontal, l'autre sur le plan sagittal (figure 27). Puis, une troisième courbe, en 3D, est créée à l'intersection des deux premières courbes. Des plans perpendiculaires à cette dernière courbe sont créés tout au long du fémur (figure 28). L'intersection de chacun de ces plans avec le modèle polyédrique permet d'obtenir un contour multi-segmenté. Chacun de ces contours est lissé en faisant passer une b-spline cubique à travers les points du contour. Ces contours sont ensuite balayés pour obtenir une coquille qui représentera soit la surface interne ou la surface externe de l'os. Finalement, l'application VascuL X permet de sauvegarder cette coquille en format IGES (figure 29). Le format IGES est un format neutre qui permet l'échange de fichier entre divers logiciels de modélisation.



Figure 27 Courbes tracées sur le plan frontal et sagittal

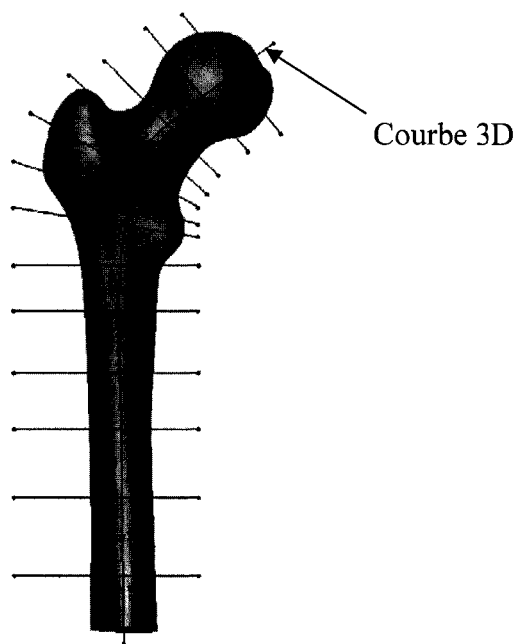


Figure 28 Courbe 3D et plans perpendiculaires

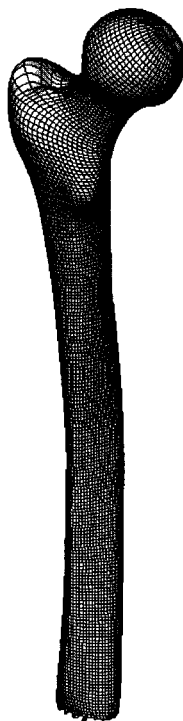


Figure 29 Coquille externe du fémur en format IGES

2.3.3 Précision de la coquille externe et interne du fémur proximal

De manière à s'assurer que lors du transfert du modèle polyédrique à la coquille en format IGES cette dernière représente fidèlement le modèle polyédrique, une comparaison entre les deux modèles est nécessaire. Pour réaliser cette comparaison, l'application Comp2001, développée au LIO, est utilisée. Celle-ci permet de calculer l'erreur de distance entre les points de la coquille en format IGES et les facettes triangulaires du modèle polyédrique. Ensuite, une erreur moyenne quadratique est calculée.

Lors de la reconstruction de la partie proximale du fémur, l'erreur moyenne quadratique calculée est de 0.21 mm pour la coquille en format IGES externe et 0.27 mm pour la coquille en format IGES interne. La majorité des points utilisés lors de ces deux comparaisons a une erreur inférieure à 1 mm. La figure 30 montre les régions où l'on

retrouve les plus grandes erreurs entre les deux modèles pour la coquille externe en format IGES, soit la région du grand trochanter et la région de la fosse intertrochantérique. Les plus grandes erreurs surviennent aux mêmes régions pour la coquille interne en format IGES. La région du grand trochanter de la coquille en format IGES externe a une erreur d'environ 3 mm par rapport à la région au modèle polyédrique. Dans le cas de la coquille interne en format IGES cette erreur est de 2mm. En ce qui concerne la région de la fosse intertrochantérique, celle-ci a également une erreur d'environ 3 mm et 2 mm pour la coquille externe et interne en format IGES respectivement. Ces erreurs sont principalement dues aux faits qu'il y a un sous échantillonnage de plan d'intersection à la proximité de ces deux régions. Ce même sous échantillonnage fait en sorte que dans la région de la fosse intertrochantérique, la coquille externe se replie sur elle-même (voir figure 31), ce qui explique les erreurs élevées dans cette région. Également, la surface à l'extrémité distale des deux coquilles se replie sur elle-même (figure 32). Deux logiciels sont utilisés pour corriger ces replis de surfaces. Le logiciel commercial Rhino3D est utilisé pour couper la partie de la surface distale, pour les deux coquilles, car le logiciel SolidWorks ne permet pas de découper la partie distale de la surface. En ce qui concerne la correction dans la région de la fosse intertrochantérique pour la coquille externe, le logiciel SolidWorks découpe et recrée une patch qui a une continuité de tangence avec les surfaces voisines (voir figure 33).

L'erreur de 3 mm et de 2 mm engendrée lors du transfert du modèle polyédrique vers une coquille, soit externe ou interne, en format IGES dans la région du grand trochanter et de la fosse intertrochantérique n'est pas considérée importante. Ceci est justifié puisque ces deux régions sont situées loin de la région d'intérêt qui est, comme on le verra dans la deuxième section de ce chapitre, la diaphyse. Par conséquent, les coquilles externe et interne en format IGES sont utilisées pour obtenir un modèle 3D solide du fémur. Cette dernière étape est effectuée à l'intérieur du logiciel SolidWorks. Le modèle 3D solide du fémur proximal est présenté à la figure 34.

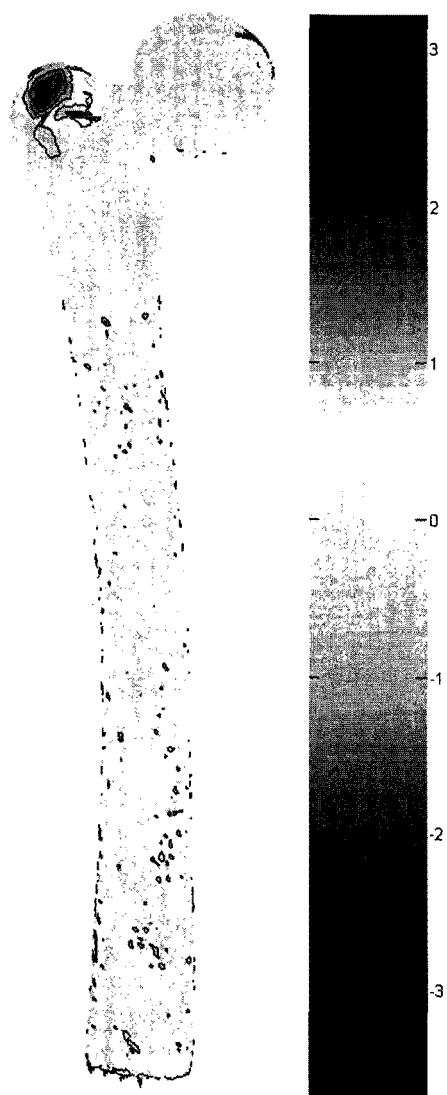


Figure 30 Cartographie des erreurs (en mm) entre le modèle polyédrique et IGES

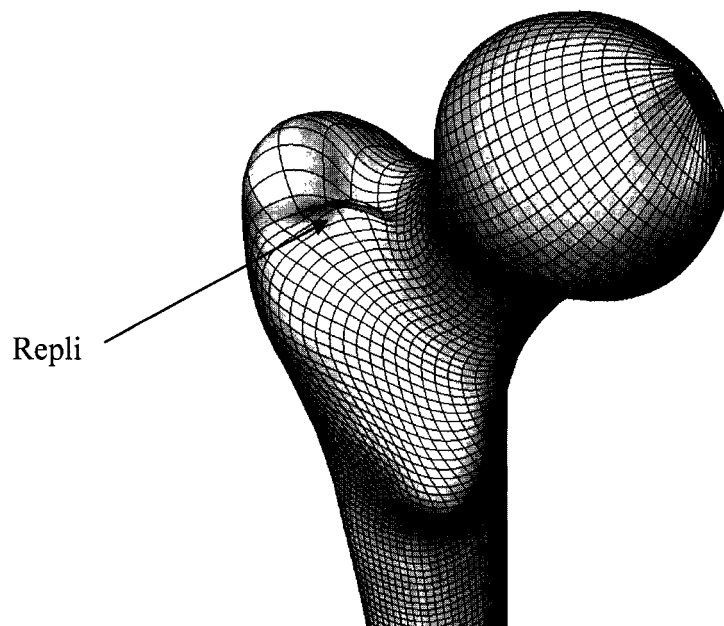


Figure 31 Repli dans la région de la fosse intertrochanterique

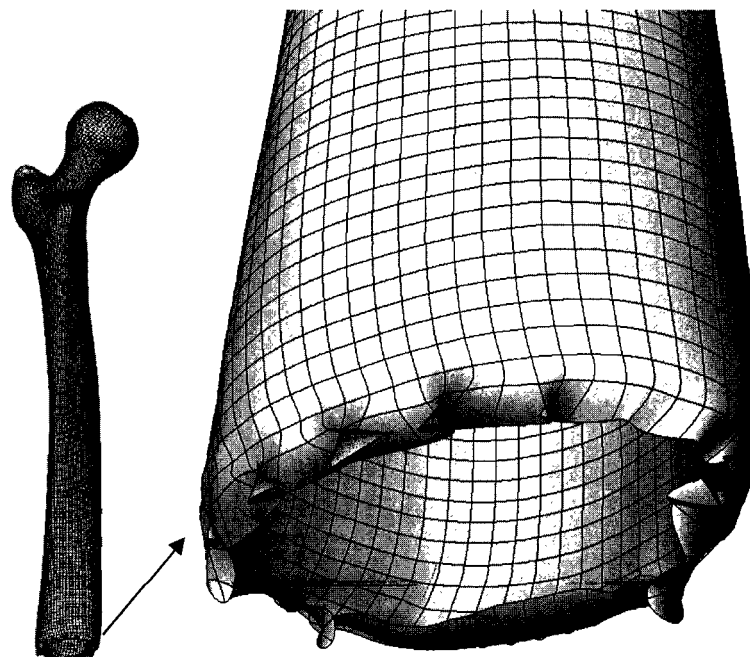


Figure 32 Replis de la surface dans la région distale pour le modèle IGES

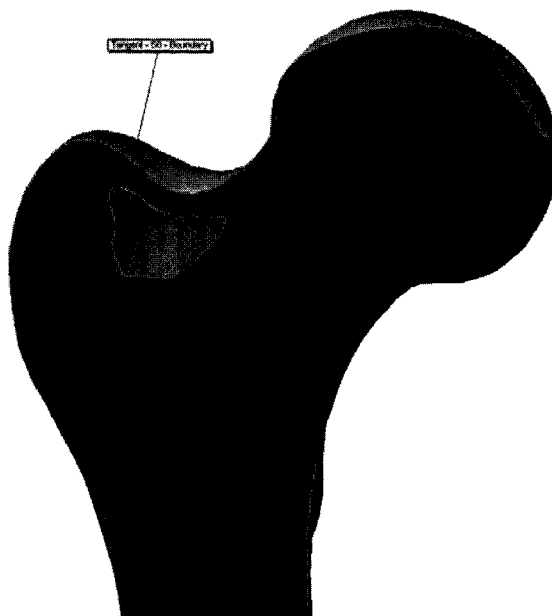


Figure 33 Création de la patch dans la région de la fosse intertrochanterique

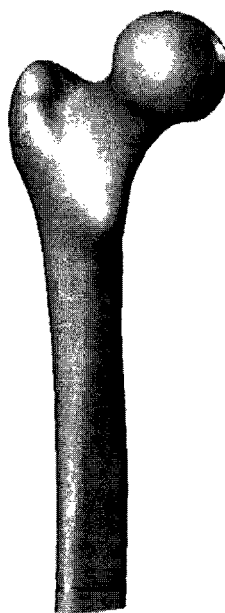


Figure 34 Modèle 3D solide du fémur proximale personnalisé

2.4 Extraction des propriétés mécaniques de l'os

Dans cette section, les images CT-scan sont utilisées pour déterminer les propriétés mécaniques de l'os personnalisé. Cette personnalisation des propriétés mécaniques de l'os s'effectue en deux étapes. La première consiste à extraire la densité effective et apparente de l'os à partir du niveau de gris des images CT-scan. Lors de cette étape la relation linéaire entre les niveaux de gris et la densité effective osseuse est exploitée. La différence entre la densité apparente et effective est expliquée un peu plus tard dans cette section. Pour le moment, il est important de savoir que la densité extraite des images CT-scan est appelée densité effective et celle utilisée dans les formules pour déterminer les propriétés mécaniques de l'os est la densité apparente. La deuxième étape consiste à déterminer, à l'aide de formules, les propriétés mécaniques de l'os à partir de la densité apparente osseuse. On retrouve dans la littérature différentes formules qui permettent d'assigner les propriétés mécaniques de l'os en fonction de la densité apparente osseuse. Afin d'effectuer un choix éclairé au sujet des formules à utiliser pour assigner les propriétés mécaniques de l'os, un bref résumé de quelques articles qui font l'utilisation ou le développent ce type de formules est présenté.

Rho et al. (1995) utilisent des échantillons puisés à partir de huit cadavres humains afin de développer des équations qui permettraient de prédire les propriétés mécaniques de l'os à partir de la densité apparente et des numéros de Hounsfield des os humains. Pour ce faire, les auteurs utilisent des images CT-scan prises sur les spécimens cadavériques et déterminent les propriétés mécaniques d'un nombre d'échantillons provenant des spécimens, à l'aide de techniques d'ultrasons. À l'aide de méthodes statistiques, des ajustements linéaires et non linéaires sont effectués sur les résultats obtenus afin de développer des équations permettant de prédire les propriétés de l'os en fonction de la densité apparente ou des numéros de Hounsfield. Une relation de puissance est celle qui prédit le mieux le module de Young (E) de l'os spongieux du fémur avec un coefficient de corrélation (r^2) minimum de 0.89 dans les directions axiale (1), circonférentielle (2) et

axiale (3) (équations (2.2) à (2.4)). La relation linéaire est celle qui prédit le mieux le module de Young (E) pour l'os cortical. Les coefficients de corrélation pour l'os cortical du fémur sont de 0.77 dans l'axe du fémur et de 0.47 et 0.61 dans la direction circonférentielle et radiale, respectivement (équations (2.5) à (2.7)).

$$E_{1(spongieux)} = 0.004 \rho_{apparente}^{2.01} \Rightarrow r^2 = 0.91 \quad (2.2)$$

$$E_{2(spongieux)} = 0.01 \rho_{apparente}^{1.86} \Rightarrow r^2 = 0.89 \quad (2.3)$$

$$E_{3(spongieux)} = 0.58 \rho_{apparente}^{1.30} \Rightarrow r^2 = 0.94 \quad (2.4)$$

$$E_{1(cortical)} = -6.087 + 0.010 \rho_{apparente} \Rightarrow r^2 = 0.61 \quad (2.5)$$

$$E_{2(cortical)} = -4.007 + 0.009 \rho_{apparente} \Rightarrow r^2 = 0.47 \quad (2.6)$$

$$E_{3(cortical)} = -6.142 + 0.014 \rho_{apparente} \Rightarrow r^2 = 0.77 \quad (2.7)$$

où, 1:radial, 2:circonférentiel, 3:axial, $\rho_{apparente}$ en $\frac{kg}{m^3}$

Merz et al. (1996) développent une interface pour faciliter le lien entre les images CT-scan et un logiciel EF (I-DEAS). Pour valider leur interface, les auteurs construisent deux modèles EF d'un fémur. L'un avec des matériaux homogènes et l'autre avec des matériaux non homogènes. Les propriétés mécaniques des matériaux homogènes sont assignées selon la moyenne de la densité apparente de l'os. Les propriétés des matériaux non homogènes dépendent de la valeur de la densité apparente des voxels. Si la densité est inférieure à 0.46 g/cm³ le module de Young est calculé avec l'équation (2.8). Si la densité est supérieure à 0.46 g/cm³ l'équation (2.9) est utilisée. Ces deux équations sont

puisées de Rice et al. (1988) et Carter et Hayes (1977), respectivement. Les modèles sont soumis à un cas de chargement lors de la marche dans le but de comparer les résultats. Le "pattern" des déformations entre les deux modèles ne montre pas de différences qualitatives. Par contre, les grandeurs des contraintes maximums de Von Mises sont différentes. Pour le modèle non homogène, la contrainte maximum (σ_{\max}) est de 77.6 MPa et pour le modèle homogène 111.5 MPa. La contrainte maximum (σ_{\max}) est trouvée au même endroit dans les deux modèles, soit dans la région médiale proximale.

$$E = 60 + 900\rho^2 \quad (2.8)$$

$$E = 2875\rho^3 \quad (2.9)$$

Couteau et al. (1998) reconstruisent, à partir d'images CT-scan, deux modèles EF d'un fémur à partir d'un os cadavérique. Le premier, avec des matériaux homogènes et le second, avec des matériaux non homogènes. Dans les deux cas, l'os cortical est considéré comme homogène et isotropique ($E=16.7$ GPa et $\rho=1996$ kg/m³). La conversion des numéros de Hounsfield (HU) en densité se fait avec l'équation (2.10) et les modules de Young en fonction de la densité sont trouvés avec l'équation (2.11). Dans le cas homogène, une moyenne de tous les voxels faisant partie de l'os spongieux est faite. Dans le second cas, l'os spongieux est représenté par un ensemble de 21 matériaux isotropiques. Une validation de chacun des modèles est effectuée à l'aide des fréquences de résonances obtenues expérimentalement sur l'os cadavérique. Dans les deux cas, les erreurs entre les résultats expérimentaux et les modèles EF sont inférieures à 8.1%. Selon les auteurs, l'ajout de la non homogénéité de l'os spongieux dans le modèle EF n'engendre pas une grande différence sur les résultats des fréquences de résonances.

$$\rho = 1.5HU + 17.2 \quad (2.10)$$

$$E_3 = 3.8HU - 102 \quad (2.11)$$

Zannoni et al. (1998) développent un logiciel permettant d'assigner les propriétés mécaniques de l'os à partir d'image CT-scan vers un maillage EF non alignée au grillage des images CT-scan. Pour ce faire, ils utilisent l'équation (2.12) qui permet de passer des numéros d'Hounsfield à une densité apparente. Cette formule nécessite deux points où l'on connaît le numéro de Hounsfield et la densité apparente. Le maillage est divisé en plusieurs groupes et une formule générale (équation (2.13)) est utilisée pour assigner le module de Young à chaque groupe. C'est l'utilisateur qui choisit les coefficients a, b et c, à partir des équations que l'on retrouve dans la littérature. Le logiciel est validé à l'aide d'un objet de géométrie et de densité connue.

$$\rho_{apparente}(x, y, z) = \rho_1 + \frac{\rho_2 - \rho_1}{HU_2 - HU_1} (HU(x, y, z) - HU_1) \quad (2.12)$$

$$E = a + b\rho_{apparente}^c \quad (2.13)$$

Wirtz et al. (2000) cherchent à déterminer s'il est approprié de faire une analyse EF de la partie proximale du fémur avec des propriétés mécaniques de l'os anisotropiques à partir des données disponibles dans la littérature. Une moyenne des valeurs des propriétés mécaniques existantes dans la littérature est faite. Les articles pris en compte sont ceux qui étudient les propriétés mécaniques de l'os cortical et spongieux, soit le module de Young (E) et de cisaillement (G), la résistance à la torsion, compression et tension, le coefficient de Poisson et les propriétés viscoélastiques. Le module de Young (E) en fonction de la densité apparente est donné par quatre formules moyennes (équations (2.14) à (2.17)) soit deux pour chaque type d'os dans la direction axiale et transversale. Le module de cisaillement pour l'os cortical se situe entre 2 840 et 4 040 MPa (moyenne

3 280). Pour l'os spongieux, le module de cisaillement varie entre 4 et 8 MPa pour les densités variant entre 0.1 et 0.8 g/cm³. Selon des analyses de régression, le module de cisaillement, dans la direction transversale, est de 10 à 20% inférieur que dans la direction axiale.

$$E_{cortical\ axial} = 2065 \rho_{app}^{3.09} \quad (2.14)$$

$$E_{cortical\ transversale} = 2314 \rho_{app}^{1.57} \quad (2.15)$$

$$E_{spongieux\ axial} = 1904 \rho_{app}^{1.64} \quad (2.16)$$

$$E_{cortical\ transversale} = 1157 \rho_{app}^{1.78} \quad (2.17)$$

Taylor et al. (2002) construisent un modèle EF à partir d'images CT-scan obtenues d'un os cadavérique. La plage des densités apparentes de ces images est divisée en 42 groupes et les propriétés mécaniques sont assignées à chacun des groupes à l'aide de formules quadratiques (équation (2.18)) qui prédisent le module de Young et de cisaillement dans les trois directions, axiale, radiale et circonférentielle. Ces formules sont prises de Rubin et al. (Rubin et al., 1993). Les densités apparentes sont déterminées à l'aide de l'équation (2.19). Ensuite, l'os cadavérique et le modèle EF sont soumis à des analyses de fréquence de résonance. Les valeurs maximums du module de Young et de cisaillement du modèle EF sont modifiées dans les équations jusqu'à l'obtention des mêmes fréquences de résonances pour le modèle EF et l'os cadavérique. Ensuite, une validation des modules de Young et de cisaillement est effectuée à l'aide de dix échantillons de l'os cadavérique et de techniques d'ultrasons. La différence entre les résultats EF et ultrasons pour les modules de cisaillement varient entre 11.9 et 19.4%. Dans le cas des modules de Young, il y a une différence de 25% pour les directions transversales et dans la direction axiale une erreur de 0.4% est trouvée.

$$\begin{aligned}
E_{1,i} &= E_{1,\max} \frac{\rho_{app,i}^2}{\rho_{app,\max}^2}, E_{2,i} = E_{2,\max} \frac{\rho_{app,i}^2}{\rho_{app,\max}^2}, E_{3,i} = E_{3,\max} \frac{\rho_{app,i}^2}{\rho_{app,\max}^2} \\
G_{12,i} &= G_{12,\max} \frac{\rho_{app,i}^2}{\rho_{app,\max}^2}, G_{13,i} = G_{13,\max} \frac{\rho_{app,i}^2}{\rho_{app,\max}^2}, G_{23,i} = G_{23,\max} \frac{\rho_{app,i}^2}{\rho_{app,\max}^2}
\end{aligned} \tag{2.18}$$

$$\rho_{app} = \frac{0.523 \times \Delta HU + 1000}{\Delta HU} (kg / m^3) \tag{2.19}$$

où, i = index des 42 groupes de matériau (varie de 1 à 42) et ΔHU est la plage des numéros de Hounsfield.

2.4.1 Résumé de l'extraction des propriétés mécaniques de l'os

Selon Stolk et al. (2000) pour obtenir des résultats précis, l'os cortical doit être modélisé avec des propriétés mécaniques orthotropiques lorsqu'il est soumis à un chargement en torsion. Bien qu'intéressantes, les méthodes et formules de Merz et al. (1996), Couteau et al. (1998) et Zannoni et al. (1998) ne permettent pas de prédire les propriétés mécaniques orthotropiques de l'os. Par conséquent, les méthodes pour déterminer les propriétés mécaniques du fémur de ces trois études, mentionnées ci-haut, ne peuvent être utilisées pour simuler correctement le comportement du fémur lorsqu'il est soumis à un chargement en torsion. En ce qui concerne les études de Rho et al. (1995), Wirtz et al. (2000) et Taylor et al. (2002), les équations de ces études permettent de déterminer les propriétés mécaniques orthotropiques de l'os. Donc, les équations de chacune de ces trois dernières études seront utilisées pour prédire les propriétés mécaniques de l'os et seront comparées avec les plages des propriétés mécaniques que l'on retrouve dans la littérature (Hobatho, 2003). Les équations qui prédiront les propriétés mécaniques à l'intérieur de ces plages seront utilisées lors du projet. Ces plages de propriétés mécaniques ont été déterminées expérimentalement sur des os cadavériques à l'aide de techniques d'ultrasons.

2.4.2 Calibration des images CT-scan

Les équations présentées dans la section précédentes pour déterminer les propriétés mécaniques sont développées avec des images ayant subi une calibration. Cette calibration consiste à ramener à 0 HU pour une région d'eau et de -1 000 HU pour une région où de l'air est présent. Afin de déterminer si le niveaux de gris pour l'eau et l'air des images CT-scan utilisés lors de ce projet correspond au calibrage utilisé dans la littérature, une région où l'eau est présente sur les images est segmentée avec le logiciel SliceOmatic. Ensuite, à l'aide du programme *Hounsfield* créé avec Matlab (voir annexe 1), la moyenne du niveau de gris des pixels faisant partie de l'eau est calculée. La même procédure est effectuée pour obtenir une moyenne du niveau de gris dans une région où l'on retrouve de l'air dans les images. Ces deux moyennes permettent de déterminer un décalage du niveau de gris sur les images de +2 unités de Hounsfield pour associer l'eau à 0 HU et l'air à -1 000 HU. Donc, tous les niveaux de gris des pixels des images sont retranchés de 2 unités HU.

De manière à s'assurer de la relation pseudo-linéaire entre les numéros de HU et la densité effective, deux autres points, en plus de l'eau et de l'air, sont utilisés pour déterminer l'équation de la droite de la densité effective. Ces deux autres points sont une moyenne du niveau de gris de la région de l'os cortical synthétique et de l'os spongieux synthétique qui ont été placés près du patient lors de la prise des images. Tout comme pour l'eau et l'air, le programme *Hounsfield*, créé dans le logiciel commercial Matlab, est utilisé pour déterminer ces deux moyennes. Le graphique 1 montre les quatre points de calibration et la droite de la densité effective obtenue avec la régression linéaire des quatre points de calibration. L'équation (2.20) décrit la droite de la densité effective en fonction du nombre de Hounsfield.

$$\rho_{effective} = 0.0009HU + 0.9638 (g/cm^3) \text{ avec } (R^2 = 0.9976) \quad (2.20)$$

2.4.3 Différence entre la densité effective et apparente

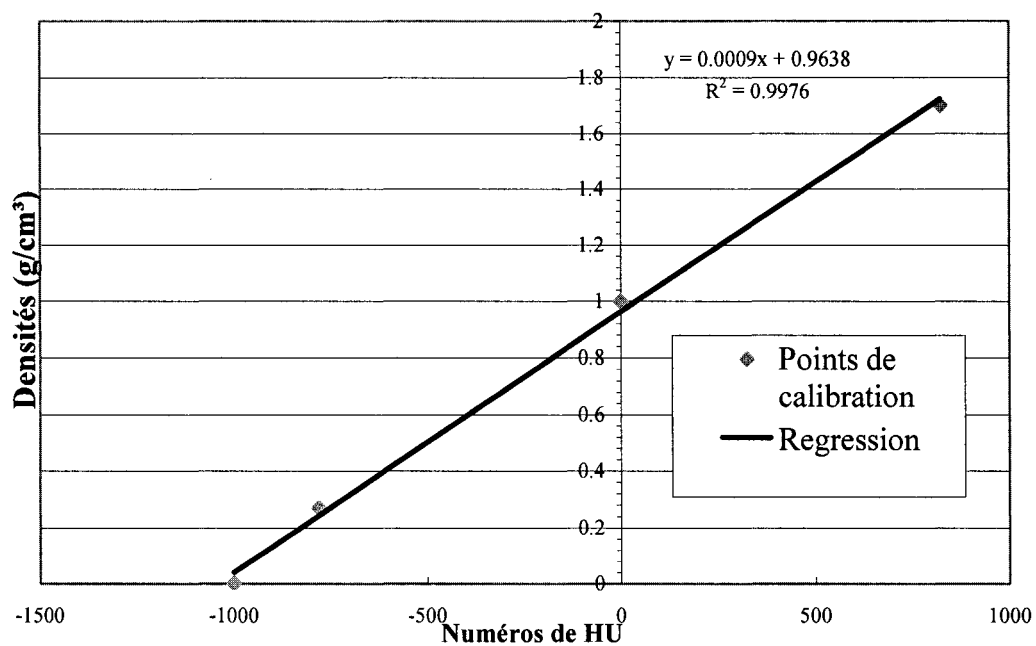
L'équation de la densité effective déterminée à la section précédente ne peut pas être utilisée directement pour calculer les propriétés mécaniques de l'os. En effet, la densité effective inclut la masse de la moelle osseuse qui est principalement composée de fluide. Toutefois, le fluide ne contribue pas à la rigidité structurelle. Par conséquent, les propriétés mécaniques de l'os doivent être extraites à partir d'une densité qui n'inclut pas la masse des fluides. Cette densité est appelée la densité apparente. Tout comme la densité effective, la relation entre les numéros de HU et la densité apparente est considérée linéaire (Taylor et al., 2002). Pour obtenir l'équation de cette nouvelle droite, deux points sont nécessaires. Le premier point est obtenu en reliant la valeur maximum de la densité effective à la valeur maximum de la densité apparente puisque pour les deux densités cette valeur se retrouve dans la région la plus dense de l'os cortical. La seconde valeur est déterminée en associant à l'eau une valeur de 0 HU et une densité de 0 kg/m^3 (Taylor et al., 2002).

2.4.4 Détermination des densités apparentes personnalisés

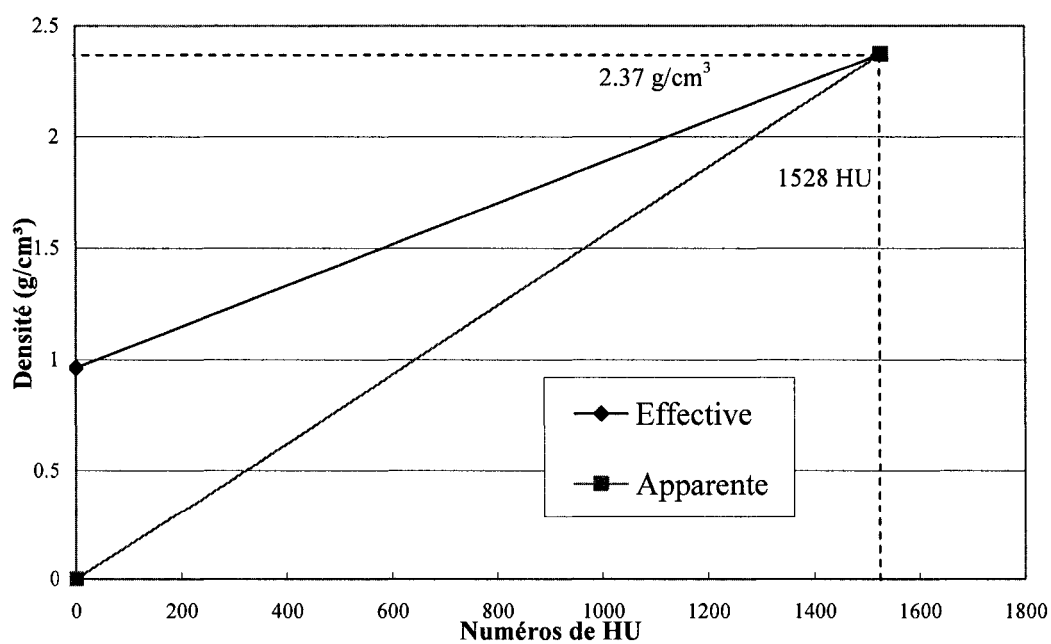
Pour obtenir la valeur de la région la plus dense de l'os cortical, une technique similaire à celle de Taylor et al. (2002) est utilisée. Cette technique consiste à diviser chacune des images segmentées de l'os cortical en seize secteurs. Ensuite, la moyenne du niveau de gris de chacun de ces secteurs est calculée pour finalement obtenir la valeur moyenne de la région ayant la plus grande densité. Le programme *Région* créé dans le logiciel commercial Matlab (voir annexe 2) permet de calculer la valeur de la région la plus dense de l'os cortical. La valeur obtenue pour le secteur le plus dense de l'os cortical est 1 528 HU et se situe dans la partie diaphysaire du fémur. Avec ce dernier point, l'équation de la densité apparente est définie (voir graphique 2). À l'aide de l'équation (2.21), il est dorénavant possible de relier n'importe quel numéro de HU à n'importe quelle densité apparente et vice versa. La plage de densité apparente de l'os cortical varie entre $1\,545 \text{ kg/m}^3$ à $2\,118 \text{ kg/m}^3$ et l'os spongieux varie entre 55 kg/m^3 et 744

kg/m³ (Hobatho, 2003). Ces valeurs sont très similaires à celles obtenues par Rho et al (1995) et Wirtz et al (2000). Donc, en connaissant les plages pour les deux types d'os, il est possible de retrouver leur plage correspondante dans l'échelle de Hounsfield pour les images utilisées lors de ce projet. La plage pour l'os cortical dans l'échelle de Hounsfield est de 996 HU et 1 366 HU et de 36 HU à 480 HU pour l'os spongieux. L'os cortical du modèle de cette étude a certains pixels qui ont une valeur plus grande que la limite supérieure de la plage (1 366 HU), donc aucune limite supérieure n'est utilisée pour la plage de numéros de HU. Il est à noter que le niveau de gris maximum dans les images du modèle de cette étude est de 1 840 HU. Ainsi, les pixels ayant un numéro de HU égal ou supérieur à 996 HU sont considérés comme étant de l'os cortical. Les pixels dont le niveau de gris se retrouve à l'intérieur de 36 HU et 480 HU sont considérés comme de l'os spongieux. Donc, en tenant compte de ces plages de numéros de Hounsfield, la moyenne du niveau de gris pour l'os cortical est de 1 308 HU et de 260 HU pour l'os spongieux. En utilisant l'équation (2.21) la densité apparente moyenne corticale est de 2 000 kg/m³ et de 400 kg/m³ pour l'os spongieux.

$$\rho_{apparente} = \frac{2.37}{1528} HU \text{ (g/cm}^3\text{)} \quad (2.21)$$



Graphique 1 Régression linéaire des points de calibration.



Graphique 2 Droite de la densité effective et apparente.

2.4.5 Détermination des propriétés mécaniques personnalisées

Les densités moyennes apparentes déterminées à la section précédente sont utilisées de façon à obtenir les propriétés mécaniques de l'os cortical et spongieux à l'aide des formules qui proviennent de la revue de la littérature. Tel que mentionné à la section 2.4.1 seulement les formules de Rho et al. (1995), Wirtz et al. (2000) et Taylor et al. (2002) sont utilisés pour évaluer les propriétés mécaniques de l'os. Les propriétés mécaniques obtenues avec les formules de ces trois études sont présentées au Tableau I. Les valeurs obtenues sont comparées avec les plages que l'on retrouve dans Hobatho (2003) (voir Tableau II).

Tableau I

Propriétés mécaniques en fonction de la densité apparente, déterminées dans notre étude à partir des niveaux de gris des images CT-scan, en utilisant les formules de différents chercheurs

	Rho et al	Wirtz et al	Taylor et al
E_1 cortical	13.83	6.82	9.69
E_2 cortical	13.92	6.82	10.20
E_3 cortical	21.74	17.35	16.56
E_1 spongieux	0.65	0.22	0.38
E_2 spongieux	0.67	0.22	0.39
E_3 spongieux	1.36	0.41	0.64
G_{12} cortical	---	---	3.33
G_{13} cortical	---	---	4.19
G_{23} cortical	---	---	4.48
G_{12} spongieux	---	---	0.13
G_{13} spongieux	---	---	0.16
G_{23} spongieux	---	---	0.17

Tableau II

Plages des propriétés mécaniques (GPa) de l'os de Hobatho (2003)

	Os cortical	Os spongieux
E_1	7-16	0.024-1.5
E_2	7-17	0.023-1.5
E_3	14-27	0.011-3.12

Les modules de Young trouvés à l'aide des formules de Taylor et al. (2002) sont à l'intérieur des plages de Hobatho (2003). Par contre, ces formules ne sont pas utilisées car les constantes élastiques utilisées (exemple $E_{1,max}$), pour les calculs des propriétés mécaniques peuvent changer d'un spécimen à l'autre. Pour les connaître, des essais expérimentaux avec l'os personnalisé sont nécessaires. Pour ce qui est de Wirtz et al. (2000) leurs formules ne sont pas choisies car la valeur du module de Young transversal est inférieur aux valeurs de la plage de Hobatho (2003). Finalement, les formules de Rho et al. (1995) sont choisies pour déterminer les modules de Young orthotropiques car les valeurs trouvées, pour les modules de Young, sont à l'intérieur des plages de Hobatho (2003). Étant donné que l'information est insuffisante pour personnaliser les modules de cisaillement ainsi que les coefficients de Poisson, des valeurs suggérées par Wirtz et al. (2000) sont considérées. Les propriétés mécaniques finales sont présentées au Tableau III.

Tableau III

Propriétés mécaniques personnalisées de l'os provenant de notre étude

	Module de Young (GPa)	Module de cisaillement (GPa)	
Os cortical	$E_x, E_y=13.99; E_z=21.86$	$G_{yz}, G_{zx}=3.28; G_{xy}=2.62$	0.3
Os spongieux	$E_x, E_y=0.69; E_z=1.40$	$G_{yz}, G_{zx}=0.02; G_{xy}=0.02$	0.3

2.5 Reconstruction du modèle EF du fémur personnalisé ayant subi une ATH

Une fois que le modèle 3D solide de la partie proximale du fémur est disponible, ce modèle est utilisé pour la reconstruction du modèle EF d'un fémur personnalisé ayant subi une ATH. Une description de la méthode des EF est présentée afin de mieux comprendre le fonctionnement de cette méthode et la terminologie qui s'y rattache.

2.5.1 Description de la méthode des EF

Généralement, les problèmes rencontrés en ingénierie peuvent être décrits à l'aide de modèles mathématiques. Ces modèles mathématiques sont souvent des équations différentielles. La solution exacte de ces équations décrit le comportement du système soumis à certaines conditions. La solution de ces équations est composée de deux parties, soit la partie homogène et la partie particulière. En ingénierie, il existe deux catégories de paramètres qui influencent le comportement du système. La première catégorie est celle qui contient les paramètres propres (propriétés physiques) du système tel que le module de Young, la conductivité thermique et la résistance électrique. La deuxième catégorie ce sont les paramètres qui perturbent le système telles que les forces, moments et différences de température. Les paramètres propres qui dictent le comportement naturel du système apparaissent dans la partie homogène de la solution de ces équations. Dans le cas des paramètres qui perturbent le système, ils apparaissent dans la partie particulière de la solution (Moaveni, 1999).

La nature complexe de certains problèmes et la difficulté à traiter les conditions initiales appliquées au système fait en sorte que la solution exacte ne peut être obtenue. Donc, pour obtenir une solution approximative du système, des méthodes numériques sont utilisées. La méthode numérique la plus couramment utilisée est celle des éléments finis (EF).

Cette méthode consiste à discrétiser la géométrie du système en des plus petites régions, appelées éléments, qui sont composés de noeuds. Ensuite, une équation différentielle qui décrit le comportement physique de ces éléments est choisie. À l'aide de cette équation, une équation d'équilibre est développée pour chacun des éléments de la géométrie. Chacune de ces équations d'équilibre est assemblée dans une matrice globale qui représente le système en entier, cette matrice globale est appelée la matrice de rigidité. Une fois que les conditions frontières sont appliquées, la solution du système est obtenue.

Prenons le cas où l'on voudrait étudier la déflexion verticale d'une poutre de longueur L encastrée à l'une de ces extrémités, ayant un moment d'inertie I et un module de Young de E (voir figure 35). L'équation différentielle (2.22) permet de décrire le comportement physique de ce problème, la variable dépendante u décrit la déflexion verticale et r est une charge uniformément répartie sur la poutre (Fortin et Garon, 2000).

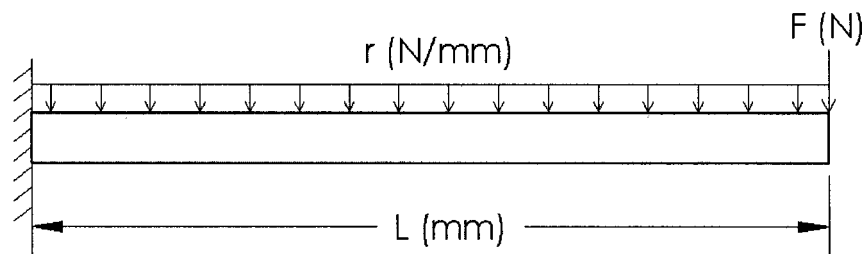


Figure 35 Exemple de la poutre encastrée

$$\frac{d^2}{dx^2} \left(EI \frac{d^2 u}{dx^2} \right) = r \quad (2.22)$$

En discrétisant la poutre avec des éléments linéaires, c'est à dire un nœud à chaque extrémité de l'élément (voir figure 36), et en évaluant le système élémentaire selon Fortin et Garon (2000) l'équation d'équilibre de chacun de ces éléments est l'équation (2.23) (Fortin et Garon, 2000) où $h^k = Lk/2$.

$$\frac{2EI}{(h^k)^3} \begin{bmatrix} 6 & 3h^k & -6 & 3h^k \\ 3h^k & 2(h^k)^2 & -3h^k & (h^k)^2 \\ -6 & -3h^k & 6 & -3h^k \\ 3h^k & (h^k)^2 & -3h^k & 2(h^k)^2 \end{bmatrix} = \frac{h^k r}{12} \begin{bmatrix} 6 \\ h^k \\ 6 \\ -h^k \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} F_1^k \\ M_1^k \\ F_2^k \\ M_2^k \end{bmatrix} \quad (2.23)$$

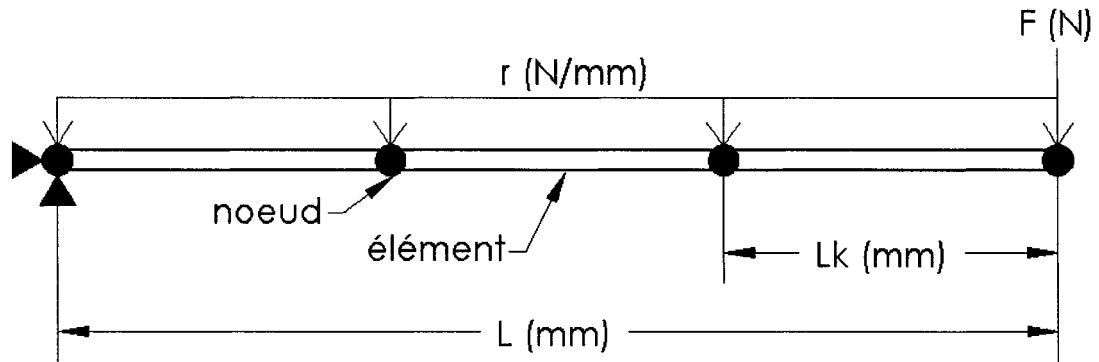


Figure 36 Discrétisation en éléments finis de la poutre encastrée

La matrice à gauche est appelée la matrice de rigidité de l'élément. C'est au fait les paramètres propres ou propriétés physiques de l'élément. Les matrices de droite sont les forces appliquées à l'élément, soit les perturbations appliquées à l'élément. Dans ce cas ci, la première matrice à droite prend en compte la charge uniformément distribuée (r) et la dernière matrice à droite représente les forces de cisaillement (F^k) et les moments (M^k) appliqués à l'une ou l'autre des extrémités de l'élément. Chaque équation d'équilibre décrit la physique pour l'élément en question. Pour être en mesure de résoudre le problème au complet, la contribution de chacun des éléments est additionnée dans le système global (équation (2.24)) selon Fortin et Garon (2000). Cette étape est appelée l'assemblage. Finalement, les conditions frontières sont imposées au système global et la solution du système est obtenue.

$$[K][u] = [F] \quad (2.24)$$

En résumé, les étapes nécessaires pour effectuer une analyse par éléments finis (EF) sont divisées en trois parties, soit le prétraitement (preprocessing), la solution et le traitement des résultats (postprocessing). Une description de chaque partie est détaillée :

Prétraitement

- a. Créer la géométrie et définir les paramètres propres au système. Pour une analyse structurelle ce sont les propriétés mécaniques du modèle.
- b. Choisir le type d'éléments utilisé lors de l'analyse, c'est-à-dire choisir une solution qui représente le comportement (structurelle, thermique, fluide, magnétique) du système étudié.
- c. Discrétiser la géométrie à l'aide du type d'éléments choisi, en d'autres mots, mailler la géométrie.
- d. Développer les équations d'équilibre pour les éléments utilisés.
- e. Effectuer l'assemblage de tous les éléments pour obtenir la matrice de rigidité.
- f. Appliquer les conditions frontières, c'est-à-dire les forces, les moments, les températures, les déplacements en fonction du problème étudié.

Solution

Lors de l'étape de la solution, une série d'équations algébriques linéaires est résolue simultanément pour obtenir les résultats aux nœuds. Lors d'une analyse structurelle, il s'agit des déplacements aux nœuds et lors d'une analyse thermique, de températures aux nœuds.

Traitement des résultats

La dernière étape consiste à obtenir les résultats dérivés de ceux obtenus à l'étape de la solution, telles que les contraintes principales, les déformations principales et les contraintes de cisaillement.

Les logiciels commerciaux d'éléments finis, comme ANSYS, permettent d'effectuer chacune de ces étapes d'une manière relativement facile. Certaines de ces étapes (c, d, e) et la solution se font automatiquement à l'intérieur du logiciel. En général, les étapes nécessaires avec le logiciel ANSYS sont la création ou l'importation de la géométrie, la création du maillage avec le type d'éléments choisis, l'application des conditions frontières, la solution, la visualisation et les interprétations des différents résultats.

Une fois que les résultats du modèle EF sont connus, il est impératif d'effectuer une validation des résultats. Cette validation peut être faite de deux manières, soit analytiquement lorsque les formules analytiques du problème étudié existent et expérimentalement lorsqu'un modèle physique du problème étudié existe. Cette validation est très importante car elle permet de déterminer si le comportement du modèle EF simule bien le phénomène physique qui est étudié.

2.5.2 Reconstruction du modèle éléments finis

Les étapes nécessaires afin de reconstruire le modèle éléments finis (EF) de l'ATH personnalisée sont énumérées ci-dessous :

- a. Créer un système de coordonnées sur le modèle 3D solide du fémur.
- b. Effectuer l'assemblage du modèle 3D de l'ATH
- c. Transférer le modèle 3D solide de l'ATH vers le logiciel d'EF
- d. Assigner les propriétés mécaniques des matériaux
- e. Appliquer les chargements
- f. Déterminer le maillage pour les analyses linéaires
- g. Validation des résultats obtenus avec le modèle EF

Un résumé de quelques articles qui utilisent un modèle EF afin de prédire le comportement d'une ATH est présenté.

Lu et McKellop (1997) créent un modèle EF d'un fémur cylindrique idéalisé ayant subi une ATH. Leur but est d'étudier l'effet du fluage du ciment dans le déplacement axial de l'implant et dans les contraintes maximales en tension dans le ciment. L'implant utilisé est un cylindre conique. L'interface ciment-implant est modélisée collée et descellée avec un coefficient de friction de 0.22. Le chargement appliqué est constitué d'une force axiale et d'une force transversale appliquées à l'extrémité proximale de l'implant. L'axe des Z du système de coordonnées est situé sur l'axe longitudinal du cylindre. Les résultats présentés sont les contraintes maximales en tension dans la couche de ciment et le déplacement axial de l'implant en incluant ou non le fluage du ciment.

Verdonschot et Huiskes (1997) reconstruisent un modèle EF d'un fémur ayant subi une ATH. Leur but est d'étudier le processus de descellement de l'interface ciment-implant lors de la phase d'appui de la marche. Le type d'implant utilisé n'est pas précisé, toutefois, les images de l'article présentent un implant avec une forme conique. Au début de l'analyse, l'interface ciment-implant est considérée collée. Ensuite, lorsqu'il y a descellement de l'interface à certaines régions, un coefficient de friction de 0.25 est utilisé. Le chargement appliqué est une force de contact de 2 450 N au centre de la tête fémorale et une force des abducteurs de 1 650 N. Ce dernier est un chargement répétitif. Le système de coordonnées n'est pas défini. Les résultats présentés sont les contraintes maximales en tension dans la couche de ciment, ainsi que les contraintes en tension et de cisaillement à l'interface ciment-implant.

Chang et al (1998) reconstruisent deux modèles EF d'un fémur proximal ayant subi une ATH. Leur but est d'étudier l'effet du descellement de l'interface ciment-implant dans la région proximale, de la géométrie à l'extrémité distale de l'implant et de la longueur du col de l'implant sur les contraintes dans la couche de ciment et à l'interface ciment-implant. Les implants utilisés ont une géométrie similaire à celle de type Charnley et de type Iowa. Lorsque l'interface ciment-implant est considérée descellée, un coefficient de friction de 0.3 est utilisé. Les modèles EF subissent un chargement en flexion

représentant la marche et en torsion représentant la montée des escaliers. Également, les muscles abducteurs sont inclus dans les modèles EF. Lors de la marche, la force de contact est de 3.9 fois le PDC et lors de la montée des escaliers, elle est de 3.3 fois la PDC. La grandeur de la force des abducteurs est de 2.1 fois le PDC pour la marche et de 2.3 fois le PDC pour la montée des escaliers. La manière dont le système de coordonnées est défini n'est pas précisée. Les résultats présentés sont les contraintes maximales en tension dans la région proximale et distale dans la couche de ciment. Également, les contraintes en tension et de cisaillement à l'interface ciment-implant sont exposées.

Gross et Abel (2001) créent un modèle EF d'un fémur cylindrique idéalisé ayant subi une ATH. Leur but est d'étudier l'effet de la variation de géométrie de l'implant sur le phénomène du "stress shielding" qui se produit dans la région proximale de l'os. L'implant utilisé est de forme cylindrique. L'interface ciment-implant est considérée collée. Une force de contact de 3 000 N est appliquée à l'extrémité proximale de l'implant. L'axe des Z est situé sur l'axe longitudinal du cylindre. Les résultats présentés sont les contraintes de Von Mises à l'interface ciment-implant, au milieu de l'os cortical et à l'intérieur de la couche de ciment le long de l'axe longitudinale de la partie proximale à la partie distale.

Lennon et Prendergast (2001) reconstruisent un modèle EF d'un fémur proximal ayant subi une ATH. Leur but est d'étudier la distribution des contraintes dans la couche de ciment pour déterminer la probabilité de défaillance du ciment pour trois états de l'interface ciment-implant. L'implant utilisé est de forme conique. L'interface est soit complètement collée, descellée avec coefficient de friction de 0.32 tout le long de l'interface avec et sans la partie distale de la couche de ciment. Le chargement est une force de contact de 4.6 fois le PDC appliquée au centre de la tête de l'implant. Les muscles abducteurs et la bande ilio-tibiale sont inclus dans le modèle. La grandeur des abducteurs est de 1.2 fois le PDC tandis que celle de la bande ilio-tibiale est de 0.16 fois

le PDC. Un système de coordonnées équivalent à celui de Bergmann et al (1993) est utilisé. Les résultats présentés sont les contraintes maximums en tension dans la couche de ciment.

Nuño et Avanzolini (2002) créent un modèle EF idéalisé d'un fémur ayant subi une ATH. Leur but est de déterminer l'effet des contraintes résiduelles dans le ciment sur la distribution des contraintes à l'interface ciment-implant. L'implant utilisé est une tige de forme cylindrique. L'interface ciment-implant est descellée avec un coefficient de friction de 0.2. Deux chargements sont analysés, soit une force transversale et soit une force transversale combinée avec une force axiale. La grandeur de chacune de ces forces est de 600 N et est appliquée à l'extrémité proximale de l'implant. L'axe des Z du système de coordonnées est situé sur l'axe longitudinal du cylindre. Les résultats présentés sont les contraintes radiales, circonférentielles et de Von Mises dans la couche de ciment dans l'interface ciment-implant en incluant ou non les contraintes résiduelles dans le ciment.

Stolk et al (2002) reconstruisent deux modèles EF d'un fémur proximal ayant subi une ATH. Leur but est de déterminer si les analyses par éléments finis peuvent prédire correctement le comportement d'une articulation ayant subi une ATH. Deux types d'implants commercialisés sont utilisés, soit le Mueller Curved et le Lubinus. L'interface est considérée collée. L'un des chargements est une simplification de la marche (en flexion) et l'autre est un chargement en torsion. Pour le cas en flexion, la force de contact a une grandeur de 3 fois le PDC et la force des abducteurs est de 2 fois le PDC. Pour le cas en torsion, un moment de 18 900 N mm et une force verticale de 50 N sont appliqués sur la tête de l'implant. Le système de coordonnées est défini selon Ruff et Hayes (1983). Les résultats présentés sont les déformations principales à 13 positions dont 10 sont situées sur la surface externe de l'os cortical et trois autres à l'interface ciment-implant. Également, des modèles expérimentaux pour les deux types d'implant sont utilisés pour comparer les résultats obtenus avec les deux modèles EF.

Kleeman et al. (2003) reconstruisent un modèle EF d'un fémur ayant subi une ATH. Leur but est d'analyser le rôle de l'angle d'antéversion de l'implant et le décalage du centre de la tête de l'implant sur les déformations de l'os et les contraintes du ciment. L'implant utilisé est le MS30 (Sulzer Orthopedics Ltée). L'interface implant-ciment est descellée avec un coefficient de friction de 0.25. Un chargement en flexion représentant la marche et en torsion représentant la montée des escaliers est appliqué au modèle EF. Également, tous les muscles qui s'attachent au fémur sont inclus dans le modèle EF. La grandeur des forces de contact, appliquée sur la tête de l'implant varie de 3 à 3.7 fois le PDC pour les cas en flexion et de 3 à 5 fois le PDC pour les cas en torsion. Le système de coordonnées utilisé n'est pas mentionné. Les résultats présentés sont les déformations principales sur la surface externe de l'os dans la région médiale à partir de la région proximale jusqu'à la région distale. Également, les contraintes maximales en tension dans la couche du ciment sont exposées.

Waide et al.(2004) reconstruisent deux modèles EF d'un fémur proximal ayant subi une ATH. Leur but est de déterminer l'effet qu'ont les tissus mous à l'interface ciment-os sur les déformations principales sur 13 points d'intérêt dont 10 sont situés sur la surface externe de l'os cortical et trois autres à l'interface ciment-implant. Ces 13 positions sont reproductibles car leur emplacement est détaillé dans le texte. Deux types d'implant sont utilisés soit le Lubinus et le Mueller-Curved. L'interface ciment-implant est considérée collée. Le système de coordonnées est défini selon Ruff et Hayes (1983). Le chargement appliqué est une force de contact de 2.47 fois le poids du corps (PDC) sur la tête de l'implant et une force des abducteurs de 1.55 fois le PDC dans la région du grand trochanter. Les résultats présentés sont les déformations principales aux 13 positions mentionnées précédemment.

2.5.2.1 Résumé des paramètres pour la reconstruction du modèle EF

Parmi ces articles, celui de Stolk et al. (2002) est utilisé pour effectuer la validation du modèle EF de l'ATH personnalisée développé lors de ce projet. Ceci est justifié par le

fait que, contrairement aux autres articles, toute l'information nécessaire pour reconstruire un modèle éléments finis similaire à celui de l'article est disponible dans l'article. De plus, les résultats présentés dans cet article sont aisément reproductibles en terme de position et de direction, ceci facilite la comparaison des résultats. Également, les chargements utilisés, pour le type d'implant Mueller Curved, correspondent aux deux chargements les plus critiques soit la flexion et la torsion que subie la reconstruction d'une ATH. Le modèle éléments finis de ce projet est développé de façon à ressembler le plus possible à celui de Stolk et al. (2002) afin de procéder à une validation du modèle EF. Plus précisément, les points qui doivent être similaires sont le système de coordonnées, le positionnement et le type d'implant, les propriétés mécaniques des matériaux, les conditions de chargement et le comportement de l'interface ciment-implant. Une description détaillée de ces points est présentée dans les sections qui suivent.

2.6 Système de coordonnées (SDC)

Les systèmes de coordonnées (SDC) du fémur peuvent être créés de différentes manières et sont basés sur des repères anatomiques (Backman, 1957; Bergmann et al., 2001; Lennon et Prendergast, 2001; Ruff et Hayes, 1983; Stansfield et Nicol, 2002; Wu et al., 2002; Yoshioka et al., 1987). L'étude de Stolk et al. (2002), qui est utilisée pour la validation du modèle EF de l'ATH personnalisé, crée son SDC selon Ruff et Hayes (1983) qui utilisent des repères anatomiques de la partie proximale et distale du fémur, tout comme Bergmann et al (2001). Le SDC utilisé par Lennon et Prendergast (2001), inspiré par celui de Bergmann et al. (2001), est créé en utilisant seulement des repères anatomiques de la partie proximale du fémur.

La littérature montre que les SDC de Bergmann et al. (2001) et de Ruff et Hayes (1983) sont tous deux basés sur les travaux de Backman (1957). Dans les deux cas, le plan frontal est parallèle à la ligne tangente au contour dorsal des condyles fémoraux. L'axe longitudinal du fémur passe par le point le plus haut de la fosse intercondyloire et croise

l'axe du col fémoral. L'axe du col fémoral passe par le centre de la tête fémorale et croise l'axe longitudinal du fémur. Il s'avère donc que les SDC créés selon Bergmann et al (2001) et Ruff et Hayes (1983) sont considérés comme similaires puisqu'ils sont définis à l'aide des mêmes repères anatomiques situés dans la partie proximale et distale du fémur. Le SDC de Bergmann et al.(2001) est expliqué en détails dans la section suivante.

Pour notre étude, puisque seule la partie proximale du fémur est reconstruite, l'utilisation du SDC de Lennon et Prendergast (2001) semble la plus appropriée puisqu'il est basé sur des repères anatomiques du fémur proximal seulement. Donc le SDC de Lennon et Prendergast (2001) est expliqué en détails. Ensuite, une analyse de ces deux SDC est effectuée afin de déterminer les différences induites sur les composantes X, Y, Z de la force de contact lorsqu'on utilise le SDC de Lennon et Prendergast (2001) et celui de Bergmann et al. (2001) pour appliquer la force de contact au centre de la tête fémorale.

2.6.1 SDC de Bergmann et al (2001)

L'origine du SDC de Bergmann et al (2001) est situé au centre de la tête fémorale. L'axe des Z est parallèle à l'axe longitudinal du fémur. L'axe des X est parallèle à la projection sur le plan transversal à la ligne qui est tangente aux contours dorsaux des condyles fémoraux. La direction de l'axe des Y est déterminée à l'aide de la règle de la main droite. Afin de déterminer la position de l'axe longitudinal du fémur, deux points sont nécessaires. Le premier point se situe à l'intersection de l'axe du col fémoral. Le second point se situe au plus haut point dans la fosse intercondylaire. En reliant ces deux points, l'axe longitudinal du fémur est défini. Pour déterminer l'emplacement de l'axe des X, un plan perpendiculaire à l'axe longitudinal du fémur est créé. Sur ce plan, la ligne tangente aux contours dorsaux est dessinée pour déterminer la position de l'axe des X. Le SDC et ses composantes sont montrés à la figure 37. Lors de cette étude les auteurs mesurent, à l'aide d'implants télémétriques installés sur quatre patients, une force de contact

moyenne de 237% du poids du corps (PDC) lors de l'activité de la marche (chargement en flexion).

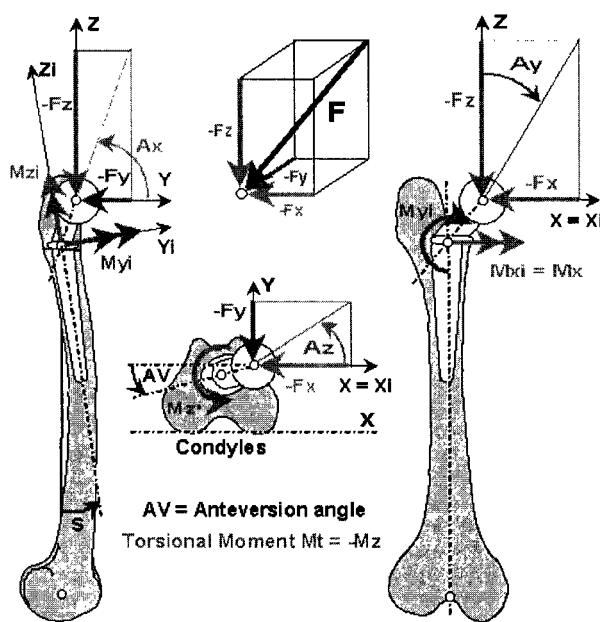


Figure 37 Système de coordonnées de Bergmann et al. (2001)
Adapté de Bergmann et al. (2001)

2.6.2 SDC de Lennon et Prendergast (2001)

L'axe des Z du SDC de Lennon et Prendergast (2001) est parallèle à l'axe longitudinal du fémur. L'axe des X fait un angle, équivalent à l'angle d'antéversion, avec la projection du col fémoral sur le plan transversal. Afin de déterminer l'emplacement de l'axe des Z deux points sont nécessaires. Le premier point est localisé au centre de la section du fémur distale. Le second point est situé entre le grand trochanter et le creux de la selle. Ce dernier point est fixé de manière à ce que le nouvel axe longitudinal du fémur soit au milieu du fémur dans la vue latérale et frontale. Afin de déterminer la position de l'axe des X, un plan perpendiculaire à l'axe longitudinal du fémur est créé. Sur ce plan, la projection du col fémoral forme un angle d'antéversion avec l'axe des X.

En connaissant l'angle d'antéversion (2-3°), la direction de l'axe des X est connue. Le SDC de Lennon et Prendergast (2001) est présenté à la figure 38.

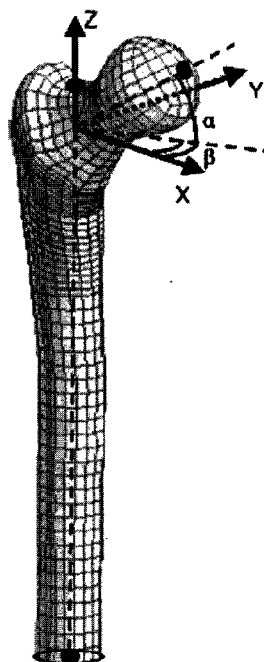


Figure 38 Système de coordonnées de Lennon et Prendergast (2001)
Adapté de Lennon et Prendergast (2001)

2.6.3 Analyse des deux SDC

Puisque les SDC définis par Bergmann et al. (2001) et Lennon et Prendergast (2001) sont différents, une analyse est effectuée pour comparer les deux SDC. Un modèle numérique 3D d'un os synthétique fabriqué par Sawbones Inc. en format IGES est disponible sur Internet (Viceconti et al., 1998) est utilisé. Le fémur numérique est importé à l'intérieur du logiciel SolidWorks. Les deux SDC de Bergmann et al.(2001) et de Lennon et Prendergast (2001)sont reconstruits selon les directives aux sections 2.6.1et 2.6.2. (voir figure 39). La force de contact lors d'un chargement en flexion mesurée par Bergmann et al. (2001) est de 237% le poids du corps (PDC) et ses

composantes appliquées au centre de la tête fémorale sont : $F_x = 54\%$ le PDC, $F_y = 32.8\%$ le PDC et $F_z = 229.2\%$ le PDC.

Ces forces F_x , F_y , et F_z sont initialement appliquées dans le SDC de Lennon et Prendergast (2001) (voir figure 39) et ensuite décomposées selon les axes X, Y, et Z définis par Bergmann et al. (2001). Afin de s'assurer que les forces appliquées dans le SDC de Lennon et Prendergast (2001) aient une direction semblable aux forces appliquées dans le SDC de Bergmann et al. (2001) l'angle entre le plan frontal (plan qui passe par l'axe des X et l'axe des Z) de chacun des SDC est mesuré (voir figure 40). Plus l'angle entre les deux plans frontaux définis par chacun des SDC est petit, plus les deux SDC sont similaires.

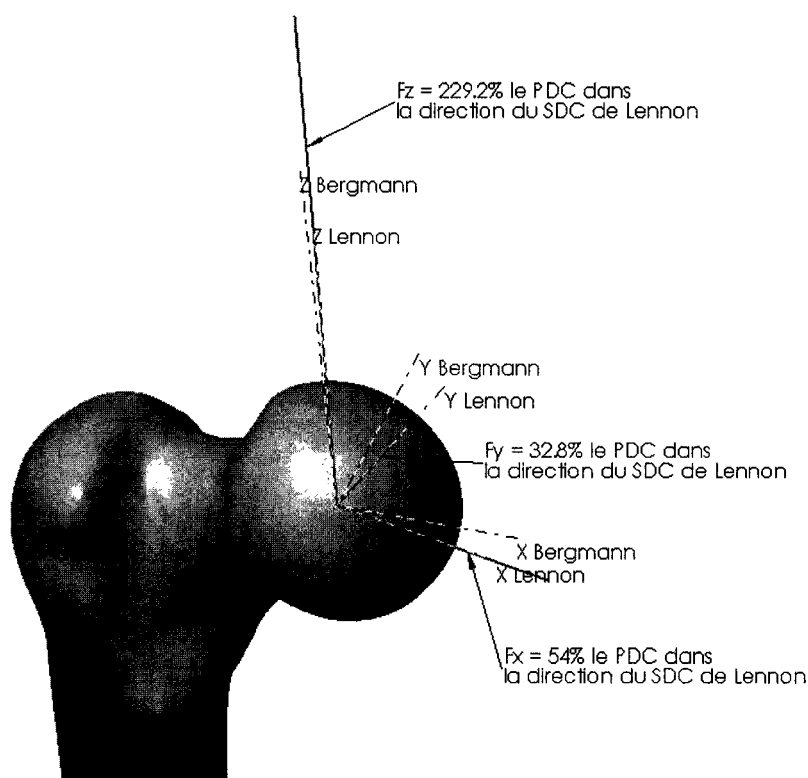


Figure 39 Représentation des vecteurs X, Y et Z dans le SDC de Lennon et Prendergast (2001)

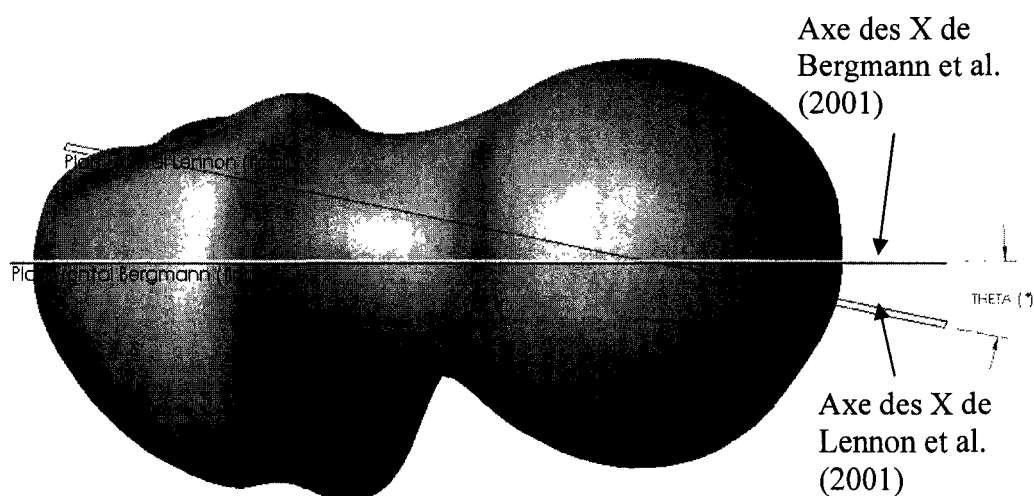


Figure 40 Visualisation de la différence entre les plans frontaux des deux SDC

2.6.3.1 Résultats de la comparaison des SDC

Les grandeurs des composantes (F_x , F_y , et F_z) de la force de contact appliquée selon le SDC de Bergmann et al. (2001) et selon le SDC de Lennon et Prendergast (2001) sont présentées au Tableau IV. On remarque une différence de 9.8% pour F_x , de -25% pour F_y et de -0.1% pour F_z . Au premier regard, les résultats pour les axes des X et Y semblent grands. Par contre, le ratio des composantes F_x et F_y et la résultante F (F_x/F et F_y/F) des trois composantes n'est que de 3% et 1%, respectivement.

Tableau IV

Différence des composantes de la force de contact appliquée selon le SDC de Bergmann et al. (2001) et de Lennon et Prendergast (2001)

	Forces appliquées (en % du PDC) selon la direction du SDC de Bergmann et al. (2001)	Forces appliquées (en % du PDC) selon la direction du SDC de Lennon et Prendergast (2001)	Différence (%)	
Fx	54.0	59.3	9.8%	2.6°
Fy	32.8	24.6	-25.1%	
Fz	229.2	228.9	-0.1%	
Résultante (F)	237.7	237.7		

2.6.4 Analyse sur le positionnement de l'axe Z

Une seconde analyse est effectuée pour déterminer la sensibilité du positionnement de l'axe de Z. Le SDC de Lennon et Prendergast (2001) est défini en utilisant trois points, soit le point au milieu de la section distale du fémur, le centre de la tête fémorale et le point proximal situé entre le grand trochanter et le creux de la selle. Parmi ces trois points, la position du point proximal choisie par l'utilisateur peut varier grandement puisque la zone où il peut être défini est grande comparativement aux deux premiers points. Pour quantifier l'effet du choix de l'emplacement de ce point proximal sur l'orientation du SDC créé selon Lennon et Prendergast (2001) une étude paramétrique est effectuée. Ce point proximal est positionné à cinq endroits différents. Pour chacune de ces positions, une comparaison entre les composantes (Fx, Fy et Fz) de la force de contact appliquées dans le SDC de Lennon et Prendergast (2001) et dans le SDC de Bergmann et al. (2001) telle qu'effectuée à la section 2.6.3 est faite.

Afin de créer les cinq emplacements de ce point proximal, un cercle de 20 mm est esquissé arbitrairement sur le plan transversal de Bergmann et al. (2001) (figure 41). Le

centre du cercle coïncide avec l'axe longitudinal du fémur de Bergmann et al. (2001). Ce cercle est ensuite projeté dans la région du grand trochanter pour obtenir cinq positions qui sont le centre du cercle projeté et les intersections du périmètre du cercle projeté avec chaque quadrant, soit 0° , 90° , 180° et 270° (voir figure 41). La direction antéro-postérieure du SDC de Bergmann et al. (2001) est utilisée arbitrairement pour définir la direction du premier quadrant, soit celui à 0° dans la direction des Y positifs.

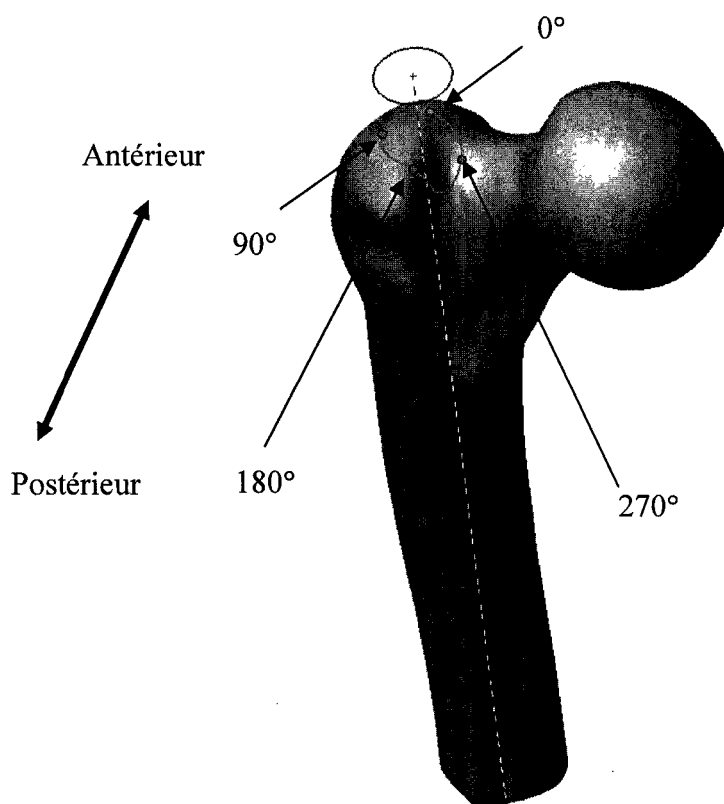


Figure 41 Projection du cercle de 20 mm dans la région du grand trochanter

2.6.4.1 Résultats sur le positionnement de l'axe Z

Les résultats des comparaisons entre les composantes F_x , F_y et F_z , définis selon le SDC de Lennon et Prendergast (2001) et de Bergmann et al. (2001), en fonction des cinq emplacements (au centre, 0° , 90° , 180° , 270°) sont présentés à l'annexe 3. Pour les cinq positions choisies, une variation maximale de 1.1% est obtenue pour F_z , entre les deux

SDC, une variation maximale de 18% pour F_x et une variation maximale de 27% pour F_y sont obtenues. L'angle entre les deux plans frontaux des deux SDC (figure 40) varie grandement lorsque le point proximal est localisé à 0° , 180° et 270° , soit de 11.4° , 18.5° et 9.0° respectivement. Par contre, lorsque le point est situé à 90° et au centre du cercle, l'angle est de 2.3° et 2.0° , respectivement.

Lorsque le point choisi est situé au centre de cercle, l'axe longitudinal du fémur passe au centre du fémur dans les vues latérales et frontales (voir figure 46). Quand le point est situé aux positions de 0° et 180° , l'axe longitudinal du fémur de Lennon et Prendergast (2001) s'incline antérieurement ou postérieurement dans les vues latérales (figure 42 et figure 44). Dans le cas où le point est situé aux angles 90° et 270° , l'axe longitudinal du fémur s'incline latéralement ou médialement dans les vues frontales (figure 43 et figure 45).

Pour conclure, en positionnant le point proximal de manière à ce que l'axe longitudinal du fémur de Lennon et Prendergast (2001) passe par le centre du fémur dans la vue latérale et frontale, l'angle entre les deux plans frontaux des SDC de Bergmann et al. (2001) et de Lennon et Prendergast (2001) est à son minimum. De plus, la grandeur des forces F_x , F_y et F_z appliquées dans les deux SDC de Lennon et Prendergast (2001) et le SDC de Bergmann et al. (2001) est similaire. Bien entendu la différence pour F_y est grande, mais peut être négligée puisqu'elle ne contribue qu'à 1% de la résultante. Les résultats obtenus permettent de conclure que le SDC de Lennon et Prendergast (2001) et le SDC de Bergmann et al. (2001) sont similaires lorsque l'axe longitudinal du fémur de Lennon et Prendergast (2001) passe au centre du fémur. Par conséquent, le SDC de Lennon et Prendergast (2001) est attribué au modèle 3D solide du fémur créé à la section 2.3.2.. Ce SDC ne requiert que des repères anatomiques de la partie proximale du fémur.

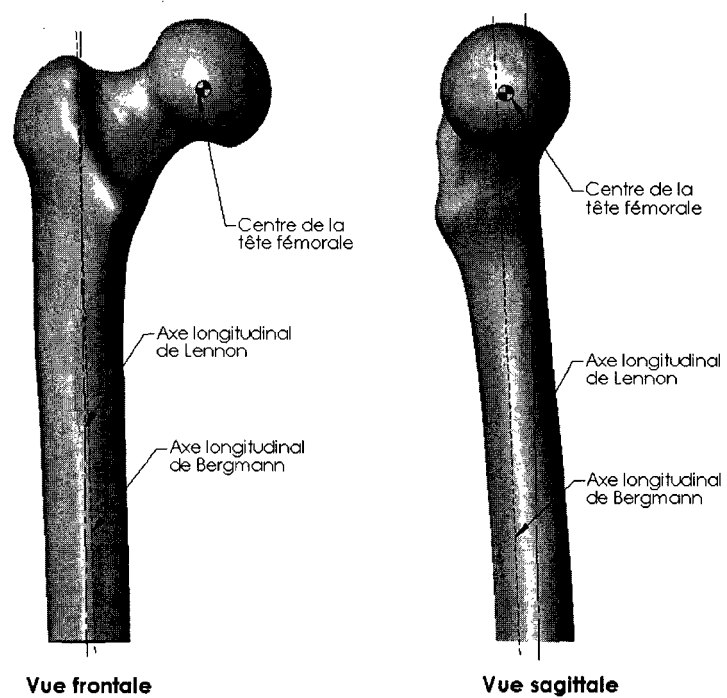


Figure 42 Axes longitudinaux du fémur, position du point proximal à 0°

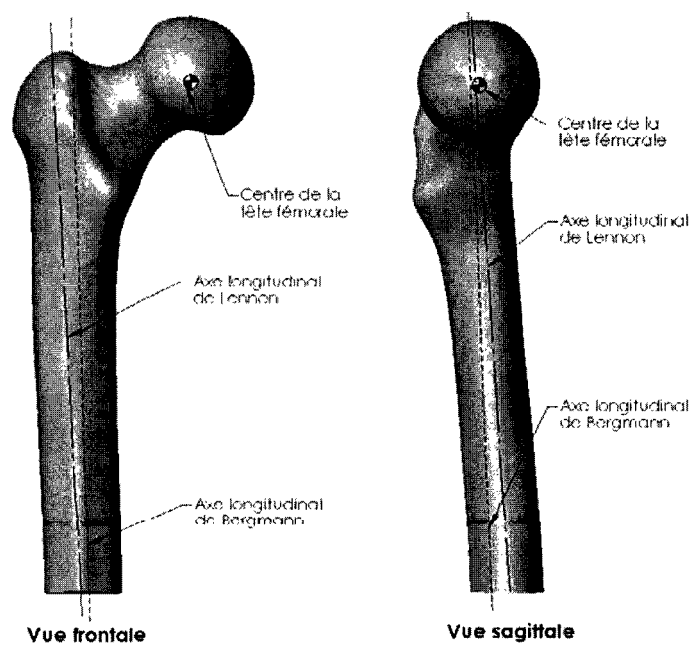


Figure 43 Axes longitudinaux du fémur, position du point proximal à 90°

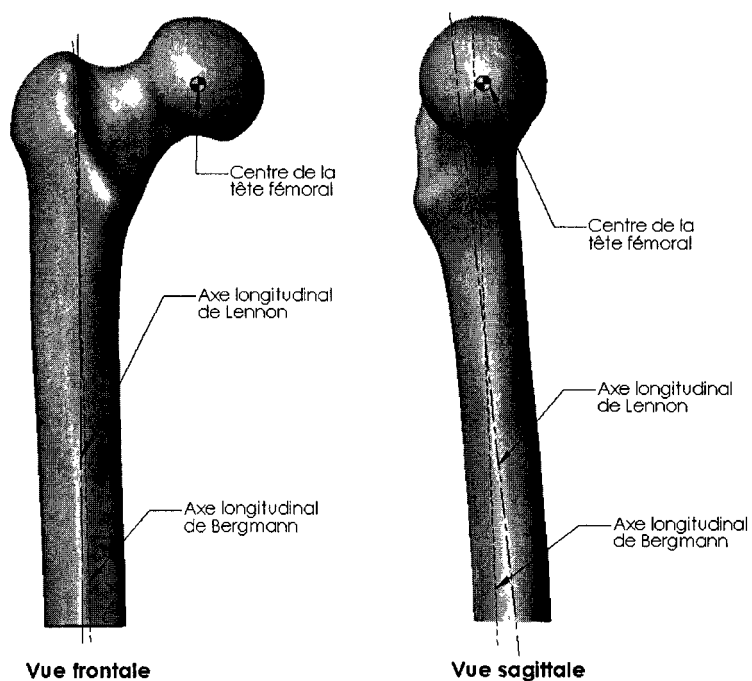


Figure 44 Axes longitudinaux du fémur, position du point proximal à 180°

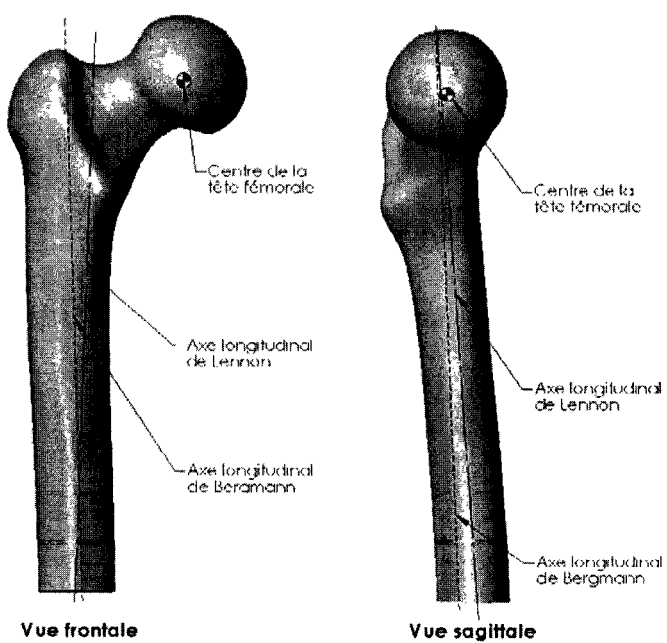


Figure 45 Axes longitudinaux du fémur, position du point proximal à 270°

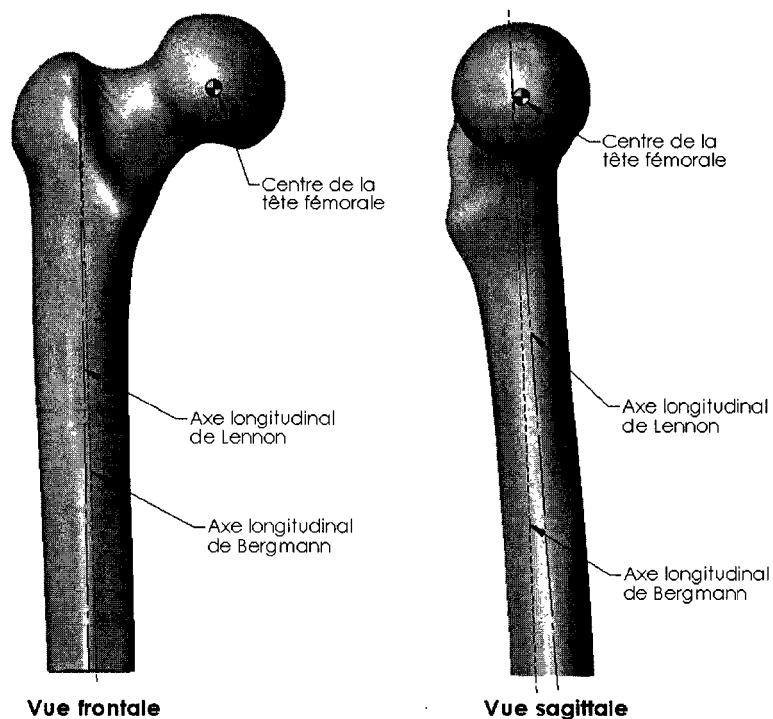


Figure 46 Axes longitudinaux du fémur, position du point proximal au centre

2.7 Création du modèle 3D solide de l'implant

Un implant Mueller Curved fabriqué par la compagnie Joint Replacement Instrumentation LTD (JRI) est choisi pour la reconstruction du modèle EF. Le diamètre de la tête de l'implant est de 32mm, le col a un diamètre de 14.7mm (grandeur moyenne) et une longueur de 24mm (grandeur standard). La tige de l'implant a une longueur de 91mm. L'implant est fait d'un alliage de chrome et de cobalt. Pour la reconstruction 3D de l'implant, la mise en plan fourni par la compagnie JRI est utilisée (voir Annexe 4). Plus particulièrement, la tige de l'implant est modélisée à l'aide d'un balayage des sections (figure 47a). Le col et la tête sont modélisés à l'aide d'une forme cylindrique et d'une forme sphérique respectivement. La reconstruction 3D de l'implant est montrée à la figure 47b.

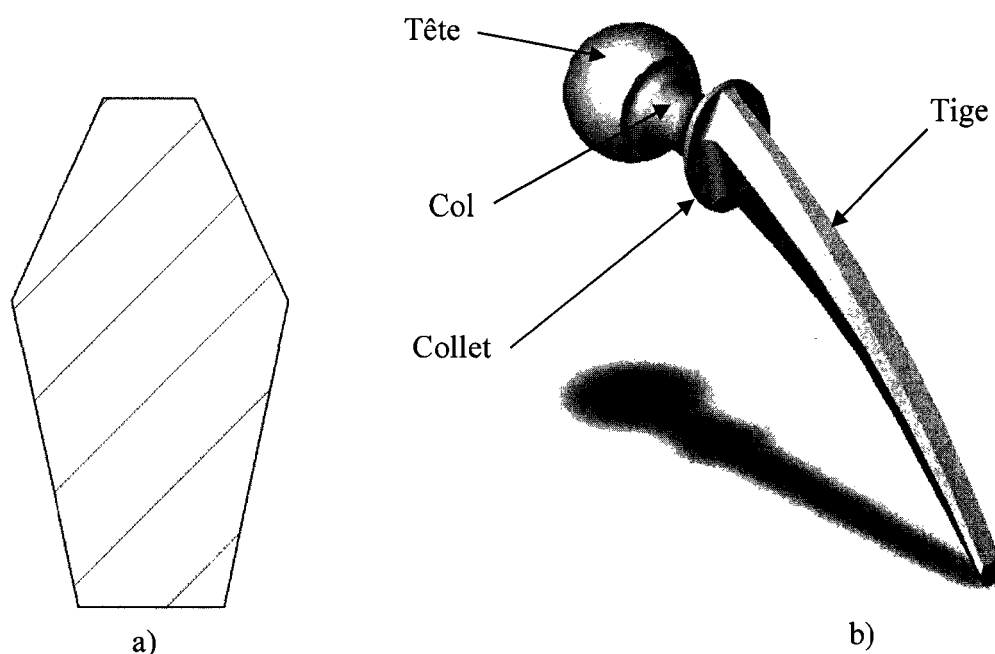


Figure 47 Vue d'une a) section type de la tige et b) de l'implant

2.8 Reconstruction 3D de l'ATH personnalisée

Le module assemblage du logiciel commercial SolidWorks est utilisé pour effectuer la reconstruction 3D de l'ATH personnalisée. Plus particulièrement, l'os avec son système de coordonnées est inséré comme première pièce dans l'assemblage. Le modèle 3D de l'implant est ensuite placé à l'intérieur de l'os de manière à représenter le plus fidèlement le modèle de l'ATH de l'étude de Stolk et al. (2002), en observant les sections transversales (figure 48). Le centre de la tête de l'implant est placé le plus près possible du centre de la tête fémorale. Une fois l'implant en place, la tête fémorale et une partie du col fémoral sont sectionnées à l'arrière du collet de l'implant (figure 49). Similairement, la surface externe du ciment est créée en respectant les sections transversales que l'on retrouve dans l'article de Stolk et al. (2002) (voir figure 48). La surface interne, quant à elle, est créée à partir des surfaces de la tige de l'implant déjà positionnée. L'épaisseur du ciment créé du côté médial varie approximativement de 2 mm à 3 mm dans la partie proximale et de 4 mm à 6 mm dans la partie distale. Du côté

latéral, les épaisseurs sont inversées. En ce qui concerne l'os spongieux, l'espace entre le ciment et l'os cortical est considéré comme de l'os spongieux et un volume est créé à l'aide de la surface interne de l'os cortical et de la surface externe du ciment. Dans l'assemblage final, le centre de la tête de l'implant est situé à 2.38 mm du centre de la tête du fémur.

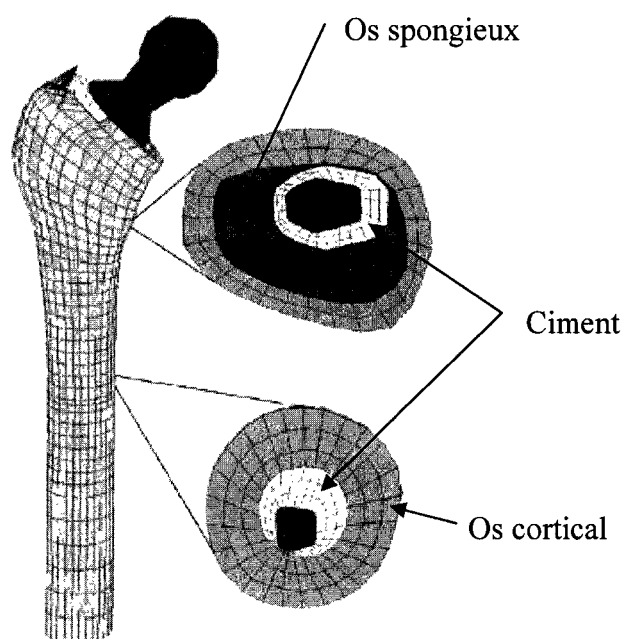


Figure 48 Sections transversales de l'implant et du ciment
Adapté de Stolk et al. (2002)

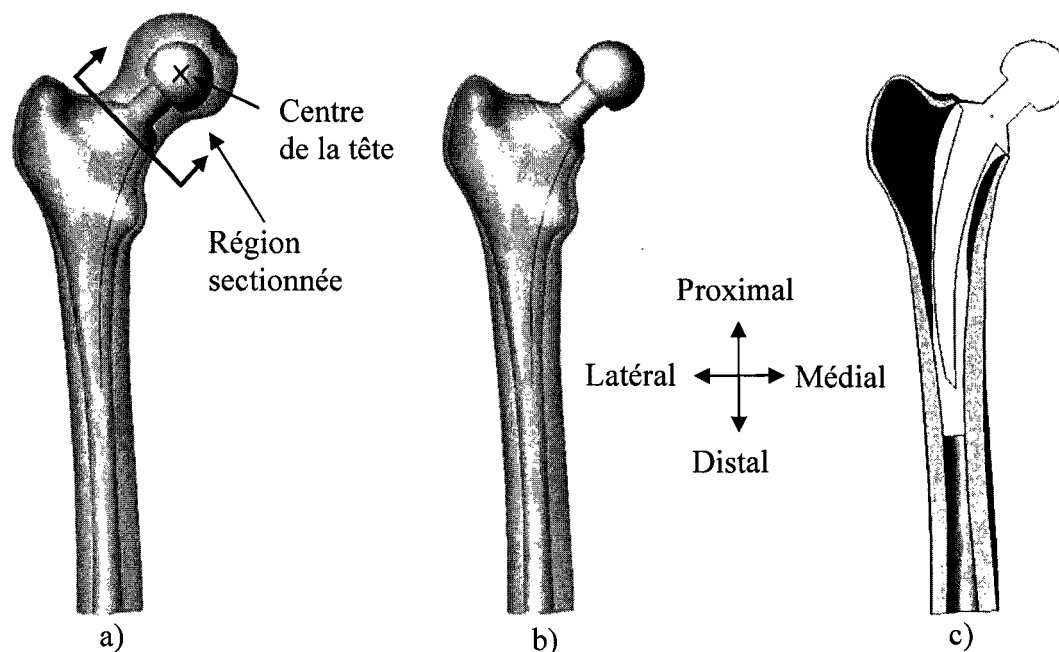


Figure 49 Étapes de l'assemblage a) positionnement de l'implant b) sectionner l'os c) épaisseur de ciment

2.9 Préparation du modèle 3D avant le transfert des fichiers vers ANSYS

L'implant est maintenant positionné selon le SDC choisi précédemment et le modèle de l'ATH personnalisée est reconstruit. Les surfaces du modèle sont divisées de façon à créer des intersections à des endroits spécifiques pour être en mesure d'y calculer les contraintes et les déformations et ce avant d'effectuer le transfert du modèle de l'ATH personnalisée du logiciel SolidWorks vers le logiciel EF. Lors de la création du maillage, les points d'intérêts créés par ces intersections se verront assigner un nœud appartenant à un élément de la structure. Ensuite, chacun de ses nœuds sera nommé pour faciliter la cueillette éventuelle des résultats à cet endroit. La position de ces points d'intérêt se fait selon les dimensions et repères utilisés par Stolk et al.(2002) (voir figure 50). En plus de ces points d'intérêt, il est essentiel d'importer les systèmes de coordonnées locaux de ces points pour deux raisons, soit pour extraire des résultats, soit pour définir la direction des forces appliquées ou des propriétés mécaniques des matériaux. Le système de coordonnées de Lennon et Prendergast (2001) situé au centre

de la tête de l'implant est automatiquement transféré de SolidWorks à ANSYS lors du transfert de fichier. Les points d'intérêt du modèle de l'ATH personnalisée de ce projet sont présentés à la figure 51. Les points d'intérêt qui ne sont pas encadrées sont les répliques de ceux de Stolk et al. (2002). Les points d'intérêt ayant la lettre L sont positionnés à la surface externe latérale de l'os cortical. Ceux ayant la lettre M sont positionnés à la surface externe médiale de l'os cortical. Les points d'intérêt ayant les lettres LC sont positionnés à l'interface ciment-implant latérale. Ceux ayant les lettres MC ou E sont positionnés à l'interface ciment-implant médiale. En plus de ces points d'intérêt, une ligne représentant l'insertion des muscles abducteurs est créée sur la surface de la région du grand trochanter (figure 52). Lors du maillage, cette ligne se verra assignée des nœuds appartenants aux éléments structuraux. Donc, il sera possible de créer un groupe de noeuds qui sera utilisé pour créer les éléments qui simuleront les muscles abducteurs.

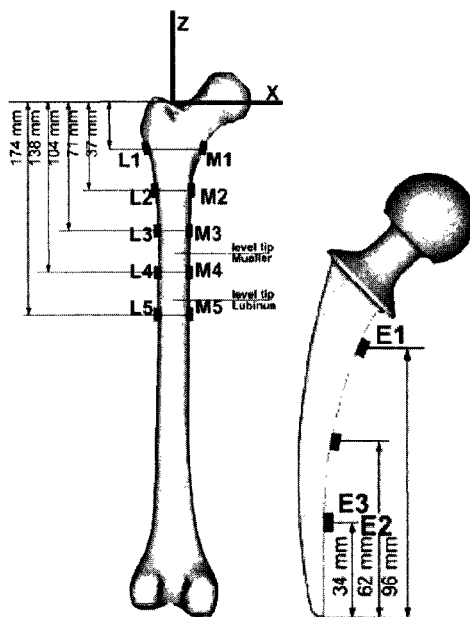


Figure 50 Position des points d'intérêt de Stolk et al. (2002)
Adapté de Stolk et al. (2002)

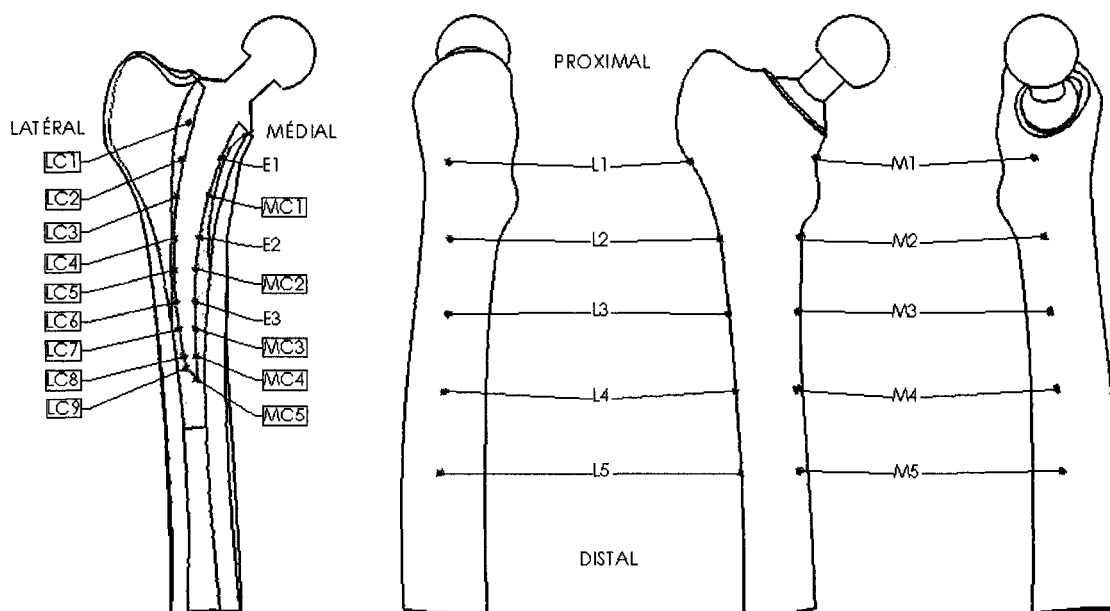


Figure 51 Positions des points d'intérêt de notre étude

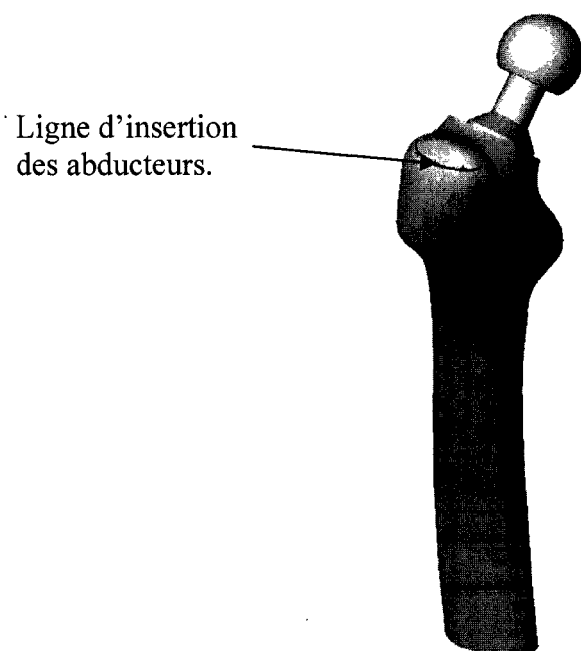


Figure 52 Ligne d'insertion des abducteurs

2.10 Importation du modèle 3D vers le logiciel ANSYS

Le modèle 3D de l'ATH personnalisée créé dans le logiciel de modélisation SolidWorks est transféré vers un logiciel commercial EF, ANSYS. Ce transfert s'effectue à l'aide du module *productivity pack* d'ANSYS. À tout moment, si des modifications ultérieures à l'insertion sont nécessaires, elles peuvent être effectuées à l'intérieur du logiciel SolidWorks, pour ensuite être mises à jour dans le logiciel ANSYS.

2.11 Propriétés mécaniques des matériaux

Tous les matériaux, sauf l'os cortical, ont des propriétés mécaniques isotropiques. L'os cortical a des propriétés mécaniques transversalement isotropiques. Les propriétés mécaniques de l'os proviennent de Stolk et al. (2002) et sont présentées au Tableau V.

Tableau V

Propriétés mécaniques utilisées dans le modèle EF de Stolk et al.(2002)

	Module de Young (GPa)	Module de cisaillement (GPa)	Coefficient de Poisson
Implant	210	80.77	0.3
Ciment	2.28	0.88	0.3
Os spongieux	0.4	0.15	0.3
Os cortical	$E_x, E_y=7.0; E_z=11.5$	$G_{yz}, G_{zx}=3.5; G_{xy}=2.6$	$\nu_{xy}, \nu_{zy}, \nu_{zx}=0.4$

Pour la validation du modèle EF de l'ATH personnalisée de notre étude, une comparaison est effectuée entre les résultats de notre étude et ceux de Stolk et al. (2002). Donc, pour cette la validation, les propriétés mécaniques sont celles utilisées par Stolk et al. (2002). Une fois la validation terminée, les propriétés mécaniques de l'os cortical et spongieux provenant du fémur personnalisé sont utilisées dans les analyses EF subséquentes décrites à la section 2.16. Ces dernières sont déterminées à partir des

images CT-scan et de la méthodologie présentée à la section 2.4.5. et sont présentées au Tableau VI.

Tableau VI

Propriétés mécaniques personnalisées utilisées pour les analyses finales de notre étude

	Module de Young (GPa)	Module de cisaillement (GPa)	Coef. de Poisson
Implant (CoCr)	E=210		0.3
Ciment (PMMA)	E=2.28		0.3
Os cortical	$E_x, E_y=13.99; E_z=21.86$	$G_{yz}, G_{zx}=3.28; G_{xy}=2.62$	0.3
Os spongieux	$E_x, E_y=0.69; E_z=1.40$	$G_{yz}, G_{zx}=0.02; G_{xy}=0.02$	0.3

2.12 Chargement et conditions frontières

Deux chargements sont simulés pour l'analyse numérique : un chargement en flexion et un en torsion. Le cas en flexion représente le cas simplifié de la marche lorsque le talon frappe le sol "Heel strike"(figure 53a) et est simulé par une force de contact et une force des abducteurs (Stolk et al., 2002). Les deux forces sont coplanaires sur le plan d'antéversion du fémur (voir annexe 5). La force de contact de 1780 N est appliquée à 58.8° par rapport au plan transversal au centre de la tête de l'implant. La force des abducteurs de 1 262 N fait un angle de 40° avec l'axe longitudinal du fémur (figure 53a). Le cas en torsion (figure 53b) est représenté par une force de contact verticale de 50 N et un moment de torsion de 18 900 N mm dans le plan transversal autour de l'axe longitudinal du fémur. Pour les deux chargements, tous les nœuds distaux sont bloqués en déplacement dans les directions x, y, et z.

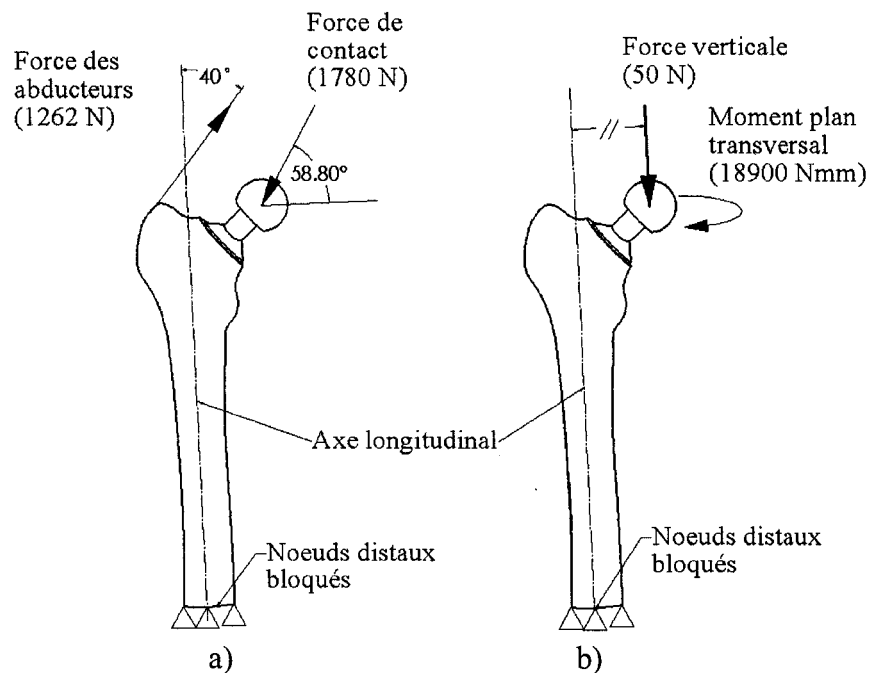


Figure 53 Conditions frontières et chargement appliqués a) flexion b) torsion

2.12.1 Éléments utilisés dans le modèle EF

Le maillage s'est fait avec le logiciel ANSYS Workbench 8.0. Les types d'éléments utilisés sont le SOLID187, LINK11, CONTA174 et TARGE170. Le SOLID187 est un élément tétraèdre structural composé de dix nœuds ayant trois degrés de libertés chacun, soit la translation en x, y et z. Cet élément sert à mailler les volumes de l'os cortical, l'os spongieux, le ciment et l'implant. Le LINK11 est un élément uni-axial en compression ou en tension composé de deux nœuds ayant trois degrés de libertés chacun, soit la translation en x, y et z. Les éléments LINK11 servent à simuler les muscles abducteurs qui s'attachent dans la région du grand trochanter. Le CONTA174 est un élément 3D à huit nœuds qui est utilisé pour simuler le contact ou glissement avec les surfaces 3D TARGE170. Le TARGE170 est un élément composé de segments triangulaires qui représente la surface appelée target. Pour simuler un contact entre deux surfaces 3D, une des surfaces doit être maillée avec les éléments CONTA174 et l'autre avec des éléments TARGE170. Ces deux surfaces sont liées via un REAL CONSTANT SET. Ce REAL

CONSTANT SET contient tous les paramètres qui décrivent le comportement entre ces deux surfaces qui sont, dans ce cas-ci, la surface du ciment et la surface de l'implant. Le Tableau VII résume les différents éléments utilisés.

Tableau VII

Information sur le type de maillage

	Geométrie maillée avec l'élément	Nombre de degré de liberté à chaque nœud (x, y, z)	Forme de l'élément
SOLID187	Os (cortical et spongieux), ciment,	3	Tetraèdre 3D
LINK11	Abducteurs	3	Tige 3D uni-axial
CONTA174	Toutes les interfaces	3	Surface 3D
TARGE170	Toutes les interfaces	Même nombre que les éléments de la surface d'attache.	Surface 3D

2.12.2 Modélisation de l'interface ciment-implant

L'interface ciment-implant est modélisée avec des éléments de contact surface-surface (CONTA 174 et TARGE170). Plus précisément, l'une des deux surfaces est recouverte d'éléments de type CONTA174 et l'autre d'éléments TARGE170. En général, le matériau des deux surfaces ayant une rigidité plus faible aura des éléments CONTA174. Puisque le ciment a un module de Young (E) 100 fois moins rigide que celui de l'implant, le ciment aura les éléments CONT174. De plus, un coefficient de frottement (μ) est inséré pour simuler le comportement de cette interface soit en étant collée ($\mu=\infty$) ou en étant descellée ($\mu>0$). Dans le cas d'une interface collée, le transfert de la charge peut s'effectuer par l'entremise des contraintes normales en tension ou en compression et des contraintes de cisaillement. Dans le cas d'une interface descellée, le transfert de

charge s'effectue via des contraintes normales en compression seulement et des contraintes en cisaillement.

Le modèle de friction de Coulomb est utilisé (équation (2.25)). Ce modèle permet à deux surfaces en contact de rester collées si la force tangentielle ne dépasse pas une fraction de la force normale (force tangentielle maximum). Lorsque la force tangentielle dépasse la force tangentielle maximum, il se produit un glissement entre les deux surfaces.

$$F_{TANGENTIELLE\ MAXIMUM} = \mu \times F_{NORMALE} \quad (2.25)$$

Lors des analyses de contact, divers paramètres sont déterminés à l'aide de facteurs. La rigidité de contact normale, la tolérance de pénétration, la région de "pinball", la rigidité de contact tangentielle sont calculées entre autre, à l'aide des facteurs FKN, FTOLN, PINB et FKT respectivement utilisés par le logiciel ANSYS. Parmi ces divers paramètres, les résultats obtenus sont davantage sensibles à la rigidité de contact normale (ANSYS inc., 2002). Ce paramètre est responsable de la quantité de pénétration qui se produit entre les deux surfaces de contact. Plus la valeur de ce paramètre est grande, moins il y a de pénétration entre les deux surfaces. Puisque physiquement aucune pénétration ne se produit entre les deux surfaces, une grande rigidité de contact normale donne des résultats réalistes. Par contre, des problèmes de convergence surviennent lorsqu'une grande rigidité de contact normale est utilisée. Il devient donc essentiel d'effectuer une analyse de sensibilité des résultats en fonction de ce paramètre. La valeur de ce paramètre dépend du module de Young, de la géométrie des éléments sous-jacents et du FKN dans le logiciel ANSYS. Par défaut, la valeur de ce facteur est de 1. Suite à une analyse de sensibilité des résultats (présentée à l'annexe 6) la valeur de 1 est optimale pour notre analyse et permet d'obtenir une pénétration entre les deux surfaces inférieure au micron. Les valeurs par défaut des autres facteurs FTOLN, PINB et FKT sont utilisées.

2.12.3 Contraintes résiduelles

La polymérisation du ciment est un phénomène très complexe. Durant les premières minutes le ciment subit différents changements. Au début de la polymérisation, le volume du ciment rétrécit dû à un changement de la conversion du monomère à un polymère de haute densité. Ensuite, le volume du ciment subit une expansion due à la hausse de température, créée par la réaction exothermique du mélange, et à la formation et au grossissement des bulles emprisonnées dans le ciment. En dernier lieu, le ciment subit une contraction due à la baisse de température. Durant la polymérisation du ciment, des contraintes résiduelles se créent à l'interface ciment-implant (Ahmed et al., 1982a; Li et al., 2004; Mann et al., 1991; Nuño et Amabili, 2002; Orr et al., 2003).

Ahmed et al.(1982a) déterminent à l'aide d'une analyse analytique thermoélastique une contrainte résiduelle en compression de 2.5 et de 2 MPa dans la direction radiale et circonférentielle, respectivement. Mann et al. (1991) calculent à l'aide d'un modèle numérique une contrainte radiale en compression de 3 MPa. Nuño et al. (2002) calculent à l'aide d'un montage expérimental et d'un modèle numérique une contrainte radiale en compression variant entre 2.3 et 3.3 MPa. Orr et al. (2003) calculent à l'aide des équations d'un "press fit" une contrainte circonférentielle en tension de 12.6 MPa. Li et al. (2004) à l'aide d'un montage expérimental et un modèle numérique calculent une contrainte radiale en compression de 4 MPa et une contrainte circonférentielle en tension de 13 MPa. Le Tableau VIII résume les résultats présentés ci-haut.

Tableau VIII

Contraintes résiduelles à l'interface ciment-implant déterminées par divers auteurs

	Contraintes résiduelles à l'interface ciment-implant		
	(le signe négatif indique une compression)		
	Radiale	Circumférentielle	
Ahmed et al.(1982a)	-2.5	-2	Analyse analytique
Mann et al.(1991)	-3	non précisé	Analyse numérique
Nuño et al.(2002)	-2.3 à -3.3	non précisé	Expérimental + Numérique
Li et al.(2003)	-4	13	Expérimental + Numérique
Orr et al.(2003)	non précisé	12.6	Analyse analytique

La simulation des contraintes résiduelles dans les modèles EF peut s'effectuer selon deux méthodes: i) en créant un ajustement par serrage "press fit" à l'interface ciment-implant ou ii) en créant une expansion thermique du volume du ciment. La différence dans les contraintes résiduelles générées à l'interface ciment-implant entre les deux méthodes est faible lorsque l'expansion axiale du ciment se fait librement, ce qui est le cas lors de l'intervention chirurgicale d'une ATH.

Donc lors de notre étude, les contraintes résiduelles sont simulées à l'aide d'une expansion thermique du ciment. Pour ce faire, une différence de température de 60°C avec un coefficient de dilatation thermique pour le ciment de $4.7 \times 10^{-5} / ^\circ\text{C}$ sont utilisés lors de l'expansion thermique qui générera les contraintes résiduelles à l'interface ciment-implant (Ahmed et al., 1982b).

2.13 Étude de convergence du maillage pour l'analyse linéaire

Le temps de solution des analyses numériques dépend du nombre de degrés de liberté (DDL), de la complexité du problème (linéaire ou non-linéaire) et de la performance de l'ordinateur. Le nombre de degrés de liberté dépend de la taille des éléments; plus la taille des éléments diminue plus le nombre de DDL et le temps de solution augmentent.

Par conséquent, il devient important de bien choisir une taille d'élément appropriée pour diminuer le temps de solution tout en conservant une qualité des résultats. Cet aspect des éléments finis devient plus critique lorsque les analyses effectuées sont de nature non-linéaire. Un mauvais choix de la taille des éléments lors d'une analyse non-linéaire peut faire augmenter excessivement le temps de solution, même rendre impossible la solution du problème. Étant donné que les analyses de notre étude seront de nature non-linéaire, dû aux éléments de contact, il devient important de bien choisir la taille des éléments utilisés lors du maillage de la structure.

Dans le but de déterminer la taille optimale des éléments du maillage, huit modèles différents sont construits qui dépendent principalement de la densité de maillage (Tableau IX). Le programme BATCH.INP (présenté à l'annexe 7) est utilisé pour effectuer les analyses. Pour les quatre premiers cas, la taille globale des éléments de tous les volumes diminue de 8 mm à 2 mm. Les cas 5 et 6 ont une taille globale des éléments à 6 mm, par contre la taille des éléments du volume du ciment est plus raffinée. En ce qui concerne les deux derniers cas, les éléments à l'interface ciment-implant du ciment sont raffinés. La densité du maillage pour trois des huit cas est montrée à la figure 54.

Tableau IX

Détails sur la densité et raffinement du maillage pour les analyses linéaires

	Taille globale des éléments (mm)	Nombre total de nœuds	Type de raffinement du maillage	Nombre d'éléments raffinés
cas1	8	17154	aucun	N/A
cas2	6	27635	aucun	N/A
cas3	4	63552	aucun	N/A
cas4	2	395197	aucun	N/A
cas5	6	38886	volume ciment	3
cas6	6	65706	volume ciment	2
cas7	6	36020	interface ciment-implant	2
cas8	5	48101	interface ciment-implant	2

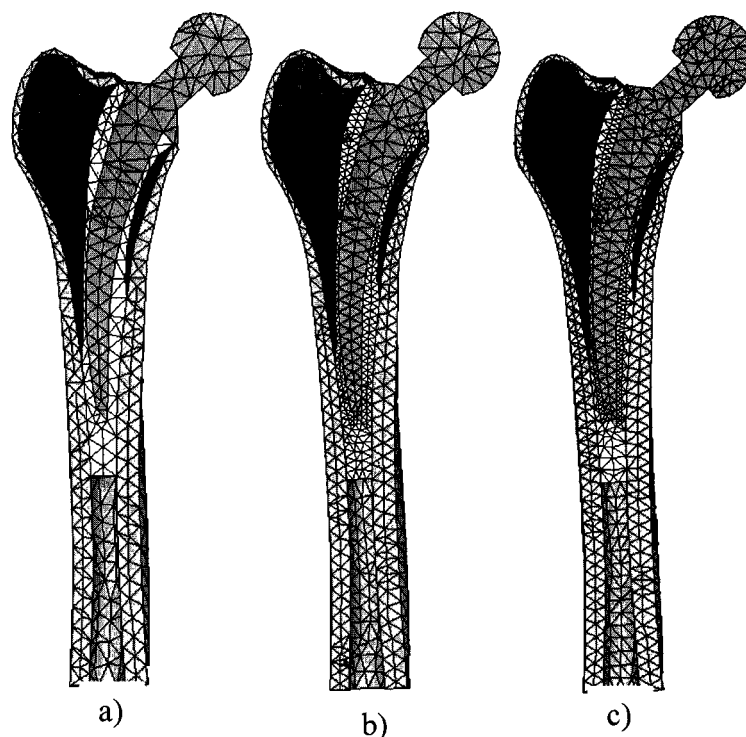


Figure 54 Densité du maillage global et local, a) cas1 b) cas 5 c) cas 8

Le chargement en flexion présenté à la figure 53 est imposé aux huit cas. Afin de déterminer la configuration de maillage optimale, chaque contrainte de Von Mises, aux 27 points d'intérêt (incluant les points à l'interface ciment-implant et sur la surface externe de l'os cortical de la figure 51), de chaque cas est comparé avec celle du modèle ayant le maillage le plus dense, soit le cas 4. Une variation de l'erreur moyenne quadratique (Root Mean Square), incluant les 27 points d'intérêt, pour chacun des cas est déterminée. Les variations élevées dues à un changement abrupt de la géométrie, tels qu'à l'extrémité distale de l'implant, points d'intérêt MC5 et LC9, ne sont pas pris en compte dans l'erreur moyenne quadratique.

2.13.1 Résultats de l'étude de convergence du maillage

Les résultats de l'étude de convergence de maillage des huit cas sont présentés au Tableau X et sont classés en ordre croissant du nombre de nœuds. Les résultats du

maillage le plus dense (cas 4) sont choisis comme référence. Pour les cas ayant un nombre total de nœuds inférieur à 40 000, la variation des contraintes de Von Mises calculées en 27 points d'intérêt diminue lorsque la densité du maillage augmente. Par contre, le temps de solution augmente. Les quatre cas ayant un nombre de nœuds supérieur à 40 000 ont une variation des résultats inférieure aux quatre cas ayant moins de 40 000 nœuds. Le cas 8 obtient la plus faible variation, soit 2%, par rapport aux résultats du cas 4 qui a un maillage de près de 400 000 nœuds. De plus, le temps de solution est le plus petit dans les cas ayant plus de 40 000 nœuds. Donc pour cette analyse ayant les interfaces complètement collées, la configuration du maillage du cas 8 est la plus appropriée.

Tableau X

Variation des résultats obtenus pour les huit cas en flexion par rapport au cas 4

Cas	Nombre total de nœuds	Variation des contraintes de Von Mises par rapport au cas 4	Temps total de solution (min)
cas1	17154	15.74%	1.07
cas2	27635	5.80%	1.27
cas7	36020	6.80%	2.00
cas5	38886	6.64%	3.65
cas8	48101	2.00%	2.47
cas3	63552	2.77%	2.82
cas6	65706	4.29%	4.77
cas4	395197	0.00%	35.13

2.14 Validation du modèle 3D du fémur proximal ayant subi une ATH

Afin de valider le modèle EF de l'ATH personnalisé de notre étude en flexion et en torsion avec les résultats de Stolk et al. (2002), les déformations principales ainsi que leur direction des 13 points d'intérêt montrés à la figure 51 sont utilisés. Ces points d'intérêt correspondent à des endroits où les déformations principales ont été mesurées

préalablement dans l'étude de Stolk et al. (2002): dix jauges de la surfaces de l'os cortical du côté médial et latéral et trois jauges placées à l'interface implant-ciment du côté médial (figure 51). La densité de maillage utilisée est celle du cas 8, déterminée à la section précédente. L'interface ciment-implant est modélisée collée ($\mu=\infty$) et le chargement en flexion et torsion décrits à la section 2.12 sont appliqués.

Les coefficients de corrélation sont utilisés pour comparer le comportement du modèle EF de l'ATH personnalisée de notre étude avec le modèle de Stolk et al. (2002). Pour chaque chargement six coefficients sont calculés, soit deux par région étudiée (os cortical médial, os cortical latéral et interface ciment-implant médiale). La valeur de ces coefficients peut varier de -1 à 1 . Plus la valeur est près de 1 et plus les deux séries de résultats ont la même tendance, la valeur 0 indique qu'il n'y pas de tendance entre les résultats et -1 indique une tendance inverse. Les grandeurs et les directions des déformations principales de notre étude et de celle de Stolk et al. (2002) pour les chargements en flexion et en torsion sont comparées.

2.14.1 Résultats de la validation

2.14.1.1 Coefficient de corrélation pour les déformations principales

Pour le cas en flexion, les coefficients de corrélation varient entre 0.81 et 0.99 (Tableau XI). Pour les déformations principales maximales, le plus bas coefficient de corrélation de 0.84 est obtenu dans la région médiale de l'os. Dans le cas des déformations principales minimales le plus bas coefficient est obtenu à l'interface ciment-implant (0.81). Dans la partie médiale de l'os, lorsque le point d'intérêt M1 de la région proximale est exclu du calcul, le coefficient de corrélation atteint 0.96 au lieu de 0.84 .

Pour le cas en torsion, les coefficients de corrélation varient entre 0.86 et 0.99 (Tableau XI) lorsque la déformation principale minimale du point d'intérêt M1 n'est pas prise en

compte. En effet, lorsque cette dernière est prise en compte les déformations principales minimales médiales de l'os ont un coefficient de corrélation de 0.15 au lieu de 0.86.

Dans les deux cas de chargement, les déformations principales au point d'intérêt M1 situé dans la partie proximale médiale de l'os cortical près du collet, diminue grandement la corrélation entre notre étude et celle de Stolk et al. (2002).

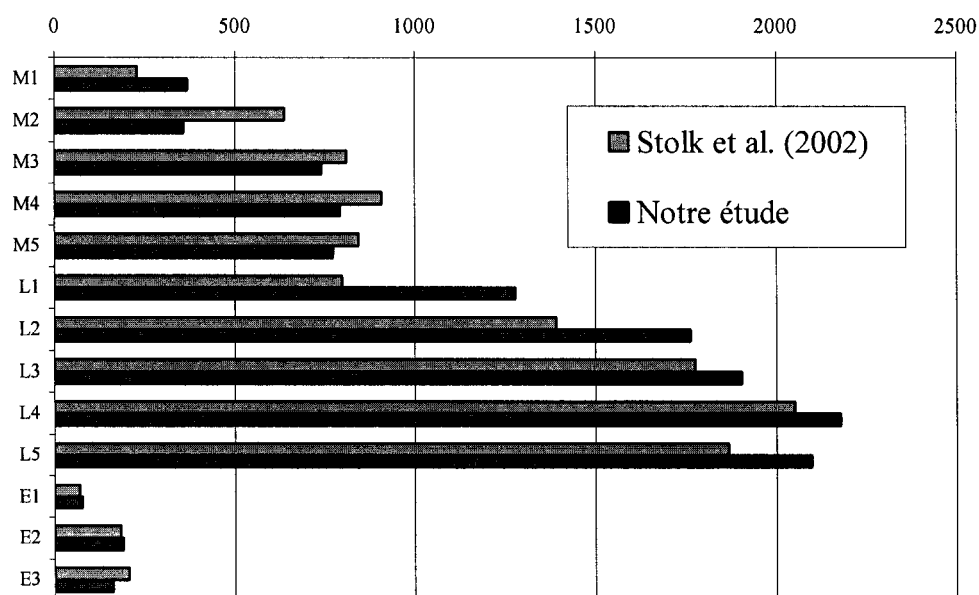
Tableau XI

Coefficients de corrélation en flexion et torsion des points d'intérêt de la figure 51

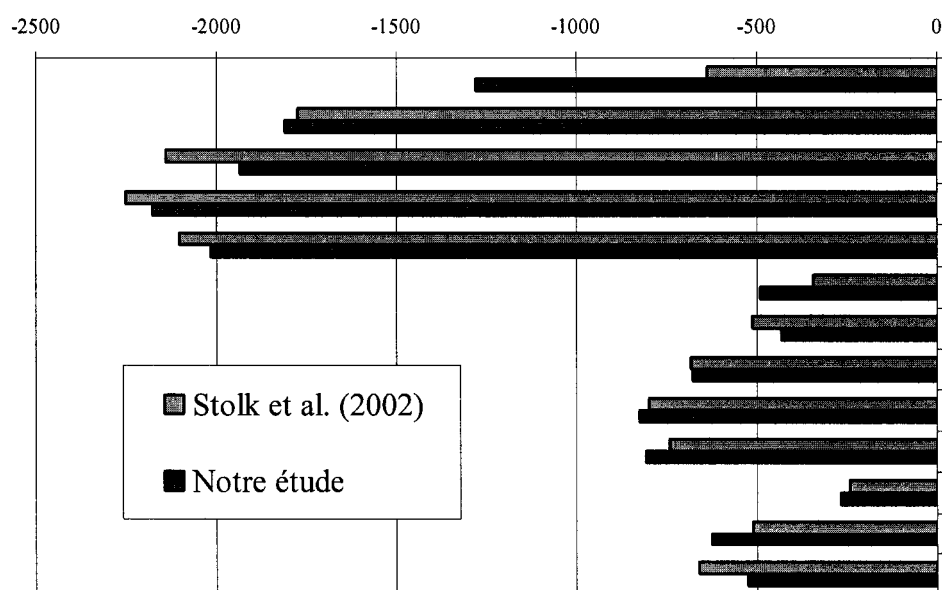
Série de résultats	Chargement en flexion		Chargement en torsion	
	Déformations maximales	Déformations minimales	Déformations maximales	Déformations minimales
Médial (M1 à M5)	0.84	0.98	0.87	0.86
Latéral (L1 à L5)	0.99	0.99	0.98	0.90
Interface (E1 à E3)	0.92	0.81	0.99	0.97

2.14.1.2 Grandeurs des déformations principales

Pour le chargement en flexion, une grande différence des grandeurs des déformations principales entre notre modèle et celui de Stolk et al. (2002) est obtenue pour les points proximaux (L1, L2, M1 et M2), jusqu'à 101% au point d'intérêt M1. La partie proximale de l'os cortical varie d'un fémur à l'autre, donc si l'on ne considère pas ces points (L1, L2, M1 et M2, voir figure 51), l'erreur moyenne quadratique est de 12% pour les déformations principales maximales et minimales. La comparaison des déformations maximales et minimales pour le cas en flexion, est présentée au graphique 3 et au graphique 4, respectivement.

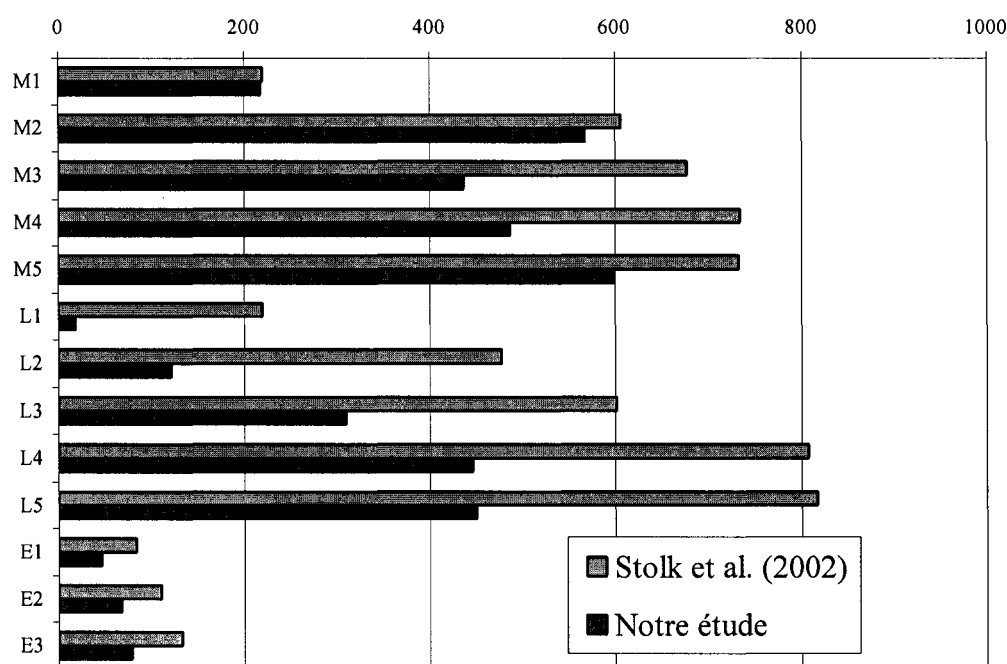


Graphique 3 Comparaison des déformations principales maximales (μ déformations), pour le cas en flexion en utilisant le modèle avec le maillage du cas 8

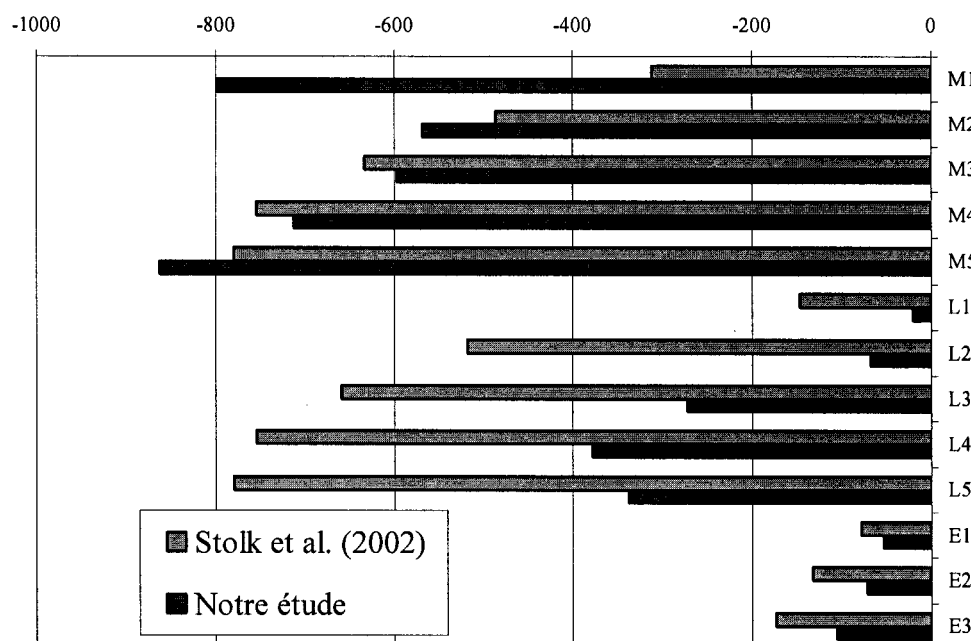


Graphique 4 Comparaison des déformations principales minimales (μ déformations), pour le cas en flexion en utilisant le modèle avec le maillage du cas 8

Pour le chargement en torsion, une plus grande variation des déformations existe que pour les cas en flexion. Une erreur moyenne quadratique de 47% est calculée pour les grandeurs des déformations principales maximales et minimales. En général, les grandeurs obtenues avec le modèle de cette étude sont inférieures à celles de Stolk et al. (2002). La comparaison des déformations maximales et minimales est présentée au graphique 5 et au graphique 6, respectivement.



Graphique 5 Comparaison des déformations principales maximales (μ déformations), pour le cas en torsion en utilisant le modèle avec le maillage du cas 8



Graphique 6 Comparaison des déformations principales minimales (μ déformations), pour le cas en torsion en utilisant le modèle avec le maillage du cas 8

2.14.1.3 Direction des déformations principales

Pour le chargement en flexion, du côté latéral pour l'os cortical et l'interface ciment-implant, les directions des déformations principales maximales et minimales sont dirigées, à l'intérieur de 3° par rapport à l'axe longitudinal, axialement et circonférentiellement, (voir figure 55a). Du côté médial, les directions sont inversées à l'intérieur de 2° à l'exception de la position M1 avec 9° (voir figure 55b).

Pour le chargement en torsion, la direction des déformations principales maximales du côté médial, pour l'os cortical et l'interface ciment-implant, est dirigée à environ 45° par rapport à l'axe longitudinal. Du côté latéral, la direction des déformations principales maximales est dirigée à environ 135° , donc à 90° par rapport au côté médial, à l'exception du point d'intérêt L1.

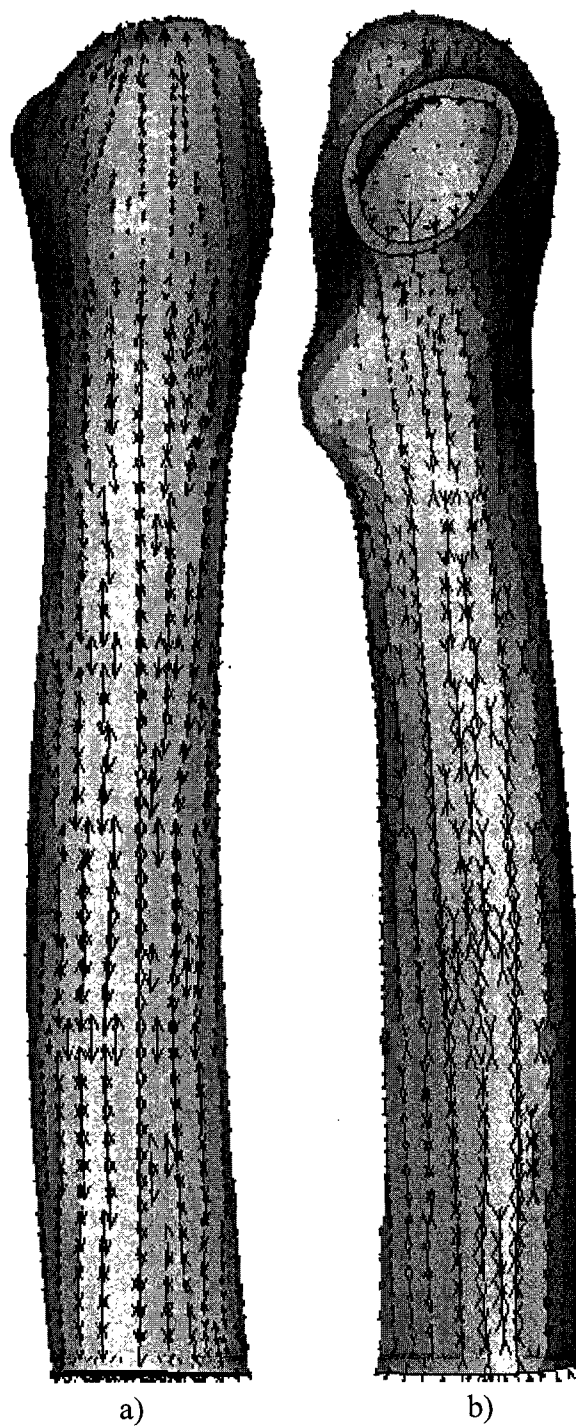


Figure 55 Directions des déformations principales de la surface externe de l'os cortical pour le chargement en flexion a) maximales du côté latéral et b) minimales du côté médial

2.14.2 Discussion de la validation du modèle EF du fémur

Les tendances de la distribution des déformations principales sont similaires au comportement obtenu par le modèle de Stolk et al., (2002) bien que les grandeurs de déformations principales soient différentes (graphique 3 au graphique 6). Les directions des déformations principales pour chacun des chargements sont dirigées dans les mêmes directions que celles du modèle de Stolk et al. (2002)

Plusieurs paramètres peuvent expliquer la différence entre les grandeurs des déformations principales obtenues pour notre étude et celles de Stolk et al. (2002). Le Tableau XII présente ces paramètres.

Tableau XII

Différences entre le modèle EF de notre étude et celles de Stolk et al. (2002)

	Notre étude	Stolk et al. (2002)
Diamètre externe de l'os cortical (mm)	35	30
Épaisseur de la couche de ciment (mm)	2 à 6	non connu
Système de coordonnées	Lennon et al. (2001)	Ruff et Hayes (1983)
Nombre d'éléments	35740	7493
Nombre de nœuds	48101	9050
Type d'élément	Tetraèdre (10 nœuds) Quadratiques	Brique (8 nœuds) Linéaires

En particulier, la géométrie du fémur synthétique utilisé par Stolk et al. (2002). a un diamètre de 30 mm, soit un diamètre de 5 mm inférieur à celui du modèle de notre étude. Les points d'intérêt L1, L2, M1 et M2 (voir figure 51) sont situés dans la partie proximale de l'os cortical qui n'est plus dans la partie cylindrique du fémur. La

géométrie de cette partie proximale de l'os, entre le petit et le grand trochanter, varie beaucoup d'un fémur à l'autre. Le système de coordonnées utilisé pour notre étude, bien qu'il soit similaire à celui utilisé par Stolk et al. (2002) peut induire des différences dans les directions des forces de contact appliquées. Également, la variation de la couche de ciment entre notre étude et celle de Stolk et al., (2002) pourrait expliquer la différence des grandeurs des déformations principales. En effet, Fisher et al. (1997) démontrent à l'aide d'un fémur synthétique avec une ATH, soumis à un chargement en flexion (force de contact de 3.25 fois le PDC), que les déformations à l'interface ciment-implant diminuent de 40% à 50% lorsque l'épaisseur du ciment augmente de 1.3 mm.

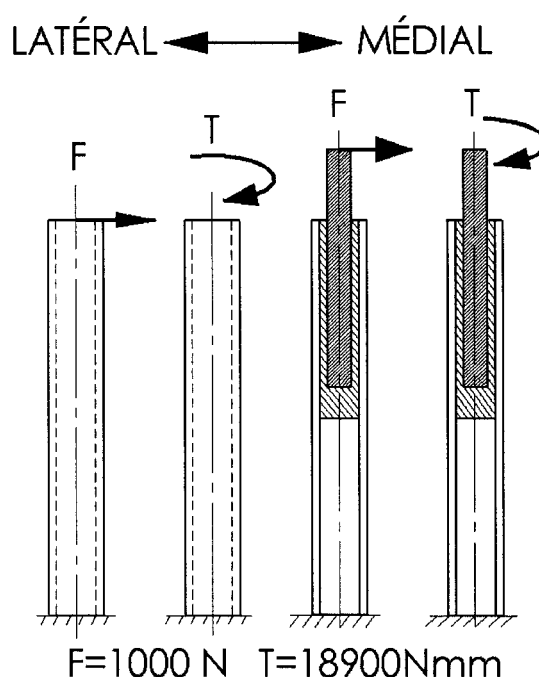


Figure 56 Chargements appliqués aux études simplifiées

Pour mieux comprendre l'influence de la géométrie sur les résultats des déformations principales, une étude avec un cylindre creux et une avec un modèle idéalisé d'une ATH soumis à un chargement de flexion et de torsion ont été effectuées (figure 56, voir annexe 8). La grandeur et les directions des déformations principales sont calculées aux

points d'intérêt montrés à la figure 57. Les propriétés mécaniques de l'os cortical, du ciment et de l'implant sont celles de Stolk et al.(2002). Dans les deux études, le diamètre externe de l'os cortical varie de 30 mm à 35 mm et l'épaisseur de l'os cortical demeure constante à 5 mm. Pour le chargement en flexion et torsion, les résultats des déformations principales maximales et minimales pour le cylindre creux chutent de 32% lorsque le diamètre du cylindre augmente de 30 mm à 35 mm. Les résultats des déformations principales aux points d'intérêt proximaux pour le modèle idéalisé de l'ATH, lors des deux chargements, diminuent de 8% à 17% lorsque le diamètre de l'os cortical augmente de 30 mm à 35 mm. La direction des déformations principales calculée pour les deux études est à 0° ou 90° par rapport à l'axe longitudinal lors du chargement en flexion et à $\pm 45^\circ$ par rapport à l'axe longitudinal du chargement en torsion. Il est à noter que la direction des déformations principales du modèle EF de l'ATH de notre étude est similaire à celle des deux études simplifiées.

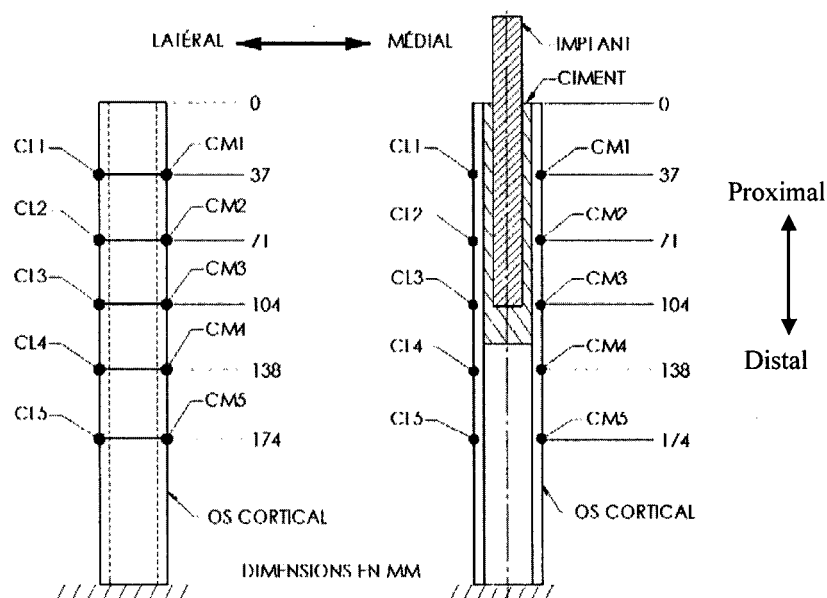


Figure 57 Points d'intérêt pour les études simplifiées

Étant donné que la région d'intérêt pour notre étude, soit l'interface ciment-implant, a des coefficients de corrélation de 0.81 et 0.92 pour le cas en flexion et de 0.97 à 0.99 en

torsion et que les directions des déformations principales sont dirigées dans les mêmes directions que celles obtenus par Stolk et al.(2002), la reconstruction du modèle EF, ainsi que les paramètres utilisées lors des analyses, sont appropriées.

2.15 Étude de convergence du maillage (analyses non-linéaires)

Les analyses effectuées pour l'étude de convergence de la densité du maillage à la section 2.13 sont de nature linéaire puisque l'interface ciment-implant est modélisée collée ($\mu=\infty$), les analyses subséquentes sont de nature non-linéaire puisque l'interface ciment-implant sera modélisée descellée avec un coefficient de frottement. Les analyses de nature non-linéaire sont effectuées à l'aide du programme BATCH_PER.INP présentée à l'annexe 9.

Une seconde étude de convergence moins exhaustive que la première décrite à la section 2.13 sur la densité du maillage est effectuée pour les analyses non linéaires. Puisque la région d'intérêt pour les analyses subséquentes est l'interface ciment-implant, le volume du ciment est raffiné. Trois configurations de maillage sont créées (Tableau XIII). Le premier cas a un maillage identique au cas 8 de la section 2.13. Pour le cas 2 et 3, le maillage du volume de ciment est raffiné avec une taille de 3 mm et de 2 mm, respectivement. Il est à noter que l'interface ciment-implant demeure raffinée à 2 mm pour les trois cas.

Tableau XIII

Détails sur la densité et le raffinement du maillage pour les analyses non-linéaires dans le volume du ciment

	Nombre total de nœuds	Taille globale des éléments (mm)	Taille des éléments du ciment (mm)
cas 1	48101	5	5
cas 2	64615	5	3
cas 3	87210	5	2

Les contraintes résiduelles sont simulées à l'aide d'une expansion thermique (section 2.12.3) et l'interface ciment-implant est descellée avec un coefficient de friction de 0.3. Les propriétés mécaniques sont celles utilisées par Stolk et al. (2002) (Tableau V).

La solution des analyses pour chacun des cas se fait en deux étapes, pour créer l'état précontraint du ciment avant d'appliquer le chargement ainsi que pour éviter des problèmes de convergence lors de la solution. Lors de la première étape, la génération des contraintes résiduelles à l'interface ciment-implant, due à l'expansion thermique est simulée. Durant la seconde étape, le chargement en flexion est imposé (section 2.12, figure 53).

Les contraintes radiales, circonférentielles et de Von Mises sont calculés dans le ciment à l'interface ciment-implant aux 17 points d'intérêts non encadrés de la figure 51. Pour chacune des deux étapes de la solution, une erreur moyenne quadratique (EMQ) pour chaque contrainte est calculée entre les résultats du cas 1 et 2 versus les résultats du cas 3, soit le cas ayant le maillage du volume le plus raffiné.

Le temps total de solution varie entre 10 et 25 heures et les détails pour chacune des étapes de la solution apparaissent au Tableau XIV.

Tableau XIV

Durée de chacune des étapes de la solution pour les trois analyses de convergence non-linéaire

	Temps de solution (HH:MM)		
	1 ^{re} étape génération des contraintes résiduelles	2 ^{ème} étape chargement en flexion	Temps total
cas 1	6.50	3.50	10.00
cas 2	11.00	5.00	16.00
cas 3	16.50	8.50	25.00

2.15.1 Résultats de l'étude de convergence du maillage (analyses non-linéaire)

Les résultats de l'étude de convergence sont présentés aux Tableau XV et au Tableau XVI. Les grandeurs des contraintes radiales, circonférentielles et de Von Mises du cas 3 sont utilisés comme référence. Les différences pour chacune des contraintes et les erreurs moyennes quadratiques (EMQ) pour les cas 1 et cas 2 versus le cas 3 sont calculés. Les EMQ, pour les deux étapes de la solution, sont deux fois plus petites pour le cas 2 comparativement au cas 1. En excluant les points d'intérêt MC5 et LC9 à l'extrémité distale de l'implant dû au changement abrupte de la géométrie, les contraintes radiales en compression varient entre 0.5 et 6 MPa pour la majorité des points d'intérêts, les contraintes circonférentielles en compression varient entre 2 et 10 MPa et les contraintes de Von Mises varient entre 4 et 10 MPa.

2.15.2 Discussion de l'étude de convergence du maillage (analyses non-linéaires)

Les grandeurs des contraintes radiales, circonférentielles et de Von Mises, avec le maillage du cas 2 sont très semblables à celles obtenues avec le maillage du cas 3 (Tableau XVI). De plus, le temps requis pour effectuer les deux étapes de la solution est

diminué d'environ 60% par rapport au cas 3. Le raffinement apporté au volume du ciment du cas 3 n'est donc pas nécessaire. Le maillage utilisé au cas 2, soit une taille globale de 5 mm, un raffinement du volume du ciment de 3 mm et un raffinement de l'interface ciment-implant de 2 mm, est considéré pour la section suivante 2.16 dans laquelle les analyses finales sont effectuées.

Tableau XV

Différences et erreur moyenne quadratique, cas1 vs cas 3

	cas 1 vs cas 3					
	Contrainte du cas 3 (erreur par rapport au cas 1 en MPa)					
	1 ^{re} étape : génération des contraintes résiduelles			2 ^{de} étape : chargement mécanique		
	Radiale	Circonférentielle	von Mises	Radiale	Circonférentielle	von Mises
E1	-1.35 (-0.13)	-3.04 (-0.82)	5.85 (0.05)	-2.55 (0.59)	-3.80 (-0.75)	8.11 (-0.02)
MC1	0.00 (0.00)	-2.18 (-0.64)	6.97 (-0.10)	-0.51 (0.19)	-2.71 (-0.40)	7.93 (0.23)
E2	0.00 (0.00)	-2.60 (-1.29)	6.60 (0.15)	-1.88 (0.30)	-3.77 (-0.82)	6.47 (0.35)
MC2	-2.51 (0.05)	-5.19 (-0.38)	4.94 (0.01)	-3.25 (0.21)	-5.42 (-0.27)	4.52 (0.10)
E3	-1.35 (1.10)	-6.69 (-1.33)	5.94 (1.75)	-0.66 (0.66)	-6.31 (-1.55)	7.19 (1.33)
MC3	0.00 (0.00)	-6.12 (-1.75)	7.37 (1.78)	0.00 (0.00)	-6.03 (-1.73)	7.80 (1.64)
MC4	0.00 (0.00)	-6.77 (-1.70)	8.23 (1.31)	0.00 (0.00)	-6.63 (-1.77)	8.84 (0.98)
MC5	-11.23 (1.07)	-9.91 (0.34)	5.18 (-0.01)	-7.75 (0.15)	-9.04 (0.13)	6.54 (-0.35)
LC1	0.00 (-0.11)	-4.73 (-0.19)	5.13 (-0.02)	0.00 (-0.11)	-4.06 (-0.24)	4.82 (0.03)
LC2	-0.08 (0.08)	-2.61 (-0.23)	5.28 (0.23)	-0.12 (0.12)	-2.52 (-0.15)	4.99 (0.25)
LC3	0.00 (0.00)	-2.04 (-0.24)	6.70 (0.16)	-0.08 (0.08)	-2.14 (-0.51)	6.11 (0.04)
LC4	0.00 (0.00)	-2.11 (-0.18)	7.24 (-0.43)	-0.06 (0.06)	-2.30 (-0.78)	5.60 (-0.46)
LC5	0.00 (0.00)	-2.13 (-1.05)	6.61 (-0.20)	0.00 (0.00)	-2.32 (-1.00)	4.69 (0.34)
LC6	-0.85 (0.85)	-3.44 (-1.06)	6.04 (1.07)	-1.44 (1.16)	-3.87 (-0.96)	4.50 (1.11)
LC7	-4.16 (0.25)	-8.71 (-0.03)	5.66 (-0.05)	-4.17 (0.22)	-8.62 (-0.07)	4.93 (-0.03)
LC8	-4.10 (0.91)	-8.58 (-0.13)	6.24 (0.64)	-4.84 (0.74)	-8.96 (-0.20)	5.55 (0.64)
LC9	-4.11 (-0.12)	-8.37 (-0.02)	8.52 (0.32)	-5.80 (-0.41)	-8.91 (-0.23)	5.73 (0.05)
EMQ	0.64	0.88	0.76	0.47	0.87	0.68

Tableau XVI

Différences et erreur moyenne quadratique, cas 2 vs cas 3

	cas 2 vs cas 3					
	Contrainte du cas 3 (erreur par rapport à cas 2)					
	1 ^{re} étape: générations des contraintes résiduelles			2 ^{de} étape: résidu		
	Radiale	Circumférentielle	Von Mises	Radiale	Circumférentielle	Von Mises
E1	-1.35 (-0.48)	-3.04 (-0.79)	5.85 (-0.24)	-2.55 (0.17)	-3.80 (-0.88)	8.11 (-0.21)
MC1	0.00 (0.00)	-2.18 (-0.18)	6.97 (-0.01)	-0.51 (0.18)	-2.71 (-0.06)	7.93 (0.25)
E2	0.00 (0.00)	-2.60 (0.04)	6.60 (-0.12)	-1.88 (-0.16)	-3.77 (0.00)	6.47 (-0.37)
MC2	-2.51 (-0.26)	-5.19 (-0.29)	4.94 (-0.20)	-3.25 (-0.17)	-5.42 (-0.16)	4.52 (-0.21)
E3	-1.35 (0.11)	-6.69 (-0.06)	5.94 (0.12)	-0.66 (0.02)	-6.31 (-0.07)	7.19 (0.05)
MC3	0.00 (0.00)	-6.12 (-0.39)	7.37 (0.40)	0.00 (0.00)	-6.03 (-0.37)	7.80 (0.34)
MC4	0.00 (0.00)	-6.77 (-0.80)	8.23 (0.66)	0.00 (0.00)	-6.63 (-0.77)	8.84 (0.55)
MC5	-11.23 (-0.17)	-9.91 (0.11)	5.18 (0.27)	-7.75 (-0.24)	-9.04 (0.05)	6.54 (-0.10)
LC1	0.00 (-0.08)	-4.73 (-0.12)	5.13 (-0.04)	0.00 (-0.13)	-4.06 (-0.09)	4.82 (-0.09)
LC2	-0.08 (-0.02)	-2.61 (0.05)	5.28 (-0.04)	-0.12 (-0.02)	-2.52 (0.05)	4.99 (-0.06)
LC3	0.00 (0.00)	-2.04 (-0.28)	6.70 (0.22)	-0.08 (0.04)	-2.14 (-0.19)	6.11 (0.33)
LC4	0.00 (0.00)	-2.11 (-0.87)	7.24 (0.29)	-0.06 (0.06)	-2.30 (-0.87)	5.60 (0.60)
LC5	0.00 (0.00)	-2.13 (-0.61)	6.61 (0.47)	0.00 (0.00)	-2.32 (-0.61)	4.69 (0.55)
LC6	-0.85 (0.30)	-3.44 (-0.51)	6.04 (0.38)	-1.44 (0.32)	-3.87 (-0.52)	4.50 (0.44)
LC7	-4.16 (-0.02)	-8.71 (0.03)	5.66 (-0.07)	-4.17 (-0.07)	-8.62 (0.00)	4.93 (-0.10)
LC8	-4.10 (0.11)	-8.58 (0.06)	6.24 (0.03)	-4.84 (0.15)	-8.96 (0.08)	5.55 (0.00)
LC9	-4.11 (0.04)	-8.37 (-0.17)	8.52 (-0.01)	-5.80 (-0.22)	-8.91 (-0.34)	5.73 (0.12)
EMQ	0.21	0.42	0.28	0.16	0.43	0.32

2.16 Plan des analyses finales

Le maillage du cas 2 de la section 2.15 est utilisé pour les analyses finales. En fonction des analyses de sensibilité précédentes, les caractéristiques du modèle EF de l'ATH personnalisé final sont les suivantes :

- Nombre total de nœuds = 64615
- Taille globale des éléments = 5 mm
- Taille des éléments du ciment = 3 mm

d. Raffinement à l'interface ciment-implant = 2 mm

Pour les analyses finales, l'objectif est d'étudier l'effet des contraintes résiduelles à l'interface ciment-implant sur la distribution des contraintes dans le ciment à cette même interface. Puisque le processus de descellement d'une ATH cimentée débute par le descellement de l'interface ciment-implant, le modèle EF de l'ATH personnalisée est simulé en ayant un descellement de l'interface ciment-implant avec un coefficient de friction de 0.3 (Mann et al., 1991; Nuño et al., 2002) en incluant ou non les contraintes résiduelles lors des chargements de flexion et torsion (Tableau XVII).

Tableau XVII

Détails des analyses finales

	Comportement à l'interface	Contrainte résiduelle à l'interface	Torsion et flexion
Analyse 1	descellement	aucune	$\mu=0.3$
Analyse 2	descellement	oui	$\mu=0.3$

Les propriétés mécaniques personnalisées de l'os cortical et de l'os spongieux déterminées à partir des images CT-scan de notre étude sont utilisées (section 2.4). Le chargement appliqué en flexion et en torsion sont décrits à la section 2.12. Les contraintes résiduelles sont générées à l'aide d'une expansion thermique du ciment (voir section 2.12.3).

Les résultats comparés entre les analyses finales sont les contraintes radiales, de cisaillement et de Von Mises dans le ciment à l'interface ciment-implant aux points d'intérêt montrés à la figure 51.

CHAPITRE 3

RÉSULTATS DES ANALYSES NUMÉRIQUES

Ce chapitre présente les résultats des analyses numériques finales effectuées avec le modèle EF de l'ATH personnalisée. Les premiers résultats présentés sont les contraintes résiduelles radiales, circonférentielles et de Von Mises générées dans le ciment à l'interface ciment-implant pour le côté médial et latéral. Les seconds résultats présentés sont les contraintes radiales, circonférentielles et de Von Mises dans le ciment à l'interface ciment-implant pour le côté médial et latéral, après l'application du chargement en flexion en incluant ou non les contraintes résiduelles dans l'analyse. Les derniers résultats présentés sont les contraintes radiales, circonférentielles et de Von Mises dans le ciment à l'interface ciment-implant pour le côté médial et latéral, après l'application du chargement en torsion en incluant ou non les contraintes résiduelles. Les contraintes sont calculées dans le ciment à l'interface ciment-implant aux 17 points d'intérêt (figure 58) et montrées du graphique 7 au graphique 20. Les contraintes aux positions MC5 et LC9, ne sont pas commentées puisqu'elles se trouvent à des endroits où la géométrie a des changements abrupts.

Lorsque le point d'intérêt subit une contrainte radiale ou circonférentielle positive, il s'agit d'une contrainte en tension. Pour le cas d'une contrainte négative, il s'agit d'une contrainte en compression. Les contraintes de Von Mises sont toujours positives puisqu'elles sont au fait la racine carrée de la différence au carrée entre chacune des contraintes principales. Il est à noter qu'une contrainte radiale négative implique un transfert de la charge au point d'intérêt, une contrainte positive ou nulle indique un espace entre les surfaces du ciment et de l'implant à la position d'intérêt.

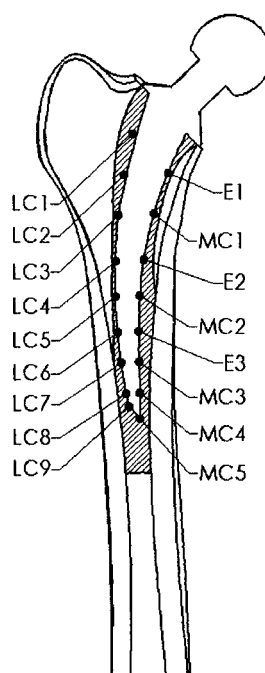


Figure 58 Points d'intérêt dans le ciment à l'interface ciment-implant

3.1 Contraintes résiduelles du côté médial

Les grandeurs des contraintes résiduelles générées dans le ciment à l'interface ciment-implant du côté médial sont présentées au graphique 7 et les tendances sont détaillées dans les trois sections suivantes. Les contraintes résiduelles au point d'intérêt MC5 ne sont pas commentées puisque ce point est situé près d'un changement abrupt de la géométrie.

3.1.1 Contraintes résiduelles radiales

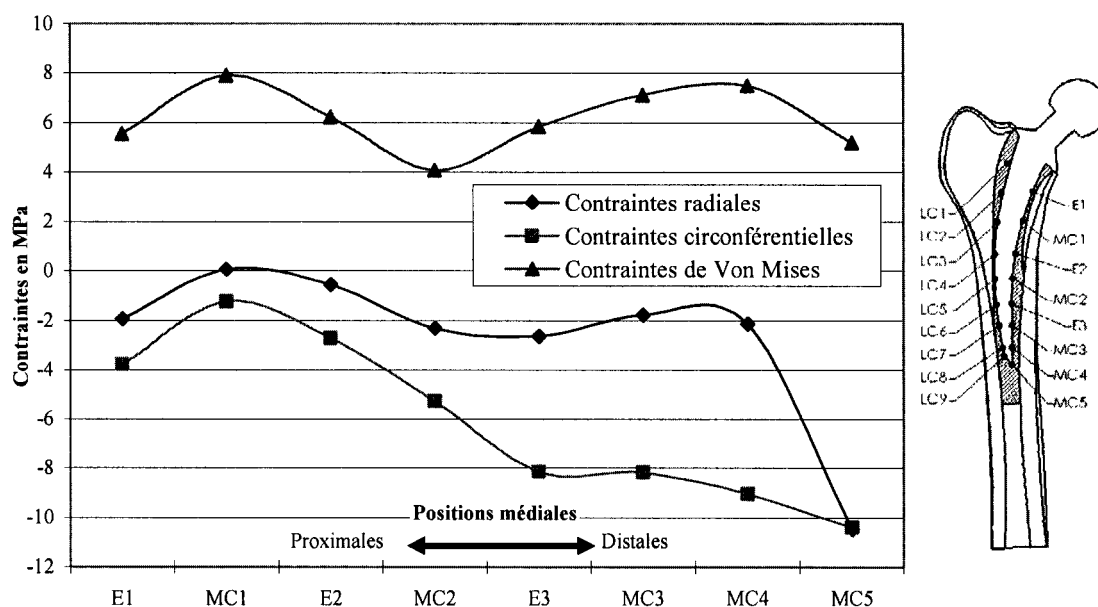
Les grandeurs des contraintes résiduelles radiales sont toutes en compression et varient entre -0.6 et -2.6 MPa. Les plus grandes contraintes résiduelles sont générées dans la région distale et varient entre -1.8 et -2.6 MPa (graphique 7). Dans la région proximale, les valeurs varient entre 0 et -1.9 MPa.

3.1.2 Contraintes résiduelles circonférentielles

Les grandeurs des contraintes résiduelles circonférentielles sont toutes en compression et varient entre -1.2 et -9.0 MPa. Les plus grandes contraintes résiduelles sont générées dans la région distale et varient entre -5.3 et -9.0 MPa (graphique 7). Pour la région proximale les valeurs varient entre -1.2 à -3.8 MPa.

3.1.3 Contraintes résiduelles de Von Mises

La grandeurs des contraintes résiduelles de Von Mises varie entre 4.0 et 7.9 MPa. Les plus grandes contraintes résiduelles sont générées aussi bien dans la région proximale que dans la région distale (graphique 7).



Graphique 7 Contraintes résiduelles dans le ciment à l'interface ciment-implant du côté médial

3.2 Contraintes résiduelles du côté latéral

Les grandeurs des contraintes résiduelles générées dans le ciment à l'interface ciment-implant du côté latéral sont présentées au graphique 8 et les tendances sont détaillées dans les trois prochaines sections. Le point d'intérêt LC9 n'est pas commenté puisqu'il est situé près d'un changement abrupt de la géométrie.

3.2.1 Contraintes résiduelles radiales

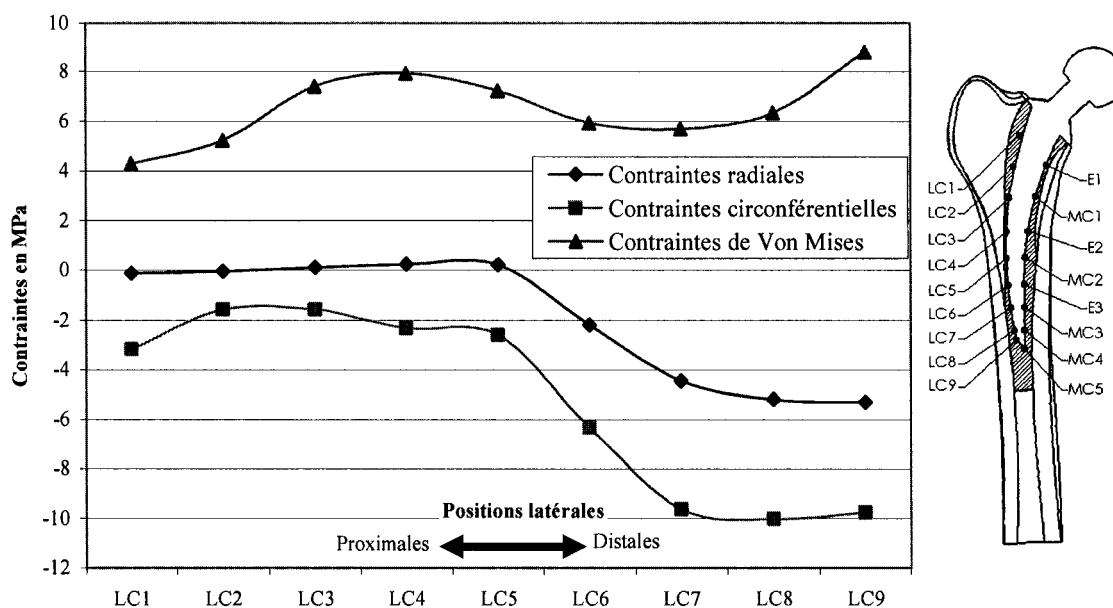
La grandeur des contraintes résiduelles radiales varie entre -2.2 et -5.3 MPa. La génération des contraintes résiduelles se produit principalement dans la région distale (graphique 8). En général, dans la région proximale, aucune génération de contrainte ne se produit.

3.2.2 Contraintes résiduelles circonférentielles

Les grandeurs des contraintes résiduelles circonférentielles sont toutes en compression et varient entre -1.6 et -10 MPa. Les plus grandes contraintes résiduelles sont générées dans la région distale et varient entre -6.3 à -10.0 MPa (graphique 8). Dans la région proximale, la grandeur des contraintes résiduelles varie entre -1.6 et -3.2 MPa.

3.2.3 Contraintes résiduelles de Von Mises

Les contraintes résiduelles de Von Mises varient entre 4.3 à 7.9 MPa pour le côté latéral. Les plus grandes contraintes résiduelles sont générées dans la région centrale (graphique 8).



Graphique 8 Contraintes résiduelles dans le ciment à l'interface ciment-implant du côté latéral

3.3 Chargement en flexion (simplification de la marche)

Le chargement en flexion appliquée est celui décrit à la section 2.12. En résumé, il s'agit d'une force de contact appliquée au centre de la tête de l'implant et une force des abducteurs.

3.3.1 Contraintes dues au chargement en flexion du côté médial

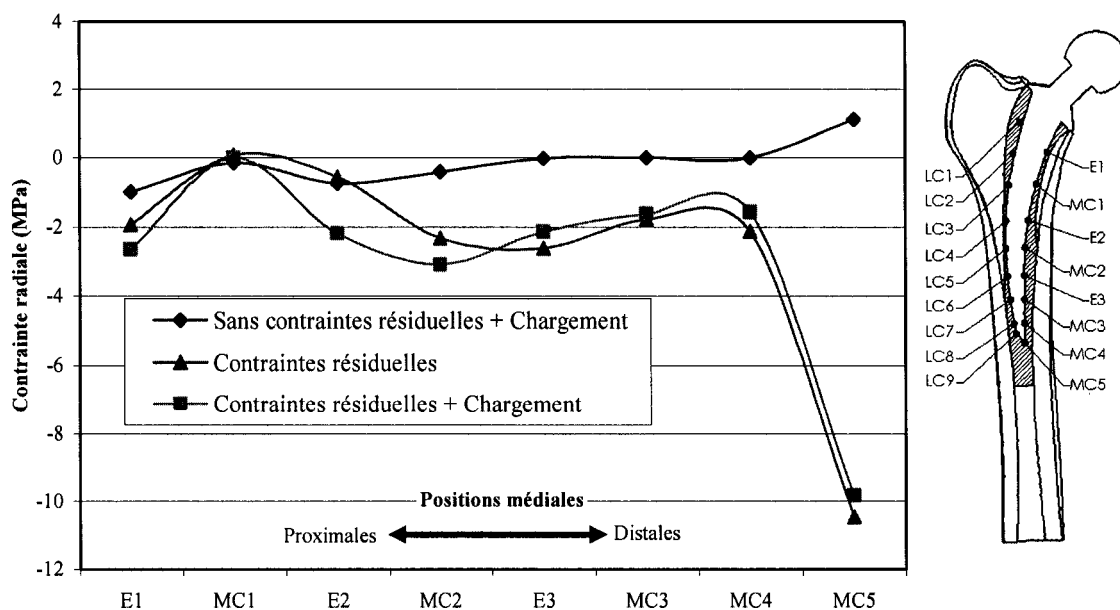
Les grandeurs des contraintes radiales, circonférentielles et de Von Mises dans le ciment à l'interface ciment-implant après l'application du chargement en flexion pour le côté médial sont présentées du graphique 9 au graphique 11. Les tendances sont détaillées dans les trois sous-sections suivantes. Pour chacune des contraintes (radiales, circonférentielles et de Von Mises), un graphique avec trois courbes est présenté : avec la distribution des contraintes pour l'analyse sans contraintes résiduelles après le chargement en flexion, la distribution des contraintes résiduelles avant le chargement et

la distribution des contraintes après le chargement en flexion en incluant les contraintes résiduelles.

3.3.1.1 Contraintes radiales dues au chargement en flexion

Après l'application du chargement, les contraintes radiales pour l'analyse sans les contraintes résiduelles varient entre -0.2 et -1 MPa pour la région proximale et sont nulles dans la région distale. Par contre, lorsque les contraintes résiduelles sont incluses, les contraintes radiales augmentent (graphique 9). Dans la région proximale, les contraintes radiales générées varient entre -2.7 et -3 MPa et dans la région distale elles varient de -1.6 à -2.1 MPa.

Pour le cas simulant les contraintes résiduelles, l'ajout du chargement en flexion influence peu la distribution des contraintes. En effet après l'application du chargement en flexion les contraintes radiales augmentent de 0.8 à 1.6 MPa pour la région proximale et elles diminuent de 0.2 à 0.5 MPa pour la région distale.

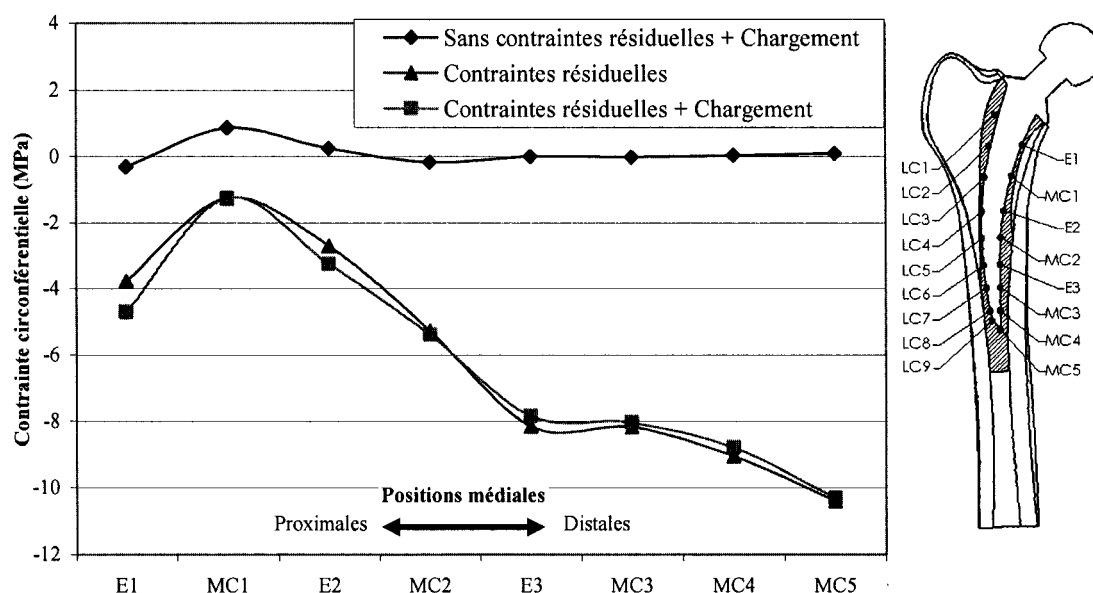


Graphique 9 Contraintes radiales dans le ciment à l'interface ciment-implant du côté médial

3.3.1.2 Contraintes circonférentielles dues au chargement en flexion

Après l'application de chargement, les contraintes circonférentielles pour l'analyse sans les contraintes résiduelles sont pratiquement nulles. Par contre, lorsque les contraintes résiduelles sont incluses, les contraintes circonférentielles augmentent et varient entre -1.2 et -8.8 MPa (graphique 10). Les plus grandes augmentations se produisent dans la région distale et varient entre -5.4 et -8.8 MPa.

Pour le cas simulant les contraintes résiduelles, l'ajout du chargement en flexion influence peu la distribution des contraintes. En effet, les contraintes circonférentielles augmentent après l'application du chargement entre 0.5 et 0.9 MPa pour la région proximale et diminuent entre 0.1 et 0.3 MPa pour la région distale.

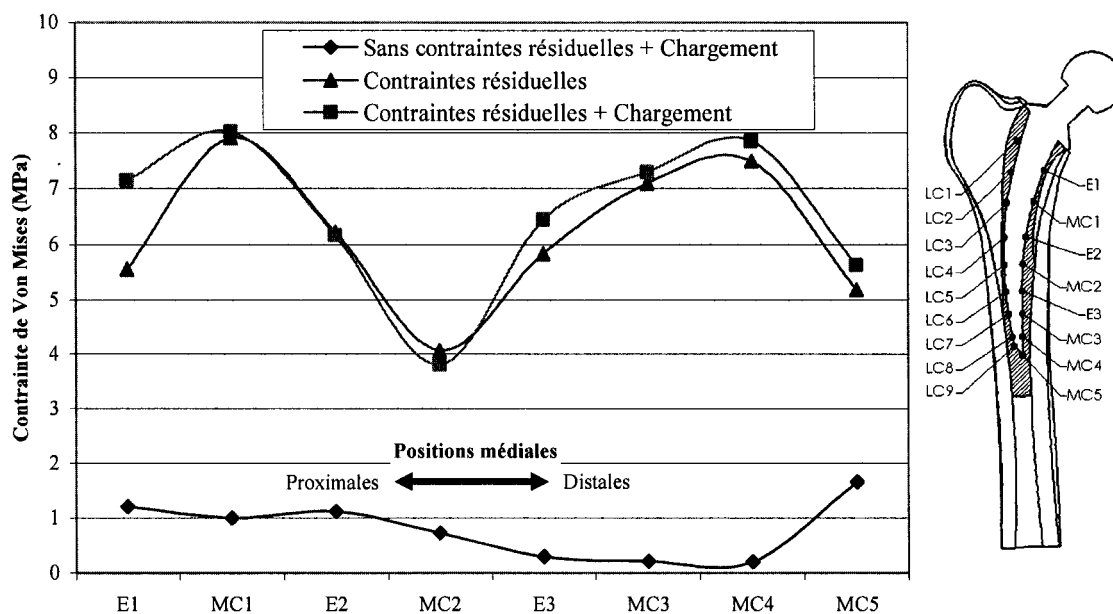


Graphique 10 Contraintes circonférentielles dans le ciment à l'interface ciment-implant du côté médial

3.3.1.3 Contraintes de Von Mises dues au chargement en flexion

Après l'application du chargement, les contraintes des Von Mises pour l'analyse sans les contraintes résiduelles sont plus grandes dans la région proximale variant entre 0.7 et 1.2 MPa et varient entre 0.2 et 0.3 MPa pour la région distale. Par contre, l'ajout des contraintes résiduelles fait augmenter les contraintes de Von Mises (graphique 11). Les contraintes de Von Mises sont plus élevées aux points d'intérêt situés près des extrémités distale et proximale atteignant jusqu'à 8MPa.

Pour le cas simulant les contraintes résiduelles, l'ajout du chargement en flexion influence peu la distribution des contraintes. En effet, après l'application du chargement, les contraintes de Von Mises augmentent légèrement pour la région proximale et distale. Une légère baisse, de 0.3 MPa, aux points d'intérêts situés au centre, est notée.



Graphique 11 Contraintes de Von Mises dans le ciment à l'interface ciment-implant du côté médial

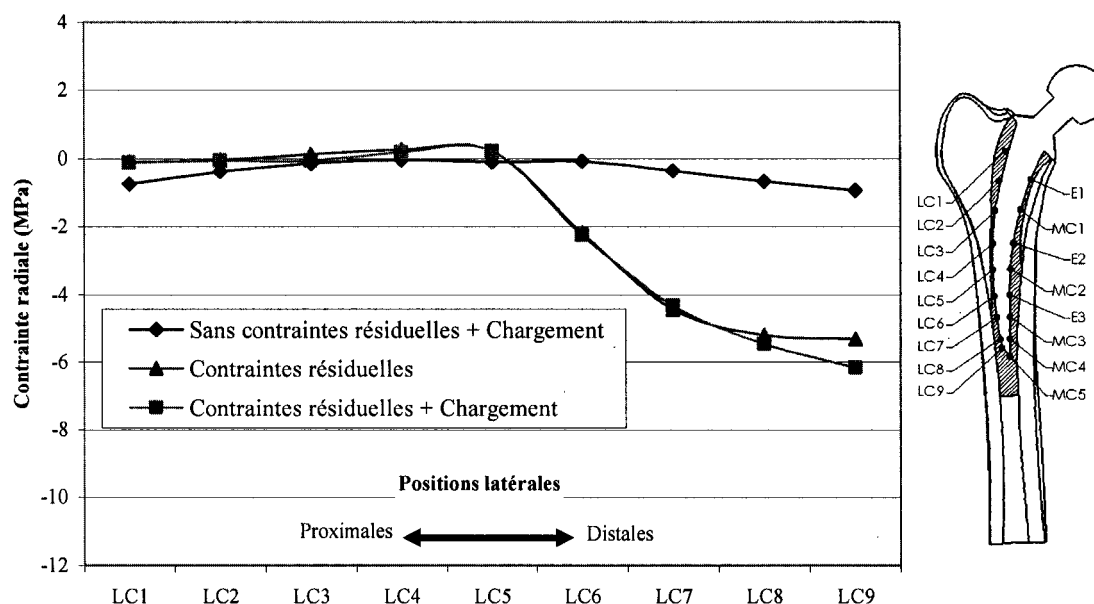
3.3.2 Contraintes dues au chargement en flexion du côté latéral

Les grandeurs des contraintes radiales, circonférentielle et de Von Mises dans le ciment à l'interface ciment-implant après l'application du chargement en flexion pour le côté latéral sont présentées du graphique 12 au graphique 14. Les tendances sont détaillées dans les trois prochaines sous-sections. Pour chacune des contraintes (radiales, circonférentielles et de Von Mises), un graphique avec trois courbes est présenté : avec la distribution des contraintes pour l'analyse sans contraintes résiduelles après le chargement en flexion, la distribution des contraintes résiduelles avant le chargement et la distribution des contraintes après le chargement en flexion en incluant les contraintes résiduelles.

3.3.2.1 Contraintes radiales dues au chargement en flexion

Après l'application du chargement, les contraintes radiales pour l'analyse sans contraintes résiduelles varient entre -0.1 et -0.7 MPa. En général les contraintes radiales sont faibles ou nulles. Par contre, lorsque les contraintes résiduelles sont prises en compte, les contraintes radiales sont presque nulles pour la région proximale et augmentent dans la région distale variant entre -2.3 et -5.4 MPa (graphique 12).

Pour le cas simulant les contraintes résiduelles, l'ajout du chargement en flexion influence peu la distribution des contraintes. En effet, après l'application du chargement, les contraintes radiales augmentent au maximum de 0.2 MPa.

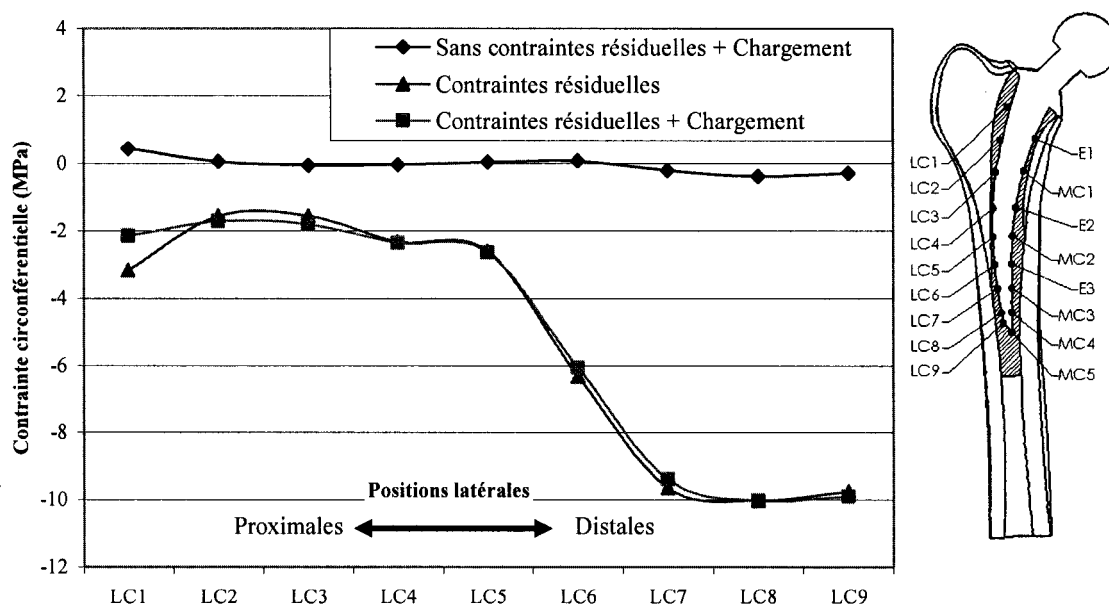


Graphique 12 Contraintes radiales dans le ciment à l'interface ciment-implant du côté latéral

3.3.2.2 Contraintes circonférentielles dues au chargement en flexion

Après l'application du chargement, les contraintes circonférentielles pour l'analyse sans contrainte résiduelle sont faibles ou presque nulles pour la région proximale et distale. Par contre, lorsque les contraintes résiduelles sont incluses dans l'analyse, les contraintes circonférentielles augmentent pour les régions proximale et distale (graphique 13). Les plus grandes augmentations se produisent dans la région distale et varient entre -6.0 et -10.0 MPa.

Pour le cas simulant les contraintes résiduelles, l'ajout du chargement en flexion influence peu la distribution des contraintes. En effet, après l'application du chargement, les contraintes circonférentielles augmentent au maximum de 0.2 MPa dans la région proximale et diminuent au plus de 0.3 MPa dans la région distale.

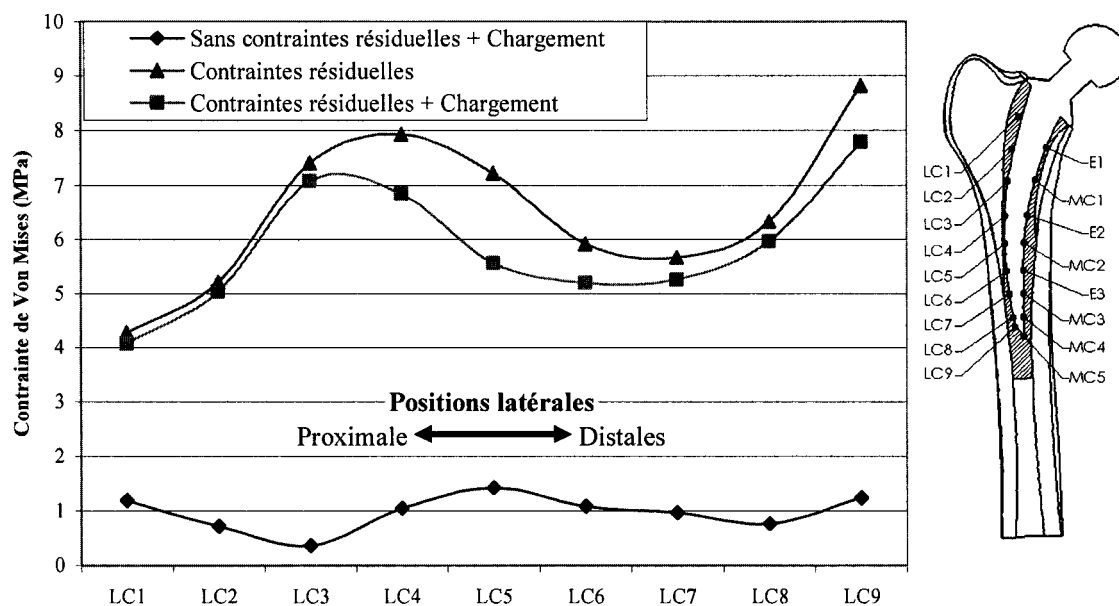


Graphique 13 Contraintes circonférentielles dans le ciment à l'interface ciment-implant du côté latéral

3.3.2.3 Contraintes de Von Mises dues au chargement en flexion

Après l'application du chargement, les contraintes de Von Mises pour l'analyse sans les contraintes résiduelles varient entre 0.3 et 1.4 MPa. Les plus grandes contraintes de Von Mises se produisent dans la région du centre. Par contre, lorsque les contraintes résiduelles sont incluses dans l'analyse, les contraintes de Von Mises augmentent et varient entre 4.0 et 7.1 MPa (graphique 14). Les plus grandes augmentations se produisent dans la région du centre.

Pour le cas simulant les contraintes résiduelles, l'ajout du chargement en flexion fait diminuer les contraintes de Von Mises. Les plus grandes réductions se produisent dans la région du centre avec 1.7 MPa.



Graphique 14 Contraintes de Von Mises dans le ciment à l'interface ciment-implant du côté latéral

3.4 Chargement en torsion

Le chargement en torsion appliqué est celui décrit à la section 2.12. En résumé, il s'agit d'un moment dans le plan transversal autour de l'axe longitudinal et d'une force verticale appliquée au centre de la tête de l'implant.

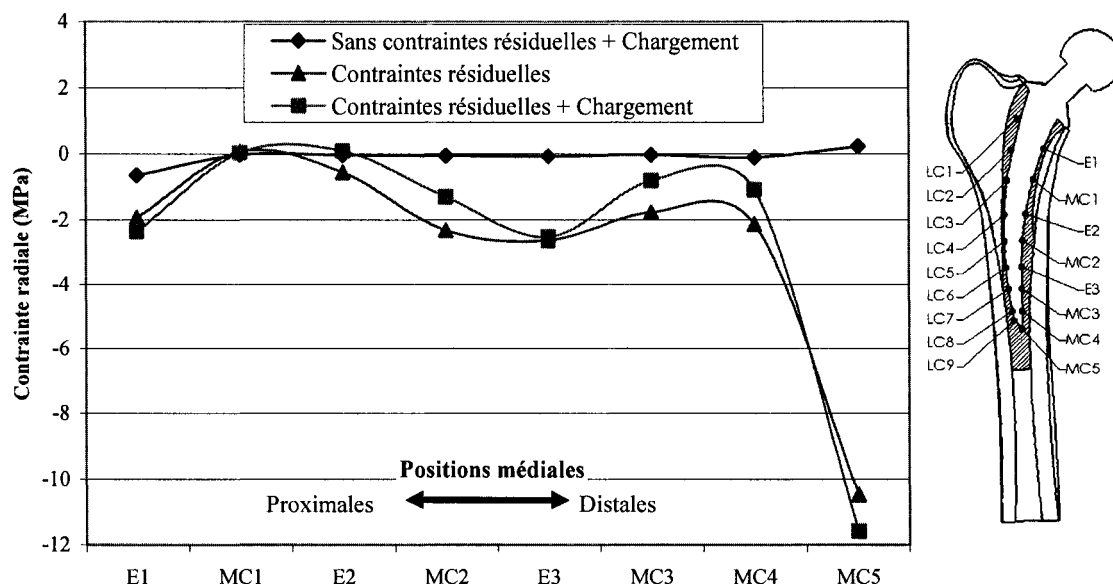
3.4.1 Contraintes due au chargement en torsion du côté médial

Les grandeurs des contraintes radiales, circonférentielle et de Von Mises dans le ciment à l'interface ciment-implant après l'application du chargement en torsion pour le côté médial sont présentées du graphique 15 au graphique 17. Les tendances sont détaillées dans les trois sous-sections suivantes. Pour chacune des contraintes (radiales, circonférentielles et de Von Mises), un graphique avec trois courbes est présenté : avec la distribution des contraintes pour l'analyse sans contraintes résiduelles après le chargement en torsion, la distribution des contraintes résiduelles avant le chargement et la distribution des contraintes après le chargement en torsion en incluant les contraintes résiduelles.

3.4.1.1 Contraintes radiales dues au chargement en torsion

Après l'application du chargement, les contraintes radiales de l'analyse sans contraintes résiduelles sont nulles dans la région proximale et distale. Par contre, lorsque les contraintes résiduelles sont incluses dans l'analyse, les contraintes radiales augmentent en général à tous les points d'intérêt (graphique 15). Les plus grandes augmentations se produisent dans la région du centre avec -2.6 MPa.

Pour le cas simulant les contraintes résiduelles, l'ajout du chargement en torsion fait diminuer les contraintes radiales de 0.1 à 1.1 MPa.



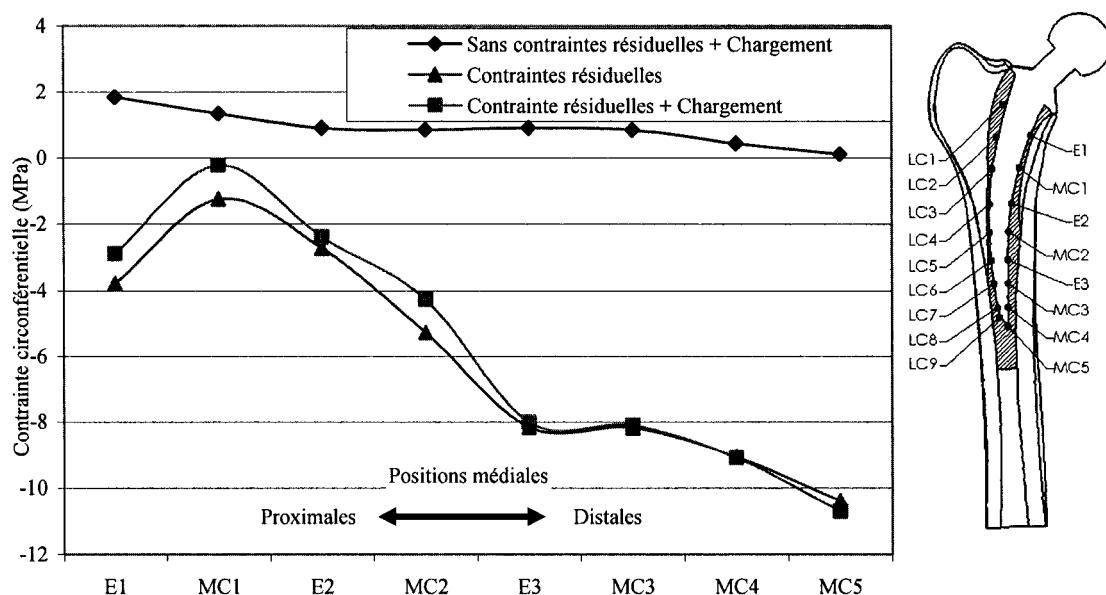
Graphique 15 Contraintes radiales dans le ciment à l'interface ciment-implant du côté médial

3.4.1.2 Contrainte circonférentielles dues au chargement en torsion

Après l'application du chargement, les contraintes circonférentielles pour l'analyse sans les contraintes résiduelles sont en tension et varient entre 0.4 et 1.9 MPa. Les contraintes les plus élevées se retrouvent dans la partie proximale. Par contre, lorsque les contraintes résiduelles sont incluses dans l'analyse, les contraintes circonférentielles sont en compression pour tous les points d'intérêt et varient entre -0.2 et -9.1 MPa. Les plus grandes grandeurs de contraintes se produisent dans la partie distale et varient entre -4.3 et -9.1 MPa (graphique 16).

Pour l'analyse simulant les contraintes résiduelles, l'ajout du chargement influence la distribution des contraintes surtout dans la région proximale. En effet, l'application du chargement en torsion fait diminuer les contraintes circonférentielles. Cette diminution

est plus accentuée dans la région proximale, avec une réduction de près de 1 MPa et seulement une baisse maximale de 0.2 MPa dans la région distale.

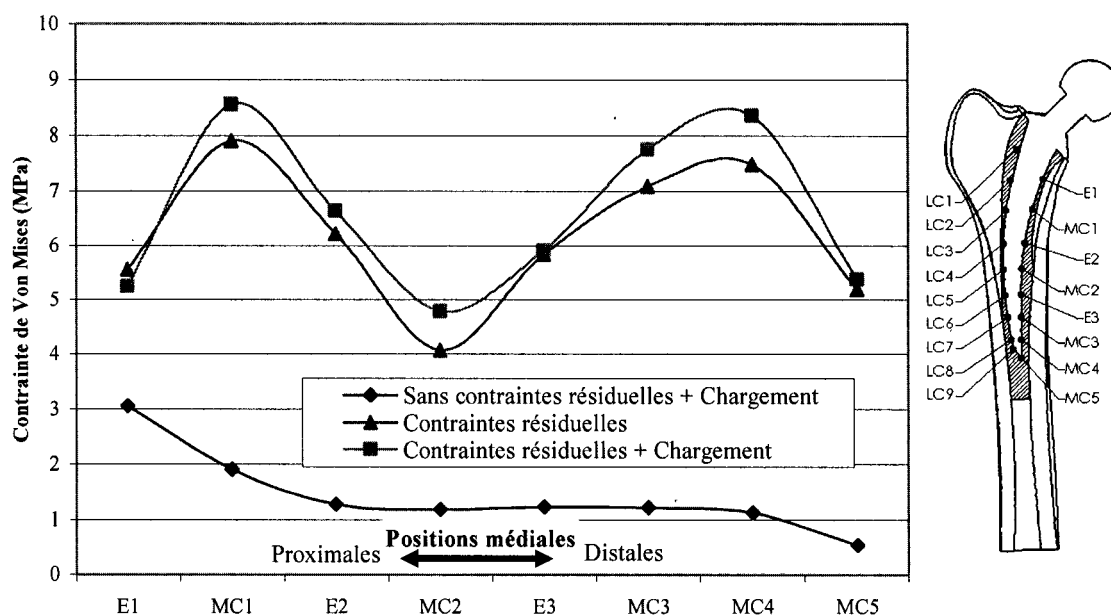


Graphique 16 Contraintes circonférentielles dans le ciment à l'interface ciment-implant du côté médial

3.4.1.3 Contraintes de Von Mises dues au chargement en torsion

Après l'application du chargement pour l'analyse sans contraintes résiduelles varient entre 1.1 et 3.1 MPa et sont plus élevées dans la partie proximale. Par contre, lorsque les contraintes résiduelles sont prises en compte, les contraintes de Von Mises augmentent entre 4.8 et 8.6 MPa (graphique 17). Les plus grandes augmentations se produisent aussi bien dans la région proximale que distale.

Pour le cas simulant les contraintes résiduelles, l'ajout du chargement en torsion influence peu la distribution des contraintes. En effet, après l'application du chargement les contraintes de Von Mises, subissent en général une augmentation variant de 0.1 à 0.9 MPa.



Graphique 17 Contraintes de Von Mises dans le ciment à l'interface ciment-implant du côté médial

3.4.2 Côté latéral dues au chargement en torsion

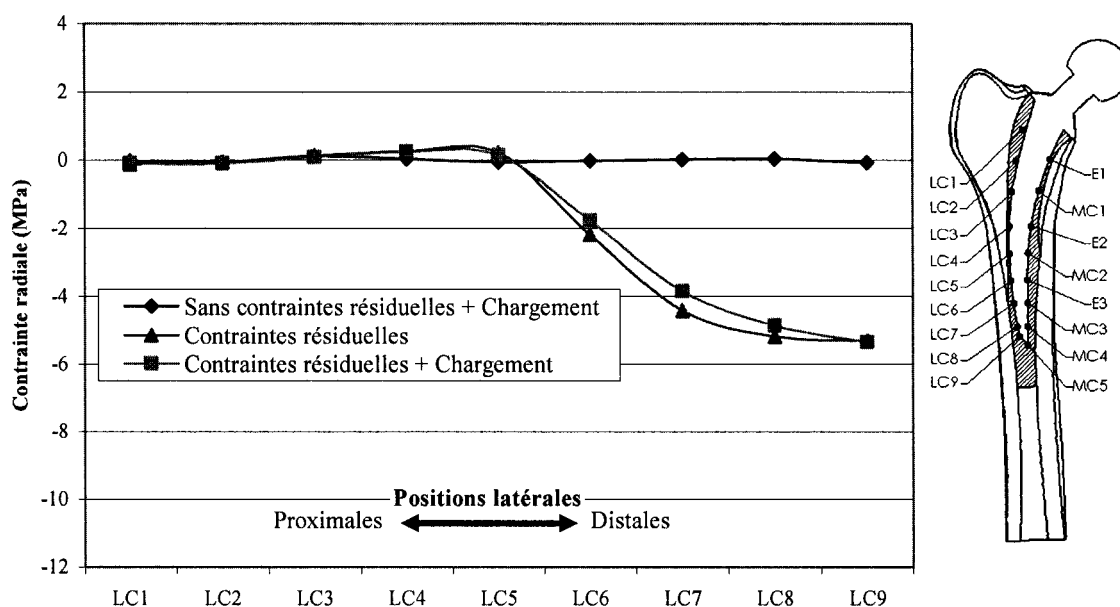
Les grandeurs des contraintes radiales, circonférentielle et de Von Mises à l'interface ciment-implant après l'application du chargement en torsion pour le côté latéral sont présentées du graphique 18 au graphique 20. Les tendances sont détaillées dans les trois prochaines sous-sections. Pour chacune des contraintes (radiales, circonférentielles et de Von Mises), un graphique avec trois courbes est présenté : avec la distribution des contraintes pour l'analyse sans contraintes résiduelles après le chargement en torsion, la distribution des contraintes résiduelles avant le chargement et la distribution des contraintes après le chargement en torsion en incluant les contraintes résiduelles.

3.4.2.1 Contraintes radiales dues au chargement en torsion

Après l'application du chargement, les contraintes radiales pour l'analyse sans les contraintes résiduelles sont presque nulles à tous les points d'intérêt. Par contre, lorsque

les contraintes résiduelles sont incluses, les contraintes radiales pour les positions proximales sont nulles et augmentent entre -1.8 et -4.9 MPa pour les régions distales (graphique 18).

Pour le cas simulant les contraintes résiduelles, l'ajout du chargement en torsion influence peu la distribution des contraintes. En effet, après l'application du chargement, les contraintes radiales dans la région distale diminuent entre 0.3 à 0.5 MPa

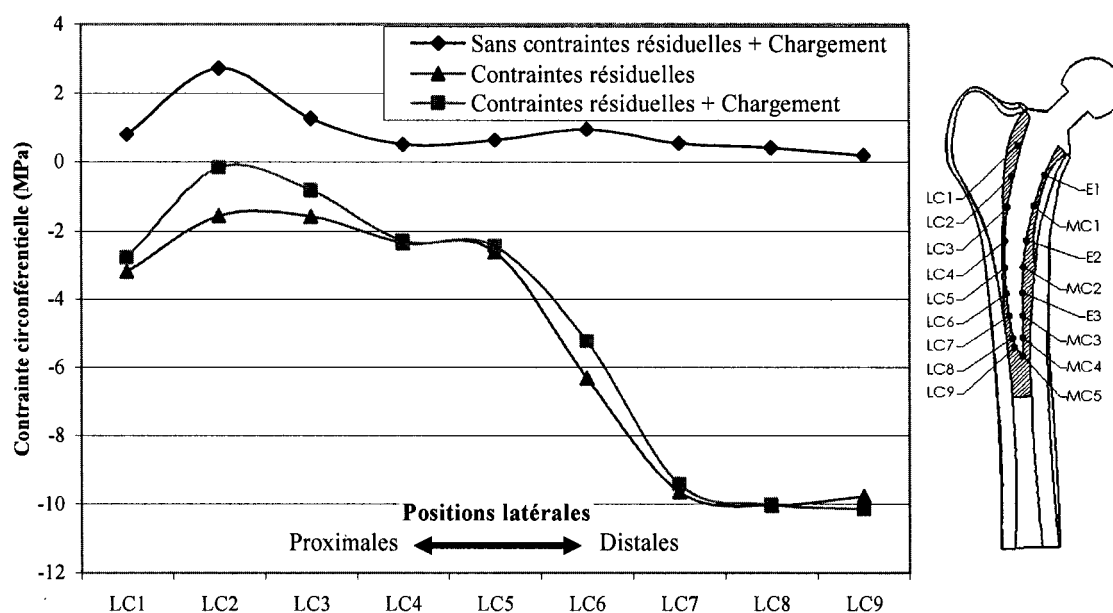


Graphique 18 Contraintes radiales dans le ciment à l'interface ciment-implant du côté latéral

3.4.2.2 Contraintes circonférentielles dues au chargement en torsion

Après l'application du chargement, les contraintes circonférentielles pour l'analyse sans contrainte résiduelle sont en tension. La grandeur de ces contraintes varie entre 0.4 et 2.7 MPa. Par contre, l'ajout des contraintes résiduelles fait changer les contraintes circonférentielles en compression. Les plus grandes contraintes circonférentielles se produisent dans la région distale et varient entre -2.4 et -10 MPa (graphique 19).

Pour le cas simulant les contraintes résiduelles, l'ajout du chargement en torsion diminue la distribution des contraintes. En effet, après l'application du chargement, les contraintes circonférentielles diminuent entre 0.2 et jusqu'à 1.4 MPa dans la région proximale.



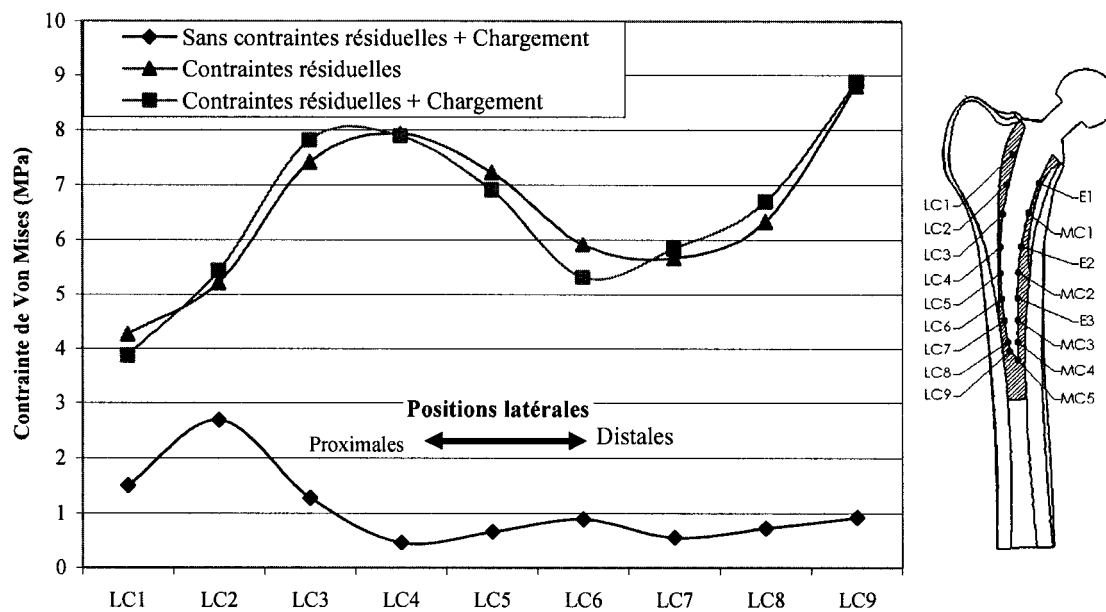
Graphique 19 Contraintes circonférentielles dans le ciment à l'interface ciment-implant du côté latéral

3.4.2.3 Contraintes de Von Mises dues au chargement en torsion

Après l'application du chargement, pour l'analyse sans les contraintes résiduelles les contraintes de Von Mises varient entre 0.5 et 2.7 MPa. Les plus grandes grandeurs se produisent dans la région proximale. Par contre, l'ajout des contraintes résiduelles fait augmenter les contraintes de Von Mises entre 3.9 et 7.9 MPa (graphique 20). Les plus grandes augmentations se produisent dans la région du centre.

Pour le cas simulant les contraintes résiduelles, l'ajout du chargement en torsion influence peu la distribution des contraintes. En effet, après l'application du chargement,

les contraintes de Von Mises augmentent légèrement dans la région proximale et distale et diminuent légèrement dans la région du centre entre 0.1 et 0.4 MPa.



Graphique 20 Contraintes de Von Mises dans le ciment à l'interface ciment-implant du côté latéral

CHAPITRE 4

DISCUSSIONS ET INTERPRÉTATION DES RÉSULTATS

Un modèle 3D par éléments finis personnalisé d'une ATH est reconstruit à partir d'images CT-scan, afin de déterminer l'effet des contraintes résiduelles sur la distribution des contraintes dans le ciment à l'interface ciment-implant. La première partie du projet consistait à reconstruire un modèle 3D de la partie proximale du fémur et d'extraire les propriétés mécaniques de l'os à partir d'images CT-scan. La reconstruction du modèle 3D s'est effectuée à l'aide du modèle polyédrique créé à partir des images CT-scan et les propriétés mécaniques ont été extraites à partir du niveau de gris des images. La deuxième partie consistait, à l'aide du modèle 3D obtenu, de reconstruire et valider un modèle EF d'un fémur ayant subi une ATH. La reconstruction et la validation se sont effectuées à l'aide de données retrouvées dans la littérature. Le modèle EF est soumis à des chargements de flexion et de torsion en incluant ou non les contraintes résiduelles.

Plusieurs limites existantes dans notre étude seront discutées. Une méthode pour extraire les propriétés mécaniques de l'os est développée dans notre étude. Bien que cette méthode permette d'obtenir des propriétés mécaniques orthotropiques qui se trouvent à l'intérieur des plages que l'on retrouve dans la littérature, ces propriétés mécaniques personnalisées demeurent une approximation, puisqu'en réalité l'os est un matériau anisotropique. Toutefois, l'utilisation de propriétés mécaniques orthotropiques pour représenter des propriétés mécaniques anisotropiques demeure une bonne approximation. En effet, Cristofolini et al. (1996) ont démontré expérimentalement que le comportement des os synthétiques de la compagnie Sawbones est très similaire à celui des os cadavériques. Stolk et al. (2002) créent un modèle EF d'une ATH à partir d'un os synthétique de la compagnie Sawbones et simulent un chargement en flexion et en torsion pour simuler leur montage expérimental. Ces auteurs comparent les déformations

principales obtenues numériquement, en utilisant des propriétés mécaniques orthotropiques, avec leurs mesures expérimentales d'une ATH et obtiennent des différences inférieures à 10%. Donc, indirectement ces auteurs démontrent que l'utilisation des propriétés mécaniques orthotropiques est une bonne approximation des propriétés anisotropiques.

Le modèle 3D personnalisé du fémur proximal est utilisé pour reconstruire un modèle EF d'une ATH personnalisée. Le modèle EF est validé à l'aide des résultats numériques de Stolk et al. (2002) qui ont une erreur inférieure de 10% lorsqu'ils sont comparés avec les résultats de leur montage expérimental. Plusieurs paramètres peuvent expliquer les différences entre notre étude et celle de Stolk et al. (2002); tels que le diamètre externe de l'os cortical, l'épaisseur de la couche de ciment et le système de coordonnées utilisé pour appliquer le chargement.

Les deux chargements que subit le modèle EF de notre étude sont une simplification de la marche (flexion) et le chargement en torsion de la montée des escaliers. La grandeur et la direction des forces appliquées lors de ces deux chargements proviennent de l'étude de Stolk et al. (2002). Pour le cas en flexion, la force de contact appliquée sur la tête de l'implant est d'environ trois fois le poids du corps (PDC) ce qui est dans le même ordre de grandeur que celles mesurées par Bergmann et al. (2001; 1993) variant entre 2.4 et 4.8 fois le PDC. Le ratio force des abducteurs et force de contact dans notre étude est 30% plus élevé que celui de Bergmann et al. (2001) et 10% plus élevé que celui de Cristofolini (1997). Le ratio de la force transversale (créant la torsion)/force de contact est de 23% ce qui est similaire au 25% obtenu par Bergmann et al. (2001). Ces deux types de chargement sont recommandés par Bergmann et al. (2001) et Heller et al. (2001) pour étudier le comportement mécanique des ATH.

Le type ciment utilisé lors des ATH cimentées peut influencer le taux de descellement des ATH. Les propriétés mécaniques, de chaque type de ciment, diffèrent en fonction de la composition chimique et physique des deux constituants du ciment, soit la poudre et

du monomère (Harper et Bonfield, 2000). Les propriétés mécaniques et l'épaisseur du ciment utilisées lors de notre étude sont choisies dans le but de pouvoir valider le modèle EF de notre étude avec celui de Stolk et al. (2002). Donc, les mêmes propriétés mécaniques et une épaisseur similaire de ciment à celles utilisées par l'étude de Stolk et al. (2002) sont considérées. Selon Stolk et al. (2002) ces propriétés mécaniques sont représentatives du ciment commercial Cemex RX (Tecres, Verona, Italie).

La génération des contraintes résiduelles à l'interface ciment-implant dans les modèles EF peut s'effectuer selon deux méthodes, soit en créant un ajustement par serrage "press-fit" à cette interface ou en créant une expansion thermique du ciment. En comparant les résultats des deux méthodes avec les contraintes résiduelles de Ahmed et al. (1982a) l'expansion thermique donne des résultats plus réalistes puisque les contraintes résiduelles radiales et circonférentielles à l'interface ciment implant sont en compression. Par conséquent, lors de notre étude, les contraintes résiduelles sont simulées à l'aide d'une expansion thermique de 60°C que subit le volume du ciment. L'ordre de grandeur des contraintes résiduelles générées dans le modèle EF de notre étude varie entre 2 et 5 MPa et ces contraintes résiduelles sont en compression, soit où le ciment est en contact avec l'os cortical. Lors de l'expansion thermique du ciment, la tige de l'implant est en compression du côté médial et en tension du côté latéral. Cet état fait en sorte que la tige de l'implant, du côté médial, cherche à s'éloigner de la surface du ciment, créant ainsi des contraintes résiduelles inférieures de ce côté. Dans la région médiale, la grandeur des contraintes résiduelles est plus près de 2 MPa, tandis que dans la région latérale les grandeurs atteignent jusqu'à 5 MPa. La grandeur des contraintes résiduelles radiales en compression obtenues est similaire à celles calculées par Ahmed et al. (1982a) de 2.5 MPa, Mann et al. (1991) de 3 MPa, à celles mesurées indirectement par Nuño et al. (2002) de 2.3 à 3.3 MPa et Li et al. (2004) de 4 MPa.

La grandeur des contraintes résiduelles radiales et circonférentielles est plus élevée dans les régions où le ciment est en contact avec de l'os cortical comparativement à de l'os

spongieux. L'os cortical ayant une rigidité supérieure à celle du ciment, contraint ce dernier lors de son expansion. Par contre, l'os spongieux ayant une rigidité inférieure à celle du ciment ne contraint pas le ciment lors de son expansion. En effet, dans la région proximale latérale, où le ciment est en contact avec de l'os spongieux, les contraintes résiduelles radiales dans le ciment à l'interface ciment-implant sont presque nulles et les contraintes résiduelles circonférentielles sont moins élevées comparativement à la région distale latérale où le ciment est en contact avec de l'os cortical. L'os est un matériau vivant qui se régénère en fonction des sollicitations auxquelles il est soumis. Donc même si les contraintes résiduelles existent après l'opération, il se pourrait que leur grandeur soit altérée par la régénération de l'os, voir même disparaître dans certaines régions où il y a résorption de l'os.

Lorsque les contraintes résiduelles sont simulées, l'ajout du chargement en flexion a peu d'influence sur les contraintes radiales, circonférentielles et de Von Mises dans le ciment à l'interface ciment-implant. La grandeur de ces contraintes varie jusqu'à un maximum de 6 MPa (en compression), 10 MPa (en compression) et 8 MPa pour les contraintes radiales, circonférentielles et de Von Mises, respectivement. Par contre lorsque les contraintes résiduelles ne sont pas simulées, l'ajout du chargement en flexion crée des contraintes de Von Mises, dans le ciment à l'interface ciment-implant, peu élevées de l'ordre de 1 MPa.

Lorsque les contraintes résiduelles sont simulées, l'ajout du chargement en torsion a également peu d'influence sur les contraintes radiales, circonférentielles et de Von Mises dans le ciment à l'interface ciment-implant. La grandeur de ces contraintes varie jusqu'à un maximum de 5 MPa (en compression), 10 MPa (en compression) et 8.5 MPa pour les contraintes radiales, circonférentielles et de Von Mises, respectivement. Par contre lorsque les contraintes résiduelles ne sont pas simulées, l'ajout du chargement en torsion crée des contraintes, dans le ciment à l'interface ciment-implant, peu élevées également de l'ordre de 1 MPa.

Les résultats obtenus permettent de conclure que l'ajout des contraintes résiduelles dans le ciment avant même d'appliquer un chargement génère des contraintes radiales, circonférentielles et de Von Mises élevées.

La limite de rupture en statique du ciment varie de 25 à 50 MPa (Lewis, 1997). Les valeurs des contraintes de Von Mises dans le ciment à l'interface ciment-implant pour les deux chargements, en incluant les contraintes résiduelles, sont inférieures à la limite de rupture du ciment. Cependant puisque le chargement subi par le ciment est constitué d'un nombre élevé de cycles, il est très probable que des contraintes de Von Mises inférieures à la limite de rupture puissent détériorer l'intégrité du ciment. En effet, Lewis (1997) rapporte que le nombre de cycles à la rupture du ciment PMMA varie entre 65000 à 295000 cycles pour un essai uniaxial tension-compression avec une amplitude de contrainte de 10 MPa. Lorsque l'on considère que le nombre de cycles effectués en moyenne par une personne est d'environ 1 million par année (Morlock et al., 2001), il est clair que le nombre de cycles à la rupture est rapidement atteint à l'intérieur de la première année pour une amplitude de contrainte de 10 MPa.

Nuño et Avanzolini (2002) ont démontré avec une géométrie idéalisée d'une ATH que les contraintes résiduelles peuvent faire augmenter jusqu'à quatre fois les contraintes de Von Mises dans la couche de ciment à l'interface ciment-implant. Selon les résultats obtenus, il apparaît clair que l'ajout des contraintes résiduelles altère aussi la distribution des contraintes dans le ciment à l'interface ciment-implant d'une ATH personnalisée. Des essais expérimentaux en cours portent à croire que les grandeurs des contraintes résiduelles pourraient être très faible. Si tel est le cas, l'ajout des contraintes résiduelles pourrait ne pas être justifié. Par contre, si la grandeur des contraintes résiduelles s'avère plus élevée ces dernières devraient être incluses lors des analyses éléments finis qui étudient le comportement mécanique d'une articulation ayant subi une ATH.

CONCLUSION

Le but de notre étude était de reconstruire un modèle 3D de la partie proximale du fémur et d'y extraire les propriétés mécaniques de l'os à partir d'images CT-scan. Ensuite à l'aide de ces informations, reconstruire et valider un modèle éléments finis d'une articulation de la hanche ayant subi une arthroplastie totale de la hanche cimentée. Le tout afin de déterminer si les contraintes résiduelles créées lors de la polymérisation du ciment affectent la distribution des contraintes dans le ciment à l'interface ciment-implant. En connaissant la réponse à cette interrogation, des simulations numériques plus réalistes, qui étudient le comportement des ATH, pourront être effectuées et ainsi permettre de prolonger la durée de vie des ATH cimentées.

Les résultats obtenus avec le modèle EF pour les deux chargements démontrent que l'ajout de l'un ou l'autre des chargements, pour les cas simulant les contraintes résiduelles, influence peu la distribution des contraintes radiales, circonférentielles et de Von Mises dans le ciment à l'interface ciment-implant. Par ailleurs, lorsque les contraintes résiduelles sont simulées, la grandeur des contraintes de Von Mises, pour les deux chargements, augmente considérablement et atteint 8 MPa dans certaines régions. En tenant compte de la limite de rupture du ciment et du fait que le ciment subit un nombre élevé de chargements cycliques, il est fort probable que des contraintes de Von Mises de cet ordre de grandeur détériorent l'intégrité du ciment. La détérioration du ciment aura pour effet de créer des débris de ciment qui à leur tour enclencheront le processus de descellement total de l'ATH.

Par conséquent, si la grandeur des contraintes résiduelles trouvées expérimentalement (travaux en cours) s'avère à avoir le même ordre de grandeur que celles simulées lors de notre étude, l'ajout de ces dernières dans les modèles EF qui étudient le comportement de l'articulation après l'intervention chirurgicale est nécessaire.

RECOMMANDATIONS

De manière à approfondir le travail effectué au cours de ce mémoire, il existe un certain nombre de points qui pourraient être étudiés, en voici une liste :

- a. Il serait intéressant de déterminer avec exactitude la grandeur des contraintes résiduelles lors de la polymérisation et les simuler dans le modèle EF. Des essais sont présentement en cours.
- b. La simulation d'un chargement plus réaliste combinant un chargement en flexion et un chargement en torsion tel que celui de la montée des escaliers serait intéressant à analyser.
- c. Il serait intéressant d'étudier l'effet de la régénération de l'os sur les grandeurs des contraintes résiduelles dans le temps.
- d. Les propriétés mécaniques du ciment varient en fonction de la marque commerciale utilisée, il serait donc intéressant d'étudier l'effet des propriétés mécaniques sur la grandeur des contraintes résiduelles.
- e. Le chargement subi par le ciment d'une ATH est plutôt dynamique, il serait donc intéressant d'effectuer des simulations en incluant le fluage et la détérioration du ciment sous un chargement cyclique.
- f. Seul un type d'implant a été utilisé lors de ce mémoire. Il serait intéressant d'utiliser divers implants de formes différentes afin de caractériser le comportement de chacun.

ANNEXE 1

Code Matlab pour le fichier HOUNSFIELD.M

```

%-----DÉBUT DE HOUNSFIELD.M-----
%
%Programme permettant de calculer la moyenne
% du nombre de Hounsfield des pixels appartenant
% a l'os spongieux ou l'os cortical en fonction
% d'une plage donnée de Hounsfield.
%
% Pablo Vasquez (07 octobre 2003)
%-----
%
% L'image CT-scan est tout d'abord mémorisé dans une matrice "Im" (512x512),
% ensuite le fichier TAG correspondant a l'image CT scan est mémorisé dans
% une matrice "tag". Les coordonnées des pixels faisant partie du TAG sont
% trouvés et mémoriser dans deux matrices, soit "rang" et "col". La valeur
% du nombre de Hounsfield, pour chacun des pixels faisant partie du TAG,
% qui satisfait une plage donnée est mémorisé dans une matrice "matrice".
% Finalement la moyenne de cette matrice est effectuée.
%
% L'utilisateur doit choisir les répertoires où se trouvent les images et les TAGS
%-----
%
%
clear all
clc
%Le pixel offset est donnée dans le header des images, dans notre
%cas on peut le lire avec SLICEOMATIC.
pixel_offset=0;
matrice=[];
%Ajoute ce path a MATLAB (path où sont le fichier présent et igb_read.m)
path(path,'C:\Usagers\Pablo\Matlab')
%Sélection du répertoire des images et le définir comme working directory
dir_image=uigetdir('C:\Usagers\Pablo\CT scans\CT Fred','Sélectionnez le répertoire
des images');
cd (dir_image);
%Sélection du répertoire des TAGS
dir_TAG=uigetdir('C:\Usagers\TAG\lio\RECHERCHE PROTOCOLE','Sélectionnez le
répertoire des TAGS');
% mémorise le working directory dans la variable "dir_in"
%dir_in=cd;
%En assignant le working directory au repertoire où se trouvent
%les images, on lit premièrement chacun des fichiers de type dcm
%et le nom de chaque fichier est mémorisé dans une variable structural
%"noms"
noms=dir('*.dcm');
nb_images=size(noms,1);
%La première boucle "for" mémorise une image. Ensuite, le fichier TAG respectif
%est mémorisé. Le nombre de pixel faisant partie du fichier TAG est mémorisé dans
%"nb_pixel_tag". La seconde boucle "for" lit chacun des pixels faisant
%partie du TAG et dépendamment de la condition, ce pixel est mémorisé ou non dans une
%matrice portant le nom original de "matrice" :o)
for i=1:nb_images
    nom=noms(i).name;
    %remplace la valeur "dcm" par "tag" dans nom et le garde dans nomtag
    nomtag=strrep(nom,'dcm','tag');
    Imo=double(dicomread(nom));
    %Application du filtre
    h=fspecial('average',3);
    Imave=imfilter(Imo,h);
    Im=Imave;
    %Im=medfilt2(Imo,[3 3]);
    cd (dir_TAG);
    [tag,fct]=igb_read(nomtag); % Lit le fichier TAG.
    %Le programme igb_read affiche les colonnes (x en sliceo) en format matlab
    %soit de 1 a 512. Dans le cas des rangs, ce programme affiche en format
    %sliceo donc pour lire la matrice Im correctement on doit effectuer une
    %soustraction au vecteur rang comme ci-bas.
    [rang,col]=find(tag);

```

```

rang=512-(rang-1);
nb_pixel_tag=size(rang,1);
for j=1:nb_pixel_tag
    nb_sliceo=Im(rang(j),col(j));
    nb_hu=nb_sliceo-pixel_offset;
    %Faire un case switch a la place d'une boucle
    if nb_hu >=996 % os cortical
        %if (nb_hu>=36)&(nb_hu<=480) %os spongieux
            matrice=[matrice;nb_hu];
        end
    end
end
clear Im tag rang col nb_pixel_tag nom nomtag;
cd (dir_image);
end
moyenne=mean(matrice);
variance=std(matrice);

%Affichage de la moyenne et de la variance
sprintf('La moyenne est: %.0f',moyenne)
sprintf('La variance est: %.0f',variance)

%-----FIN DE HOUNSFIELD.M-----

```

Le fichier HOUNSFIELD.M utilise le fichier IGB_READ.M développée par l'Institut de Génie Médical.

```

%-----DÉBUT DE IGB_READ.M-----
%
%Fonction pour la lecture d'image de format IGB.
%La matrice de l'image est retournée.
%Champlain Landry 1996
%Modifié Benoit Godbout 2000
%Modifié Alain Gravel 2001

function [mat, facteur] = igb_read(file);

fid = fopen(file,'r','l');

if (fid == -1)
    error('Erreur dans l'ouverture du fichier')
end

str1 = fgets(fid);
str2 = fgets(fid);
str3 = fgets(fid);
str4 = fgets(fid);
str5 = fgets(fid);

str = [str1 str2 str3 str4 str5];

dimX = sscanf(str(findstr(str,'x:')+2:size(str, 2)),'%d',1);
dimY = sscanf(str(findstr(str,'y:')+2:size(str, 2)),'%d',1);
dimZ = sscanf(str(findstr(str,'z:')+2:size(str, 2)),'%d',1);
type = sscanf(str(findstr(str,'type:')+5:size(str, 2)),'%s',1);

```

```

Xo = sscanf(str(findstr(str,'org_x:')+6:size(str, 2)),'%f',1);
Yo = sscanf(str(findstr(str,'org_y:')+6:size(str, 2)),'%f',1);
Zo = sscanf(str(findstr(str,'org_z:')+6:size(str, 2)),'%f',1);

resX = sscanf(str(findstr(str,'inc_x:')+6:size(str, 2)),'%f',1);
resY = sscanf(str(findstr(str,'inc_y:')+6:size(str, 2)),'%f',1);
resZ = sscanf(str(findstr(str,'epais:')+6:size(str, 2)),'%f',1);

facteur = sscanf(str(findstr(str,'facteur:')+8:size(str, 2)),'%f',1);
if (isempty(facteur))
    facteur = 1;
end

if (isempty(dimX) | isempty(dimY))
    error('Entete du fichier IGB non valide')
end

if (strcmp(type,'BYTE') | strcmp(type,'byte'))
    type='uchar';
    fseek(fid,-(dimX*dimY),1);
end

if (strcmp(type,'SHORT') | strcmp(type,'short'))
    type='short';
    fseek(fid,-2*(dimX*dimY),1);
end

[mat,count] = fread(fid,[dimX,dimY],type);

if (count ~= dimX*dimY)
    error('Erreur dans la lecture du fichier binaire')
end

mat = mat/facteur;
mat = flipud(mat');

fclose(fid);

%-----FIN DE IGB_READ.M-----

```

ANNEXE 2

Code Matlab pour le fichier REGION.M

```

%-----DÉBUT DE REGION.M-----
%
%Ce programme permet de calculer la moyenne des Nb de Hounsfield
%pour chaque region pour chacune des image.
%
%Pablo Vasquez 12 Novembre 2003
%-----
%L'usager doit determiner le nombre de region qu'il désire obtenir
%pour chaque image (tranche). Pour une image donnée, le centroide des pixel
%est calcule. En fonction de la position angulaire de chacun des pixels par rapport
%au centroide, les coordonnées de chaque pixel sont classées dans l'une matrice des
%correspondante a la region angulaire. Ensuite a l'aide des matrices de
%région angulaire les numéros de Hounsfield sont lus dans l'image de la
%tranche pour chaque region de l'image. Ces étapes sont répétées pour chacune des
%images. Donc a la fin on se retrouve avec des matrices qui contiennent les numéros
%de Hounsfield pour chacune des regions pour chacune des images. Il ne
%reste qu'a faire la moyenne pour chacune de ces matrices pour déterminer
%la region qui a la moyenne maximum.
%-----
%
clear all
clc
%L'usager doit choisir le repertoire ou se trouvent les images
dir_image=uigetdir('C:\Usagers\Pablo\CT scans\CT Fred','Sélectionnez le répertoire
des images');
%Changement de working directory
cd (dir_image);
%Sélection du répertoire des TAGS
dir_TAG=uigetdir('C:\Usagers\TAG\lio\RECHERCHE PROTOCOLE','Sélectionnez le
répertoire des TAGS');
%Ajoute le path ci-bas (La commande IGB_read se trouve dans ce repertoire)
path(path,'C:\Usagers\Pablo\Matlab')
%En assignant le working directory au repertoire ou se trouvent
%les images, on lit premierement chacun des fichiers de type dcm
%et le nom de chaque fichier est memorisé dans une variable structural
%"noms"
noms=dir('*.dcm');
nb_images=size(noms,1);
nb_region=input('Entrez le nombre de regions desirés:');
delang=360/nb_region;
a=[0:delang:360];
%Crée un vecteur contenant les limites des plages pour chaque région [0 22;
%22 45; 45 67....
regions=cat(1,a(1:end-1),a(2:end));
%La grandeur de cette variable est donnée par SlicOmatic avec F12
pixel_offset=0;
%Cette grande boucle est effectuee pour chaque image.
for w=1:nb_images
    nom=noms(w).name; %Memorise le nom du fichier *.dcm en cours
    nomtag=strrep(nom,'dcm','tag');%remplace la valeur "dcm" par "tag" dans nom et
    le garde dans nomtag
    for i=1:nb_region %crée les vecteurs mat_1_0_22, mat_1_22_45...(Une image a la
    fois)

eval(['mat_',int2str(w),'_',int2str(floor(regions(1,i))),'_',int2str(floor(regions(2
,i))),'_']=[];');
end
%Lecture de l'image
cd (dir_image);
Imo=double(dicomread(nom));
%h=fspecial('average',3);
%Imave=imfilter(Imo,h);
%Im=Imave;
Im=Imo;
%Lecture du fichier TAG
cd (dir_TAG);
[tag,fct]=igb_read(nomtag);

```



```

[rang,col]=find(tag);
%Pour ramener les pixels a la maniere SLICEOMATIC (0-511)
col=col-1;
rang=rang-1;
%Calcul du centroide des pixels
xbar=mean(col); ybar=mean(rang);
nb_pixel_tag=size(rang,1);
%Boucle FOR permettant de determiner l'angle du pixel par rapport
%au centroide. En connaissant le dx (xpixel-xcentroide) et dy de chacun des
pixels,
%l'angle est calculé. Ensuite les coordonnées du pixel traité sont
%classés dans l'une des matrices correspondant a son angle. Cette étape
%est effectué pour chaque pixel de l'image traité.
for j=1:nb_pixel_tag
    dx=col(j)-xbar; dy=rang(j)-ybar;
    ang_rad=atan2(dy,dx);
    if ang_rad>=0
        ang=ang_rad*360/(2*pi);
    else
        ang=360+(ang_rad*360/(2*pi));
    end
    rangcol=[rang(j) col(j)];
    for k=1:nb_region
        borne_inf=regions(1,k);
        borne_sup=regions(2,k);
        if (ang>=borne_inf)&(ang<borne_sup)
            eval(['mat_',int2str(w),'_',int2str(floor(regions(1,k))),'_',int2str(floor(regions(2,k))),
            ']=[mat_',int2str(w),'_',int2str(floor(regions(1,k))),'_',int2str(floor(regions(2,k))),';rangcol;'];)
            break
        end
    end
end
end
%La prochaine étape consiste a aller lire les nb de HU sur la matrice image
(Imo) a
%partir des matrices de regions qui contiennent les coordonnées des pixels
faisant partie
%de leur region.
for o=1:nb_region
    eval(['hu_',int2str(w),'_',int2str(floor(regions(1,o))),'_',int2str(floor(regions(2,o))),
    '=[];']);
end
%Puisque l'on veut pas modifier le format SliceOmatic des matrices
%regions, une matrice image temporaire de matrice region traitee est
%cree. Cette matrice image temporaire sera utilise pour passer du format
SliceOmatic au format Matlab
for m=1:nb_region
    eval(['matrans=mat_',int2str(w),'_',int2str(floor(regions(1,m))),'_',int2str(floor(r
egions(2,m))),';']);
    %Transformations des coordonnées du format SliceOmatic au format IGB_READ
    matrans=matrans+1;
    %Transformation des coordonnées du format IGB_READ au format Matlab
    matrans(:,1)=512-(matrans(:,1)-1);
    nb_pixel_section=size(matrans);
    %Variables qui mémorisent la plage inférieure et supérieure de la matrice
region traitée
    b_inf=regions(1,m);
    b_sup=regions(2,m);
    for n=1:nb_pixel_section(1,1)
        nb_sliceo=Im(matrans(n,1),matrans(n,2));
        nb_hu=nb_sliceo-pixel_offset;
    end
    eval(['hu_',int2str(w),'_',int2str(floor(b_inf)),'_',int2str(floor(b_sup)),'=[hu_',i
nt2str(w),'_',int2str(floor(b_inf)),'_',int2str(floor(b_sup)),';nb_hu;']);
end

```

```

        end
    end
end

%Calcul des moyennes pour chaque region
mat_moy=zeros(nb_images,nb_region);
for p=1:nb_images
    for q=1:nb_region

eval(['mat_moy(',int2str(p),',',int2str(q),')=mean(hu_',int2str(p),'_',int2str(floor
(regions(1,q))),'_',int2str(floor(regions(2,q))),');']);
        end
    end

end

[pp,qq]=max(mat_moy);
[rr,ss]=max(pp);
regionmax=mat_moy(qq(ss),ss);
plage=cat(2,regions(1,ss),regions(2,ss));
msgbox(sprintf('Le # de Hounsfield max est: %.0fHU \nL`image est la %.0f ieme \nLa
region angulaire est entre %.2f et %.2f
degres',regionmax,qq(ss),plage),'Information')
%msgbox(sprintf('L`image est la %.0f ieme',qq(ss)))
%sprintf('La region angulaire est entre %.2f et %.2f degres',plage)

%plot(col,rang,'r.',xbar,ybar,'b.')
%plot(mat_1_0_22(:,2),mat_1_0_22(:,1),'r.',mat_1_22_45(:,2),mat_1_22_45(:,1),'b.',ma
t_1_45_67(:,2),mat_1_45_67(:,1),'g.',mat_1_67_90(:,2),mat_1_67_90(:,1),'m.',mat_1_90
_112(:,2),mat_1_90_112(:,1),'y.')...
% ,mat_1_112_135(:,2),mat_1_112_135(:,1),'g.')
%
%-----FIN DE REGION.M-----

```

ANNEXE 3

Résultats de la différence des SDC en fonction de l'emplacement du point proximal

Tableau A. I

Différence des composantes de la force de contact appliquée, avec le point choisi à 0°, selon le SDC de Bergmann et al. (2001) et de Lennon et Prendergast (2001) et la différence entre les composantes

	Forces appliquées (en % du PDC) selon la direction du SDC de Bergmann et al. (2001)	Forces appliquées (en % du PDC) selon la direction du SDC de Lennon et Prendergast (2001)	Différence (%)	
Fx	54.0	62.6	15.9%	11.4°
Fy	32.8	23.8	-27.3%	
Fz	229.2	228.1	-0.5%	
Résultante	237.7	237.7		

Tableau A. II

Différence des composantes de la force de contact appliquée, avec le point choisi à 90°, selon le SDC de Bergmann et al (2001) et de Lennon et Prendergast (2001) et la différence entre les composantes

	Forces appliquées (en % du PDC) selon la direction du SDC de Bergmann et al. (2001)	Forces appliquées (en % du PDC) selon la direction du SDC de Lennon et Prendergast (2001)	Différence (%)	
Fx	54.0	47.6	-11.9%	2.3°
Fy	32.8	24.0	-26.9%	
Fz	229.2	231.7	1.1%	
Résultante	237.7	237.7		

Tableau A. III

Différence des composantes de la force de contact appliquée, avec le point choisi à 180°, selon le SDC de Bergmann et al. (2001) et de Lennon et Prendergast (2001) et la différence entre les composantes

	Forces appliquées (en % du PDC) selon la direction du SDC de Bergmann et al.(2001)	Forces appliquées (en % du PDC) selon la direction du SDC de Lennon et Prendergast (2001)	Différence (%)	
Fx	54.0	44.2	-18.1%	18.5°
Fy	32.8	29.9	-8.9%	
Fz	229.2	231.7	1.1%	
Résultante	237.7	237.7		

Tableau A. IV

Différence des composantes de la force de contact appliquée, avec le point choisi à 270°, selon le SDC de Bergmann et al. (2001) et de Lennon et Prendergast (2001) et la différence entre les composantes

	Forces appliquées (en % du PDC) selon la direction du SDC de Bergmann et al.(2001)	Forces appliquées (en % du PDC) selon la direction du SDC de Lennon et Prendergast (2001)	Différence (%)	
Fx	54.0	61.9	14.6%	9.0°
Fy	32.8	32.5	-0.8%	
Fz	229.2	227.2	-0.9%	
Résultante	237.7	237.7		

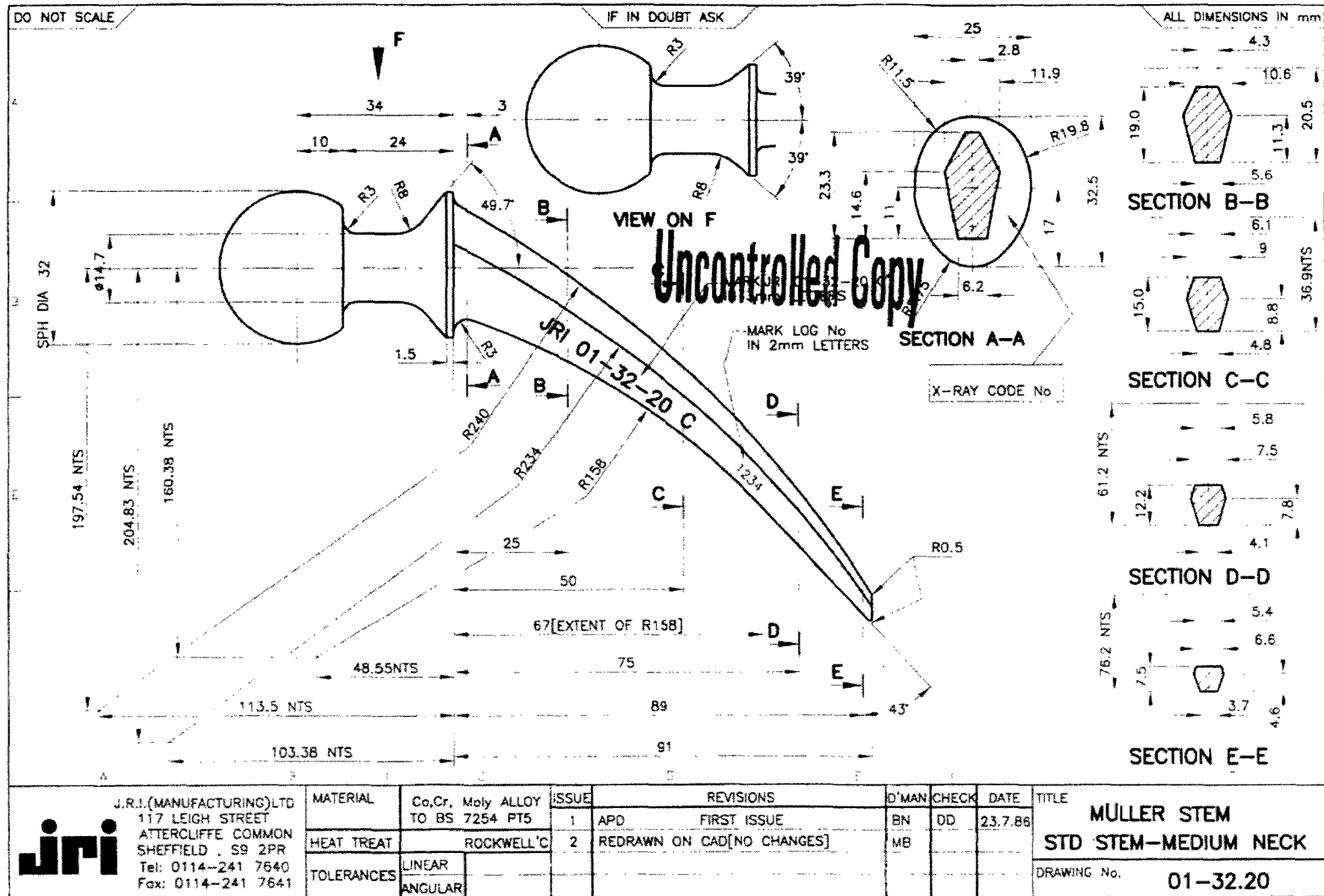
Tableau A. V

Différence des composantes de la force de contact appliquée, avec le point choisi au centre, selon le SDC de Bergmann et al (2001) .et de Lennon et Prendergast (2001) et la différence entre les composantes

	Forces appliquées (en % du PDC) selon la direction du SDC de Bergmann et al (2001)	Forces appliquées (en % du PDC) selon la direction du SDC de Lennon et Prendergast (2001)	Différence (%)	
Fx	54.0	57.3	6.2%	2.0°
Fy	32.8	24.6	-25.1%	
Fz	229.2	229.4	0.1%	
Résultante	237.7	237.7		

ANNEXE 4

Mise en plan de l'implant Mueller Curved (JRI Ltée)



ANNEXE 5

Justification de l'utilisation du plan d'antéversion

Dans l'étude de Stolk et al. (2002), la force de contact est appliquée au centre de la tête de l'implant et la force des abducteurs est appliquée dans la région du grand trochanter (Figure A. 1). Lors de cette même étude, ces deux forces sont coplanaires dans le plan frontal. Ceci fait en sorte que la force des abducteurs est appliquée dans la région latérale et est centrée dans la direction antérieure-postérieure. Cette configuration se produit puisque l'angle d'antéversion du fémur synthétique est petit, soit aux alentours de 2-3°. Lorsque l'angle d'antéversion du fémur est plus grand, comme c'est le cas pour le fémur personnalisé utilisé lors de notre étude, la force des abducteurs n'est plus centrée dans la direction antérieure-postérieure (Figure A. 2).

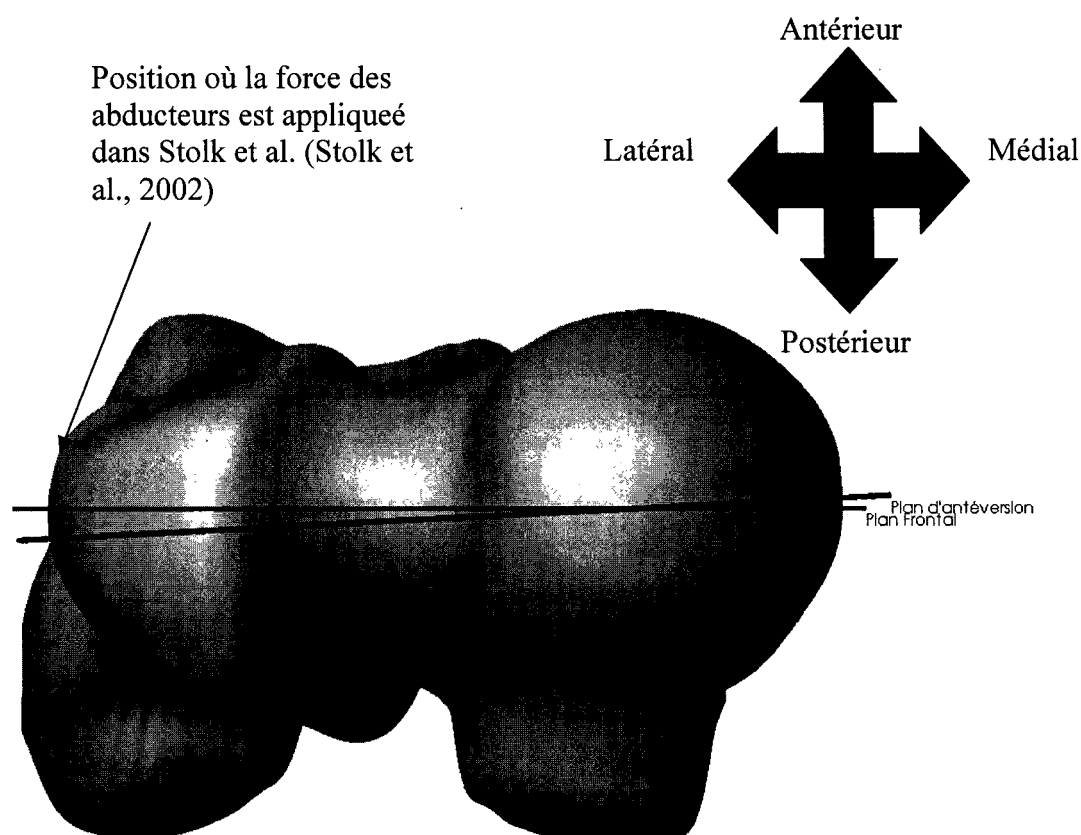


Figure A. 1 Vue axial du plan Frontal et d'Antéversion sur le fémur synthétique

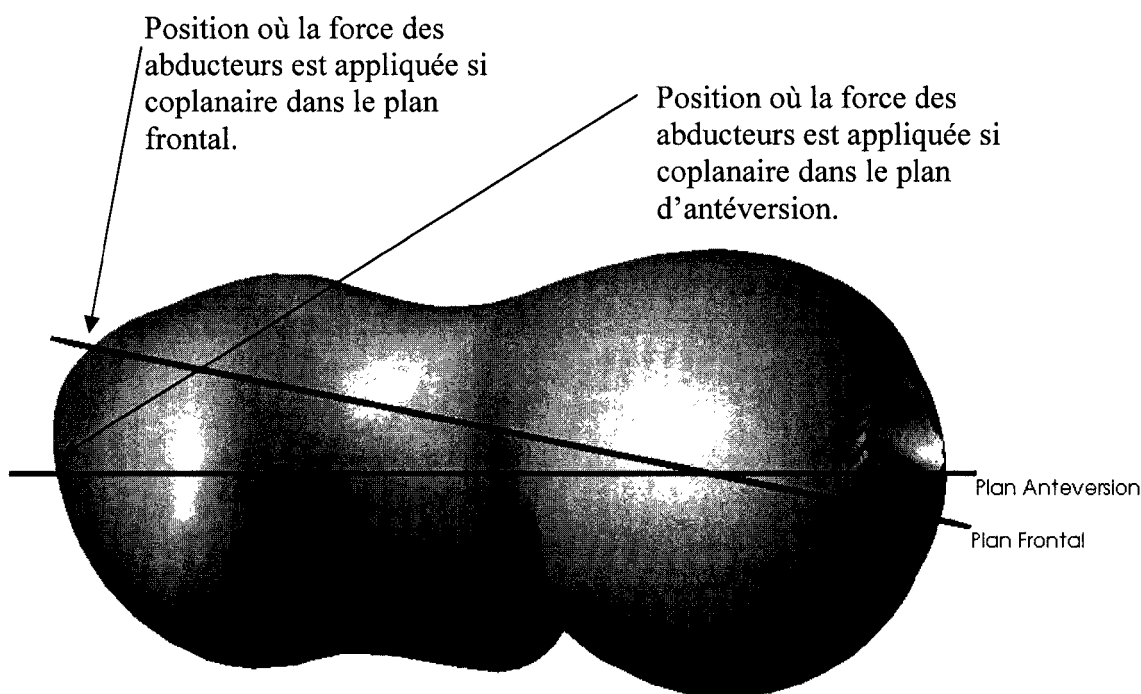


Figure A. 2 Vue axial du plan Frontal et d'Antéversion sur le fémur personnalisé

Puisque, les résultats du modèle EF de l'ATH de notre étude seront comparés et validés avec les résultats de l'étude de Stolk et al. (2002) il s'avère important que le chargement appliqué sur le modèle EF personnalisé de cette étude soit fait de façon similaire à celui de Stolk et al. (2002).

Sur le modèle EF personnalisé de notre étude, la force des abducteurs et la force de contact sont appliquées de façon à être coplanaires sur le plan d'antéversion au lieu du plan frontal. Ceci fait en sorte que la force des abducteurs est appliquée dans la région du grand trochanter et est centrée dans la direction antérieure-postérieure, comme c'est dans l'étude de Stolk et al.(2002).

ANNEXE 6

Analyse de sensibilité des résultats en fonction du facteur FKN pour les éléments de contact à l'interface ciment-implant

Afin de vérifier la sensibilité des résultats en fonction du facteur FKN utilisé lors des analyses avec des éléments de contact, deux analyses avec le modèle EF d'une ATH sont effectuées. La première de cette analyse utilise un facteur FKN égal à 1 et la seconde analyse utilise un facteur FKN égal à 10. Lors des deux analyses, le chargement appliqué est celui en flexion (section), l'interface ciment-implant est descellée avec un coefficient de friction de 0.3 et les contraintes résiduelles ne sont pas simulées. Les propriétés mécaniques des matériaux sont les mêmes qu'utilise Stolk et al. (2002) (section 2.11).

Le Tableau A. VI et Tableau A. VII présentent les résultats pour les contraintes radiales et les contraintes circonférentielles dans le ciment, respectivement.

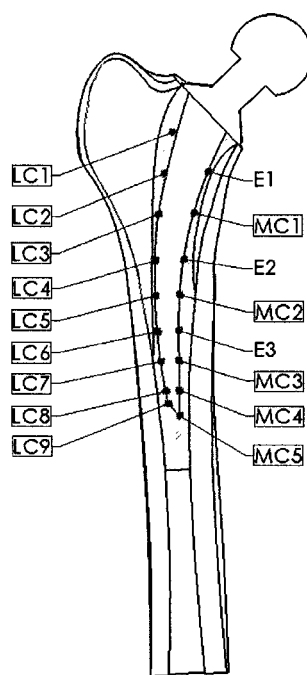


Figure A. 3 Positions d'intérêts où les contraintes radiales et circonférentielles sont calculées

Tableau A. VI

Contraintes radiales dans le ciment

	Contrainte radiale du ciment		
	KN	KN-10	différence
E1	-0.78	-0.79	0.01
MC1	-0.08	-0.03	-0.05
E2	-0.94	-0.82	-0.12
MC2	-0.53	-0.46	-0.07
E3	-0.02	-0.02	0.00
MC3	-0.01	-0.01	0.00
MC4	-0.02	-0.02	0.00
MC5	2.08	1.77	0.31
LC1	-0.87	-0.76	-0.12
LC2	0.04	0.04	0.00
LC3	-0.19	-0.19	0.00
LC4	-0.05	-0.05	0.00
LC5	-0.12	-0.17	0.05
LC6	-0.15	-0.11	-0.04
LC7	-0.40	-0.34	-0.06
LC8	-0.89	-0.80	-0.08
LC9	-1.56	-1.70	0.14

Tableau A. VII

Contraintes circonférentielles dans le ciment

	Contrainte circonférentielle du ciment		
	FKN=1	FKN=10	différence (Pa)
E1	-0.06	-0.03	-0.03
MC1	0.67	0.73	-0.07
E2	0.03	0.09	-0.07
MC2	-0.21	-0.14	-0.08
E3	0.07	0.07	0.00
MC3	0.07	0.07	0.00
MC4	0.12	0.12	0.00
MC5	0.01	0.07	-0.06
LC1	0.25	0.24	0.00
LC2	0.18	0.18	0.00
LC3	-0.01	-0.01	0.00
LC4	-0.18	-0.18	0.00
LC5	-0.07	0.03	-0.09
LC6	-0.04	0.05	-0.09
LC7	-0.26	-0.18	-0.08
LC8	-0.48	-0.43	-0.05
LC9	-0.44	-0.52	0.08

Les contraintes radiales et circonférentielles dans le ciment, aux 17 positions d'intérêts (montrées à la Figure A. 3) sont très similaires pour les deux analyses. La majorité des différences obtenues entre les deux analyses est inférieure à 0.1 MPa. La pénétration maximale entre les deux surfaces pour l'analyse avec un facteur FKN = 1 est 1 μm , pour un facteur FKN = 10, la pénétration maximale est inférieure au micron.

À la lumière des résultats obtenus, un facteur FKN ayant une valeur égale à 1 est approprié pour le modèle EF de l'ATH de notre étude.

ANNEXE 7

Code APDL (Ansys) pour les analyses linéaires

Le fichier BATCH.INP est le fichier maître qui sert à effectuer les analyses pour l'interface ciment-implant collée. Ce dernier fait appel à d'autres fichiers. La structure simplifiée de l'algorithme de ce fichier est présentée à la Figure A. 4. Les liens entre chacun des fichiers utilisés sont exposés à la Figure A. 5. Le niveau de chaque fichier est représenté par une couleur soit, jaune =1 , gris = 2, orange =3 et vert =4. Chacun de ces fichiers est présenté dans les pages qui suivent et la description du contenu du fichier est fait dans l'en-tête du fichier même.

*DO (Boucle qui fait l'analyse des 8 cas, un par un)

Lire la géométrie

Appliquer le chargement (HS ou RT)

Solutionner l'analyse (ANASOL)

Écrire les résultats (DATOS)

*ENDDO

Figure A. 4 Structure de l'algorithme du fichier BATCH.INP

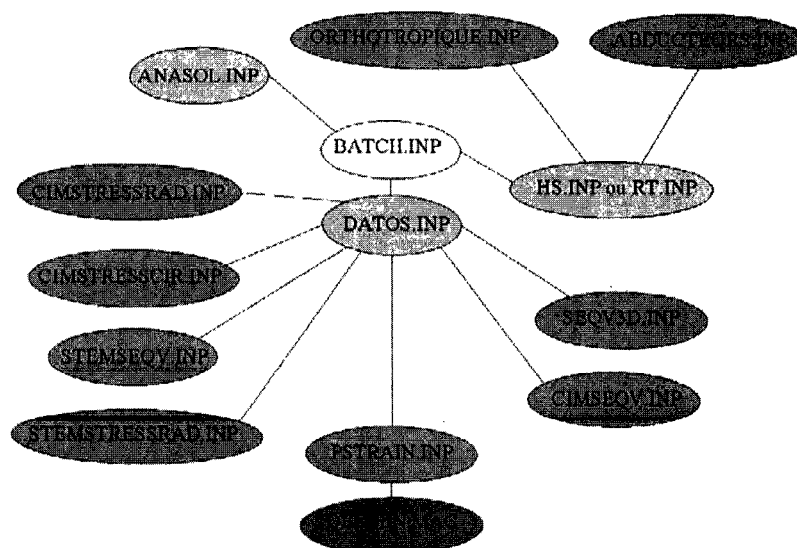


Figure A. 5 Liens entre chaque fichier

```

!Nom du fichier: BATCH.INP
!-----
!Macro qui sert a partir les analyses ayant l'interface
!ciment-implant collée en mode BATCH.
!Il suffit de modifier les parametres "typ" pour l'analyse
!en question. Soit hs (heel strike) ou rt (rotation).
!
!La géométrie (elements-noeuds) est lue et le chargement est
!appliqué. La solution est lancée. En dernier lieu les resultats
!sont écrits dans des fichiers *.txt. Ces étapes sont effectués
!pour chacun des 8 cas.
!
!Utiliser le PRODUCT LAUNCHER d'ANSYS 8.0 pour partir la batch.
!
!-----
!Pablo Vasquez
!21 mars 2004
!-----
!/batch,list
!Création d'une table contenant les chiffres de 1 à 8
*dim,rr,array,1,8
*set,rr(1,1),1
*set,rr(1,2),2
*set,rr(1,3),3
*set,rr(1,4),4
*set,rr(1,5),5
*set,rr(1,6),6
*set,rr(1,7),7
*set,rr(1,8),8

!Boucle qui effectue la solution pour chacun des huit cas
*do,pqr,1,8,1
!Type d'analyse effectuée, soit flexion (hs) ou torsion (rt)
typ='hs'
cas=rr(1,pqr)
!Modifier le repertoire de travail
/cwd,H:\HeelStrike\%typ%_cas%cas%
!Modifier le nom des fichiers créés lors de l'analyse
/filename,%typ%_cas%cas%,on
!Redirige le output vers un fichier
/output,H:\HeelStrike\%typ%_cas%cas%\%typ%_cas%cas%,out
!Lire la géométrie (elements et noeuds)
/input,%typ%_cas%cas%,inp
!Execute la macro hs.inp ou rt.inp
%typ%.inp
!Execute la macro anasol.inp (lance la solution)
anasol.inp
!Execute la macro datos.inp (lire/écrire les resultats)
datos.inp
!Redirige le output vers l'écran
/output,term
!Mémoriser les parametres dans un fichier
parsav,all,H:\HeelStrike\param_pqr,txt
!Efface la memoire pour les (pqr-1) premiers cas pour ainsi
!lire une nouvelle geometrie et lancer sa solution
*if,pqr,ne,4,then
    fini
    /clear,start
*endif
!Rappeler les parametres a partir du fichier
parres,new,H:\HeelStrike\param_pqr,txt
*enddo

!-----FIN DE BATCH.INP-----

```

```

!-----DÉBUT DE HS.INP-----
!
!Macro qui appelle les macros ci-dessous
!pour le cas de la marche (Heel Strike)
!
!-----
!Pablo Vasquez
!27 février 2004
!-----
/pmacro
!/psearch,C:\Usagers\Pablo\Modeles3D\SolidWorks\Validation
!Crée la paramètres "jname" qui est utilisé pour le nom des fichiers
*get,jname,active,0,jobnam
!Spécifie les propriétés orthotropique à l'os cortical
orthotropique.inp
!Crée les éléments simulant les abducteurs
abducteurs.inp
!Permet de couple les noeuds des 3 surfaces de la tête de l'implant
!tetecouple.inp
!-----FIN DE HS.INP-----

!-----DÉBUT DE RT.INP-----
!
!Macro qui appelle les macros ci-dessous
!pour le cas de la torsion
!
!-----
!Pablo Vasquez
!27 février 2004
!-----
/pmacro
!/psearch,C:\Usagers\Pablo\Modeles3D\SolidWorks\Validation
!Crée la paramètres jname qui est utilisé pour le nom des fichiers
*get,jname,active,0,jobnam
!Spécifie les propriétés orthotropique à l'os cortical
orthotropique.inp
!Crée les éléments simulant les abducteurs
!abducteurs.inp
!Permet de couple les noeuds des 3 surfaces de la tête de l'implant
!tetecouple.inp
!-----FIN DE RT.INP-----

```

```

!-----DÉBUT DE ORTHOTROPIQUE.INP-----
!
!Cette macro définit les propriétés mécaniques
!orthotropiques de l'os cortical et spongieux.
!Les systèmes de coordonnées des éléments sont
!ensuites modifiés selon le csys approprié.
!-----
!
!Pablo Vasquez
!26 janvier 2004
!-----
/pmacro
/prep7
!Numéro du matériau pour l'os cortical
nummat=1

!Propriétés mécaniques de Stolk
!mp,ex,nummat,7000
!mp,ey,nummat,7000
!mp,ez,nummat,11500
!mp,nuxy,nummat,0.4
!mp,nuyz,nummat,0.4
!mp,nuxz,nummat,0.4
!mp,gxy,nummat,2600
!mp,gyz,nummat,3500
!mp,gxz,nummat,3500

!Propriétés mécaniques personnalisé
!Os cortical
mp,ex,nummat,13990
mp,ey,nummat,13990
mp,ez,nummat,21860
mp,nuxy,nummat,0.3
mp,nuyz,nummat,0.3
mp,nuxz,nummat,0.3
mp,gxy,nummat,2620
mp,gyz,nummat,3280
mp,gxz,nummat,3280
!
!Modification du csys pour les éléments
!faisant partie de l'os cortical
emodif,cortical,esys,57,
!
!-----FIN DE ORTHOTROPIQUE.INP-----

```

```

!-----DÉBUT DE ABDUCTEURS.INP-----
!
!Macro qui sert à simuler les abducteurs
!avec des elements LINK11 et à appliquer
!la charge des abducteurs sur le modèle.
!-----
!Pablo Vasquez
!26 janvier 2004
!-----
/pmacro
/prep7
!Définition de l'élément LINK11
!et de sa real constant
!et,50,link10,,,0
et,50,link11
!mp,ex,50,210000
!mp,prxy,50,.3
r,50,10 !link11
!r,50,1 !link10 Cross-section
type,50
real,50
!Activer le csys au centre de la tete de
!l'implant pour créer le noeud (Plan anteversion)
csys,57
!Créer le noeud qui sera utilisé pour
!appliquer la force des abducteurs
numnoeud=900000
!Coordonnées prises à partir de SW (selon origin(Anteversion))
n,numnoeud,-45.345,,27.201
!
!Boucle qui permet de selectionner les noeuds
!faisant partie du component abducteurs et de créer
!les éléments LINK11 avec chacun d'eux ave le noeud
!"numnoeud"
cmsel,s,abducteurs
*get,nb_noeuds,node,0,count
*do,p,1,nb_noeuds,1
    *get,numnode,node,0,num,min
    e,numnoeud,numnode
    nsel,u,node,,numnode
*enddo
!
!Rotation du csys du noeud "numnoeud" pour pouvoir
!appliquer la force des abducteurs dans le bon csys
nsel,s,node,,numnoeud
nrotat,all
!Application des forces au noeud "numnoeud"
f,numnoeud,fx,811.198
f,numnoeud,fz,966.748
!Reselectionner tout
alls

!-----FIN DE ABDUCTEURS.INP-----

```

```

!-----DÉBUT DE ANASOL.INP-----
!
!Macro qui part la solution et qui calcule le temps
!de solution avec la commande *GET et qui l'écrit dans
!un fichier txt.
!-----
!Pablo Vasquez
!20 mars 2004
!-----
!Crée un paramètre avec le temps avant la solution
*get,t0,active,0,time,wall
!Entrer dans le module solution
/solu
!Écrire les résultats par défaut dans la database
outres,erase
!Lance la solution
solve
!Crée un paramètre avec le temps après la solution
*get,t1,active,0,time,wall
!Crée un paramètre avec la durée de la solution
temps=t1-t0
!ouvre le fichier texte
*cfcopen,temps_%jname%,txt
!Écrit le temps dans le fichier txt
*vwrite,'Temps',temps
%c %14.11f
!Ferme le fichier texte
*cfclos
!Sauvegarde la database
save
!-----FIN DE ANASOL.INP-----

```

```

!-----DÉBUT DE DATOS.INP-----
!
!Macro qui exécute les macros ci-dessous. Ces macros vont
!chercher les résultats et les écrivent dans un fichier
!(*.txt) qui leur est propre.
!
!-----
!Pablo Vasquez
!11 mars 2004
!-----
!
!/pmacro
!Spécifie un autre répertoire (a part le Working Directory)
!pour la recherche des macros
!/psearch,C:\Usagers\Pablo\Modeles3D\SolidWorks\Validation
!Paramètre utilisé pour écrire le nom des fichiers
*get,jname,active,0,jobnam
!Contraintes de Von Mises au ciment (interface ciment-implant)
cimseqv.inp
!Contraintes radiales au ciment (interface ciment-implant)
cimstressrad.inp
!Déformations principales (13 jauges)
pstrain.inp
!Contraintes de Von Mises a la tige (interface ciment-implant)
stemseqv.inp
!Contraintes radiales a la tige (interface ciment-implant)
stemstressrad.inp
!Contraintes de Von Mises aux noeuds externes de l'os (M-L)
seqv3D.inp
!Critere de defaillance
!critere.inp
cimstresscir.inp
!Cacher les csys locaux
/psymb,cs,off
!Crée un parametre avec le temps à la fin de l'écriture
*get,t2,active,0,time,wall
!Calcule le temps d'écriture des résultats
temps2=t2-t0
!Ouvre un fichier (*.txt) pour écrire le temps
*cfcopen,temps_%jname%,txt,,append
!Écris le temps pris pour écrire les résultats
*vwrite,'Temps2',temps2
%c %14.11f
!Ferme le fichier où le temps a été écrit
*cfclos
!
!-----FIN DE DATOS.INP-----

```

```

!-----DÉBUT DE CIMSEQV.INP-----
!
!Cette macro permet de lire les contraintes
!de Von Mises aux noeuds à l'interface ciment-implant
!pour les noeuds sur le ciment médiale et latérale
!
!-----
!Pablo Vasquez
!-----
/pmacro
/post1
!*get,jname,active,0,jobnam
rsys,13
*cfcopen,cimseqv_%jname%,txt
*vwrite,'Contrainte de Von Mises aux',' noeuds interface ciment-implant',' pour le ciment
en MPA'
%c %c %c

cmsel,s,e1,node
*get,nueqv_e1,node,0,num,min
*get,e1_seqv,node,nueqv_e1,s,eqv
*vwrite,'E1',e1_seqv
%c %15.11f

rsys,47
cmsel,s,mc1,node
*get,nueqv_mc1,node,0,num,min
*get,mc1_seqv,node,nueqv_mc1,s,eqv
*vwrite,'MC1',mc1_seqv
%c %15.11f

rsys,15
cmsel,s,e2,node
*get,nueqv_e2,node,0,num,min
*get,e2_seqv,node,nueqv_e2,s,eqv
*vwrite,'E2',e2_seqv
%c %15.11f

rsys,49
cmsel,s,mc2,node
*get,nueqv_mc2,node,0,num,min
*get,mc2_seqv,node,nueqv_mc2,s,eqv
*vwrite,'MC2',mc2_seqv
%c %15.11f

rsys,17
cmsel,s,e3,node
*get,nueqv_e3,node,0,num,min
*get,e3_seqv,node,nueqv_e3,s,eqv
*vwrite,'E3',e3_seqv
%c %15.11f

!Boucle pour les noeuds MC3 à MC5
*do,i,3,5,1
  rca=i+23
  rcb=2*rca-1
  rsys,rcb
  cmsel,s,mc%i%,node
  *get,nueqv_mc%i%,node,0,num,min
  *get,mc%i%_seqv,node,nueqv_mc%i%,s,eqv
  *vwrite,'MC%i%',mc%i%_seqv
  %c %15.11f
*enddo

!Boucle pour les noeuds LC1 à LC9
*do,j,1,9,1
  rcc=i+11

```



```

rcd=2*rcc
rsys,rcd
cmsel,s,lc%j%,node
*get,nueqv_lc%j%,node,0,num,min
*get,lc%j%_seqv,node,nueqv_lc%j%,s,eqv
*vwrite,'LC%j%',lc%j%_seqv
%c %15.11f
*enddo
*cfclos
!Tout reselectionner
alls

!Efface les paramètres de boucle
i=
j=
!-----FIN DE CIMSEQV.INP-----

```

```

!-----DÉBUT DE CIMSTRESSRAD.INP-----
!
!Cette macro permet de lire les contraintes
!radiales aux noeuds à l'interface ciment-implant
!pour les noeuds sur le ciment médiale et latérale
!
!-----
!Pablo Vasquez
!-----
/pmacro
/post1
rsys,13
!*get,jname,active,0,jobnam
*cfdopen,cimrad_%jname%,txt
*vwrite,'Contrainte radial aux noeuds',' interface ciment-implant',' pour le ciment en
MPA'
%c %c %c

cmsel,s,e1,node
*get,nu_e1,node,0,num,min
*get,e1_pres,node,nu_e1,s,x
*vwrite,'E1',e1_pres
%c %15.11f

rsys,47
cmsel,s,mc1,node
*get,nu_mc1,node,0,num,min
*get,mc1_pres,node,nu_mc1,s,x
*vwrite,'MC1',mc1_pres
%c %15.11f

rsys,15
cmsel,s,e2,node
*get,nu_e2,node,0,num,min
*get,e2_pres,node,nu_e2,s,x
*vwrite,'E2',e2_pres
%c %15.11f

rsys,49
cmsel,s,mc2,node
*get,nu_mc2,node,0,num,min
*get,mc2_pres,node,nu_mc2,s,x
*vwrite,'MC2',mc2_pres
%c %15.11f

rsys,17
cmsel,s,e3,node
*get,nu_e3,node,0,num,min
*get,e3_pres,node,nu_e3,s,x
*vwrite,'E3',e3_pres
%c %15.11f

!Boucle pour les noeuds MC3 à MC5
*do,i,3,5,1
  rca=i+23
  rcb=2*rca-1
  rsys,rcb
  cmsel,s,mc%i%,node
  *get,nu_mc%i%,node,0,num,min
  *get,mc%i%_pres,node,nu_mc%i%,s,x
  *vwrite,'MC%i%',mc%i%_pres
  %c %15.11f
*enddo

!Boucle pour les noeuds LC1 à LC9
*do,j,1,9,1
  rcc=i+11

```

```
rcd=2*rcc
rsys,rcd
cmsel,s,lc%j%,node
*get,nu_lc%j%,node,0,num,min
*get,lc%j%_pres,node,nu_lc%j%,s,x
*vwrite,'LC%j%',lc%j%_pres
%c %15.11f
*enddo
*cfclos
!Tout reselectionner
alls

!Éfface les paramètres de boucle
i=
j=
!-----FIN DE CIMSTRESSRAD.INP-----
```

```

!-----DÉBUT DE PSTRAIN.INP-----
!
! Cette macro exécute la macro (defplan) pour les trois régions
! où les déformations principales doivent être calculés. Ensuite
! les résultats sont écrits dans un fichier texte.
!
!-----
! Pablo Vasquez
! 18 mars 2004
!-----
!
! Appel de la macro: defgen.mac
defgen,1
defgen,2
defgen,3
!
! Écriture des résultats dans un fichier texte
*cfcopen,defplan_%jname%,txt
*vwrite,'Déformations principales','aux noeuds selon un plan YZ'
%c %c

*do,j,1,5,1
*vwrite,'M%j%',dmax_m%j%,dmin_m%j%,theta_m%j%
%c %12.11f %13.11f %14.11f
*enddo

*do,i,1,5,1
*vwrite,'L%i%',dmax_l%i%,dmin_l%i%,theta_l%i%
%c %12.11f %13.11f %14.11f
*enddo

*do,kk,1,3,1
*vwrite,'E%kk%',dmax_e%kk%,dmin_e%kk%,theta_e%kk%
%c %12.11f %13.11f %14.11f
*enddo
! Effacer les paramètres
i=
j=
kk=

*cfclos
! Cache les CSYS locaux
/psymb,cs,off
!-----FIN DE PSTRAIN.INP-----

```

```

!-----DÉBUT DE DEFGEN.MAC-----
!
!Cette macro permet de calculer les déformations principales
!selon un plan quelconque (défini par le plan YZ d'un CSYS)
!L'angle theta donne l'angle entre la direction 1 et l'axe des
!Y du CSYS. La macro enregistre les paramètres suivants:
!
!dmax_ei
!dmin_ei   La lettre "e" variera en fonction de l'entrée ARG1
!theta_ei
!
!
!L'argument (ARG1) doit être fourni pour le bon fonctionnement
!de la macro, ce dernier spécifie la région du modèle qui est étudiée.
!Soit 1 pour la partie médiale du ciment, 2 pour la partie médiale
!de l'os cortical et 3 pour la partie latérale de l'os cortical.
!
!Utilisation de la macro:
!
!  defgen,arg1
!
!-----
!Pablo Vasquez
!17 mars 2004
!-----
!
/pmacro
/post1

!Boucle IF qui permet de déterminer la région étudiée, selon ARG1.
*if,arg1,eq,1,then !E1 à E3 normal à la surface
  nb=3
  *dim,pp,array,1,nb
  *set,pp(1,1),13
  *set,pp(1,2),15
  *set,pp(1,3),17
  ll='e'
*elseif,arg1,eq,2 !M1 à M5 normal à la surface
  nb=5
  *dim,pp,array,1,nb
  *set,pp(1,1),60
  *set,pp(1,2),61
  *set,pp(1,3),62
  *set,pp(1,4),63
  *set,pp(1,5),64
  ll='m'
*else                                     !L1 à L5 normal à la surface
  nb=5
  *dim,pp,array,1,nb
  *set,pp(1,1),65
  *set,pp(1,2),66
  *set,pp(1,3),67
  *set,pp(1,4),68
  *set,pp(1,5),69
  ll='l'
*endif

!Calcule les déformations principales la section 8.6.3
!du livre "Résistance des matériaux" (3ième éd.) de Bazergui
*do,i,1,nb,1
  rct=pp(1,i)+i
  rsys,rct
  cmsel,s,%ll%i%
  *get,nu_%ll%i%,node,0,num,min
  *get,strain_a,node,nu_%ll%i%,epto,y
  *get,strain_c,node,nu_%ll%i%,epto,z
  wpcsys,-1,rct

```

```

wprot,0,45
cswpla,100+i,0
rsys,100+i
*get,strain_b,node,nu_%%i%%,epto,y
cisxy=2*(strain_b)-strain_a-strain_c
part1=(strain_a+strain_c)/2
part2=sqrt(((strain_a-strain_c)/2)**2+(cisxy/2)**2)
dmax_%%i%%=part1+part2
dmin_%%i%%=part1-part2
var1=(cisxy/(strain_a-strain_c))
*afun,deg
theta_%%i%%=(atan(var1))/2
var2=((strain_a+strain_c)/2)+((strain_a-
strain_c)/2)*cos(2*theta_%%i%%)+(cisxy/2)*sin(2*theta_%%i%%)
var3=(abs(var2-dmax_%%i%%))/abs(var2)*100
*if,var3,gt,5,then
    theta_%%i%%=theta_%%i%%+90
*else
*endif

!Effacer les paramètres utilisés et le CSYS
strain_a=
strain_b=
strain_c=
cisxy=
part1=
part2=
var1=
var2=
var3=
rct=
csdele,100+i
*enddo
alls

i=
pp=
!-----FIN DE DEFGEN.MAC-----

```

```

!-----DÉBUT DE STEMSEQV.INP-----
!
!Cette macro permet de lire les contraintes
!de Von Mises aux noeuds à l'interface ciment-implant
!pour les noeuds sur l'implant médiale et latérale
!
!-----
!Pablo Vasquez
!11 mars 2004
!-----
/pmacro
/post1
rsys,13
!*get,jname,active,0,jobnam
*cfdopen,stemseqv_%jname%,txt
*vwrite,'Contrainte radial aux noeuds',' interface ciment-implant',' pour la tige en MPA'
%c %c %c

cmsel,s,stem_e1,node
*get,nueqv_stem_e1,node,0,num,min
*get,stem_e1_seqv,node,nueqv_stem_e1,s,eqv
*vwrite,'STEM_E1',stem_e1_seqv
%c %15.11f

rsys,47
cmsel,s,stem_mc1,node
*get,nueqv_stem_mc1,node,0,num,min
*get,stem_mc1_seqv,node,nueqv_stem_mc1,s,eqv
*vwrite,'STEM_MC1',stem_mc1_seqv
%c %15.11f

rsys,15
cmsel,s,stem_e2,node
*get,nueqv_stem_e2,node,0,num,min
*get,stem_e2_seqv,node,nueqv_stem_e2,s,eqv
*vwrite,'STEM_E2',stem_e2_seqv
%c %15.11f

rsys,49
cmsel,s,stem_mc2,node
*get,nueqv_stem_mc2,node,0,num,min
*get,stem_mc2_seqv,node,nueqv_stem_mc2,s,eqv
*vwrite,'STEM_MC2',stem_mc2_seqv
%c %15.11f

rsys,17
cmsel,s,stem_e3,node
*get,nueqv_stem_e3,node,0,num,min
*get,stem_e3_seqv,node,nueqv_stem_e3,s,eqv
*vwrite,'STEM_E3',stem_e3_seqv
%c %15.11f

!Boucle pour les noeuds MC3 à MC5
*do,i,3,5,1
  rca=i+23
  rcb=2*rca-1
  rsys,rcb
  cmsel,s,stem_mc%i%,node
  *get,nueqv_stem_mc%i%,node,0,num,min
  *get,stem_mc%i%_seqv,node,nueqv_stem_mc%i%,s,eqv
  *vwrite,'STEM_MC%i%',stem_mc%i%_seqv
  %c %15.11f
*enddo

!Boucle pour les noeuds LC1 à LC9
*do,j,1,9,1
  rcc=i+11

```

```

rcc=2*rcc
rsys,rcc
cmsel,s,stem_lc%j%,node
*get,nueqv_stem_lc%j%,node,0,num,min
*get,stem_lc%j%_seqv,node,nueqv_stem_lc%j%,s,eqv
*vwrite,'STEM_LC%j%',stem_lc%j%_seqv
%c %15.11f
*enddo
*cfclos
!Tout selectionner
alls

!Efface les paramètres de boucle
*del,i
*del,j
!-----FIN DE STEMSEVQ-----

```



```

!-----DÉBUT DE STEMSTRESSRAD.INP-----
!
!Cette macro permet de lire les contraintes
!radiales aux noeuds à l'interface ciment-implant
!pour les noeuds sur l'implant médiale et latérale
!
!-----
!Pablo Vasquez
!11 mars 2004
!-----
/pmacro
/post1
rsys,13
!*get,jname,active,0,jobnam
*cfdopen,stemrad_%jname%,txt
*vwrite,'Contrainte radiale aux noeuds',' interface ciment-implant',' pour la tige en MPA'
%c %c %c

cmsel,s,stem_e1,node
*get,nu_stem_e1,node,0,num,min
*get,stem_e1_pres,node,nu_stem_e1,s,x
*vwrite,'STEM_E1',stem_e1_pres
%c %15.11f

rsys,47
cmsel,s,stem_mc1,node
*get,nu_stem_mc1,node,0,num,min
*get,stem_mc1_pres,node,nu_stem_mc1,s,x
*vwrite,'STEM_MC1',stem_mc1_pres
%c %15.11f

rsys,15
cmsel,s,stem_e2,node
*get,nu_stem_e2,node,0,num,min
*get,stem_e2_pres,node,nu_stem_e2,s,x
*vwrite,'STEM_E2',stem_e2_pres
%c %15.11f

rsys,49
cmsel,s,stem_mc2,node
*get,nu_stem_mc2,node,0,num,min
*get,stem_mc2_pres,node,nu_stem_mc2,s,x
*vwrite,'STEM_MC2',stem_mc2_pres
%c %15.11f

rsys,17
cmsel,s,stem_e3,node
*get,nu_stem_e3,node,0,num,min
*get,stem_e3_pres,node,nu_stem_e3,s,x
*vwrite,'STEM_E3',stem_e3_pres
%c %15.11f

!Boucle pour les noeuds MC3 à MC5
*do,i,3,5,1
  rca=i+23
  rcb=2*rca-1
  rsys,rcb
  cmsel,s,stem_mc%i%,node
  *get,nu_stem_mc%i%,node,0,num,min
  *get,stem_mc%i%_pres,node,nu_stem_mc%i%,s,x
  *vwrite,'MC%i%',stem_mc%i%_pres
  %c %15.11f
*enddo

!Boucle pour les noeuds LC1 à LC9
*do,j,1,9,1
  rcc=i+11

```

```

rcc=2*rcc
rsys,rcc
cmsel,s,stem_lc%j%,node
*get,nu_stem_lc%j%,node,0,num,min
*get,stem_lc%j%_pres,node,nu_stem_lc%j%,s,x
*vwrite,'LC%j%',stem_lc%j%_pres
%c %15.11f
*enddo
*cfclos
!Tout selectionner
alls

!Efface les paramètres de boucle
*del,i
*del,j
!-----FIN DE STEMSTRESSRAD.INP-----

```

```

!-----DÉBUT DE SEQV3D.INP-----
!
!Ce fichier sert à lire les contraintes de VonMises
!aux 10 noeuds L(5), M(5)
!
!-----
!Pablo Vasquez
!18 mars 2004
!-----
!
!Lecture des noeuds M1 à M5
/post1
*c fopen,seqv3D_%jname%,txt
*vwrite,'Contraintes de VM','aux noeuds exterieur de l'os'
%c %c
*do,i,1,5,1
  cmsel,s,m%i%,node
  *get,nu_m%i%,node,0,num,min
  *get,m%i%_seqv,node,nu_m%i%,s,eqv
  *vwrite,'M%i%',m%i%_seqv
  %c %14.11f
*enddo
alls
!
!Lecture des noeuds L1 à L5
*vwrite,'Contraintes de VM','aux noeuds exterieur de l'os'
%c %c
*do,j,1,5,1
  cmsel,s,l%j%,node
  *get,nu_l%j%,node,0,num,min
  *get,l%j%_seqv,node,nu_l%j%,s,eqv
  *vwrite,'L%j%',l%j%_seqv
  %c %14.10f
*enddo
alls
!
*cfclos

!Éfface les paramètres de boucle
i=
j=
!-----FIN DE SEQV3D.INP-----

```

```

!-----DÉBUT DE CIMSTRESSRAD.INP-----
!
!Cette macro permet de lire les contraintes
!radiales aux noeuds à l'interface ciment-implant
!pour les noeuds sur le ciment médiale et latérale
!
!Pablo Vasquez
!-----
/pmacro
/post1
rsys,13
!*get,jname,active,0,jobnam
*c fopen,cimrad_%jname%,txt
*vwrite,'Contrainte radial aux noeuds',' interface ciment-implant',' pour le ciment en
MPA'
%c %c %c

cmsel,s,e1,node
*get,nu_e1,node,0,num,min
*get,e1_pres,node,nu_e1,s,x
*vwrite,'E1',e1_pres
%c %15.11f

rsys,47
cmsel,s,mc1,node
*get,nu_mc1,node,0,num,min
*get,mc1_pres,node,nu_mc1,s,x
*vwrite,'MC1',mc1_pres
%c %15.11f

rsys,15
cmsel,s,e2,node
*get,nu_e2,node,0,num,min
*get,e2_pres,node,nu_e2,s,x
*vwrite,'E2',e2_pres
%c %15.11f

rsys,49
cmsel,s,mc2,node
*get,nu_mc2,node,0,num,min
*get,mc2_pres,node,nu_mc2,s,x
*vwrite,'MC2',mc2_pres
%c %15.11f

rsys,17
cmsel,s,e3,node
*get,nu_e3,node,0,num,min
*get,e3_pres,node,nu_e3,s,x
*vwrite,'E3',e3_pres
%c %15.11f

!Boucle pour les noeuds MC3 à MC5
*do,i,3,5,1
  rca=i+23
  rcb=2*rca-1
  rsys,rcb
  cmsel,s,mc%i%,node
  *get,nu_mc%i%,node,0,num,min
  *get,mc%i%_pres,node,nu_mc%i%,s,x
  *vwrite,'MC%i%',mc%i%_pres
  %c %15.11f
*enddo

!Boucle pour les noeuds LC1 à LC9
*do,j,1,9,1
  rcc=i+11
  rcd=2*rcc

```

```

      rsys,rcd
      cmsel,s,lc%j%,node
      *get,nu_lc%j%,node,0,num,min
      *get,lc%j%_pres,node,nu_lc%j%,s,x
      *vwrite,'LC%j%',lc%j%_pres
      %c %15.11f
      *enddo
      *cfclos
      !Tout reselectionner
      alls

      !Éfface les paramètres de boucle
      i=
      j=
      !-----FIN DE CIMSTRESSRAD.INP-----

```

ANNEXE 8

Analyse de sensibilité des déformations principales

Les différences obtenues entre les grandeurs des déformations principales de l'étude de Stolk et al. (2002) et notre étude sont montrées au Tableau A. VIII. L'emplacement de chacun des points d'intérêt, où les déformations principales sont prises, apparaît sur le modèle à la Figure A. 6. Pour le chargement en flexion, une erreur moyenne quadratique de 12% est obtenue en excluant les résultats des quatre points d'intérêt les plus proximaux (M1, M2, L1, L2). Pour le chargement en torsion, une erreur moyenne quadratique de 47% est mesurée. Puisque l'os utilisé dans l'étude de Stolk et al. (2002) est différent de celui utilisé lors de cette étude, des différences dans les grandeurs des déformations sont inévitables. Certains paramètres qui peuvent expliquer ces différences tels que : le diamètre externe de l'os cortical, l'épaisseur de l'os cortical, la quantité de l'os spongieux et les bras de leviers où les forces sont appliquées.

Tableau A. VIII

Différence de grandeur des déformations principales entre Stolk et al. (2002) et notre étude

	Flexion		Torsion	
	maximum	minimum	maximum	minimum
M1	61%	101%	-1%	156%
M2	-44%	2%	-6%	17%
M3	-8%	-10%	-36%	-6%
M4	-13%	-3%	-34%	-6%
M5	-9%	-4%	-18%	11%
L1	60%	43%	-92%	-86%
L2	27%	-16%	-75%	-87%
L3	7%	-1%	-48%	-59%
L4	6%	3%	-45%	-50%
L5	12%	9%	-45%	-57%
E1	10%	10%	-44%	-32%
E2	3%	-22%	-39%	-46%
E3	-22%	-20%	-41%	-39%

De manière à comprendre les raisons qui créent les différences entre les grandeurs des déformations principales de l'étude de Stolk et al. (2002) et notre étude, des simulations avec des modèles idéalisés de l'os cortical et d'une ATH idéalisée sont effectuées. Les simulations sont effectuées à l'aide d'un cylindre creux ayant 250 mm de longueur. Ce dernier est soumis à deux chargements, le premier en flexion et le second en torsion (voir Figure A. 7). Dans les deux cas, les déplacements de la partie distale sont bloqués.

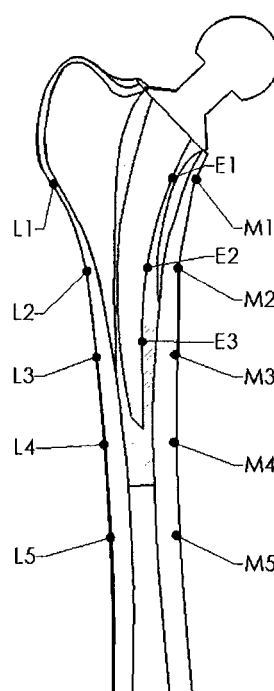


Figure A. 6 Emplacement des points d'intérêt
Adapté de Stolk et al. (2002)

Tout comme l'os synthétique qu'utilise Stolk et al (2002). et l'os personnalisé de notre étude, le diamètre externe de l'os cortical varie, soit de 30mm et de 35 mm. Ces valeurs sont une approximation du diamètre de la section de l'os cortical obtenu lorsque les deux modèles sont sectionnés à 71 mm (selon plan transversal) à partir du point le plus bas du creux que l'on retrouve entre le col fémoral et le grand trochanter. L'épaisseur demeure constante dans les deux cas, soit de 5 mm et les premières analyses sont effectuées avec

des propriétés mécaniques isotropiques et celles subséquentes avec des propriétés orthotropiques pour l'os cortical. Les propriétés mécaniques sont présentées au Tableau A. IX. L'os cortical a un module de Young de 11.5 GPa et un coefficient de poisson de 0.4 lorsqu'il est considéré isotropique. Les contraintes axiales et les contraintes de cisaillement maximales sont calculées analytiquement et comparées avec les résultats obtenus par la méthode des éléments finis.

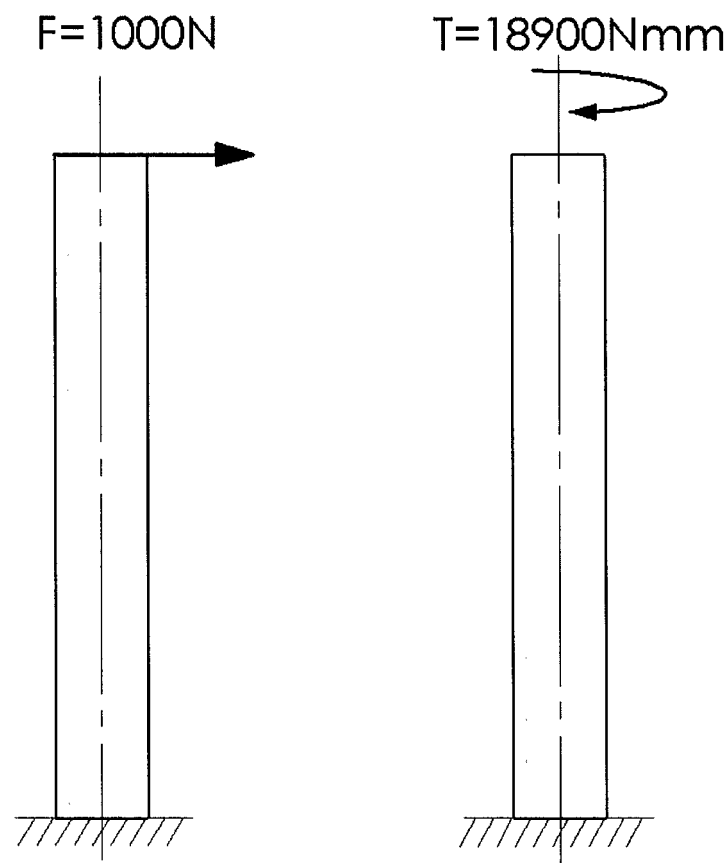


Figure A. 7 Chargement du cylindre creux

Tableau A. IX

Propriétés mécaniques des matériaux

Pièce du modèle	Matériaux	Module de Young (GPa)	Coefficient de Poisson
Implant	Alliage Chrome-Cobalt	210	0.3
Ciment	Polyméthylmethacrylate	2.28	0.3
Os spongieux		0.4	0.3
Os cortical		$E_x, E_y=7.0; E_z=11.5$ $G_{yz}, G_{zx}=3.5; G_{xy}=2.6$	$\nu_{xy}, \nu_{zy}, \nu_{zx}=0.4$

La formule analytique pour calculer la contrainte axiale maximale est l'équation (A1.1) et celle pour la contrainte maximale en torsion est l'équation (A1.2). Dans l'équation (A1.1), M est le moment subi par le cylindre, I est le second moment de la section (moment d'inertie) et c est la distance entre le plan neutre et la fibre supérieure ou inférieure du cylindre creux. Dans l'équation (A1.2), le T est le moment de torsion, r_e est le rayon externe du cylindre et le J est le second moment polaire de la section par rapport à l'axe du cylindre. Ces deux formules ne s'appliquent qu'au cas où les propriétés mécaniques sont isotropiques. Les comparaisons s'effectuent sur les déformations principales, donc sur les modèles numériques les déformations sont mesurées à dix endroits spécifiques, soit cinq du côté médial et cinq du côté latéral, tel que présenté à la Figure A. 8.

$$\sigma_{\max} = \frac{-Mc}{I} \quad \text{où } I = \frac{\pi}{4}(r_e^4 - r_i^4) \quad (\text{A1.1})$$

$$\tau_{\max} = \frac{Tr_e}{J} \quad \text{où } J = \frac{\pi}{32}(d_e^4 - d_i^4) \quad (\text{A1.2})$$

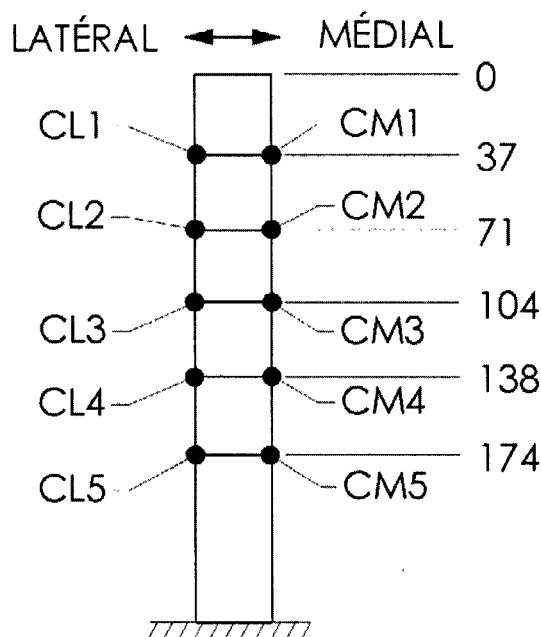


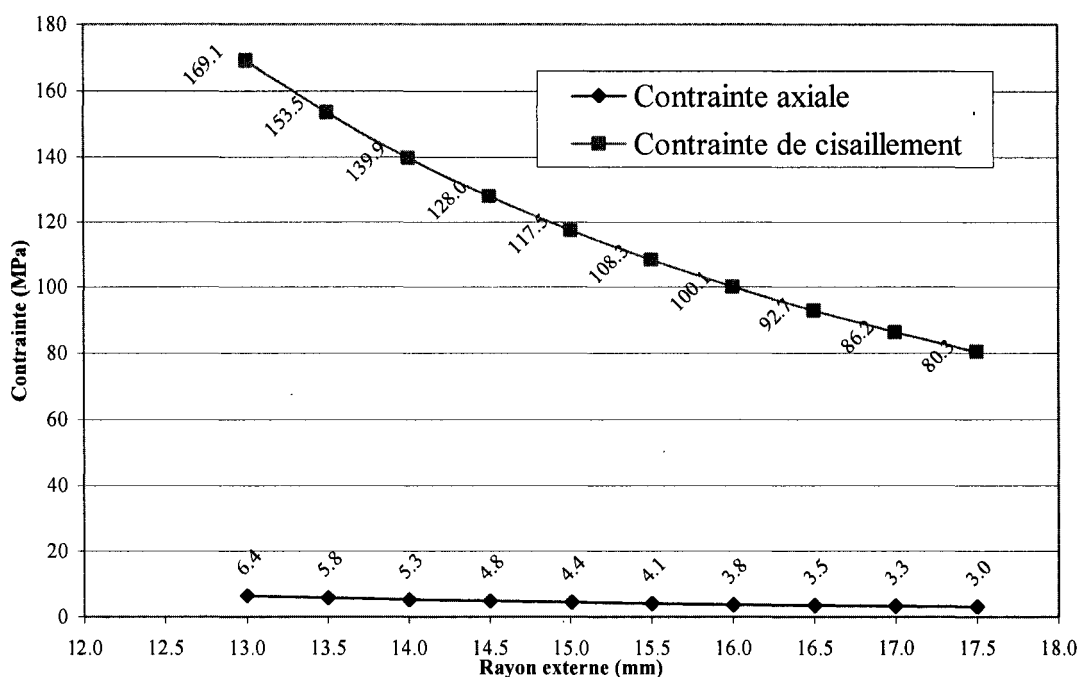
Figure A. 8 Positions des points d'intérêt pour le cylindre creux

Une différence inférieure à 1.5% est obtenue entre les contraintes en flexion et cisaillement maximales calculées de façon analytique et numérique pour les cas isotropiques utilisant les propriétés mécaniques orthotropiques.

Lorsque le diamètre du cylindre creux représentant l'os cortical passe de 30 mm à 35 mm, une diminution de 32% est obtenue pour les contraintes axiales, les contraintes de cisaillement et les déformations pour le chargement en flexion et en torsion en utilisant les propriétés mécaniques isotropiques. L'utilisation des propriétés mécaniques orthotropiques dans le modèle numérique n'ont aucune influence pour le cas en flexion. Par contre, pour le cas en torsion, on remarque une réduction additionnelle de 15%, pour les déformations principales.

Pour quantifier l'effet des variations du diamètre externe et l'épaisseur de l'os cortical, des calculs supplémentaires sont effectués. Le Graphique A. 1 montre la variation des contraintes axiales et de cisaillement lorsque le diamètre externe du cylindre est réduit

de 35 mm à 26 mm, en gardant constante l'épaisseur de l'os à 5 mm. On remarque une augmentation de 111% de la contrainte axiale et de cisaillement maximum. Lorsque l'épaisseur de l'os cortical passe de 5 mm à 2 mm en gardant constant le diamètre externe du cylindre à 35 mm, on remarque une augmentation des contraintes maximales de 576%.



Graphique A. 1 Contraintes maximales vs rayon externe du cylindre creux

Une analyse subséquente est effectuée sur un modèle idéalisé d'une ATH (Figure A. 9) pour étudier l'effet de l'épaisseur du ciment de l'os spongieux. Le modèle inclut l'implant métallique placé au centre de l'os cortical et l'espace entre l'implant et l'os est rempli avec de l'os spongieux ou du ciment. La partie distale de l'implant métallique est recouverte par l'un des deux matériaux. L'implant a un diamètre fixe de 15 mm, tandis que l'épaisseur du ciment et de l'os spongieux varie en fonction du diamètre externe de l'os cortical. L'épaisseur de l'os cortical, demeure constante à 5 mm et le diamètre externe de l'os cortical varie de 30 mm à 35 mm.

Les modèles sont soumis aux mêmes chargements que précédemment. Ces chargements sont appliqués, à l'extrémité proximale de l'implant. Les propriétés mécaniques utilisées sont montrées au Tableau A. IX. Les résultats pour les déformations sont calculés aux positions montrées à la Figure A. 9.

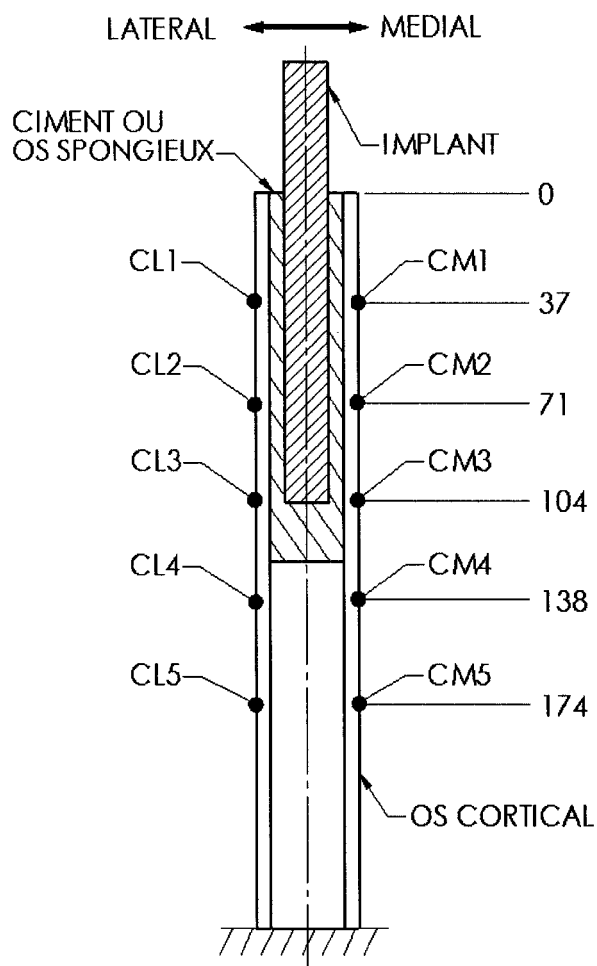


Figure A. 9 Positions des points d'intérêt pour l'ATH simplifiée

Pour les deux types de chargement, lorsque les vides sont remplis par du ciment et que le diamètre passe de 30 mm à 35 mm, les déformations dans la partie proximale (positions CL1, CL2, CM1 et CM2) montrent une diminution qui varie entre 8% et 17%. Par contre, lorsque les vides sont remplis par de l'os spongieux, qui a un module de Young

inférieur environ cinq fois plus petit que le ciment, une plus grande diminution (13% et 19%). est mesurée. Dans la partie distale (CL3, CL4, CL5, CM3, CM4 et CM5) une diminution de 32% est retrouvée, ce qui est identique aux différences retrouvées avec le cylindre creux (Figure A. 8). Ceci s'explique par le fait que c'est dans la partie proximale que l'on retrouve l'implant avec l'os spongieux ou ciment et l'os cortical, tandis que dans la partie distale seul l'os cortical est présent.

Ces analyses permettent de réaliser à quel point les résultats peuvent varier d'une analyse à une autre. En effet, lorsque le cylindre creux est considéré, la grandeur des déformations principales est inférieure de 32% lorsque le diamètre externe du cylindre augmente de 30 mm à 35 mm. Donc, lorsque le diamètre externe diminue, les contraintes maximales axiales et de cisaillement augmentent. Également, les contraintes maximales diminuent lorsque l'épaisseur de l'os cortical augmente. Par ailleurs, lorsque le volume du ciment ou de l'os spongieux augmente, dû à une augmentation du diamètre externe de l'os cortical, les déformations principales diminuent lors du chargement en flexion et en torsion.

ANNEXE 9

Code APDL (ANSYS) pour effectuer les analyses non-linéaires

Le fichier BATCH_PER.INP est le fichier maître qui sert à effectuer les analyses pour l'interface ciment-implant descellé. Ce dernier fait appel à d'autres fichiers. La structure simplifiée de l'algorithme de ce fichier est présentée à la Figure A. 4. Les liens entre chacun des fichiers utilisés sont exposés à la Figure A. 11. Le niveau de chaque fichier est représenté par une couleur soit, jaune =1, gris = 2, et orange =3. Chacun de ces fichiers est présenté dans les pages qui suivent et la description du contenu du fichier est fait dans l'en-tête du fichier même. Pour éviter les répétitions, les fichiers *.INP qui ont été vue à l'annexe 7 ne seront pas présentés. Ces fichiers sont HS.INP, RT.INP, ORTHOTROPIQUE.INP et ABDUCTEURS.INP.

*DO (Boucle qui analyse les cas, un par un)

Lire la géométrie

*IF cas sans contrainte résiduelle

Appliquer le chargement+comportement des éléments de contact (OP_CONTA1+CAMINO ou GRADAS)

*ELSE cas avec contrainte résiduelle

Appliquer le comportement des éléments de contact + Delta T au ciment (OP_CONTA2)

*ENDIF

Solutionner pour le première étape "Load Step 1" (ANASOL_1)

*IF cas avec contrainte résiduelle

Appliquer le chargement (CAMINO ou GRADAS)

Solution de la deuxième étape "Load Step 2" (ANASOL_2)

*ENDIF

*ENDDO

Figure A. 10 Algorithme simplifié du fichier BATCH_PER.INP

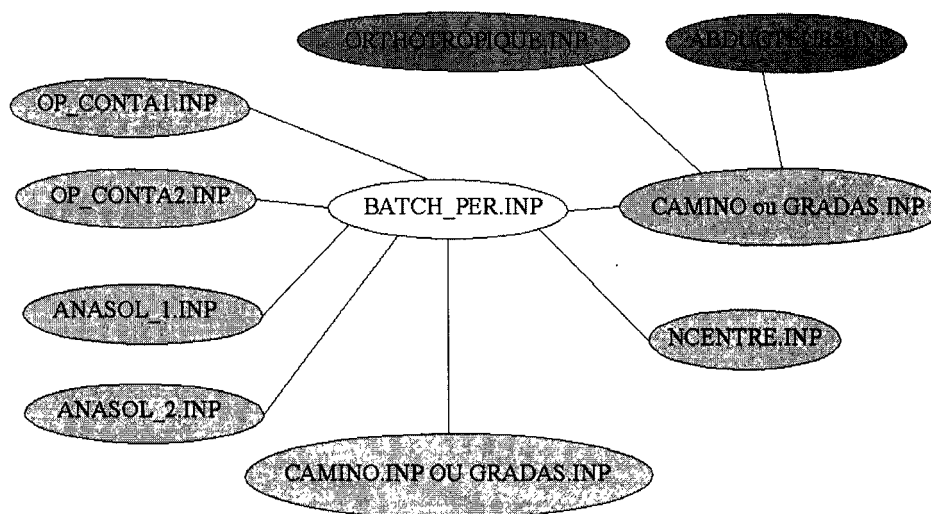


Figure A. 11 Lien entre chaque fichier

```

!-----DÉBUT DE BATCH_PER.INP-----
!
!Macro qui sert à partir en mode batch les modèles
!ayant l'interface ciment-implant descellée.
!
!-----
!Pablo Vasquez
!28 mai 2004
!-----
*dim,rr,array,1,3
*set,rr(1,1),2
*set,rr(1,2),3
*set,rr(1,3),4
!
!Boucle DO qui fait l'analyse des 3 modèles
*do,pqr,1,3,1
cas=rr(1,pqr)
!Modifier le repertoire de travail
/cwd,H:\personnalise\hs_per%cas%
!Modifier le nom des fichiers créés lors de l'analyse
/filename,hs_per%cas%,on
!Redirige le output vers un fichier
/output,H:\personnalise\hs_per%cas%\hs_per%cas%,out
!Lire la géométrie (elements et noeuds)
/input,hs_per%cas%,inp
!Execute la macro hs.inp (orthotropique.inp + abducteurs.inp)
hs.inp
!
!NROTAT pour le noeud au centre de la tête de l'implant
ncentre.inp
!Boucle qui assigne le comportement à l'interface ciment-implant
*if,pqr,eq,1,then
    op_conta1.inp
    camino.inp
    *else
    op_conta2.inp
*endif
!
!Programme qui lance le premier Load Step

```

```

anasol_1.inp
!
!Boucle qui lance le second Load Step (pour les cas 3 et 4)
*if,pqr,ne,1,then
    camino.inp
    anasol_2.inp
*else
*endif
!
!Termine le renvoi du output dans le fichier
/output,term
!Sauvegarde les paramètres dans un fichier
parsav,all,H:\personnalise\param.txt
!Efface tout pour les 2 premiers cas
*if,pqr,ne,3,then
    fini
    /clear,start
*endif
!Rappelle les paramètres du fichier param.txt
parres,new,H:\personnalise\param.txt
*enddo
!-----FIN DE BATCH_PER.INP-----

```

```

!-----DÉBUT DE NCENTRE.INP-----
!
!Modifie le CSYS du noeud au centre de la tete
!de l'implant pour pouvoir appliquer les forces
!dans la bonne direction
!-----
!Pablo Vasquez
!
!-----
!
!Activer le csys au centre de la tête de l'implant
csys,57
!Sélectionner le noeuds au centre de la tête
cmsel,s,centre
!Déterminer le numéro du noeud au centre de la tête
*get,no_noeud,node,0,num,min
!Changer le csys de ce noeud pour pouvoir appliquer la force
!dans la bonne direction soit CSYS 57
nrotat,all
alls
!-----FIN DE NCENTRE.INP-----

```

```

!-----DÉBUT DE OP_CONTAL.INP-----
!
!Cette macro assigne les paramètres nécessaires
!pour les éléments de contact, soit le FKN,
!coefficient de friction (mu) et le comportement
!des éléments de contact.
!
!Les options à utiliser lors de la solution sont
!spécifiées.
!-----
!Pablo Vasquez
!28 mai 2004
!
!-----

/prep7
*do,i,1,6,1
  ppq=(i+7)*2
  !Modification du coefficient de friction
  mp,mu,ppq,0.3
  !Modification de FKN
  rmodif,ppq,3,1
  !Modification de CNOF
  !rmodif,ppq,10,.015
  !Modification de Effect of initial penetration or gap
  !(Include offset only (exclude initial geometrical penetration or gap), but with ramped
effects
  !keyopt,ppq,9,4
  !Behavior of contact surface (Standard)
  keyopt,ppq,12,0
  !rmodif,ppq,5,
  !keyopt,ppq,5,4
*enddo

!qqt=18
!mp,mu,qqt,0.3
!rmodif,qqt,3,10
!keyopt,qqt,12,0
*do,j,1,3,1
  qqt=(j+13)*2
  !Modification du coefficient de friction
  mp,mu,qqt,0.3
  !Modification de FKN
  rmodif,qqt,3,1
  !Behavior of contact surface (Standard)
  keyopt,qqt,12,0
  !rmodif,qqt,5,
  !keyopt,qqt,5,4
*enddo
!Rajout du CTE du ciment
!mp,alpx,2,4.7e-5

*get,t0,active,0,time,wall
/solu
!Application du delta temperature
!tref,0
!esel,s,mat,,2
!bfe,all,temp,1,60
alls
!Options des solutions
!Solution et algorithmes non-lineaire optimises
solcontrol,on
!Remet a zero les options d'ecriture de la database
outres,erase
!Specifie le type d'analyse
antype,static
!Inclus les grandes deflections

```

```
nlgeom,on
!Specifie le nb de substeps lors de ce loadstep
nsubst,20,50,!5
outres,erase
!Specifie d'ecrire les resultats a tous les n substep
outres,all,3
!Specie le type de solveur (ici Program choosen)
eqslv,-1
!Temps a la fin du loadstep
time,1780
!Utilise la methode "full" de Newton-Raphson avec des matrice non-symmetriques
nropt,unsym
!crée des fichiers Restart
rescontrol,define,all,5,0
!
!-----FIN DE OP_CONTA1.INP-----
```

```

!-----DÉBUT DE CAMINO.INP-----
!
!Macro qui sert à appliquer la force
!de contact au centre de la tête de l'implant
!
!-----
!Pablo Vasquez
!25 mai 2004
!-----

/pmacro
/solu
!/prep7
!
!Appliquer la force de contact avec deux composantes (x et z)
f,no_noeud,fx,-922.09
f,no_noeud,fz,-1522.55

!Reselectionner tout
alls

!Application de la force des abducteurs
numnoeud=900000
!Application des forces au noeud "numnoeud"
f,numnoeud,fx,811.198
f,numnoeud,fz,966.748

!-----FIN DE CAMINO.INP-----

!-----DÉBUT DE GRADAS.INP-----
!
!Macro qui sert à appliquer la force
!de contact au centre de la tête de l'implant
!
!-----
!Pablo Vasquez
!25 mai 2004
!-----

/pmacro
/solu
!
!Appliquer la force de contact avec deux composantes (y et z)
f,no_noeud,fy,-416.8
f,no_noeud,fz,-50

!Reselectionner tout
alls

!-----FIN DE GRADAS.INP-----

```

```

!-----DÉBUT DE OP_CONTA2.INP-----
!
!Cette macro assigne les paramètres nécessaires
!pour les éléments de contact, soit le FKN,
!coefficient de friction (mu) et le comportement
!des éléments de contact. Également le CTE du
!ciment est appliqué et le delta température est
!appliqué sur les éléments du ciment.
!
!Les options à utiliser lors de la solution sont
!spécifiées.
!-----
!Pablo Vasquez
!28 mai 2004
!
!-----

/prep7

*do,i,1,6,1
  ppq=(i+7)*2
  !Modification du coefficient de friction
  mp,mu,ppq,0.3
  !Modification de FKN
  rmodif,ppq,3,1
  !Modification de CNOF
  !rmodif,ppq,10,.015
  !Modification de Effect of initial penetration or gap
  !(Include offset only (exclude initial geometrical penetration or gap), but with
ramped effects
  !keyopt,ppq,9,4
  !Behavior of contact surface (Standard)
  keyopt,ppq,12,0
  !rmodif,ppq,5,
  !keyopt,ppq,5,4
*enddo

!qqt=18
!mp,mu,qqt,0.3
!rmodif,qqt,3,10
!keyopt,qqt,12,0
*do,j,1,3,1
  qqt=(j+13)*2
  !Modification du coefficient de friction
  mp,mu,qqt,0.3
  !Modification de FKN
  rmodif,qqt,3,1
  !Behavior of contact surface (Standard)
  keyopt,qqt,12,0
  !rmodif,qqt,5,
  !keyopt,qqt,5,4
*enddo

!Défini le CTE du ciment
mp,alpx,2,4.7e-5

!Définitions des paramètres pour la solution

*get,t0,active,0,time,wall
/solu
!Application du delta temperature
tref,0
esel,s,mat,,2
bfe,all,temp,1,60
alls
!Options des solutions
!Solution et algorithmes non-lineaire optimises

```

```

solcontrol,on
!Remet a zero les options d'ecriture de la database
outres,erase
!Specifie le type d'analyse
antype,static
!Inclus les grandes deflections
nlgeom,on
!Specifie le nb de substeps lors de ce loadstep
nsubst,20,50,!5
outres,erase
!Specifie d'ecrire les resultats a tous les n substep
outres,all,3
!Specie le type de solveur (ici Program choosen)
eqslv,-1
!Temps a la fin du loadstep
time,1
!Utilise la methode "full" de Newton-Raphson avec des matrice non-symmetriques
nropt,unsym
!crée des fichiers Restart
rescontrol,define,all,5,0
!
!-----FIN DE OP_CONTA2.INP-----

```



```

!-----DÉBUT DE ANASOL_1.INP-----
!
!Macro qui part la solution et qui
!calcule le temps de solution avec
!la commande *GET et qui l'écrit dans
!un fichier txt.
!
!-----
!Pablo Vasquez
!20 mars 2004
!-----
*get,t0,active,0,time,wall
/solu
solve
*get,t1,active,0,time,wall
temps=t1-t0
*cfdopen,temps_ls1_%jname%,txt
*vwrite,'Temps',temps
%c %14.11f
*cfclos
save
!-----FIN DE ANASOL_1.INP-----

```

```

!-----DÉBUT DE ANASOL_2.INP-----
!
!Macro qui part la solution et qui
!calcule le temps de solution avec
!la commande *GET et qui l'écrit dans
!un fichier txt.
!
!-----
!Pablo Vasquez
!28 mai 2004
!-----
*get,t2,active,0,time,wall
/solu
nsubst,20,50
outres,erase
outres,all,3
time,417
rescontrol,define,all,5,0

solve
*get,t3,active,0,time,wall
temps=t3-t2
*cfdopen,temps_ls2_%jname%,txt
*vwrite,'Temps',temps
%c %14.11f
*cfclos
save
!-----FIN DE ANASOL_2.INP-----

```

BIBLIOGRAPHIE

Ahmed, A. M., Nair, R., Burke, D. L., et Miller, J. (1982a). Transient and residual stresses and displacements in self-curing bone cement - Part II: thermoelastic analysis of the stem fixation system. *J Biomech Eng*, 104(1), 28-37.

Ahmed, A. M., Pak, W., Burke, D. L., et Miller, J. (1982b). Transient and residual stresses and displacements in self-curing bone cement - Part I: characterization of relevant volumetric behavior of bone cement. *J Biomech Eng*, 104(1), 21-27.

ANSYS inc. (2002). *Advance Contact and Bolt Pretension (Training manual, release 6.0)*.

Backman, S. (1957). The proximal end of the femur. *Acta Radiologica Suppl.*, 146, 162 pages.

Baroud, G., et Willmann, G. (2001). Joint replacement 1: Proximal load transfer improved with hydroxyapatite coating of hip implants. *Journal of Biomechanics*, 34(SUPPL 1), 17.

Bergmann, G. (2001). Hip98 (Disque Compact). *Free University Berlin*, ISBN: 3980784800.

Bergmann, G., et al. (2001). Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics*, 34(7), 859-871.

Bergmann, G., Graichen, F., et Rohlmann, A. (1993). Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *Journal of Biomechanics*, 26(8 Aug), 969-990.

Bushberg, J. T. (2002). *The essential physics of medical imaging* (2nd ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

Carter, D. R., et Hayes, W. C. (1977). The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *J Bone Joint Surg Am*, 59(7), 954-962.

Castaing, J. (1979). *La hanche*. Paris: Vigot.

Chang, P. B., Mann, K. A., et Bartel, D. L. (1998). Cemented femoral stem performance. Effects of proximal bonding, geometry, and neck length. *Clin Orthop*(355), 57-69.

Cheung, G., Zalzal, P., Bhandari, M., Spelt, J. K., et Papini, M. (2004). Finite element analysis of a femoral retrograde intramedullary nail subject to gait loading. *Med Eng Phys*, 26(2), 93-108.

Chevallier, J.-M. (1998). *Anatomie* (Vol. 2, Appareil locomoteur). Paris: Flammarion Médecine-sciences.

Couteau, B., Hobatho, M.-C., Darmana, R., Brignola, J.-C., et Arlaud, J.-Y. (1998). Finite element modelling of the vibrational behaviour of the human femur using CT-based individualized geometrical and material properties. *Journal of Biomechanics*, 31(4), 383-386.

Cristofolini, L. (1997). Critical analysis of stress shielding evaluation of hip prostheses. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 25(4-5), 409-483.

Cristofolini, L., Viceconti, M., Cappello, A., et Toni, A. (1996). Mechanical validation of whole bone composite femur models. *Journal of Biomechanics*, 29(4), 525-535.

Davies, J. P., et Harris, W. H. (1993). Strength of cement-metal interfaces in fatigue: comparison of smooth, porous and precoated specimens. *Clin Mater*, 12(2), 121-126.

D'Lima, D. D., Oishi, C. S., Petersilge, W. J., Colwell, C. W., Jr., et Walker, R. H. (1998). 100 cemented versus 100 noncemented stems with comparison of 25 matched pairs. *Clin Orthop*(348), 140-148.

Fisher, D. A., Tsang, A. C., Paydar, N., Milionis, S., et Turner, C. H. (1997). Cement-mantle thickness affects cement strains in total hip replacement. *Journal of Biomechanics*, 30(11-12), 1173-1177.

Fortin, A., et Garon, A. (2000). *Les éléments finis: de la théorie à la pratique*, [En ligne]. <http://www.mathappl.polymtl.ca/MTH6207/EF.pdf> (Consulté le 07 octobre 2004).

Gardiner, R. C., et Hozack, W. J. (1994). Failure of the cement-bone interface. A consequence of strengthening the cement-prosthesis interface? *J Bone Joint Surg Br*, 76(1), 49-52.

Gross, S., et Abel, E. W. (2001). A finite element analysis of hollow stemmed hip prostheses as a means of reducing stress shielding of the femur. *Journal of Biomechanics*, 34(8), 995-1003.

Harper, E. J., et Bonfield, W. (2000). Tensile characteristics of ten commercial acrylic bone cements. *Journal of Biomedical Materials Research*, 53(5), 605-616.

Harris, W. H. (1995). The case for cementing all femoral components in total hip replacement. *Can J Surg*, 38 Suppl 1, S55-60.

Heller, M. O., et al. (2001). Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing. *Journal of Biomechanics*, 34(7), 883-893.

- Herberts, P., et Malchau, H. (2000). Long-term registration has improved the quality of hip replacement: a review of the Swedish THR Register comparing 160,000 cases. *Acta Orthop Scand*, 71(2), 111-121.
- Hobatho, M. C. (2003). Bone and joints modeling with individualised geometric and mechanical properties derived from medical image. *Computer Modeling in Engineering & Sciences*, 4(3&4), 489-496.
- Huiskes, R. (1990). The various stress patterns of press-fit, ingrown, and cemented femoral stems. *Clin Orthop*(261), 27-38.
- Jasty, M., Jiranek, W., et Harris, W. H. (1992). Acrylic fragmentation in total hip replacements and its biological consequences. *Clin Orthop*(285), 116-128.
- Jasty, M., et al. (1991). The initiation of failure in cemented femoral components of hip arthroplasties. *J Bone Joint Surg Br*, 73(4), 551-558.
- Keyak, J. H., Fourkas, M. G., Meagher, J. M., et Skinner, H. B. (1993). Validation of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone. *Journal of Biomedical Engineering*, 15(6), 505-509.
- Kleemann, R. U., Heller, M. O., Stoeckle, U., Taylor, W. R., et Duda, G. N. (2003). THA loading arising from increased femoral anterversion and offset may lead to critical cement stresses. *Journal of Orthopaedic Research*, 21(5), 767-774.
- Laupacis, A., et al. (2002). Comparison of total hip arthroplasty performed with and without cement : a randomized trial. *J Bone Joint Surg Am*, 84-A(10), 1823-1828.
- Lennon, A. B., et Prendergast, P. J. (2001). Evaluation of cement stresses in finite element analyses of cemented orthopaedic implants. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123(6), 623-628.
- Lewis, G. (1997). Properties of acrylic bone cement: State of the art review. *Journal of Biomedical Materials Research*, 38(2), 155-182.
- Li, C., Wang, Y., et Mason, J. (2004). The effects of curing history on residual stresses in bone cement during hip arthroplasty. *J Biomed Mater Res*, 70B(1), 30-36.
- Lu, Z., et McKellop, H. (1997). Effects of cement creep on stem subsidence and stresses in the cement mantle of a total hip replacement. *Journal of Biomedical Materials Research*, 34(2), 221-226.
- Mann, K. A., Bartel, D. L., Wright, T. M., et Inghraffa, A. R. (1991). Mechanical characteristics of the stem-cement interface. *J Orthop Res*, 9(6), 798-808.

- McLeish, R. D., et Charnley, J. (1970). Abduction forces in the one-legged stance. *Journal of Biomechanics*, 3, 191-209.
- Merz, B., Niederer, P., Muller, R., et Rueggsegger, P. (1996). Automated finite element analysis of excised human femora based on precision-QCT. *Journal of Biomechanical Engineering, Transactions of the ASME*, 118(3), 387-390.
- Moaveni, S. (1999). *Finite element analysis : theory and application with ansys*. Englewood Cliffs, N.J.: Prentice-Hall.
- Mohler, C. G., Callaghan, J. J., Collis, D. K., et Johnston, R. C. (1995). Early loosening of the femoral component at the cement-prosthesis interface after total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am*, 77(9), 1315-1322.
- Morlock, M., et al. (2001). Duration and frequency of every day activities in total hip patients. *Journal of Biomechanics*, 34(7), 873-881.
- Nuño, N., et Amabili, M. (2002). Modelling debonded stem-cement interface for hip implants: effect of residual stresses. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 17(1), 41-48.
- Nuño, N., Amabili, M., Groppetti, R., et Rossi, A. (2002). Static coefficient of friction between Ti-6Al-4V and PMMA for cemented hip and knee implants. *J Biomed Mater Res*, 59(1), 191-200.
- Nuño, N., et Avanzolini, G. (2002). Residual stresses at the stem-cement interface of an idealized cemented hip stem. *J. of Biomech*, 35(6), 849-852.
- Orr, J. F., Dunne, N. J., et Quinn, J. C. (2003). Shrinkage stresses in bone cement. *Biomaterials*, 24(17), 2933-2940.
- Park, H., et Kim, K. (1996). Smooth surface approximation to serial cross-sections. *CAD Computer Aided Design*, 28(12), 995-1005.
- RCRA. (2004). Registre canadien des remplacements articulaires (RCRA), Rapport 2004. *Canadian Institute for Health Information*, 103 Pages.
- Rho, J. Y., Hobatho, M. C., et Ashman, R. B. (1995). Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. *Medical Engineering & Physics*, 17(5), 347-355.
- Rice, J. C., Cowin, S. C., et Bowman, J. A. (1988). On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density. *Journal of Biomechanics*, 21(2), 155-168.

- Rouvière, H., Delmas, A., et Delmas, V. (2002). *Anatomie humaine* (Vol. 3 (Membres)). Paris Masson.
- Roy, N., et al. (2002). 3M Capital hip arthroplasty: 3-8-year follow-up of 208 primary hip replacements. *Acta Orthop Scand*, 73(4), 400-402.
- Rubin, P. J., et al. (1993). Frictional interface micromotions and anisotropic stress distribution in a femoral total hip component. *Journal of Biomechanics*, 26(6), 725-739.
- Ruff, C. B., et Hayes, W. C. (1983). Cross-sectional geometry of Pecos Pueblo femora and tibiae--a biomechanical investigation: I. Method and general patterns of variation. *Am J Phys Anthropol*, 60(3), 359-381.
- Russ, J. C. (1999). *The image processing handbook* (3rd ed.). Boca Raton, Flor.: CRC Press.
- Soderman, P. (2000). On the validity of the results from the Swedish National Total Hip Arthroplasty register. *Acta Orthop Scand Suppl*, 71(296), 1-33.
- Stansfield, B. W., et Nicol, A. C. (2002). Hip joint contact forces in normal subjects and subjects with total hip prostheses: walking and stair and ramp negotiation. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 17(2), 130-139.
- Stolk, J., et al. (2000). *Strains in composite hip joint reconstruction obtained through FEA and experiments correspond closely*. Papier présenté au 46th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, Orlando, Florida.
- Stolk, J., Verdonschot, N., Cristofolini, L., Toni, A., et Huiskes, R. (2002). Finite element and experimental models of cemented hip joint reconstructions can produce similar bone and cement strains in pre-clinical tests. *J. of Biomech*, 35(4), 499-510.
- Taylor, W. R., et al. (2002). Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis. *Journal of Biomechanics*, 35(6), 767-773.
- Verdonschot, N., et Huiskes, R. (1996). Mechanical effects of stem cement interface characteristics in total hip replacement. *Clin Orthop*(329), 326-336.
- Verdonschot, N., et Huiskes, R. (1997). Cement debonding process of total hip arthroplasty stems. *Clin Orthop*(336), 297-307.
- Verdonschot, N., et Huiskes, R. (1998). Surface roughness of debonded straight-tapered stems in cemented THA reduces subsidence but not cement damage. *Biomaterials*, 19(19), 1773-1779.

Viceconti, M., Zannoni, C., et Pierotti, L. (1998). TRI2SOLID: An application of reverse engineering methods to the creation of CAD models of bone segments. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 56(3 Jun), 211-220.

Waide, V., et al. (2004). Modelling the fibrous tissue layer in cemented hip replacements: experimental and finite element methods. *J Biomech*, 37(1), 13-26.

Wirtz, D. C., et al. (2000). Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur. *J. of Biomech*, 33(10), 1325-1330.

Wu, G., et al. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion - Part I: Ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*, 35(4), 543-548.

www.arthrite.ca (2004). *Arthrose*, [En ligne].
<http://www.arthrite.ca/types%20of%20arthritides/osteoarthritis/default.asp?s=1> (Consulté le 11 Novembre 2004).

www.bartleby.com (2004a). *The Femur*, [En ligne].
<http://www.bartleby.com/107/59.html> (Consulté le 07 octobre 2004).

www.bartleby.com (2004b). *The Muscles and Fasciæ of the Lower Extremity*, [En ligne]. <http://www.bartleby.com/107/127.html> (Consulté le 07 octobre 2004).

www.healthpages.org (2004). *A Patient's Guide to Total Hip Replacement Surgery*, [En ligne]. <http://www.healthpages.org/AHP/LIBRARY/HLTHTOP/THR/INDEX.HTM> (Consulté le 07 octobre 2004).

www.zimmer.com (2004). *Your MIS 2-Incision Hip Surgery*, [En ligne].
<http://www.zimmer.com/ctl?op=global&action=1&id=3131&template=PC> (Consulté le 07 octobre 2004).

Yerby, S. A., et al. (2000). The effect of a silane coupling agent on the bond strength of bone cement and cobalt-chrome alloy. *J Biomed Mater Res*, 49(1), 127-133.

Yoshioka, Y., Siu, D., et Cooke, T. D. (1987). The anatomy and functional axes of the femur. *J Bone Joint Surg Am*, 69(6), 873-880.

Zannoni, C., Mantovani, R., et Viceconti, M. (1998). Material properties assignment to finite element models of bone structures: A new method. *Medical Engineering & Physics*, 20(10), 735-740.