

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
M. Ing.

PAR
DUPUIS, Karine

ÉTUDE DES FACTEURS INFLUENÇANT L'ÉVALUATION DU COMPORTEMENT
MÉCANIQUE DE L'OS PAR TOMODENSITOMÉTRIE

MONTREAL, LE 25 JUILLET 2007

© Karine Dupuis, 2007

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Yvan Petit, directeur de mémoire
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

Mme Natalia Nuño, président du jury
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

Mme Nicola Hagemeister, membre du jury
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

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

LE 21 JUIN 2007

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Je désire d'abord remercier profondément mon directeur, Yvan Petit, pour son aide et son support tout au long de ma maîtrise. Il a su m'orienter et me guider, ce qui m'a permis d'apprendre énormément. Il a su démontrer son support même dans les moments de démotivation. Je suis très reconnaissante pour tout le temps qu'il m'a accordé. Ce fut un réel plaisir de travailler avec lui.

Je tiens à remercier tous ceux qui ont collaboré de près ou de loin à mes travaux. Plus particulièrement, je remercie Serge Plamondon pour son aide et ses conseils relativement aux montages pour les tests mécaniques. Je tiens à souligner l'aide du personnel du Centre de recherche de l'Hôpital Ste-Justine et du personnel du Centre de recherche de l'Hôpital Sacré-Cœur, tel que Pierre Fortier qui m'a fourni un support technique important.

J'adresse mes plus sincères remerciements à mes collègues du Laboratoire informatique de Scoliose 3D (LIS3D) qui ont fait en sorte que mon séjour au Centre de recherche de l'Hôpital Ste-Justine a été des plus agréables. Également, je remercie tous mes collègues du Laboratoire d'imagerie et d'orthopédie de l'Hôpital Sacré-Cœur (LIO-HSCM). Merci plus particulièrement à Jean-Sébastien Mérette, pour la fabrication de pièces. Je tiens à remercier également Annie Levasseur, associée de recherche au LIO-HSCM, pour son aide inestimable pour les tests mécaniques et pour la préparation d'une affiche, parmi tant d'autres choses. Tous ont su agrémenter les pauses et les heures de travail.

Je remercie profondément mes amis et ma famille pour leur présence et leur écoute. Merci à Monique, Martin, Julie et Jasmin, qui ont été près de moi pendant tout ce temps.

Ce projet a été financé par la Fondation canadienne pour l'innovation (FCI) et par l'Institut de recherche en santé du Canada (IRSC), dans un projet en collaboration avec le Human Mobility Research Centre de l'Université Queen's à Kingston.

ÉTUDE DES FACTEURS INFLUENÇANT L'ÉVALUATION DU COMPORTEMENT MÉCANIQUE DE L'OS PAR TOMODENSITOMÉTRIE

DUPUIS, Karine

RÉSUMÉ

La tomodensitométrie (QCT) est un outil puissant permettant d'estimer la densité osseuse et d'obtenir la géométrie 3D des os. Dans plusieurs études, des relations sont établies entre la densité et les propriétés mécaniques de l'os, et ces relations sont utilisées pour personnaliser des modèles par éléments finis (MÉF) de l'os. Des résultats variables sont rapportés dans la littérature, mais les sources de cette variabilité n'ont pas été clairement identifiées. L'objectif principal de ce mémoire est d'étudier les facteurs influençant l'évaluation du comportement mécanique de l'os par QCT. Pour répondre à cet objectif, les objectifs spécifiques suivants sont posés : 1- établir des relations entre le niveau de gris des images tomodensitométriques (CT), la densité et les propriétés mécaniques de l'os vertébral, 2- développer un modèle par éléments finis personnalisé d'un corps vertébral, 3- effectuer une étude de sensibilité du modèle et 4- étudier l'influence de la microstructure de pièces synthétiques sur leurs propriétés mécaniques.

L'acquisition d'images CT calibrées de corps vertébraux porcins et d'objets de calibrage a été effectuée. Les images CT des objets de calibrage ont permis d'établir une relation entre le niveau de gris ($\#CT$) des images et la densité apparente (ρ_{app}). Quinze spécimens osseux ont été extraits des corps vertébraux. Une région d'intérêt correspondant à chaque spécimen a été identifiée sur les images, leur $\#CT$ a été évalué et la relation $\#CT - \rho_{app}$ a permis d'estimer leur densité apparente. Les spécimens ont été testés en compression, leur module d'élasticité (E) a été mesuré et une relation entre ρ_{app} et E a été établie. L'acquisition d'images CT de trois corps vertébraux a permis d'obtenir une reconstruction 3D et de générer un modèle par éléments finis d'un corps vertébral. Le module d'élasticité a été attribué au modèle à partir des relations $\#CT - \rho_{app}$ et $\rho_{app} - E$. Un test de compression uniaxiale a été simulé et la raideur ($K_{MÉF}$) a été estimée. Un test expérimental de compression a été effectué sur les trois corps vertébraux et la raideur mesurée expérimentalement (K_{exp}) a été comparée avec $K_{MÉF}$. Une étude de sensibilité du modèle et une étude sur l'influence de la microstructure de pièces synthétiques sur leurs propriétés mécaniques ont également été effectuées.

Une forte relation linéaire a été établie entre le $\#CT$ et la densité apparente : $\rho_{app} = 0,0007\#CT + 0,0276$ ($R^2=0,9987$). Une relation de puissance modérée a été établie entre la densité apparente et le module d'élasticité : $E = 3936 \rho_{app}^{1,23}$ ($R^2=0,5636$). La raideur mesurée expérimentalement est surestimée par un ratio de 2 par le modèle par éléments finis ($K_{MÉF}=20,1$ kN/mm; $K_{exp}=9,9$ kN/mm). La valeur du module d'élasticité attribuée au modèle est le facteur ayant l'effet le plus important sur l'estimation de la raideur, alors que l'homogénéité de l'attribution de E et le degré d'anisotropie du modèle ont un effet significatif sur l'estimation de la contrainte de von Mises du modèle. La résolution du QCT ne permet pas d'évaluer la microstructure, qui a un effet significatif sur les propriétés mécaniques.

La corrélation modérée entre ρ_{app} et E peut être expliquée par des erreurs expérimentales, des incertitudes reliées aux spécimens et par la limite du QCT à estimer la microstructure de l'os. Les incertitudes de cette relation pourraient expliquer la différence entre $K_{MÉF}$ et K_{exp} . Le modèle par éléments finis pourrait être amélioré si la microstructure de l'os pouvait être évaluée. Ce mémoire a permis d'identifier les facteurs influençant l'estimation du comportement mécanique de l'os par QCT. L'amélioration de la méthode utilisée pour estimer le comportement mécanique de l'os QCT pourrait éventuellement permettre de modéliser l'interaction os – implant d'un segment vertébral instrumenté d'un patient ou pour estimer l'apparition de fractures osseuses.

Mots-clés : modèle par éléments finis, os, propriétés mécaniques, colonne thoracolombaire, tomодensitométrie.

EVALUATION OF THE FACTORS INFLUENCING THE ESTIMATION OF BONE MECHANICAL BEHAVIOR USING QUANTITATIVE COMPUTED TOMOGRAPHY

DUPUIS, Karine

ABSTRACT

Quantitative computed tomography (QCT) is a powerful tool that makes the evaluation of bone density and the 3D reconstruction of bone geometry possible. Several studies have established relationships between bone density and its mechanical properties, and these relationships are used to personalize finite element models (FEM) developed to study bone mechanical behavior. The results obtained are variable and the reasons of these discrepancies have not been clearly identified. The main objective of this thesis is to study the factors that have an influence on the estimation of bone mechanical behavior using QCT. Four specific objectives are proposed to answer the main objective: 1- to establish relationships between the grey level of tomographic (CT) images, the apparent density (ρ_{app}) and the elastic modulus (E) of vertebral bone, 2- to develop a personalized finite element model of a vertebral body, 3- to perform a sensitivity study on the model and 4- to study the influence of the microstructure of synthetic parts on their mechanical properties.

Porcine vertebral bodies (VB) and calibration phantoms were imaged using a CT scanner. A relationship between the grey level (CT#) of CT images and the apparent density was established from the calibration phantoms images. Fifteen bone cores were extracted from the vertebral bodies and a corresponding region of interest was identified on the CT images to obtain their CT#. Their density was estimated using the CT# - ρ_{app} relationship. The bone cores were tested in compression to measure their elastic modulus and a relationship between ρ_{app} and E was established. CT images of three vertebral bodies were obtained. The 3D reconstruction of their geometry was obtained and a finite element model was created. Elastic modulus was attributed to the model using the CT# - ρ_{app} and ρ_{app} - E relationships. Uniaxial compression was simulated and the model stiffness (K_{FEM}) was estimated. Experimental compression testing was performed on the three vertebral bodies and the experimental stiffness measured (K_{exp}) was compared with K_{FEM} . A sensitivity study of the model and a study on the influence of microstructure on mechanical properties were also realized.

A strong linear relationship was established between CT# and ρ_{app} : $\rho_{app} = 0,0007CT\# + 0,0276$ ($R^2=0,9987$). A moderate power relationship was established between ρ_{app} and E : $E = 3936 \rho_{app}^{1,23}$ ($R^2=0,5636$). The model overestimated K_{exp} by a factor of 2 ($K_{FEM}=20,1$ kN/mm; $K_{exp}=9,9$ kN/mm). The elastic modulus attributed to the model is the parameter that has the strongest effect on the estimation of the stiffness. Homogeneity of the attribution and degree of anisotropy have a significant effect on the estimation of von Mises stress. QCT resolution does not allow the evaluation of bone microstructure, which has a significant effect on mechanical properties.

The moderate correlation between ρ_{app} and E is explained by experimental errors, uncertainties related to the specimens and by the QCT limitation to evaluate bone

microstructure. The uncertainties in this relationship may explain in part the discrepancies between K_{FEM} and K_{exp} . The finite element model could be improved if bone microstructure could be taken into account. This thesis has allowed the identification of the factors that influence the estimation of bone mechanical behavior using QCT and recommendations have been made to improve the method used. The improved method could eventually be used to model the bone – implant interaction of a patient instrumented vertebral segment or to simulate bone fracture apparition.

Keywords: bone, finite element model, mechanical properties, QCT, thoracolumbar.

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE	4
1.1 Biomécanique de la colonne thoracolombaire	4
1.1.1 Anatomie fonctionnelle	6
1.1.2 Fractures thoracolombaires	8
1.2 Biomécanique de l'os	13
1.2.1 Architecture de l'os	14
1.2.2 Qualité osseuse	16
1.3 Méthodes d'évaluation de la qualité osseuse	17
1.3.1 DXA	18
1.3.2 Tomodensitométrie quantitative	19
1.3.3 Micro CT	24
1.4 Caractérisation des propriétés mécaniques de la structure osseuse	25
1.4.1 Tests mécaniques	27
1.4.2 Ultrasons	33
1.4.3 Micro CT	34
1.4.4 Relations avec la qualité osseuse	35
1.5 Modélisation par éléments finis du segment thoracolombaire	39
1.5.1 Modèles de compression uniaxiale	41
1.5.2 Modèles d'apparition de fractures	47
1.5.3 Modèles avec instrumentation chirurgicale	49
1.6 Résumé	53
CHAPITRE 2 MATÉRIEL ET MÉTHODES	54
2.1 Problématique et objectifs	54
2.2 Caractérisation des propriétés mécaniques en fonction du niveau de gris des images tomodensitométriques	56
2.2.1 Préparation des spécimens	56
2.2.2 Acquisition d'images CT calibrées	59
2.2.3 Tests en compression uniaxiale	63
2.3 Test expérimental en compression uniaxiale sur un corps vertébral	66
2.4 Modélisation par éléments finis d'un corps vertébral	68
2.4.1 Construction du MÉF	69
2.4.2 Attribution des propriétés mécaniques	72
2.4.3 Simulation d'un test en compression uniaxiale	76
2.4.4 Étude de sensibilité du modèle par éléments finis	77
2.5 Étude de l'influence de la microstructure sur les propriétés mécaniques de pièces d'ABS	79
2.5.1 Fabrication des pièces	80

2.5.2	Caractérisation des propriétés mécaniques en fonction du niveau de gris d'images tomodensitométriques	82
2.5.3	Modèle par éléments finis des éprouvettes d'ABS	84
CHAPITRE 3 RÉSULTATS		86
3.1	Estimation de la densité à partir du niveau de gris des images CT	86
3.1.1	Relations entre le niveau de gris des images CT et la densité	86
3.1.2	Calcul de la densité de l'os	87
3.2	Caractérisation des propriétés mécaniques en fonction de la densité	91
3.2.1	Calcul du module d'élasticité de l'os vertébral porcine	91
3.2.2	Estimation de l'incertitude sur le calcul du module d'élasticité	94
3.2.3	Relation entre la densité et le module d'élasticité de l'os vertébral porcine	95
3.2.4	Estimation de la densité et du module d'élasticité des corps vertébraux porcins	97
3.3	Tests en compression uniaxiale sur le corps vertébral	98
3.4	Modèle par éléments finis du corps vertébral	99
3.4.1	Étude de convergence	99
3.4.2	Étude de sensibilité	101
3.4.3	Simulation de la compression uniaxiale	103
3.5	Étude de l'influence de la microstructure sur les propriétés mécaniques	107
3.5.1	Relations entre le niveau de gris des images CT et la densité	108
3.5.2	Relations entre la densité et le module d'élasticité	109
3.5.3	Analyse par éléments finis	113
CHAPITRE 4 DISCUSSION		115
4.1	Estimation des propriétés mécaniques de l'os vertébral à partir d'images CT	116
4.2	Modèle par éléments finis du corps vertébral	119
4.3	Effet de la microstructure sur l'évaluation du comportement mécanique de l'os	124
CONCLUSION		128
ANNEXE I Contrainte de von Mises		132
ANNEXE II Script pour l'importation des coordonnées des points de Gauss : CENTROIDES.TXT		133
ANNEXE III Fonction Matlab pour l'attribution des propriétés mécaniques de façon non homogène : ATTRIBUTION.M		134
ANNEXE IV Fonction Matlab pour l'interpolation du #CT : INTERPOLATION.M		136
ANNEXE V Fonction Matlab pour l'écriture du fichier texte pour l'attribution des propriétés mécaniques au MÉF : FICHER_MP.M		137
ANNEXE VI Fichier d'attribution des propriétés mécaniques : CV#1.TXT		138

ANNEXE VII Calcul de l'incertitude sur la mesure du module d'élasticité	139
ANNEXE VIII Valeurs du module d'élasticité calculé pour différentes plages de déformation	140
ANNEXE IX Résultats des tests sur les éprouvettes d'ABS de l'étude détaillée	141
LISTE DE RÉFÉRENCES	143

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1 Énergie nécessaire à l'apparition d'une fracture et instabilité induite	12
Tableau 1.2 Plages de valeurs des propriétés mécaniques mesurées pour l'os vertébral humain dans la littérature	30
Tableau 1.3 Relations entre la densité et les propriétés mécaniques de l'os spongieux.....	37
Tableau 1.4 Relations entre la densité et le comportement mécanique du corps vertébral en compression.....	38
Tableau 1.5 Classification des modèles de compression uniaxiale selon différents paramètres	43
Tableau 1.6 Coefficients de détermination (R^2) obtenus pour des régressions linéaires entre des résultats expérimentaux et analytiques	45
Tableau 1.7 Classification des modèles d'apparition de fractures selon différents paramètres	49
Tableau 1.8 Classification des modèles d'instrumentation chirurgicale selon différents paramètres	50
Tableau 2.1 Description des spécimens vertébraux porcins prélevés.....	58
Tableau 2.2 Appareils et paramètres d'acquisition des images tomographiques	59
Tableau 2.3 Facteurs de l'étude de sensibilité	77
Tableau 2.4 Plan d'expérience de l'étude de sensibilité	79
Tableau 2.5 Paramètres de fabrication choisis pour les éprouvettes d'ABS	82
Tableau 3.1 Relations linéaires et coefficients de détermination établis entre le nombre CT et la densité des objets de calibrage pour chaque acquisition.....	87
Tableau 3.2 Nombre CT moyen et densité moyenne mesurés pour les spécimens osseux cylindriques.....	90
Tableau 3.3 Nombre de spécimens osseux extraits, exclus et utilisés pour les tests en compression	93
Tableau 3.4 Modules d'élasticité moyens calculés pour les deux séries de tests.....	93

Tableau 3.5	Mesures obtenues à partir des images CT des corps vertébraux.....	98
Tableau 3.6	Raideur des corps vertébraux porcins mesurée expérimentalement	99
Tableau 3.7	Résultats de l'étude de convergence.....	100
Tableau 3.8	Comparaison entre la raideur estimée par le MÉF et la raideur mesurée expérimentalement.....	105
Tableau 3.9	Valeur et position de la contrainte de von Mises maximale estimée par le MÉF	106
Tableau 3.10	Résultats des tests préliminaires sur les éprouvettes d'ABS	107
Tableau 3.11	Coefficients de détermination des relations établies pour les tests préliminaires sur les éprouvettes d'ABS	107
Tableau 3.12	Description des séries d'éprouvettes d'ABS de l'étude détaillée	108
Tableau 3.13	Relations et coefficient de détermination entre le nombre CT et la densité des éprouvettes d'ABS	108
Tableau 3.14	Relations établies entre la densité (g/cm^3) et le module d'élasticité (MPa) des éprouvettes d'ABS en fonction de leur microstructure.....	110
Tableau 3.15	Raideur calculée expérimentalement et raideur estimée par les modèles par éléments finis	113

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Vues antérieure et latérale de la colonne vertébrale.5
Figure 1.2	Vue supérieure d'une vertèbre typique.....6
Figure 1.3	Ligaments vertébraux.....7
Figure 1.4	Unité vertébrale fonctionnelle.....8
Figure 1.5	Différence d'alignement entre les facettes articulaires du niveau thoracique et du niveau lombaire.....9
Figure 1.6	Fractures produites par compression axiale pure (A) et avec une combinaison d'un moment de flexion (B).....10
Figure 1.7	Instabilité causée par une vertèbre fracturée (segment normal en pointillés)..11
Figure 1.8	Fractures thoracolombaires: rupture des plateaux (A), fracture de compression (B), fracture comminutive (C).12
Figure 1.9	Fractures de compression liées à l'ostéoporose classées par sévérité.13
Figure 1.10	Volume de 3x3x1mm ³ d'os spongieux humain.....14
Figure 1.11	Section longitudinale d'un corps vertébral.....15
Figure 1.12	Diminution de la qualité osseuse associée à l'âge dans un corps vertébral.....16
Figure 1.13	Acquisition d'images par QCT.....20
Figure 1.14	Image obtenue par QCT.....20
Figure 1.15	Diagramme représentant la relation entre le nombre CT et la densité apparente et effective.22
Figure 1.16	Mesure de la densité minérale osseuse par QCT.23
Figure 1.17	Paramètres morphologiques de la microarchitecture de l'os mesurés par micro CT.25
Figure 1.18	Montage expérimental avec extensomètres.28
Figure 1.19	Courbe contrainte - déformation typique obtenue suite à un test de compression.29

Figure 1.20	Courbe contrainte-déformation obtenue pour le spécimen testé directement entre les plateaux (A) et avec l'intermédiaire d'embouts métalliques (B).....	31
Figure 1.21	Méthode des embouts visant à minimiser les erreurs expérimentales induites aux extrémités.	32
Figure 1.22	Montage expérimental pour effectuer un test en compression uniaxiale sur un corps vertébral.....	33
Figure 1.23	Maillage des travées osseuses d'un μ MÉF.....	35
Figure 1.24	Modèle par éléments finis d'un corps vertébral aux propriétés non homogènes généré à partir des voxels des images CT.....	40
Figure 1.25	Conditions frontières appliquées sur un modèle par éléments finis d'une fracture comminutive sur le segment thoracolumbaire.....	48
Figure 1.26	Modèle par éléments finis de l'interface vis – os.	51
Figure 1.27	Modèle par éléments finis d'un segment lombaire avec cage métallique.	53
Figure 2.1	Aperçu de la méthode utilisée pour la caractérisation des propriétés mécaniques.....	57
Figure 2.2	Méthode de segmentation par seuillage.....	60
Figure 2.3	Méthode de contours actifs: création d'une courbe approximative (a) et minimisation de l'énergie (b).	61
Figure 2.4	Méthode de segmentation par application d'un masque géométrique.....	61
Figure 2.5	Objets de calibrage.....	62
Figure 2.6	Images CT des objets de calibrage avec et sans masque.	63
Figure 2.7	Systèmes de centrage et montages des séries de tests 1 (a & b) et 2 (c & d)...	65
Figure 2.8	Test de compression uniaxiale sur un corps vertébral porcin.	67
Figure 2.9	Aperçu de la méthode utilisée pour générer un modèle par éléments finis personnalisé.....	68
Figure 2.10	Méthode d'érosion permettant de retirer des pixels sur le contour du masque.	69
Figure 2.11	Reconstruction 3D d'un corps vertébral obtenue sans lissage (a) et avec un lissage de niveau moyen (b).....	70

Figure 2.12	Exemple de maillages du corps vertébral utilisés pour l'étude de convergence: a) 388 éléments b) 9461 éléments.	71
Figure 2.13	Aperçu de la méthode utilisée pour créer la couche de PMMA qui recouvre les plateaux vertébraux.	72
Figure 2.14	Courbe d'Hermite.	74
Figure 2.15	Algorithme utilisé pour créer un fichier d'attribution des propriétés mécaniques à partir d'images DICOM dans Matlab.	75
Figure 2.16	Couplage des nœuds du plateau vertébral et de la couche de PMMA.	76
Figure 2.17	Aperçu du procédé de dépôt de matière en fusion.	80
Figure 2.18	Paramètres de fabrication: a) Distance entre les trames b) direction de fabrication c) angle d'orientation entre les trames.	81
Figure 2.19	Images CT des éprouvettes d'ABS avec un contenant d'eau.	83
Figure 2.20	Modèle par éléments finis d'une éprouvette d'ABS.	85
Figure 3.1	Relation linéaire établie entre le nombre CT et la densité (g/cm^3) des objets de calibrage (acquisition du 8 février 2007).	87
Figure 3.2	Segmentation des régions d'intérêt sur un corps vertébral d'un porc en croissance (série de tests 1).	88
Figure 3.3	Segmentation des régions d'intérêt sur un corps vertébral d'un porc en croissance (série de tests 2).	89
Figure 3.4	Segmentation de la région d'intérêt sur un corps vertébral d'un porc mature (série de tests 2).	89
Figure 3.5	Comparaison du nombre CT des spécimens osseux cylindriques de la 2 ^e série de tests avec la littérature.	91
Figure 3.6	Courbes contrainte – déformation obtenues pour les spécimens osseux cylindriques de la première série de tests (a) et pour la deuxième série de tests (b).	92
Figure 3.7	Comparaison du module d'élasticité des spécimens cylindriques avec la littérature.	94
Figure 3.8	Relations entre la densité et le module d'élasticité établie pour la première série de tests.	96

Figure 3.9	Relation entre la densité et le module d'élasticité établie pour la deuxième série de tests.	97
Figure 3.10	Exemple de courbe force - déplacement obtenue pour le test de compression sur un corps vertébral.....	98
Figure 3.11	Raideur estimée par le MÉF d'un corps vertébral pour des maillages avec différents nombres d'éléments.	100
Figure 3.12	Estimation de l'effet standardisé des facteurs sur la raideur (kN/mm).	101
Figure 3.13	Estimation de l'effet standardisé des facteurs sur la contrainte maximale de von Mises (MPa).	102
Figure 3.14	Exemple de distribution du module d'élasticité dans les éléments du MÉF d'un corps vertébral.	104
Figure 3.15	Distribution des déplacements induits par un chargement de 1000 N sur un MÉF d'un corps vertébral a) aux propriétés homogènes b) aux propriétés non homogènes.	105
Figure 3.16	Distribution de la contrainte de Von Mises induite par un chargement de 1000 N sur un MÉF d'un corps vertébral a) aux propriétés homogènes b) aux propriétés non homogènes.....	106
Figure 3.17	Densité des éprouvettes d'ABS en fonction du nombre CT.....	109
Figure 3.18	Relation entre la densité et le module d'élasticité des objets d'ABS (toutes microstructures confondues).	110
Figure 3.19	Estimation de l'effet des paramètres de fabrication sur le nombre CT des pièces d'ABS.	111
Figure 3.20	Estimation de l'effet des paramètres de fabrication sur la densité des pièces d'ABS.	112
Figure 3.21	Estimation de l'effet des paramètres de fabrication sur le module d'élasticité des pièces d'ABS.	112
Figure 3.22	Régressions linéaires entre $K_{\text{expérimentale}}$ et $K_{\text{MÉF}}$ pour les modèles A, B et C.	114

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

3D	Tridimensionnel
ABS	Acrylonitrile butadiène styrène
ADPL	Ansys Parametric Design Language
ASTM	American Society for Testing and Materials
CCC	Coefficient de corrélation de concordance
CRI	Centre de rotation instantané
CV	Corps vertébral
DXA	Absorptiométrie biphotonique à rayons X (<i>Dual energy X-ray absorptiometry</i>)
Image CT	Image tomodensitométrie
HU	Unités Hounsfield
MÉF	Modèle par éléments finis
MTS	Appareil de tests mécaniques (<i>Material testing system</i>)
Micro CT	Micro-tomographie assistée par ordinateur
PMMA	Polyméthylméthacrylate
QCT	Tomodensitométrie (<i>Quantitative computed tomography</i>)
STL	Stéréolithographique
μMÉF	Micro modèle par éléments finis
#CT	Nombre CT
A	Surface
BV/TV	Fraction de volume osseux
d	Diamètre

E	Module d'élasticité
F	Force
F_{ult}	Force ultime ou maximale
G	Module de cisaillement
h	Hauteur
I	Intensité
I_0	Intensité initiale
L_0	Longueur initiale
m	Masse
MIL1/MIL3	Degré d'anisotropie
K	Raideur
K_{MEF}	Raideur estimée par le modèle par éléments finis
$K_{expérimentale}$	Raideur mesurée expérimentalement
R	Coefficient de corrélation
R^2	Coefficient de détermination
Tb.Sp	Espace de séparation
Tb.Th	Épaisseur trabéculaire
x	Épaisseur
v	Vitesse de propagation
δ	Déplacement
ε	Déformation
ε_y	Déformation élastique
ε_{ult}	Déformation ultime ou maximale

μ	Coefficient d'atténuation linéaire
ν	Coefficient de poisson
ρ	Densité
ρ_{app}	Densité apparente
ρ_{eff}	Densité effective
$\rho_{minérale}$	Densité minérale
σ	Contrainte
σ_{ult}	Contrainte ultime ou maximale
σ_y	Limite élastique
$\sigma_{VonMises}$	Contrainte de von Mises

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

UNITÉS GÉOMÉTRIQUES

Longueur

m	mètre
mm	millimètre
μm	micromètre
po	pouce

Surface

mm ²	millimètre carré
-----------------	------------------

Volume

mm ³	millimètre cube
-----------------	-----------------

Angle

°	degré
---	-------

UNITÉS DE MASSE

Masse

kg	kilogramme
g	gramme
mg	milligramme

Densité

kg/m ³	kilogramme par mètre cube
g/cm ³	gramme par centimètre cube
mg/cm ³	milligramme par centimètre cube

UNITÉS MÉCANIQUES

Vitesse

mm/sec	millimètre par seconde
mm/min	millimètre par minute
%/sec	pourcentage de déformation par seconde

Déformation

mm/mm	millimètre par millimètre
%	pourcentage de déformation

Force

kN	kilonewton
N	newton

Contrainte

GPa	gigapascal
MPa	mégapascal

Raideur

kN/mm	kilonewton par millimètre
-------	---------------------------

Énergie

N·m	newton-mètre
-----	--------------

UNITÉS D'IMAGERIE

Paramètres d'acquisition

kV	kilovolt
mA	milliampère

Radiation

μSv	unité de sievert
-----	------------------

INTRODUCTION

La colonne thoracolombaire est le segment où se produisent la majorité des fractures de la colonne vertébrale (White and Panjabi 1990). Plus spécifiquement, soixante pourcent des fractures thoraciques et lombaires se produisent à la jonction thoracolombaire (Kaye and Nance 1990). Ce segment possède différentes caractéristiques anatomiques qui expliquent l'incidence élevée des fractures. Par exemple, la transition entre la cyphose thoracique et la lordose lombaire entraîne une perte de stabilité dans cette région. De plus, une partie de la stabilité apportée par la cage thoracique est perdue au niveau thoracolombaire.

L'étude biomécanique des forces impliquées sur la colonne vertébrale permet de comprendre le mécanisme d'apparition de fractures. La géométrie des structures et les propriétés mécaniques de l'os sont également des facteurs importants à considérer dans l'étude de l'apparition des fractures (Hayes, Piazza et al. 1991). La colonne vertébrale est principalement composée d'os spongieux, dont la porosité peut atteindre jusqu'à 90% (Cowin 2001). L'os spongieux est formé d'un arrangement de travées osseuses d'environ 100 μm de diamètre, espacées de 500 à 1400 μm (Keaveny, Morgan et al. 2001). Le vieillissement ou des maladies telles que l'ostéoporose contribuent à augmenter la porosité de l'os et à diminuer la qualité osseuse, qui est définie par le contenu minéral de l'os, par sa densité et par son architecture. La diminution de la qualité osseuse entraîne une diminution de la résistance au chargement de l'os. Cela a pour conséquence d'augmenter l'incidence de fractures, et ce parfois lors des traumatismes légers correspondant à des charges soumises à la colonne vertébrale lors d'activités quotidiennes (McCubbrey, Cody et al. 1995). Ce type de fractures se produit fréquemment au niveau du corps vertébral.

Des modèles mathématiques tels que les modèles par éléments finis (MÉF) sont utilisés pour étudier le comportement mécanique de l'os sous différents cas de chargement. Ces modèles peuvent être utilisés pour reproduire l'apparition de fractures et pour modéliser la fixation de fractures par des implants chirurgicaux. La modélisation personnalisée de l'interaction entre un implant orthopédique et l'os d'un patient pourrait permettre d'adapter la planification

opératoire en fonction de la résistance mécanique de l'os, qui influence la rigidité de la fixation entre l'implant et l'os (Zdeblick, Kunz et al. 1993; Snyder, Zaltz et al. 1995; Oxland, Lund et al. 1996; Heller, Shuster et al. 1999).

La personnalisation d'un modèle par éléments finis est rendue possible grâce à l'imagerie médicale. Différentes méthodes d'imagerie permettent d'estimer la densité osseuse et des tests effectués expérimentalement permettent de mesurer les propriétés mécaniques de spécimens osseux. Des relations sont alors établies entre la densité et les propriétés mécaniques de l'os. Elles permettent d'estimer les propriétés mécaniques de l'os de façon non invasive, à partir de la densité mesurée par imagerie médicale. Des corrélations modérées à fortes ont été rapportées dans la littérature, mais les raisons pour lesquelles cette variabilité survient dans les relations ne sont pas clairement identifiées dans la littérature.

La tomodensitométrie est une méthode d'imagerie utilisée en clinique et en recherche pour évaluer la densité osseuse. Elle a pour avantage de permettre d'obtenir également la géométrie en trois dimensions des structures. Le niveau de gris d'images tomodynamométriques calibrées peut être converti en densité, et les propriétés mécaniques peuvent être estimées à partir des relations établies expérimentalement. Plusieurs auteurs ont développé des modèles par éléments finis personnalisés de l'os à partir d'images tomodynamométriques (CT). La comparaison avec les résultats de tests mécaniques suggère que la corrélation entre le comportement mécanique de l'os mesuré expérimentalement et le comportement estimé par un MÉF personnalisé à partir d'images CT est variable. La cause de la variabilité dans les résultats n'est pas non plus clairement exposée dans la littérature.

L'objectif principal de ce projet de maîtrise est d'étudier les facteurs influençant l'estimation du comportement mécanique de l'os par QCT afin de répondre à la lacune de la littérature à cet effet. Afin d'obtenir les éléments de réponse nécessaires, quatre objectifs spécifiques sont posés : 1) établir des relations permettant d'estimer les propriétés mécaniques de l'os à partir d'images CT, 2) développer un modèle par éléments finis personnalisé d'un corps vertébral à

partir d'images CT, 3) effectuer une étude de sensibilité sur le modèle, et 4) étudier l'influence de la microstructure sur les propriétés mécaniques.

Le premier chapitre de ce mémoire comprend une revue de la littérature sur la biomécanique de la colonne thoracolombaire et sur la biomécanique de l'os. Les différentes méthodes d'imagerie permettant d'évaluer densité osseuse et les méthodes utilisées pour caractériser les propriétés mécaniques de l'os sont également passées en revue. Finalement, les différents types de modèles par éléments finis sont décrits, soit les modèles du corps vertébral, d'apparition de fractures et de fixation de fractures. La méthodologie utilisée pour répondre aux objectifs de ce mémoire est exposée au chapitre 2. Des corps vertébraux provenant de porcs en croissance et de porcs matures ont été utilisés pour effectuer les étapes impliquant des tests sur des spécimens cadavériques. Des relations entre le niveau de gris des images CT, la densité et les propriétés mécaniques de l'os ont d'abord été établies en utilisant des spécimens cadavériques porcins. Des corps vertébraux ayant été testés expérimentalement ont servi à créer un modèle par éléments finis personnalisé sur lequel des simulations de compression uniaxiale sont effectuées. Une étude de sensibilité a été effectuée afin d'évaluer les paramètres ayant l'influence la plus importante sur l'estimation du comportement mécanique de l'os par le modèle. Finalement, une étude sur l'influence de la microstructure de modèles synthétiques sur leurs propriétés mécaniques a été réalisée en prenant des images CT, en testant expérimentalement et en faisant des analyses numériques sur des pièces fabriquées par prototypage rapide et dont la microstructure est connue. Les principaux résultats obtenus sont présentés au chapitre 3, et le chapitre 4 présente une discussion sur les limites de la méthode employée et une analyse des résultats. Une conclusion générale et quelques recommandations sont présentées au dernier chapitre.

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTÉRATURE

1.1 Biomécanique de la colonne thoracolombaire

La colonne vertébrale est constituée de ligaments, de disques et de 26 os, soit sept vertèbres cervicales, douze vertèbres thoraciques, cinq vertèbres lombaires, du sacrum et du coccyx. Elle assure le transfert des forces et moments de forces au bassin, en plus de permettre la flexibilité nécessaire au mouvement de la tête, du tronc et du bassin (Marieb 2005). Elle a aussi pour rôle important de protéger la moelle épinière.

La colonne vertébrale possède quatre courbures en vue latérale (figure 1.1). Le segment cervical possède une concavité postérieure. Les vertèbres thoraciques, qui font partie de la cage thoracique, possèdent une concavité antérieure, appelée la cyphose thoracique. Le segment lombaire supporte une grande partie du poids du corps et est caractérisé par une concavité postérieure, soit la lordose lombaire. La courbure sacro-coccygienne est pour sa part concave vers l'avant.

Le segment thoracolombaire correspond à la zone de transition entre la cyphose thoracique et la lordose lombaire. Une grande partie des blessures rachidiennes se produisent dans cette région (Kaye and Nance 1990; White and Panjabi 1990; Kifune, Panjabi et al. 1995). Le segment thoracolombaire est l'objet de ce travail.

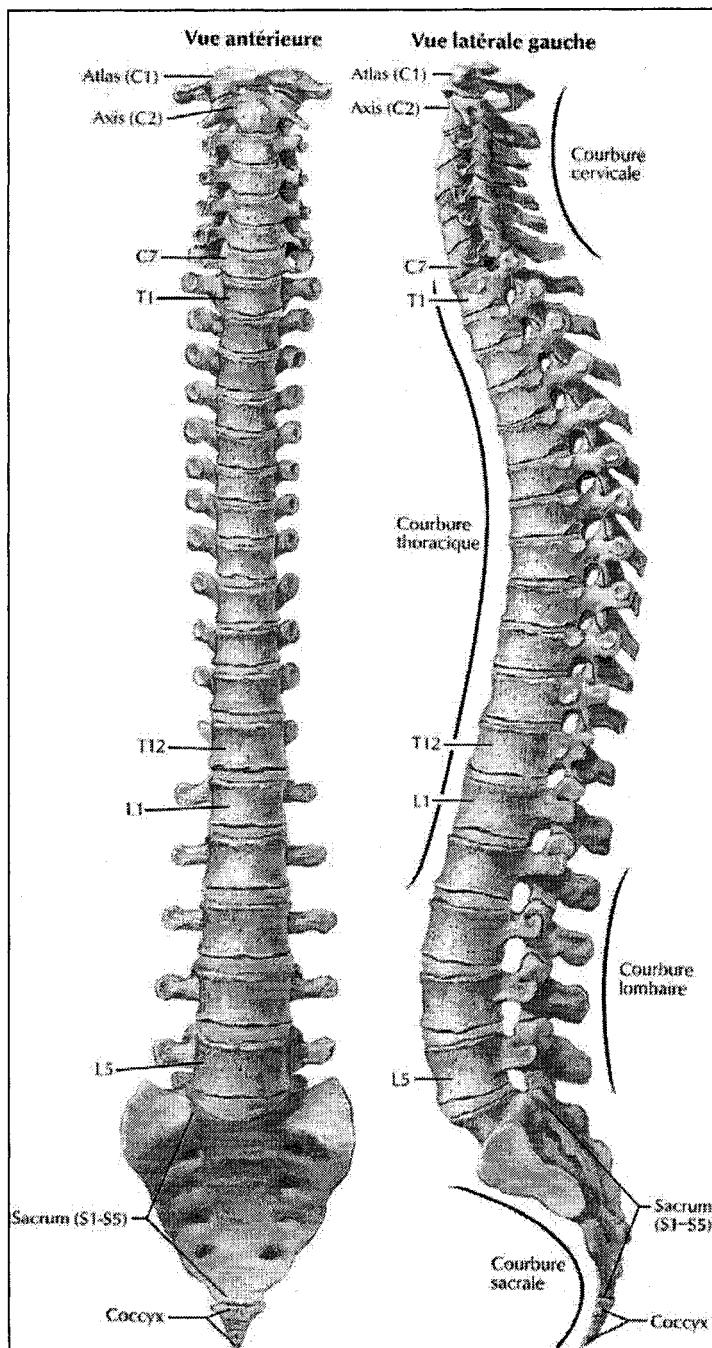


Figure 1.1 Vues antérieure et latérale de la colonne vertébrale.
(Tiré de Netter and Hansen 2004)

1.1.1 Anatomie fonctionnelle

Une vertèbre est constituée du corps vertébral, situé dans la partie antérieure et de l'arc vertébral postérieur. L'arc est composé des pédicules, des lames et des apophyses (figure 1.2). Le corps vertébral forme un volume cylindrique délimité par les plateaux vertébraux. L'arc et la partie postérieure du corps vertébral forment le trou vertébral, qui contient la moelle épinière. La taille et la masse des vertèbres augmentent d'haut en bas afin de s'adapter aux charges croissantes auxquelles elles sont soumises. Les vertèbres sont reliées par les disques et les ligaments intervertébraux. Elles s'articulent entre elles par leurs corps et leurs apophyses articulaires.

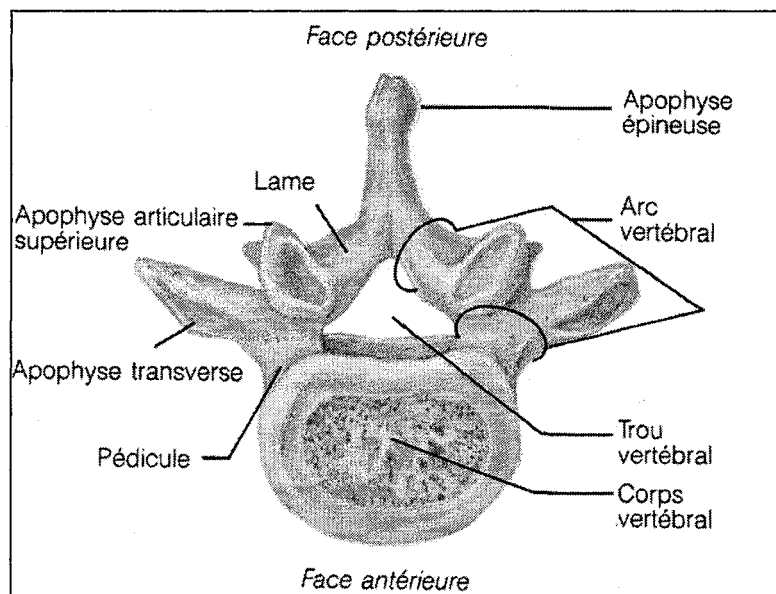


Figure 1.2 *Vue supérieure d'une vertèbre typique.*

(Tiré de Marieb 2005)

Les disques intervertébraux sont composés d'un noyau pulpeux fluide entouré d'un anneau fibreux constitué de fibrocartilage. Ils relient les corps vertébraux ensemble et ont la caractéristique d'être élastiques et compressibles. Cette structure viscoélastique est soumise aux chargements du corps et a pour fonction de supporter le poids transmis à la colonne vertébrale, en plus de permettre sa mobilité.

Les ligaments vertébraux assurent la stabilité du rachis et limitent les mouvements pour protéger la moelle épinière. Ils développent une résistance en tension aux chargements lorsque la colonne vertébrale est soumise à des forces. Les ligaments longitudinaux postérieur et antérieur sont attachés aux disques et aux corps vertébraux du cou au sacrum, sur deux bandes continues. Les ligaments supra-épineux et interépineux se situent entre les apophyses épineuses. Les ligaments inter-transverses relient les apophyses transverses. Les ligaments jaunes relient les extrémités des lames adjacentes.

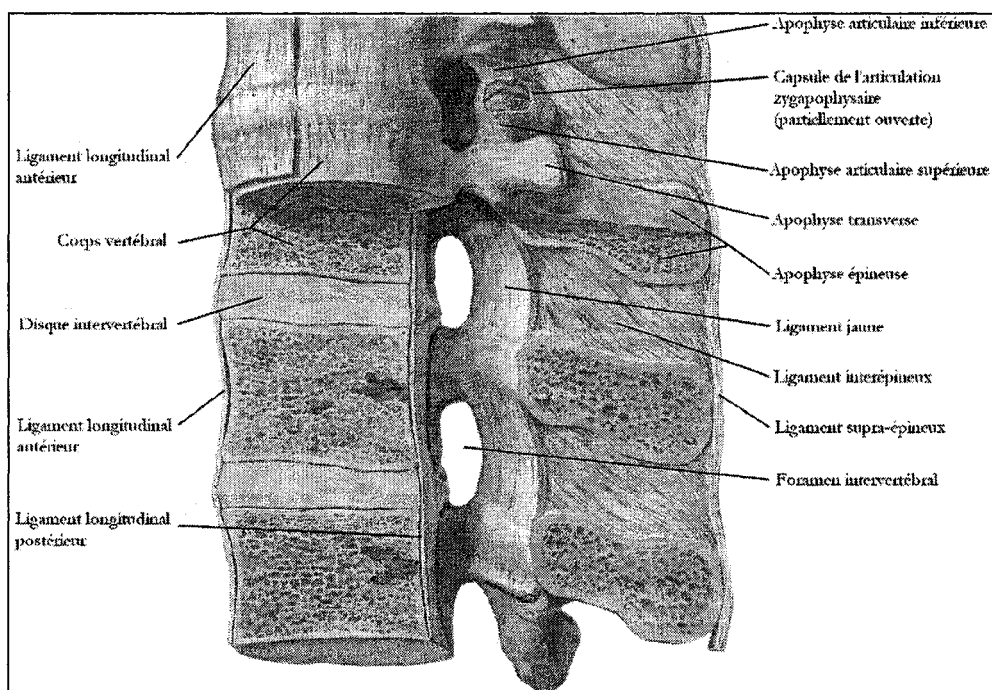


Figure 1.3 Ligaments vertébraux.

(Tiré de Netter and Hansen 2004)

L'étude des mouvements entre les vertèbres se fait souvent au niveau d'une unité fonctionnelle, soit deux vertèbres adjacentes et de leurs tissus mous. Une unité fonctionnelle possède six degrés de liberté, soit la translation et la rotation selon les trois axes orthogonaux (figure 1.4).

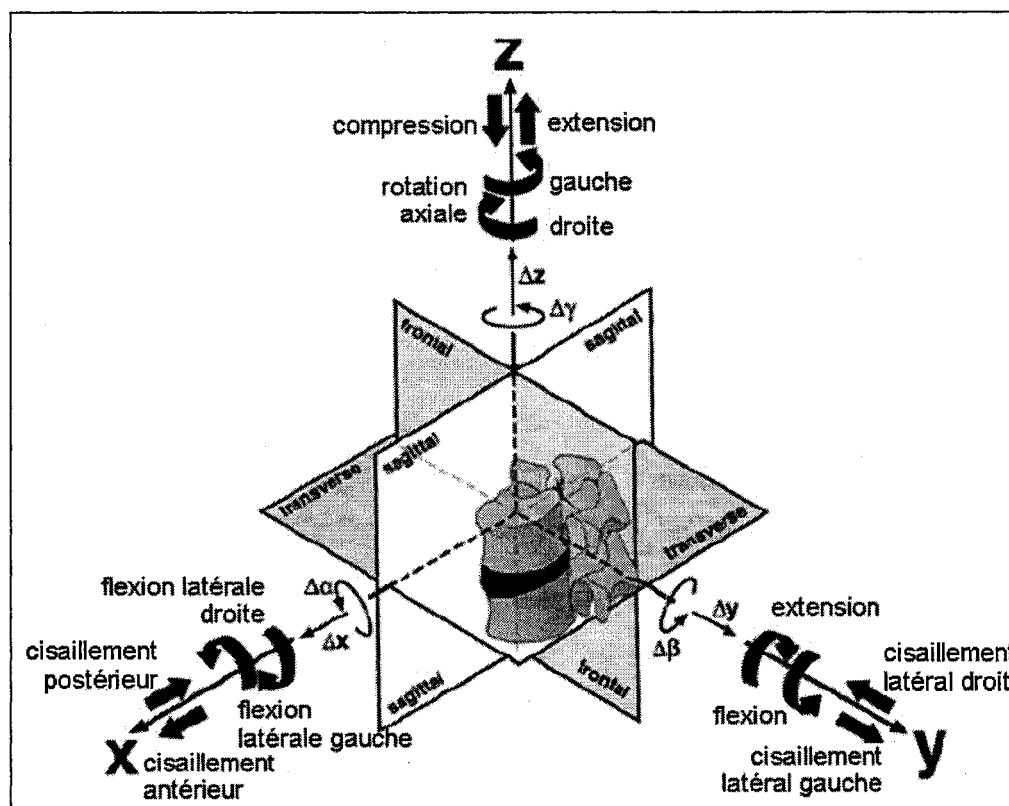


Figure 1.4 Unité vertébrale fonctionnelle.

(Adapté de Wilke, Wenger et al. 1998)

1.1.2 Fractures thoracolombaires

Les fractures vertébrales se produisent généralement suite à une surcharge ou un impact sur la colonne vertébrale lors d'une chute depuis un point élevé, un accident de voiture ou une blessure sportive. Plusieurs études démontrent que la plupart des blessures vertébrales se produisent dans la région thoracolombaire (White and Panjabi 1990). Soixante pourcent des fractures thoraciques et lombaires se produisent à la jonction thoracolombaire, soit entre T12 et L2 (Kaye and Nance 1990). Cela s'explique par différentes caractéristiques anatomiques. D'abord, une partie de la stabilité apportée par la cage thoracique est perdue au niveau thoracolombaire. De plus, l'incidence des blessures augmente à cause de la transition entre la cyphose thoracique et la lordose lombaire (Kaye and Nance 1990). L'alignement des facettes articulaires change également entre les régions thoracique et lombaire. L'alignement des

facettes au niveau thoracique procure une bonne stabilité aux vertèbres contre les déplacements antéro-postérieurs. Entre T9 et T12, l'alignement change et l'angle entre les facettes devient environ à 90° au niveau lombaire, tel qu'illustré à la figure 1.5. Cela entraîne une diminution de la rigidité entre les segments thoracique et lombaire et une concentration de contraintes, ce qui explique le nombre accru de blessures qui s'y produisent (White and Panjabi 1990).

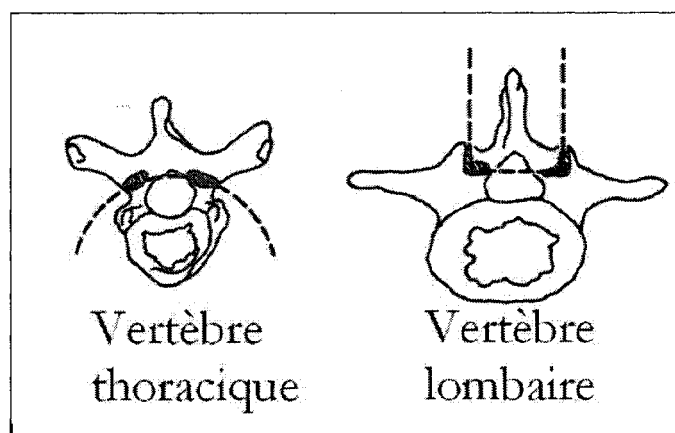


Figure 1.5 *Différence d'alignement entre les facettes articulaires du niveau thoracique et du niveau lombaire.*

(Adapté de White and Panjabi 1990)

Du point de vue de l'ingénieur, l'étude de l'apparition des fractures se fait en considérant différents facteurs : la géométrie de la structure, les propriétés mécaniques des matériaux, ainsi que la position et la direction des forces impliquées dans le mécanisme d'apparition de fractures (Hayes, Piazza et al. 1991). L'étude du chargement impliqué est réalisée à partir du centre de rotation instantané d'une vertèbre (CRI) (White and Panjabi 1990). Le CRI dicte le mode de déformation qui se produit au niveau d'une unité fonctionnelle en relation avec la force appliquée. Par exemple, une force verticale appliquée antérieurement au CRI cause une flexion, alors qu'une extension est produite si la même force est appliquée postérieurement au CRI. Lorsqu'une compression axiale pure est appliquée, la majorité des charges est transmise par les disques aux plateaux vertébraux (Cowin 2001). Si la charge appliquée dépasse la résistance en compression de l'os, il y a rupture des plateaux vertébraux et fracture.

Plusieurs blessures se produisent suite à la combinaison d'une compression axiale et d'un moment en flexion ou en extension dans le plan sagittal (White and Panjabi 1990). L'addition d'un moment en flexion à une charge en compression cause une fracture de compression avec la partie antérieure du corps vertébrale écrasée, tel qu'illustré par White and Panjabi (1990) (figure 1.6). Une compression combinée avec une extension causerait la rupture des éléments postérieurs.

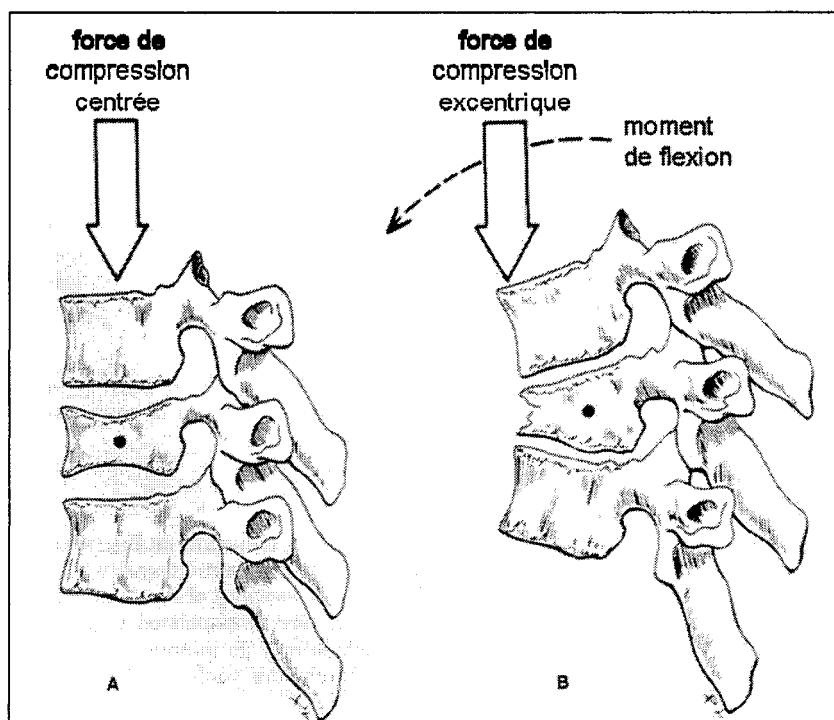


Figure 1.6 *Fractures produites par compression axiale pure (A) et avec une combinaison d'un moment de flexion (B).*

(Adapté de White and Panjabi 1990)

L'amplitude et la vitesse de chargement sont également des paramètres à considérer. Une étude de Kifune, Panjabi et al. (1995) démontre que plus l'énergie cinétique d'un impact est élevée, plus sévère est la fracture. La sévérité d'une fracture est évaluée par le degré d'instabilité entraînée par celle-ci. Une colonne vertébrale dite instable ne peut supporter un chargement sans subir un déplacement pouvant causer une atteinte neurologique (Kaye and Nance 1990; White and Panjabi 1990). Par exemple, sur la figure 1.7, le déplacement en flexion permis sur le segment fracturé est supérieur au déplacement permis sur le segment

normal (en pointillés). Ainsi, plus la fracture est importante, plus les degrés d'instabilité et de déformation sont importants. Cela peut avoir pour conséquence d'appliquer une pression sur la moelle épinière, surtout si des fragments d'os sont projetés dans le canal médullaire. Dans l'étude de Kifune, Panjabi et al. (1995), les fractures sont classifiées selon leur degré d'instabilité dans l'ordre suivant : rupture des plateaux, fracture de compression et fracture comminutive (figure 1.8 A, B et C respectivement). Les fractures comminutives constituent près de 15% de toutes les fractures vertébrales (Kaye and Nance 1990; Panjabi, Hoffman et al. 2000; Wilcox, Allen et al. 2004). Elles sont caractérisées par l'éclatement du corps vertébral en plusieurs fragments qui peuvent causer une atteinte neurologique. Cliniquement, le diagnostic du type de fracture est réalisé grâce à des radiographies ou à des coupes tomodensitométriques (Kaye and Nance 1990; Kifune, Panjabi et al. 1995; Mirza, Mirza et al. 2002; Mikles, Stchur et al. 2004).

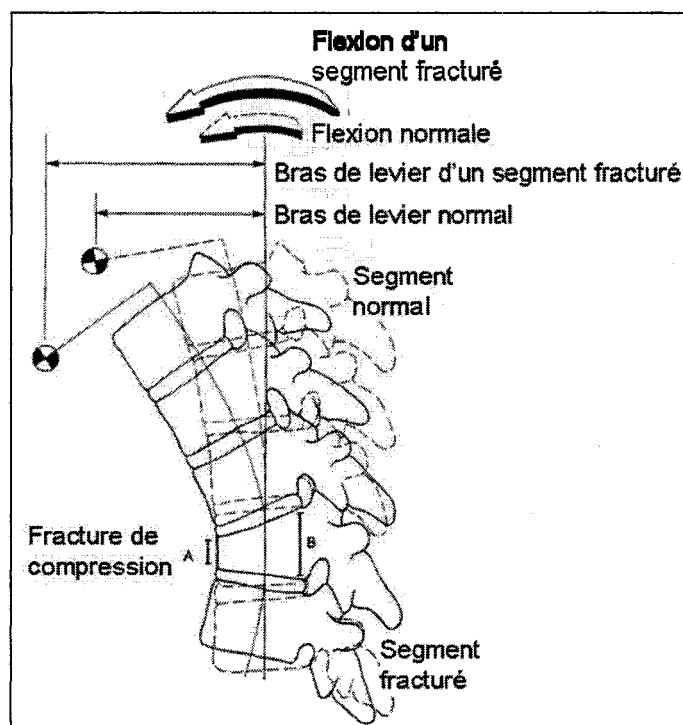


Figure 1.7 *Instabilité causée par une vertèbre fracturée (segment normal en pointillés).*

(Adapté de White and Panjabi 1990)

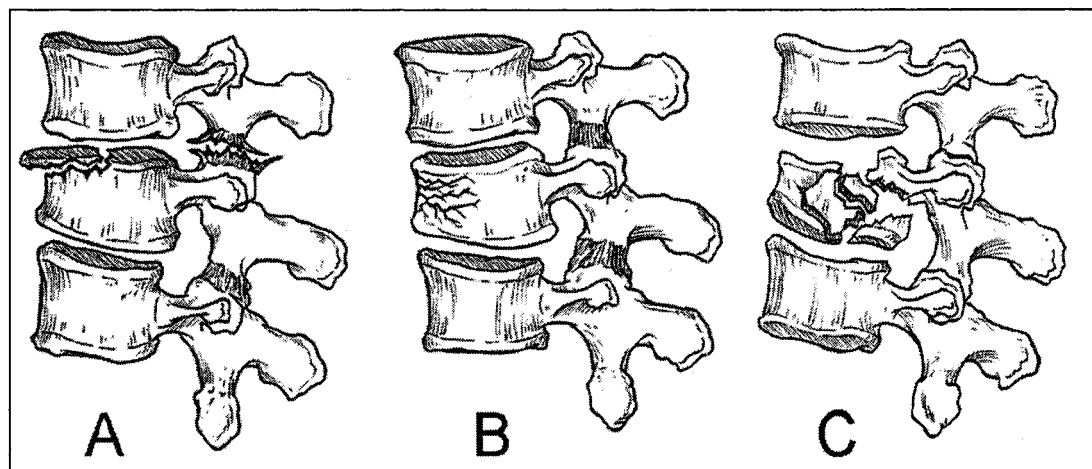


Figure 1.8 *Fractures thoracolombaires: rupture des plateaux (A), fracture de compression (B), fracture comminutive (C).*

(Tiré de Mirza, Mirza et al. 2002)

Dans leur étude, Kifune, Panjabi et al. (1995) ont reproduit des fractures in vitro sur des segments thoracolombaires (T11-L1) en appliquant une charge dynamique croissante en compression et en flexion. Quelques résultats de cette étude sont présentés au tableau 1.1, soit l'énergie nécessaire à l'apparition des fractures et l'amplitude de mouvement mesurée suite à la fracture. Ces résultats suggèrent que plus l'énergie déployée est grande, plus la fracture est sévère, et plus l'instabilité induite est élevée.

Tableau 1.1

Énergie nécessaire à l'apparition d'une fracture et instabilité induite

(Tiré de Kifune, Panjabi et al. 1995)

Type de fracture	Énergie (N·m)	Amplitude de mouvement en flexion/extension (°)
Ruptures des plateaux	57	13.9
Fracture de compression	84	19.2
Fracture comminutive	104	22.0

Par ailleurs, certaines fractures peuvent se produire lors de traumatismes légers par des charges correspondant à celles produites sur la colonne vertébrale lors d'activités quotidiennes (Melton, Atkinson et al. 1999; Lindsey, Kim et al. 2005). Alors qu'une charge

de 868 N est naturellement appliquée sur L3 en position debout pour une personne de 60 kg (Mizrahi, Silva et al. 1993), soulever une charge à bout de bras en position penchée peut générer des charges de 5000 à 11500 N (Hansson, Bigos et al. 1984). Avec l'âge, il y a une baisse de la densité minérale de l'os, ce qui cause une diminution de sa résistance mécanique en compression (Lindsey, Kim et al. 2005). Les vertèbres peuvent se fracturer sous des charges légères, principalement au niveau du corps vertébral (McCubrey, Cody et al. 1995). Ce sont des fractures par tassement associées à l'ostéoporose. Aux États-Unis, jusqu'à 500 000 fractures ostéoporotiques surviennent chaque année selon certains auteurs (Hayes, Piazza et al. 1991; Tohmeh, Mathis et al. 1999). Au Canada, 12,1% des femmes et 2,9% des hommes de plus de 50 ans font de l'ostéoporose au niveau vertébral lombaire (Lorrain, Paiement et al. 2003). Les fractures surviennent surtout chez les femmes âgées et entraînent des douleurs importantes au dos et une déformation de la colonne vertébrale (Eastell, Cedel et al. 1991; Lorrain, Paiement et al. 2003). Le degré de sévérité de ces fractures peut être évalué par la perte de hauteur du corps vertébral, tel qu'illustré à la figure 1.9 (Eastell, Cedel et al. 1991). La résistance mécanique osseuse au niveau du corps vertébral est donc un facteur important à considérer.

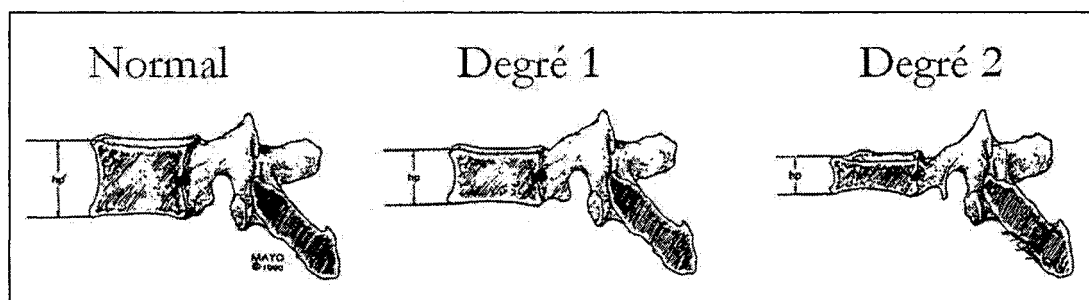


Figure 1.9 *Fractures de compression liées à l'ostéoporose classées par sévérité.*

(Adapté de Eastell, Cedel et al. 1991)

1.2 Biomécanique de l'os

Les os constituent le tissu de support du corps. Ils sont classés en quatre catégories : les os longs, courts, plats et irréguliers (Marieb 2005). La colonne vertébrale fait partie des os irréguliers du corps.

1.2.1 Architecture de l'os

Le tissu osseux est composé à 65% de minéraux et à 35% d'une matrice organique de fibres de collagène et de protéines non collagéniques (Cowin 2001). Il est innervé, vascularisé et il renferme des cavités servant au stockage des graisses et à la synthèse des globules rouges et blancs (Marieb 2005). L'observation macroscopique de l'os révèle deux structures : l'os cortical et l'os spongieux (Rho, Kuhn-Spearing et al. 1998), qui diffèrent par l'orientation des fibres de collagène et par la quantité de minéraux. L'os cortical est une structure compacte qui constitue 80% du squelette et qu'on retrouve en plus grande proportion dans les os longs et plats. Il se trouve sur la partie externe des os et entoure l'os spongieux. L'os spongieux représente 20% du squelette et se retrouve à l'épiphyse des os longs (tête fémorale) et dans les os plats et irréguliers tels que le pelvis, le sternum et la colonne vertébrale.

Les vertèbres sont donc composées surtout d'os spongieux. La porosité de l'os peut atteindre jusqu'à 90% (Cowin 2001). Sa structure interne est composée de travées de 80 à 110 μm de diamètre, qui sont espacées de 500 à 1400 μm (Keaveny, Morgan et al. 2001), tel qu'illustré à la figure 1.10. Une couche d'os cortical mince et irrégulière se trouve autour de l'os spongieux et au niveau des plateaux vertébraux. Selon des études sur des sujets cadavériques, l'épaisseur moyenne de l'os cortical au niveau du corps vertébral est de 0.35 à 0.38 mm (Silva, Wang et al. 1994; Eswaran, Gupta et al. 2006).

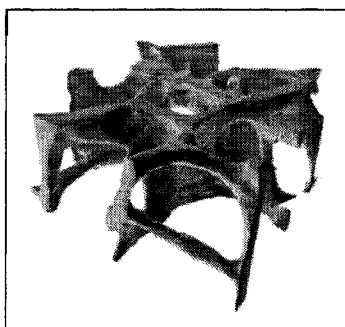


Figure 1.10 *Volume de $3 \times 3 \times 1 \text{ mm}^3$ d'os spongieux humain.*

(Tiré de Keaveny, Morgan et al. 2001)

Du point de vue de l'ingénierie, l'os spongieux est considéré comme un matériau anisotrope (Keaveny, Morgan et al. 2001), ce qui signifie que ses propriétés mécaniques varient selon différentes orientations (White and Panjabi 1990). Les propriétés mécaniques dans le corps vertébral sont orthotropiques, c'est-à-dire qu'elles sont orientées selon les trois axes orthogonaux (Cowin 2001) : antéro-postérieur, medial-latéral et supéro-inférieur. L'os étant un matériau dont les propriétés s'adaptent en fonction du chargement (Cowin 2001), l'os spongieux est orienté principalement selon la direction supéro-inférieure (figure 1.11), axe selon lequel le chargement est prédominant à l'intérieur du corps vertébral (Keaveny, Morgan et al. 2001).

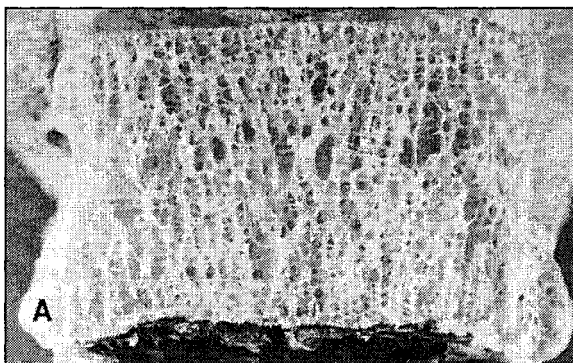


Figure 1.11 *Section longitudinale d'un corps vertébral.*

(Tiré de White and Panjabi 1990)

Dans la plupart des situations physiologiques, le corps vertébral supporte la plus grande partie du chargement transmis à la colonne vertébrale. Le chargement est partagé entre l'os spongieux et la mince couche d'os cortical (White and Panjabi 1990). Selon certains auteurs, le rôle biomécanique de l'os cortical est faible (McBroom, Hayes et al. 1985; Liebschner, Kopperdahl et al. 2003), alors que les résultats d'autres études suggèrent que son rôle est important (Andresen, Werner et al. 1998; Cao, Grimm et al. 2001) et qu'il contribue à jusqu'à 45% de la résistance mécanique du corps vertébral (Eswaran, Gupta et al. 2006).

L'os spongieux est également caractérisé par la non homogénéité de sa distribution, tant au niveau de la structure que de la densité (McCubbrey, Cody et al. 1995; Banse, Devogelaer et al. 2001; Dai, Wang et al. 2006). Cela entraîne des variations de propriétés mécaniques et de

la résistance en compression à l'intérieur du corps vertébral (McCubbrey, Cody et al. 1995; Keaveny, Morgan et al. 2001).

1.2.2 Qualité osseuse

L'os est un tissu vivant qui est en constante évolution : le corps humain renouvelle 10% de sa masse osseuse par année (Lorrain, Paiement et al. 2003). La formation osseuse se fait par des cellules appelées ostéoblastes. Les ostéoclastes assurent la résorption osseuse. Le processus de formation et de résorption osseuse est appelé le remodelage osseux (Marieb 2005). Pendant la croissance, le processus de formation osseuse est prédominant. La masse osseuse atteint son sommet à l'âge adulte et commence à décroître à partir de l'âge de 30 ans (Cowin 2001). À l'âge de 70 ans, moins de 70% de la masse osseuse est présente chez certains individus. La figure 1.12 illustre la différence de qualité osseuse entre un individu jeune et âgé (18 ans et 80 ans).

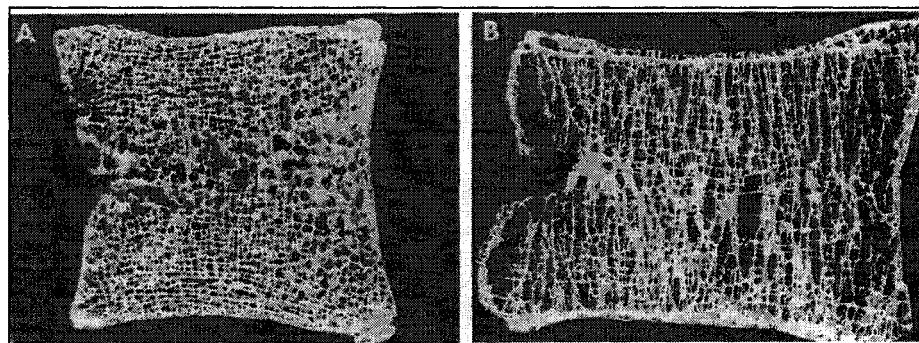


Figure 1.12 Diminution de la qualité osseuse associée à l'âge dans un corps vertébral.

(Tiré de Cowin 2001)

Cette figure illustre que la diminution de la qualité osseuse associée à l'âge entraîne l'amincissement des travées d'os spongieux et l'augmentation de l'espace entre elles. C'est ce qui se produit lorsque la résorption osseuse est supérieure à la formation osseuse (Keaveny and Yeh 2002). Ce processus est régulé par des hormones et la diminution de la qualité osseuse est plus importante chez les femmes, surtout durant la ménopause. L'ostéoporose est une maladie fortement associée à l'âge et caractérisée par la déficience de la masse osseuse et par la détérioration de la microarchitecture de l'os (Lorrain, Paiement et al. 2003). Au

Canada, chez les femmes âgées de 50 ans et plus, une femme sur quatre subit au moins une fracture liée à l'ostéoporose.

La qualité osseuse est définie par l'architecture de l'os, par sa densité et son contenu minéral (Langton and NJeh 2004). Les auteurs font la distinction entre la densité apparente (ρ_{app}) et la densité effective (ρ_{eff}). La densité effective inclut la masse de la moelle osseuse, qui est un fluide contribuant à la masse totale de l'os mais non à sa résistance mécanique (Taylor, Roland et al. 2002). Pour exprimer les propriétés mécaniques de l'os en fonction de la densité, la contribution des fluides à la masse doit être enlevée (Taylor, Roland et al. 2002). La densité apparente tient compte de la densité de l'os mais ne tient pas compte de la masse des fluides. Elle est en relation directe avec la porosité et le contenu minéral de l'os, qui diminue avec l'âge. La littérature rapporte les plages de densité suivantes pour l'os humain (Langton and NJeh 2004):

$$\rho_{app} = 0.100 \text{ à } 1.000 \text{ g/cm}^3$$

$$\rho_{eff} = 1.600 \text{ à } 2.000 \text{ g/cm}^3$$

La densité osseuse est mesurée en clinique et en recherche pour différentes applications. Par exemple, la diminution de la densité osseuse est un facteur de risque important pour l'apparition de fractures vertébrales (Hayes, Piazza et al. 1991; McCubbrey, Cody et al. 1995; Lorrain, Paiement et al. 2003). Lors d'un impact, des concentrations de contrainte se produisent dans les régions du corps vertébral où la densité est la plus faible (Dai, Wang et al. 2006). De plus, la diminution de la densité osseuse a une influence sur la rigidité de fixation des fractures vertébrales par des implants (Zdeblick, Kunz et al. 1993; Snyder, Zaltz et al. 1995; Oxland, Lund et al. 1996; Heller, Shuster et al. 1999). L'évaluation de la densité est donc importante en orthopédie.

1.3 Méthodes d'évaluation de la qualité osseuse

Il existe plusieurs méthodes pour évaluer la qualité osseuse. Le contenu minéral osseux, la densité apparente et la densité effective peuvent être mesurées in vitro. La densité effective

est mesurée en divisant la masse totale du spécimen par son volume total. Pour mesurer la densité apparente de l'os, la moelle osseuse ainsi que tous les fluides ne contribuant pas à la rigidité de l'os doivent être enlevés par un jet d'eau à haute pression. Le volume est calculé en mesurant les dimensions externes du spécimen ou par le principe d'Archimède en submergeant le spécimen dans l'eau. La masse du spécimen réhydratée est divisé par le volume et la densité apparente est obtenue (Ashman, Cowin et al. 1984; Langton and NJeh 2004).

L'architecture de l'os peut également être étudiée in vitro par l'étude de coupes histologiques. Il existe par ailleurs des méthodes d'évaluation non invasives de la densité et de l'architecture osseuse, qui sont utilisées cliniquement et en recherche.

1.3.1 DXA

L'absorptiométrie biphotonique à rayons X (*dual energy X-ray absorptiometry* ou DXA) est une méthode d'imagerie en 2D utilisée pour mesurer la densité minérale osseuse. Les rayons X sont des rayonnements électromagnétiques produits par des appareils appelés tubes à rayons X. Ce tube est muni d'une anode et d'une cathode faits d'un alliage de tungstène. Lorsqu'une différence de potentiel est appliquée entre l'anode et la cathode, des électrons sont générés et accélérés à l'intérieur du tube. Les électrons frappent la cathode à grande vitesse. Les rayons X sont produits grâce à l'interaction entre les électrons et la cible de tungstène (Langton and NJeh 2004).

Le principe de base du DXA consiste à mesurer l'atténuation de deux faisceaux de rayons X avec différentes énergies à travers les tissus, soit des rayons de basse et de haute énergie. L'atténuation est la perte de photons d'un faisceau de rayons X lorsqu'il passe à travers la matière. Ce phénomène est causé par la diffusion des photons et par l'absorption par les tissus (Bushberg 2002). La fraction de photons absorbés par les tissus par unité d'épaisseur (cm^{-1}) est appelée le coefficient d'atténuation linéaire (μ). L'atténuation est fonction de

l'épaisseur, de la densité et du numéro atomique des tissus. Elle peut être calculée grâce à l'équation suivante :

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (1.1)$$

où I est l'intensité du rayon après avoir passé à travers les tissus, I_0 est l'intensité initiale et x est l'épaisseur du tissu. Le coefficient d'atténuation linéaire est proportionnel à la densité du tissu. La densité minérale par unité de surface (g/cm^2) de l'os peut être déterminée par DXA en calculant l'absorption de chacun des deux faisceaux de rayons X par l'os.

Le DXA permet d'obtenir des projections antérieures et latérales de la colonne lombaire (Guglielmi, Gluer et al. 1995). Cette méthode a pour principal avantage d'être peu irradiante par rapport à la radiographie conventionnelle ou à d'autres techniques d'imagerie. À titre comparatif, la dose de radiation effective des rayons X est autour de $800 \mu\text{Sv}$, et la dose de radiation effective d'un examen DXA est inférieure à $40 \mu\text{Sv}$ (Duboeuf, Bauer et al. 2005). La densité minérale osseuse mesurée par DXA est utilisée cliniquement pour le diagnostic de l'ostéoporose et pour la prédiction du risque de fracture (Duboeuf, Bauer et al. 2005). Par ailleurs, le DXA étant limité aux projections planaires, cette méthode ne permet pas d'évaluer l'architecture de l'os. De plus l'estimation de la densité osseuse n'est pas volumétrique mais surfacique (Cody, McCubbery et al. 1996).

1.3.2 Tomodensitométrie quantitative

La tomodensitométrie quantitative, ou QCT (*quantitative computed tomography*), est un outil utilisé en clinique et en recherche qui permet à la fois de mesurer la densité minérale osseuse et d'obtenir la géométrie 3D des structures. Le QCT est également basé sur le principe d'atténuation des rayons X. Lors d'un examen par QCT, le patient est étendu sur une table se déplaçant horizontalement à l'intérieur d'un anneau dans lequel se trouve un tube à rayons X. Les images tomodensitométriques, aussi appelées images CT, sont obtenues par le balayage continu du faisceau de rayons X. La radiation résiduelle est captée par des barrettes de détecteurs qui forment une couronne autour de l'anneau (figure 1.13). L'intensité résiduelle

de radiation transmise à travers le corps, ou l'atténuation, est calculée pour chaque degré de rotation du tube (Langton and NJeh 2004).

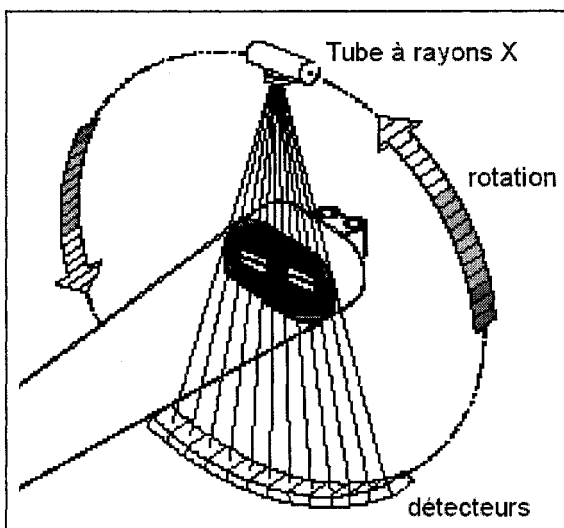


Figure 1.13 Acquisition d'images par QCT.

(Adapté de University of Leeds. School of Medicine 2007)

Les images obtenues correspondent à un volume ayant l'épaisseur d'une tranche de tissu, soit une matrice de 512 x 512 pixels. Chaque pixel de l'image en deux dimensions correspond donc à un volume, aussi appelé *voxel* (figure 1.14) (Bushberg 2002). La résolution d'une image CT dépend à la fois de la taille des pixels (de l'ordre de 0.2 mm) et de l'épaisseur des tranches, qui peut être de 0.625 à 1 mm selon les appareils.

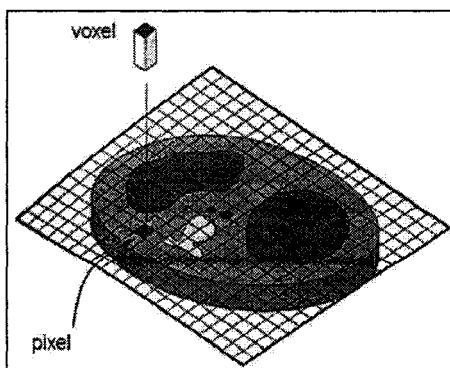


Figure 1.14 Image obtenue par QCT.

(Tirée de Bushberg 2002)

Un pixel représente l'atténuation moyenne des rayons X à l'intérieur d'un voxel. Les images correspondent donc à la distribution du coefficient d'atténuation linéaire sur une fine tranche de tissu. Une échelle de niveau de gris dont l'unité est le Hounsfield (HU) est utilisée pour standardiser les coefficients d'atténuation linéaire des tissus (Éq. 1.2). Les HU sont également appelés nombres CT. Sur cette échelle, l'air a un niveau de gris de -1000 HU, l'eau de 0 HU, les muscles environ de 30 HU et les os entre 30 et 3000 HU (Langton and NJeh 2004).

$$HU_{tissu} = \frac{\mu_{tissu} * \mu_{eau}}{\mu_{eau}} * 1000 \quad (1.2)$$

Les images CT peuvent être utilisées pour estimer la densité osseuse en convertissant le niveau de gris des images en densité. Les relations du nombre CT avec la densité effective et avec la densité apparente sont linéaires, tel que le démontrent les droites de la figure 1.15 (Taylor, Roland et al. 2002). La valeur maximale de la densité effective correspond à la région la plus dense de l'os, soit l'os cortical. Cela correspond également à la valeur maximale de la densité apparente. L'eau a une densité effective de 1.000 g/cm^3 , ce qui correspond à un nombre CT de 0 HU. Par ailleurs, la densité apparente de l'eau étant 0 g/cm^3 , un nombre CT de 0 HU correspond à $\rho_{app} = 0 \text{ g/cm}^3$, tel qu'illustré par la ligne en pointillés de la figure 1.15. La densité apparente tenant compte uniquement de la densité de l'os et non de la densité des fluides, c'est cette relation qui servira à estimer les propriétés mécaniques de l'os à partir des images CT.

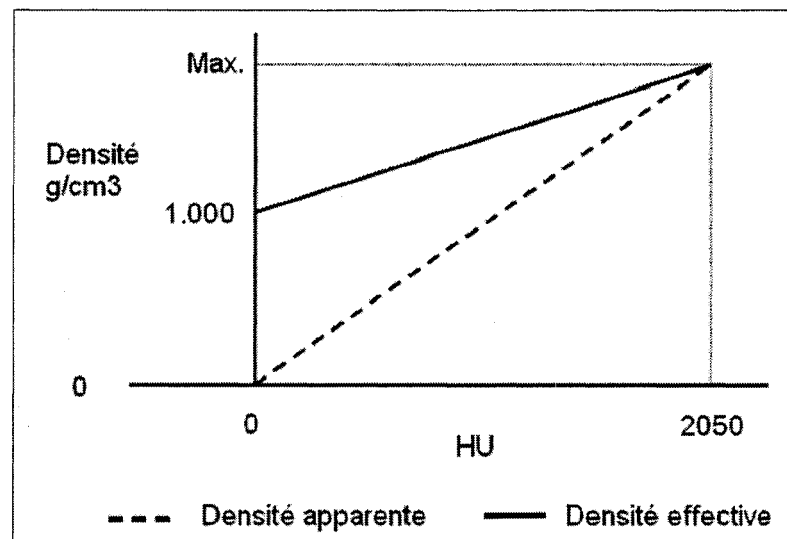


Figure 1.15 *Diagramme représentant la relation entre le nombre CT et la densité apparente et effective.*

(Adapté de Taylor, Roland et al. 2002)

Lors de l'acquisition d'images CT, des objets de calibrage de densités minérales connues peuvent être placés dans le champ d'acquisition, tel qu'illustré à la figure 1.16. Cela permet de convertir le nombre CT de l'os en densité apparente, aussi appelée ρ_{QCT} . Voici une relation établie par Hobatho, Rho et al. (1997) entre le nombre CT et la densité apparente de l'os mesurée in vitro:

$$\rho_{app} = -49 + 1.10 \text{ CT} \quad (1.3)$$

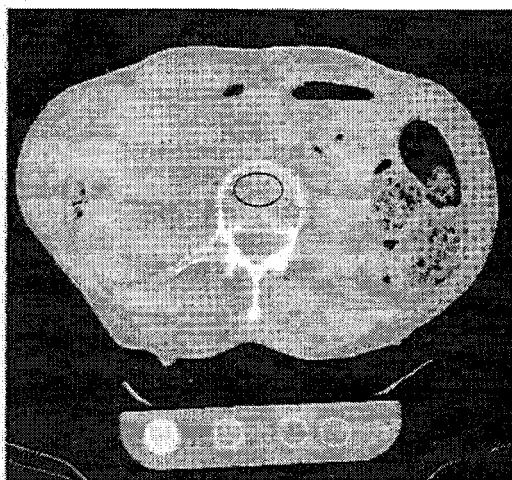


Figure 1.16 *Mesure de la densité minérale osseuse par QCT.*

(Tirée de Langton and NJeh 2004)

Le coefficient d'atténuation du tissu osseux étant plus élevé que celui des tissus mous qui l'entourent, le contraste aux frontières permet de distinguer la région qui correspond à l'os. En identifiant cette région sur l'ensemble des images CT, la géométrie de l'os peut être reconstruite. C'est un avantage du QCT par rapport au DXA, qui ne permet pas d'obtenir d'information en trois dimensions. De plus, le QCT a pour avantage de permettre de mesurer la densité de l'os spongieux et de l'os cortical séparément, ce que le DXA ne permet pas (Dougherty 1996).

Le QCT présente cependant certaines limites. Premièrement, la dose effective de radiation associée à un examen tomodensitométrique est de 60 μ Sv (Guglielmi, Gluer et al. 1995), soit plus élevée que pour un examen par DXA, donc plus nocive pour le patient. Une seconde limite du QCT réside dans l'effet du volume partiel (Bushberg 2002; Langton and NJeh 2004). Lorsque plus d'un tissu se retrouvent à l'intérieur du même voxel, le nombre CT calculé correspond à la moyenne pondérée du niveau de gris des tissus dans le voxel. L'effet du volume partiel se produit au niveau des frontières entre deux structures et au niveau des structures de taille inférieure à un voxel, telles que les travées de l'os spongieux. Cela peut induire une erreur sur l'estimation de la densité par QCT. La précision de la reconstruction de

la géométrie est aussi limitée sur les frontières et pour les éléments géométriques plus petits qu'un voxel. De plus, la résolution du QCT ne permet pas d'obtenir d'information sur la microstructure de l'os.

La densité osseuse évaluée par QCT est utilisée pour évaluer le risque de fractures vertébrales (Dai, Wang et al. 2006). Une étude de Dougherty (1996) suggère cependant que la mesure de la densité osseuse seule n'est pas suffisante pour prédire le risque de fractures, et que l'architecture de l'os devrait aussi être considérée.

1.3.3 Micro CT

La micro-tomographie assistée par ordinateur (micro CT) peut être employée pour obtenir la microstructure de l'os. Le micro CT fonctionne selon le même principe que la tomodensitométrie mais offre une résolution beaucoup plus grande. Une source de rayons X micro-focalisés, des barrettes de détecteurs et l'objet à l'étude se déplacent à l'intérieur d'un appareil dont le champ d'acquisition se situe autour de 50 mm. Les champs d'acquisition étant petits, le micro CT ne peut pas être utilisé in vivo sur des humains jusqu'à maintenant. Son utilisation se limite à de petits spécimens osseux in vitro ou à de petits animaux.

La résolution du micro CT se situe entre 10 μm et 200 μm (Chao, Inoue et al. 2004). Le diamètre des travées osseuses étant environ de 100 μm , le micro CT à très haute résolution permet d'obtenir la microarchitecture de l'os spongieux. La figure 1.10 illustre un exemple de reconstruction 3D de l'os spongieux pouvant être obtenue par micro CT. L'analyse des images par seuillage permet de caractériser la structure de l'os avec des paramètres morphométriques tel que l'épaisseur trabéculaire (Tb.Th), l'espace de séparation (Tb.Sp) (figure 1.17), la fraction de volume osseux (BV/TV), le degré d'anisotropie (MIL1/MIL3) ainsi que différents indices de connectivité et d'orientation entre les travées (Thomsen, Ebbesen et al. 2000; Chao, Inoue et al. 2004; Langton and NJeh 2004). Alors que le DXA et le QCT rendent une valeur de densité moyenne, les paramètres morphométriques permettent de caractériser la distribution locale de l'os (Haidekker, Andresen et al. 1999).

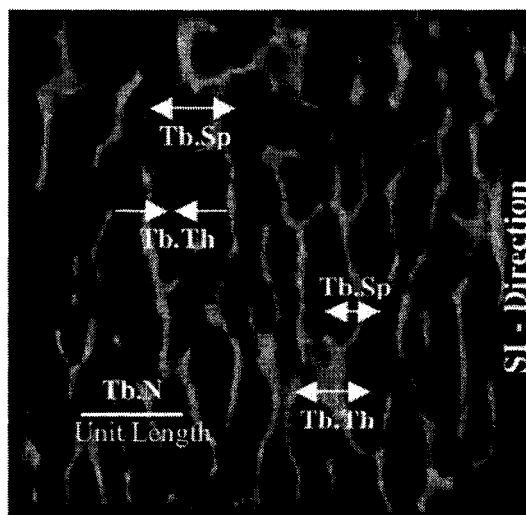


Figure 1.17 Paramètres morphologiques de la microarchitecture de l'os mesurés par micro CT.

(Tirée de Teo, Si-Hoe et al. 2006)

La résolution détermine le niveau de détail pouvant être obtenu par micro CT. Par exemple, pour des voxels de 110 ou de 150 μm (Kim, Christopherson et al. 2004 et Cendre, Mitton et al. 1999, respectivement), des erreurs associées au volume partiel sont induites : l'épaisseur des travées est surestimée alors que la distance entre les travées est sous-estimée (Cendre, Mitton et al. 1999).

1.4 Caractérisation des propriétés mécaniques de la structure osseuse

Une bonne connaissance des propriétés mécaniques permet d'appliquer les propriétés à des modèles mathématiques et permet de prédire le comportement mécanique de l'os sous différentes conditions. Il est important de faire la distinction entre les propriétés de la structure de l'os (le réseau de travées osseuses) et les propriétés du tissu osseux (les travées formant la structure de l'os). Les propriétés de la structure osseuse sont influencées par les propriétés du tissu, mais également par l'architecture de l'os et la fraction de tissu osseux. Ce sont des propriétés de la structure dont il est question dans la présente section.

Les propriétés mécaniques de la structure sont caractérisées *in vitro* sur de petits spécimens osseux. L'os possédant une microstructure particulière, certains facteurs peuvent influencer les résultats des tests expérimentaux, tels que la façon dont les spécimens sont préparés, la méthode expérimentale utilisée et les conditions environnementales (Cowin 2001; Langton and NJeh 2004). Plusieurs précautions doivent donc être prises afin de minimiser les erreurs expérimentales.

Les spécimens osseux doivent être prélevés de cadavres humains ou animaux frais. Différentes études démontrent que la congélation des spécimens n'altère pas de façon significative les propriétés mécaniques de l'os (Pelker, Friedlaender et al. 1984; Panjabi, Krag et al. 1985; Linde and Sorensen 1993; Matter, Garrel et al. 2001). Les os peuvent donc être conservés au congélateur enrobés dans des compresses imbibées d'eau saline. Les spécimens doivent être coupés de façon à ne pas endommager le tissu osseux. Leur taille et leur géométrie doivent également être standardisées. Les spécimens sont en général cubiques (Odgaard and Linde 1991; Keller 1994; Rho, Hobatho et al. 1995; Cody, McCubbrey et al. 1996; Hobatho, Rho et al. 1997; Lin, Tsai et al. 1997; Nicholson, Cheng et al. 1997; Jiang, Zhao et al. 1998; Teo, Si-Hoe et al. 2006) ou cylindriques (Swartz, Wittenberg et al. 1991; Keaveny, Pinilla et al. 1997; Aerssens, Boonen et al. 1998; Kopperdahl and Keaveny 1998; Keaveny, Wachtel et al. 1999; Boyd, Shrive et al. 2001; Morgan and Keaveny 2001; Morgan, Yeh et al. 2001; Kopperdahl, Morgan et al. 2002; Haddock, Yeh et al. 2004). De plus, les propriétés mécaniques de l'os doivent être mesurées sur des spécimens osseux suffisamment grands pour pouvoir analyser une section représentative de pores et de travées, mais doivent être assez petits pour demeurer sur l'échelle sur laquelle le tissu osseux agit de façon uniforme (Ashman, Corin et al. 1987). Selon Cowin (2001), la taille des spécimens prélevés pour la caractérisation des propriétés ne doit pas être inférieure à $5 \times 5 \times 5 \text{ mm}^3$.

L'os étant un matériau anisotrope, ses propriétés mécaniques doivent être mesurées pour les directions principales de sa structure. Les tests en compression selon la direction supéro-

inférieure sont les plus courants pour l'os vertébral puisque c'est le principal mode de chargement de la colonne vertébrale.

Deux méthodes expérimentales sont essentiellement utilisées pour tester des spécimens vertébraux, soit les tests mécaniques et les tests par ultrason. Les propriétés de la structure osseuse peuvent également être évaluées par de modèles mathématiques, soit par micro-éléments finis.

1.4.1 Tests mécaniques

Les propriétés mécaniques de l'os étant semblables à celles d'autres matériaux non vivants, elles peuvent être mesurées expérimentalement avec des machines de traction standard. Cette méthode consiste à disposer le spécimen osseux au centre de la machine à traction, l'axe aligné avec l'axe de l'actuateur. Le plateau supérieur de la machine peut être contrôlé en force ou en déplacement. Une précharge peut être appliquée et un préconditionnement du spécimen peut être effectué avant le chargement pour éliminer les effets de la viscosité de l'os spongieux (Linde and Hvid 1987). Pour les tests sur les spécimens osseux, un déplacement est appliqué à vitesse constante et la force déployée est enregistrée par une cellule de force. Le déplacement peut être enregistré par le capteur de l'appareil, mais pour plus de précision, plusieurs auteurs utilisent un extensomètre (Odgaard and Linde 1991; Keaveny, Pinilla et al. 1997; Aerssens, Boonen et al. 1998; Jiang, Zhao et al. 1998; Kopperdahl and Keaveny 1998; Keaveny, Wachtel et al. 1999; Morgan and Keaveny 2001; Kopperdahl, Morgan et al. 2002; Haddock, Yeh et al. 2004). Tel qu'illustré à la figure 1.18, l'extensomètre peut être accroché au montage expérimental (extensomètre A) ou attaché directement sur l'os (extensomètre B). Cependant, attacher un extensomètre directement sur des spécimens de faible densité risque d'endommager l'os (Keaveny, Pinilla et al. 1997).

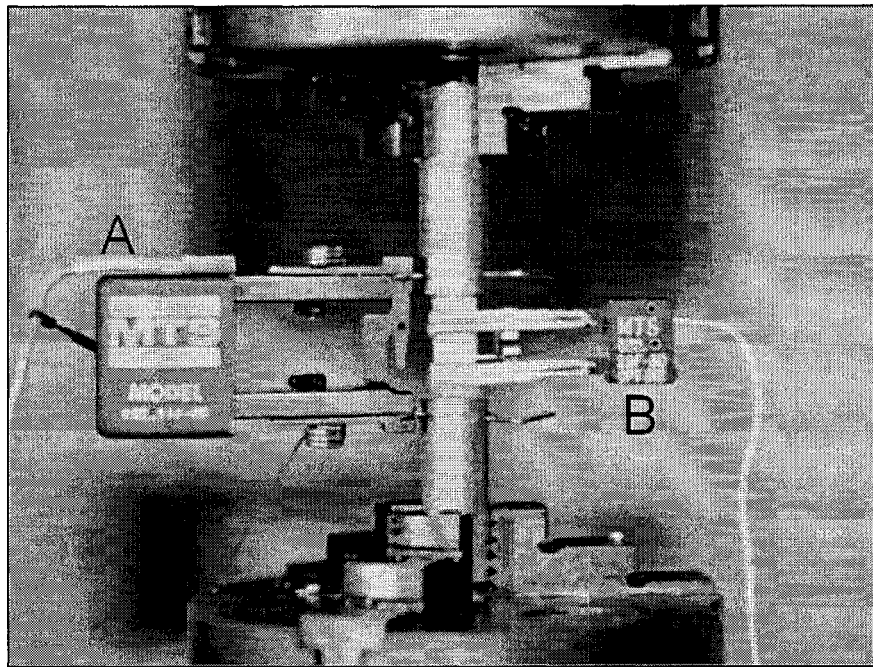


Figure 1.18 *Montage expérimental avec extensomètres.*
(Adaptée de Morgan and Keaveny 2001)

La courbe force – déplacement obtenue suite à un test peut être convertie en contrainte – déformation de la façon suivante :

- La déformation (ε) est obtenue en divisant le déplacement (δ) par la longueur initiale (L_0) du spécimen :

$$\varepsilon \text{ (mm/mm)} = \delta / L_0 \quad (1.4)$$

- La contrainte (σ) est obtenue en divisant la force (F) enregistrée par la surface (A) du spécimen sur laquelle elle est appliquée :

$$\sigma \text{ (N/mm}^2\text{)} = F / A \quad (1.5)$$

Le type de courbe obtenue est illustré à la figure 1.19. La pente de la partie linéaire – élastique de la courbe est le module d'élasticité (E), qui est défini par la loi de Hooke :

$$\sigma = E \varepsilon \quad (1.6)$$

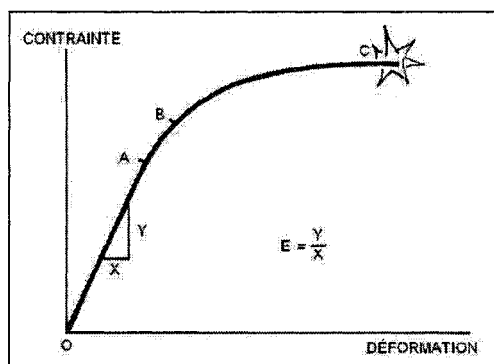


Figure 1.19 *Courbe contrainte - déformation typique obtenue suite à un test de compression.*

(Adapté de Cowin 2001)

D'autres propriétés peuvent être définies à partir de la courbe contrainte – déformation. La charge maximale et la contrainte maximale qui peuvent être supportées par le matériau sont appelées la force et la contrainte ultime (F_{ult} et σ_{ult}). L'aire sous la courbe correspond à l'énergie nécessaire pour causer une fracture. Les zones de déformation élastique et plastique sont séparées par la limite élastique (σ_y). La limite élastique est le point à partir duquel les déformations sont permanentes dans le matériau, ce qui représente l'apparition de microfractures dans l'os spongieux. Une droite parallèle à la pente initiale de la courbe est tracée à partir d'une déformation de 0.2%. L'intersection de cette parallèle avec la courbe contrainte – déformation est la limite élastique.

Le tableau 1.2 donne les plages de valeurs des propriétés mécaniques ayant été mesurées pour l'os spongieux dans la littérature. Les valeurs minimales et maximales mesurées pour le module d'élasticité évalué en compression pour l'humain sont de 90 et 536 MPa. Certains auteurs ont également évalué le module d'élasticité de l'os spongieux vertébral chez le porc. Lin, Tsai et al. (1997) ont obtenu un module d'élasticité moyen de 520.6 ± 144.75 MPa, et Teo, Si-Hoe et al. (2006) ont obtenu une moyenne de 229 ± 138 MPa.

Tableau 1.2

Plages de valeurs des propriétés mécaniques mesurées pour l'os vertébral humain dans la littérature

Propriétés mesurées	Os spongieux	
	Compression	Tension
E (MPa)	90 – 536 (Kopperdahl and Keaveny 1998) 32 – 355 (Keaveny, Pinilla et al. 1997) 344 ± 148 (Morgan and Keaveny 2001)	139 – 472 (Kopperdahl and Keaveny 1998) 349 ± 133 (Morgan and Keaveny 2001)
ϵ_y (%)	0.75 – 0.95 (Kopperdahl and Keaveny 1998)	0.71 – 0.88 (Kopperdahl and Keaveny 1998)
ϵ_{ult} (%)	0.96 – 2.30 (Kopperdahl and Keaveny 1998)	1.09 – 2.51 (Kopperdahl and Keaveny 1998)
σ_y (MPa)	0.56 – 3.71 (Kopperdahl and Keaveny 1998)	0.77 – 2.75 (Kopperdahl and Keaveny 1998)
σ_{ult} (MPa)	0.70 – 4.33 (Kopperdahl and Keaveny 1998)	1.33 – 3.53 (Kopperdahl and Keaveny 1998)

Certains auteurs ont établi des relations entre les différentes propriétés mécaniques de l'os. Fyhrie and Vashishth (2000) ont rapporté les corrélations suivantes pour l'os spongieux vertébral de l'humain :

$$\sigma_y = -0.269 + 0.0583E \quad (R^2 = 0.93) \quad (1.7)$$

$$\sigma_{ult} = -0.058 + 0.00626 E \quad (R^2 = 0.89) \quad (1.8)$$

$$\sigma_{ult} = -0.297 + 1.02 \sigma_y \quad (R^2 = 0.87) \quad (1.9)$$

$$\epsilon_{ult} = 1.47 + 1.61\sigma_{ult} - 1.84\sigma_y \quad (R^2 = 0.84) \quad (1.10)$$

L'os cortical étant très mince au niveau vertébral, il est difficile de mesurer ses propriétés mécaniques et peu de données existent à ce sujet pour l'humain. Le module d'élasticité de l'os cortical du fémur mesuré par Cowin (2001) est de 17.4 GPa. Bayraktar, Morgan et al. (2004) ont rapporté des mesures semblables : $E=19.9 \pm 1.8$ GPa.

L'allure de la courbe contrainte – déformation pour l'os est semblable à la courbe de différents matériaux connus en ingénierie. Cependant, différentes erreurs expérimentales peuvent changer l'allure de cette courbe pour les spécimens osseux (figure 1.20, courbe A). Premièrement, une répartition non uniforme du chargement aux extrémités se produit si l'os spongieux a été endommagé lors de la préparation du spécimen (Keaveny, Guo et al. 1994;

Langton and NJeh 2004). De plus, des concentrations de contrainte et des déformations supérieures se produisent aux extrémités si le spécimen n'est pas coupé de façon plane et parallèle (Odgaard and Linde 1991; Keaveny, Pinilla et al. 1997). Une étude de Keaveny, Pinilla et al. (1997) suggère que ces erreurs expérimentales peuvent entraîner une sous-estimation du module d'élasticité de 30%. Une méthode visant à éliminer ce type d'erreur a été développée (Keaveny, Guo et al. 1994). Elle consiste à insérer et coller les extrémités de spécimens osseux cylindriques dans des embouts de métal (figure 1.21a). Comme la rigidité du métal est supérieure à celle de l'os, les embouts ne se déforment pas. Le déplacement peut être enregistré par un extensomètre placé directement sur le spécimen ou accroché sur les embouts (figure 1.21b). Les résultats de cette méthode ont été comparés avec les résultats obtenus pour le même spécimen testé directement entre les plateaux de la machine (figure 1.21c). La courbe B de la figure 1.20 démontre que la méthode des embouts permet d'obtenir une courbe $\sigma - \epsilon$ sans zone non linéaire en début de chargement.

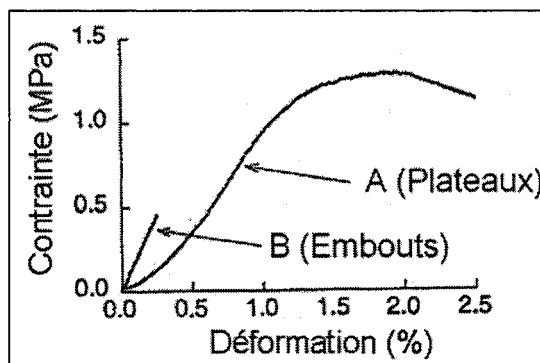


Figure 1.20 *Courbe contrainte-déformation obtenue pour le spécimen testé directement entre les plateaux (A) et avec l'intermédiaire d'embouts métalliques (B).*

(Adapté de Keaveny, Pinilla et al. 1997)

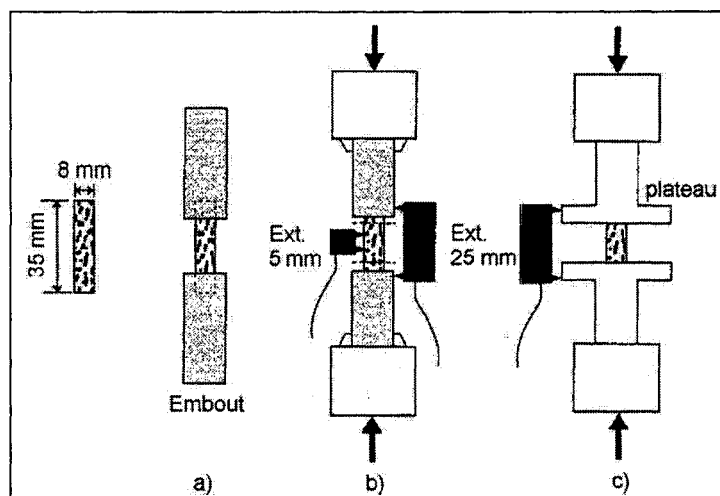


Figure 1.21 *Méthode des embouts visant à minimiser les erreurs expérimentales induites aux extrémités.*

(Adapté de Keaveny, Pinilla et al. 1997)

Le comportement global du corps vertébral peut également être étudié en effectuant des tests mécaniques en compression uniaxiale. Les éléments postérieurs de la vertèbre sont coupés pour conserver le corps vertébral seulement. Le corps vertébral est placé entre les deux plateaux de la machine de traction. La figure 1.22 démontre un exemple de montage utilisé pour faire un test en compression uniaxiale. Le plateau supérieur du montage est relié à la machine par une articulation sphérique pour pouvoir appliquer une charge axiale au corps vertébral même si les plateaux vertébraux ne sont pas parallèles. De plus, certains auteurs utilisent un ciment osseux, le polyméthylméthacrylate (PMMA), pour répartir le chargement de façon uniforme sur les plateaux vertébraux qui ne sont pas parfaitement plats (Silva, Keaveny et al. 1998; Kopperdahl, Pearlman et al. 2000; Higgins, Harten et al. 2003; Liebschner, Kopperdahl et al. 2003; Buckley, Loo et al. 2007). Comme pour les tests sur les petits spécimens, la force et le déplacement sont enregistrés. Les propriétés qui sont mesurées pour ce type de test sont la raideur (K) et la force ultime (F_{ult}). La raideur est évaluée en calculant la pente de la portion linéaire de la courbe force – déplacement et ses unités sont des N/mm ou des kN/mm. Belkoff, Maroney et al. (1999) et Tohmeh, Mathis et al. (1999) utilisent la plage de force de 448 N à 1112 N pour calculer la raideur. Kopperdahl, Pearlman et al. (2000) rapportent les plages de valeurs suivantes :

$$K = 6.44 - 40.4 \text{ kN/mm}$$

$$F_{\text{ult}} = 2.0 - 15.9 \text{ kN}$$

Pour une étude sur huit corps vertébraux porcins, Wilcox (2007) a rapporté des valeurs du même ordre de grandeur que les valeurs pour les corps vertébraux humains ($K = 3.30 - 6.03 \text{ kN/mm}$, $F_{\text{ult}} = 6.83 - 11.79 \text{ kN}$).

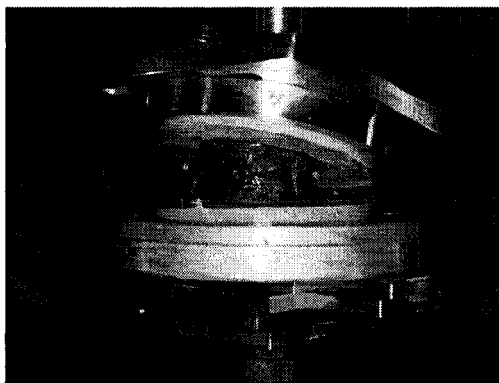


Figure 1.22 *Montage expérimental pour effectuer un test en compression uniaxiale sur un corps vertébral.*

(Tiré de Tohmeh, Mathis et al. 1999)

1.4.2 Ultrasons

Les propriétés mécaniques de l'os sont également évaluées par ultrasons par certains auteurs (Ashman, Cowin et al. 1984; Ashman, Corin et al. 1987; Ashman, Rho et al. 1989; Rho, Hobatho et al. 1995; Hobatho, Rho et al. 1997). Comparativement à la méthode d'évaluation par tests mécaniques, cette méthode permet d'utiliser des spécimens plus petits (Ashman, Rho et al. 1989). Les auteurs utilisent des spécimens osseux cubiques de 5 à 10 mm de côté. Cette méthode consiste à mesurer la vitesse de propagation d'une onde à travers un spécimen osseux. Un capteur piézoélectrique est placé à chaque extrémité du spécimen, soit un émetteur et un récepteur. L'excitation de l'émetteur crée un signal sinusoïdal qui est capté par le récepteur (Ashman, Cowin et al. 1984). Le délai entre la transmission et la réception du signal est mesuré avec un oscilloscope. La vitesse de propagation (v) est calculée en divisant le temps de propagation par l'épaisseur du spécimen (Ashman, Corin et al. 1987).

Le module d'élasticité est alors calculé en utilisant l'équation suivante :

$$E_i = \rho v_i \quad (1.11)$$

où i est la direction pour laquelle les propriétés sont mesurées et ρ est la densité apparente mesurée in vitro, tel que décrit à la section 1.3.

L'avantage de la méthode par ultrasons est de pouvoir effectuer des mesures selon différentes directions pour un même spécimen. Cela permet d'obtenir le degré d'anisotropie de l'os. Différents auteurs ont ainsi déterminé des relations entre les modules d'élasticité mesurés selon les trois directions principales : médio-latérale (1), antéro-postérieure (2) et supéro-inférieure (3) (Ashman, Cowin et al. 1984; Ashman, Rho et al. 1989; Rho, Hobatho et al. 1995; Hobatho, Rho et al. 1997; Nicholson, Cheng et al. 1997). Les relations suivantes ont été déterminées par Rho, Hobatho et al. (1995) :

$$\begin{aligned} E_1 &= -48 + 0.32E_3 \\ E_2 &= -68 + 0.37E_3 \end{aligned} \quad (1.12)$$

1.4.3 Micro CT

Les propriétés mécaniques de la structure osseuse peuvent également être obtenues grâce à l'analyse de modèles mathématiques, soit des micro-modèles par éléments finis (μ MÉF). L'acquisition d'images micro CT permet d'obtenir une reconstruction 3D de la microstructure de spécimens osseux cubiques de 4 à 8 mm de côté (van Rietbergen, Weinans et al. 1995; Zysset, Goulet et al. 1998; Kabel, Odgaard et al. 1999; Ulrich, van Rietbergen et al. 1999). Les voxels correspondant aux travées osseuses sont identifiés par seuillage et l'arrangement des travées est obtenu. La reconstruction 3D de l'arrangement trabéculaire est maillé avec des éléments de taille inférieure aux travées, soit des éléments quadratiques de 20 μ m à 56 μ m de côté (figure 1.23). Un module d'élasticité correspondant aux propriétés du tissu osseux est attribué aux éléments. van Rietbergen, Weinans et al. (1995), Kabel, Odgaard et al. (1999) et Ulrich, van Rietbergen et al. (1999) attribuent un module d'élasticité de 1 GPa

aux éléments. Une analyse par μ MÉF faite sur le maillage du spécimen cubique permet de calculer sa matrice de rigidité. Le module d'élasticité du spécimen cubique est évalué à partir de la matrice de rigidité obtenue par μ MÉF.

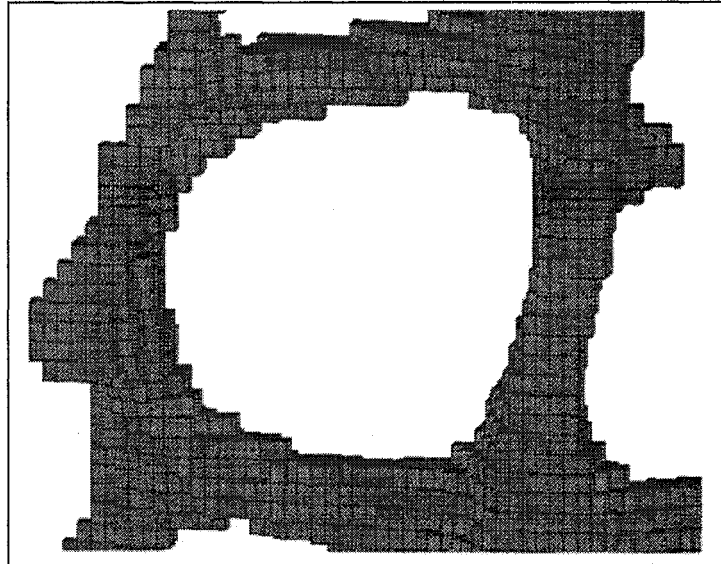


Figure 1.23 *Maillage des travées osseuses d'un μ MÉF.*

(Tiré de van Rietbergen, Weinans et al. 1995)

Les résultats d'une étude de Ladd and Kinney (1998) suggèrent qu'il y a 20% d'incertitude sur le calcul du module d'élasticité en utilisant des images micro CT de 20 μ m de résolution. Selon Keaveny, Pinilla et al. (1997), les erreurs induites par la méthode des μ MÉF proviennent de la propagation de l'erreur de la valeur du module d'élasticité du tissu à l'estimation du module d'élasticité de toute la structure.

1.4.4 Relations avec la qualité osseuse

Les propriétés mécaniques de l'os peuvent être mises en relation avec le contenu minéral osseux et la densité mesurée in vitro ou par imagerie et avec les paramètres caractérisant l'architecture de l'os. Les relations avec l'imagerie permettent l'évaluation non invasive des propriétés mécaniques dans le but de prédire le comportement mécanique de l'os. Le

tableau 1.3 relève quelques-unes des relations suggérées dans la littérature avec des propriétés en compression de l'os spongieux, déterminées sur des spécimens osseux selon l'axe supéro-inférieur. Ce tableau comprend également la provenance et le nombre de spécimens utilisés, ainsi que l'identification des variables dépendantes et indépendantes des relations avec leurs unités. Toutes ces relations sont établies pour des spécimens vertébraux humains, mis à part l'étude de Lin, Tsai et al. (1997) qui utilisent l'os vertébral porcin. L'étude de Lin, Tsai et al. (1997) est la seule qui a été trouvée pour les relations entre la densité et les propriétés mécaniques de l'os vertébral porcin. Des régressions linéaires et de puissance sont utilisées pour faire la relation entre la densité (variable indépendante) et certaines propriétés mécaniques (variable dépendante), comme le module d'élasticité et la contrainte ultime. Les propriétés sont déterminées expérimentalement par ultrasons (Rho, Hobatho et al. 1995; Nicholson, Cheng et al. 1997) ou par tests mécaniques (Keller 1994; Lin, Tsai et al. 1997; Kopperdahl and Keaveny 1998; Morgan and Keaveny 2001; Kopperdahl, Morgan et al. 2002; Morgan, Bayraktar et al. 2003) avec les méthodes décrites aux sections 1.4.1 et 1.4.2. La méthode utilisée pour mesurer la densité, soit à partir d'images CT ou in vitro, est également comprise dans le tableau 1.3. Ces méthodes ont été décrites à la section 1.3. Les relations ne peuvent pas être toutes comparées car les unités de la densité (mg/cm^3 , g/cm^3 et kg/m^3) et des propriétés mécaniques (MPa et GPa) varient d'une étude à l'autre. Les relations établies entre la densité en g/cm^3 et le module d'élasticité en MPa de spécimens humains peuvent par contre être comparées (Nicholson, Cheng et al. 1997; Kopperdahl and Keaveny 1998; Kopperdahl, Morgan et al. 2002; Morgan, Bayraktar et al. 2003). Les relations obtenues par ces auteurs sont variables : des pentes de 1351.5 à 3230 sont obtenues pour les relations linéaires. Des coefficients de 1887 à 4730 et des exposants de 1.05 à 1.56 sont obtenus pour les relations de puissance. Des corrélations modérées à fortes ($R^2 = 0.49$ à 0.96) ont été établies entre la densité apparente et le module d'élasticité de l'os humain, et une corrélation modérée ($R^2 = 0.46$) a été établi pour l'os porcin.

Tableau 1.3

Relations entre la densité et les propriétés mécaniques de l'os spongieux

Auteurs	Spécimens		Variable indépendante	Méthode d'évaluation de la densité	Variable dépendante	Relation	R ²
	Provenance	Nb					
Keller (1994)	lombaire (humain)	199	ρ_{app} (kg/m ³)	in vitro	E (GPa)	$E = -0.00747 + 0.203 \rho_{app}$ $E = 0.757 \rho_{app}^{1.94}$	0.54 0.70
					σ_{ult} (MPa)	$\sigma_{ult} = -0.971 + 16.9 \rho_{app}$ $\sigma_{ult} = 97.9 \rho_{app}^{2.30}$	0.74 0.79
Rho, Hobatho et al. (1995)	lombaire (humain)	120	ρ_{app} (kg/m ³)	in vitro	E (MPa)	$E = -349 + 5.82 \rho_{app}$ $E = 0.63 \rho_{app}^{1.35}$	0.96 0.94
Kopperdahl and Keaveny (1998)	lombaire (humain)	22	ρ_{app} (g/cm ³)	in vitro	E (MPa)	$E = 2100 \rho_{app}$ $E = 2350 \rho_{app}^{1.20}$	0.61 0.60
					σ_{ult} (MPa)	$\sigma_{ult} = -1.46 + 21.9 \rho_{app}$ $\sigma_{ult} = 33.2 \rho_{app}^{1.53}$	0.71 0.68
Kopperdahl, Morgan et al. (2002)	lombaire (humain)	82	ρ_{app} (g/cm ³)	QCT	E (MPa)	$E = -34.7 + 3230 \rho_{app}$ $E = 2980 \rho_{app}^{1.05}$	0.91 0.88
					σ_y (MPa)	$\sigma_y = -0.75 + 24.9 \rho_{app}$ $\sigma_y = 37.4 \rho_{app}^{1.39}$	0.91 0.95
Morgan, Bayraktar et al. (2003)	T10-L5 (humain)	61	ρ_{app} (g/cm ³)	in vitro	E (MPa)	$E = 4730 \rho_{app}^{1.56}$	0.73
Morgan and Keaveny (2001)	vertébral (humain)	30	ρ_{app} (g/cm ³)	in vitro	σ_y (MPa)	$\sigma_y = 37.1 \rho_{app}^{1.74}$	0.80
Nicholson, Cheng et al. (1997)	L2-L4 (humain)	48	ρ_{app} (g/cm ³)	in vitro	E (MPa)	$E = 1351.5 \rho_{app} - 36.2$ $E = 1887 \rho_{app}^{1.313}$	0.49 0.52
Lin, Tsai et al. (1997)	lombaire (porc)	72	ρ_{app} (g/cm ³)	in vitro	E (MPa)	$E = 312 \rho_{app}^{1.26}$	0.46
					σ_y (MPa)	$\sigma_y = 43 \rho_{app}^{1.79}$	0.53
					σ_{ult} (MPa)	$\sigma_{ult} = 57 \rho_{app}^{1.83}$	0.55

Les relations entre la densité et les propriétés mécaniques sont différentes pour l'os spongieux et pour l'os cortical (Chao, Inoue et al. 2004). Il existe cependant très peu de données sur les propriétés de l'os cortical au niveau vertébral pour l'humain.

Des auteurs établissent également des relations entre la densité et le comportement mécanique du corps vertébral. Ces relations sont utilisées pour étudier le rôle de la densité dans l'apparition de fractures (Genant, Gordon et al. 1999). Comme pour le tableau précédent, le tableau 1.4 rapporte les caractéristiques et les corrélations des ces études. Les

auteurs utilisent le nombre CT, la densité évaluée in vitro, par DXA et par QCT et le contenu minéral osseux évalué par DXA comme variables indépendantes. Les propriétés mécaniques étudiées sont la force et la contrainte ultime du corps vertébral. Il est à noter que l'étude de Lochmuller, Eckstein et al. (1998) ne rapporte pas les relations mais seulement les coefficients de détermination obtenus entre la densité évaluée par DXA et la force ultime. Ces auteurs ont trouvé des corrélations faibles entre ces paramètres. Par ailleurs, une relation modérée a été établie entre le nombre CT et la contrainte ultime du corps vertébral ($R^2 = 0.47$) par McBroom, Hayes et al. (1985). Ces auteurs ont trouvé une corrélation plus forte ($R^2 = 0.82$) avec la densité apparente mesurée in vitro. Andresen, Werner et al. (1998) ont établi des corrélations modérées à fortes ($R^2 = 0.72 - 0.76$) entre la densité de l'os cortical et de l'os spongieux évaluée par QCT et la force ultime du corps vertébral. En résumé, les corrélations obtenues entre la densité et les propriétés mécaniques du corps vertébral sont variables. Les meilleures corrélations ont été obtenues pour des mesures faites in vitro et par QCT.

Tableau 1.4

Relations entre la densité et le comportement mécanique du corps vertébral en compression

Auteurs	Corps vertébraux		Variable indépendante	Méthode d'évaluation de la densité	Variable dépendante	Relation	R^2
	Provenance	Nb					
McBroom, Hayes et al. (1985)	lombaire (humain)	40	ρ_{app} (g/cm ³)	in vitro	σ_{ult} (N/cm ²)	$\sigma_{ult} = 17400 \rho_{app}^{2.26}$	0.82
			CT	QCT	σ_{ult} (N/cm ²)	$\sigma_{ult} = 1.93 CT^{1.21}$	0.47
Lochmuller, Eckstein et al. (1998)	lombaire (humain)	49	$\rho_{mimérale}$ (g/cm ²)	DXA	F_{ult} (N)	ND	0.28
			Contenu minéral (g)	DXA	F_{ult} (N)	ND	0.38
Andresen, Werner et al. (1998)	lombaire (humain)	19	$\rho_{mimérale}$ de l'os spongieux (mg/cm ³)	QCT	F_{ult} (N)	$F_{ult} = 28.1 \rho_{min} - 167$	0.76
			$\rho_{mimérale}$ de l'os cortical (mg/cm ³)	QCT	F_{ult} (N)	$F_{ult} = 14.7 \rho_{min} - 887$	0.72

Des études suggèrent que la diminution de la résistance mécanique de l'os n'est pas seulement associée à la diminution de la masse osseuse (Mosekilde and Danielsen 1987). Snyder, Piazza et al. (1993) suggèrent que 60 à 70% de la variation observée dans des

mesures de K et de F_{ult} in vitro est reliée à la variation de la densité. Les changements dans la résistance osseuse sont aussi attribuables à des changements dans la structure de l'os spongieux, telle que la perte de connectivité entre les travées de l'os spongieux et leur amincissement (Mosekilde and Danielsen 1987).

Certains auteurs étudient les relations entre les propriétés mécaniques et la microstructure évaluée par micro CT (Zysset, Goulet et al. 1998; Cendre, Mitton et al. 1999; Haidekker, Andresen et al. 1999; Kabel, Odgaard et al. 1999; Teo, Si-Hoe et al. 2006; Wilcox 2007). Leurs résultats suggèrent que l'estimation de la raideur et de la résistance de l'os vertébral est améliorée lorsque les relations utilisées tiennent compte à la fois de la densité osseuse (mesurée par DXA ou par QCT) et des paramètres de la microstructure (Haidekker, Andresen et al. 1999; Teo, Si-Hoe et al. 2006).

1.5 Modélisation par éléments finis du segment thoracolombaire

L'imagerie permet d'obtenir la géométrie et les propriétés mécaniques de l'os. En orthopédie, des modèles mathématiques sont développés à partir de ces informations pour simuler différents cas de chargement du système musculosquelettique (Wilcox 2007). La modélisation par éléments finis (MÉF) est la méthode la plus utilisée pour évaluer de façon non invasive la résistance de l'os (Keaveny, Morgan et al. 2001).

Différentes études démontrent que la morphologie des os influence leur comportement mécanique (Kumaresan, Yoganandan et al. 1999; Crawford, Cann et al. 2003; Wilcox 2007). La géométrie des modèles par éléments finis peut être personnalisée à partir d'images CT. Certains auteurs utilisent aussi un modèle générique qu'ils adaptent par krigeage grâce à des radiographies planaires (Templeton, Cody et al. 2004) ou par des mesures faites sur des images micro CT (Wilcox 2007). Le maillage de la géométrie peut être généré de façon semi-automatique grâce à des logiciels commerciaux. Les voxels des images CT peuvent aussi servir de maillage (figure 1.24). Des éléments tétraédriques ou hexaédriques sont généralement utilisés pour représenter l'os spongieux. Certains auteurs utilisent également

des éléments de faible épaisseur de type SHELL pour représenter l'os cortical (Cao, Grimm et al. 2001).

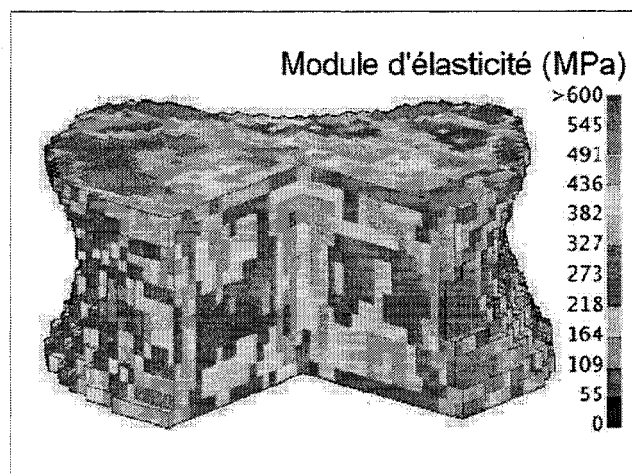


Figure 1.24 *Modèle par éléments finis d'un corps vertébral aux propriétés non homogènes généré à partir des voxels des images CT.*

(Adapté de Crawford, Cann et al. 2003)

Les propriétés mécaniques des MEF peuvent aussi être personnalisées. Pour les modèles aux propriétés non personnalisées, un module d'élasticité tiré de données expérimentales publiées est attribué aux éléments (Andresen, Werner et al. 1998; Cao, Grimm et al. 2001; Dai 2002; Pitzen, Matthis et al. 2002; Adam, Percy et al. 2003; Lin, Chen et al. 2003; Polikeit, Ferguson et al. 2003; Zhang, Tan et al. 2004). Un modèle aux propriétés personnalisées a des propriétés mécaniques spécifiques au sujet. Les propriétés mécaniques peuvent être estimées à partir du niveau de gris d'images CT de patients ou de spécimens in vitro, et sont attribuées aux éléments de façon homogène ou non homogène. Dans un modèle homogène, une valeur moyenne du module d'élasticité est attribuée pour tous les éléments (Sanders, Dost et al. 1994; Andresen, Werner et al. 1998; Cao, Grimm et al. 2001; Dai 2002; Pitzen, Matthis et al. 2002; Adam, Percy et al. 2003; Lin, Chen et al. 2003; Polikeit, Ferguson et al. 2003; Zhang, Tan et al. 2004; Hsu, Chao et al. 2005; Qiu, Tan et al. 2006). Lorsque l'os cortical est représenté, un module d'élasticité différent de celui de l'os spongieux lui est attribué. Dans un modèle aux propriétés non homogènes (figure 1.24), plusieurs propriétés de matériaux sont définies (Couteau, Hobatho et al. 1998; Silva, Keaveny et al. 1998; Perie, Sales De Gauzy

et al. 2001; Perie, Hobatho et al. 2002; Crawford, Cann et al. 2003; Crawford, Rosenberg et al. 2003; Liebschner, Kopperdahl et al. 2003; Buckley, Leang et al. 2006; Buckley, Loo et al. 2007; Wilcox 2007). Les résultats d'une étude de sensibilité de Kumaresan, Yoganandan et al. (1999) suggèrent qu'un changement dans les propriétés mécaniques de l'os a un effet significatif sur la distribution des charges à l'intérieur de l'os.

Il existe des modèles aux propriétés linéaires et des modèles aux propriétés non linéaires. Les propriétés des modèles linéaires demeurent dans le domaine élastique de l'os et sont décrites selon la loi de Hooke. Des auteurs simplifient l'anisotropie du matériau en attribuant des propriétés mécaniques orthotropiques (Silva, Keaveny et al. 1998; Crawford, Cann et al. 2003; Crawford, Rosenberg et al. 2003; Liebschner, Kopperdahl et al. 2003) ou isotropiques (Kumaresan, Yoganandan et al. 1999; Cao, Grimm et al. 2001; Perie, Sales De Gauzy et al. 2001; Pitzen, Matthis et al. 2002; Polikeit, Ferguson et al. 2003; Buckley, Leang et al. 2006; Eswaran, Gupta et al. 2006; Qiu, Tan et al. 2006; Buckley, Loo et al. 2007) aux modèles de la colonne thoracolombaire. Un matériau orthotropique peut être représenté par neuf valeurs, soit un module d'élasticité, un coefficient de poisson (ν) et un module de cisaillement (G) pour chacune des trois directions principales ($E_1, E_2, E_3, \nu_{12}, \nu_{13}, \nu_{23}, G_{12}, G_{13}, G_{23}$). Un modèle isotropique et linéaire est représenté par une seule valeur de module d'élasticité et de coefficient de poisson. Les propriétés d'un modèle non linéaire comprennent également la valeur de la limite élastique (σ_y) de l'os.

Les modèles par éléments finis de la colonne thoracolombaire qui sont présentés dans cette section sont des modèles de compression uniaxiale d'un corps vertébral, d'apparition de fractures et des modèles avec instrumentation chirurgicale. Ces modèles ne représentent pas la microstructure de l'os, contrairement aux μ MÉF.

1.5.1 Modèles de compression uniaxiale

Les modèles de compression uniaxiale peuvent être utilisés pour évaluer la résistance du corps vertébral, représentée par la force ultime (F_{ult}). La rupture se produisant pour une

charge égale à F_{ult} , ces modèles pourraient être utilisés cliniquement pour évaluer le risque de fracture lombaire et pourraient permettre d'améliorer le diagnostic de l'ostéoporose (Buckley, Leang et al. 2006). Pour estimer F_{ult} , un modèle aux propriétés non linéaires devrait être utilisé puisque F_{ult} se trouve dans la zone de déformation plastique de l'os. Cependant, comme des corrélations ont été rapportées entre le module d'élasticité et la résistance en compression de l'os ($R^2 = 0.76 - 0.88$) (Hou, Lang et al. 1998; Fyhrie and Vashishth 2000), certains auteurs utilisent des modèles linéaires pour prédire la résistance (Crawford, Rosenberg et al. 2003).

De façon générale, les modèles de compression uniaxiale consistent à la modélisation du corps vertébral (Mizrahi, Silva et al. 1993; Sanders, Dost et al. 1994; Crawford, Cann et al. 2003; Crawford, Rosenberg et al. 2003; Liebschner, Kopperdahl et al. 2003; Buckley, Leang et al. 2006; Buckley, Loo et al. 2007; Wilcox 2007) ou d'un segment vertébral (Cao, Grimm et al. 2001). Le nombre d'éléments des modèles de corps vertébraux varie entre 1524 et 23725 éléments (Crawford, Rosenberg et al. 2003). Les conditions aux frontières du modèle sont établies de la façon suivante : les nœuds du plateau vertébral inférieur sont contraints en déplacement, et un chargement ou un déplacement uniforme est appliqué sur le plateau supérieur selon la direction supéro-inférieure. Les résultats analytiques étudiés sont principalement la raideur (K_{MEF}), la résistance à la compression ($F_{ult, MEF}$), les déformations principales, les contraintes principales et la contrainte de von Mises. Ces résultats peuvent être comparés avec des résultats expérimentaux. Une définition de la contrainte de von Mises est présentée à l'ANNEXE I.

Le tableau 1.5 résume les caractéristiques de quelques modèles de compression uniaxiale en les classifiant selon les paramètres suivants : personnalisation de la géométrie et des propriétés, distribution des propriétés mécaniques dans le modèle (homogène ou non homogène), degré d'anisotropie, linéarité du modèle et existence de la comparaison avec des résultats expérimentaux.

Tableau 1.5

Classification des modèles de compression uniaxiale selon différents paramètres

Paramètres	Valeurs	Auteurs
Personnalisation de la géométrie	Modèle générique	Mizrahi, Silva et al. (1993); Sanders, Dost et al. (1994); Andresen, Werner et al. (1998); Cao, Grimm et al. (2001); Wilcox (2007)
	Géométrie personnalisée	Silva, Keaveny et al. (1998); Crawford, Cann et al. (2003); Crawford, Rosenberg et al. (2003); Liebschner, Kopperdahl et al. (2003); Buckley, Leang et al. (2006); Buckley, Loo et al. (2007); Wilcox (2007)
Personnalisation des propriétés mécaniques	A partir de données issues de la littérature	Andresen, Werner et al. (1998); Cao, Grimm et al. (2001); Wilcox (2007)
	Spécifique au sujet	Sanders, Dost et al. (1994); Crawford, Cann et al. (2003); Crawford, Rosenberg et al. (2003); Liebschner, Kopperdahl et al. (2003); Buckley, Leang et al. (2006); Buckley, Loo et al. (2007); Wilcox (2007)
Distribution des propriétés mécaniques	Homogène	Sanders, Dost et al. (1994); Andresen, Werner et al. (1998); Cao, Grimm et al. (2001); Wilcox (2007)
	Non homogène	Mizrahi, Silva et al. (1993); Silva, Keaveny et al. (1998); Crawford, Cann et al. (2003); Crawford, Rosenberg et al. (2003); Liebschner, Kopperdahl et al. (2003); Buckley, Leang et al. (2006); Buckley, Loo et al. (2007); Wilcox (2007)
Degré d'anisotropie	Éléments orthotropiques	Silva, Keaveny et al. (1998); Cao, Grimm et al. (2001); Crawford, Cann et al. (2003); Crawford, Rosenberg et al. (2003); Liebschner, Kopperdahl et al. (2003); Buckley, Leang et al. (2006); Buckley, Loo et al. (2007)
	Éléments isotropiques	Mizrahi, Silva et al. (1993); Sanders, Dost et al. (1994); Andresen, Werner et al. (1998); Wilcox (2007)
Linéarité	Modèle linéaire	Mizrahi, Silva et al. (1993); Sanders, Dost et al. (1994); Andresen, Werner et al. (1998); Cao, Grimm et al. (2001); Crawford, Cann et al. 2003; Crawford, Rosenberg et al. 2003 Liebschner, Kopperdahl et al. (2003)
	Modèle non linéaire	Silva, Keaveny et al. (1998); Buckley, Leang et al. (2006); Buckley, Loo et al. (2007); Wilcox (2007)
Comparaison avec des résultats in vitro	Oui	Silva, Keaveny et al. (1998); Sanders, Dost et al. (1994); Cao, Grimm et al. (2001); Crawford, Cann et al. (2003); Crawford, Rosenberg et al. (2003); Liebschner, Kopperdahl et al. (2003); Buckley, Loo et al. 2007(2007); Wilcox (2007)
	Non	Mizrahi, Silva et al. (1993); Buckley, Leang et al. (2006); Andresen, Werner et al. (1998)

Mizrahi, Silva et al. (1993) ont développé un modèle générique de L3 pour étudier la sensibilité du modèle à des changements dans les propriétés mécaniques. Ils ont comparé les résultats d'un modèle aux propriétés homogènes avec les résultats d'un modèle aux propriétés non homogènes, avec 12 différents modules d'élasticité. Ils n'ont pas trouvé

d'effet significatif sur le déplacement du plateau vertébral (2% de différence) et sur la contrainte maximale (1% de différence).

Wilcox (2007) a généré trois types de modèles pour estimer le rôle de la personnalisation de la géométrie et des propriétés sur les résultats : (1) un modèle avec géométrie générique et propriétés personnalisées, (2) un modèle à la géométrie spécifique et aux propriétés non personnalisées et (3) un modèle à la géométrie et aux propriétés personnalisées. La raideur et la résistance du MÉF ont été évaluées. Le coefficient de corrélation de concordance (CCC) entre ces résultats et les résultats expérimentaux ont été établis. Les résultats du modèle à la géométrie générique et aux propriétés personnalisées ont une concordance très faible avec la raideur (CCC = 0.058) et la résistance (CCC = 0.125) mesurées expérimentalement. Les modèles avec la géométrie personnalisée ont une concordance élevée avec la raideur (propriétés non personnalisées : CCC = 0.724; propriétés personnalisées : CCC = 0.881). La concordance avec la résistance est meilleure pour le modèle à la géométrie et aux propriétés personnalisées (CCC = 0.752) que le modèle aux propriétés non personnalisées (CCC = 0.429). En résumé, la personnalisation de la géométrie permet d'obtenir un MÉF qui donne une meilleure estimation de la raideur et de la résistance mécanique du corps vertébral et que la personnalisation des propriétés mécaniques a un effet plus important sur l'estimation de la résistance que de la raideur. Par ailleurs, les résultats de Buckley, Loo et al. (2007) suggèrent que la personnalisation de la géométrie et des propriétés mécaniques permet d'obtenir des résultats plus représentatifs des résultats expérimentaux.

Crawford, Cann et al. (2003), Liebschner, Kopperdahl et al. (2003) et Buckley, Loo et al. (2007) génèrent des MÉF personnalisés aux propriétés non homogènes de corps vertébraux en compression uniaxiale. Les résultats des analyses sont comparés avec des résultats expérimentaux. Ces auteurs utilisent essentiellement la même méthodologie pour générer le modèle. Le maillage est généré à partir des voxels d'images CT de corps vertébraux. Une couche de PMMA de quelques millimètres est modélisée sur les plateaux vertébraux pour reconstituer les conditions expérimentales. Des propriétés moyennes sont attribuées au PMMA ($E = 2.5\text{GPa}$, $\nu = 0.3$). Un déplacement uniforme est appliqué sur le plateau

supérieur. Des régressions linéaires sont utilisées pour comparer les résultats expérimentaux avec ceux du MÉF (tableau 1.6). Ces résultats suggèrent de fortes corrélations entre F_{ult} expérimentale et F_{ult} évaluée par MÉF et de fortes corrélations entre F_{ult} expérimentale et K évaluée par MÉF. Les corrélations entre la raideur estimée par MÉF et la raideur expérimentale sont de modérées à fortes. Liebschner, Kopperdahl et al. (2003) ont trouvé un coefficient de variation de 19.7% entre $K_{MÉF}$ et $K_{expérimentale}$. Silva, Keaveny et al. (1998) rapportent la raideur prédite peut être sous-estimée ou surestimée par un facteur 2 à 3, dépendamment de la relation utilisée pour attribuer les propriétés au modèle. Ils suggèrent que la prédiction des propriétés du domaine élastique, telle que la raideur, est limitée par le manque de précision des relations utilisées pour attribuer les propriétés mécaniques au modèle.

Tableau 1.6

Coefficients de détermination (R^2) obtenus pour des régressions linéaires entre des résultats expérimentaux et analytiques

Auteur	Nb de corps vertébraux	Paramètres utilisés pour la comparaison MÉF vs expérimental		
		$F_{ult, exp}$ vs $F_{ult, MÉF}$	$F_{ult, exp}$ vs $K_{MÉF}$	K_{exp} vs $K_{MÉF}$
Silva, Keaveny et al. (1998)	18	0.86	-	0.58 – 0.79
Liebschner, Kopperdahl et al. (2003)	23	-	0.79	0.82
Crawford, Cann et al. (2003); Crawford, Rosenberg et al. (2003)	17	0.86	0.82	0.45 – 0.75
Buckley, Loo et al. (2007)	77	0.80	-	0.28

Plusieurs publications portent sur des études de sensibilité des modèles de compression uniaxiale. Les résultats de Mizrahi, Silva et al. (1993), de Liebschner, Kopperdahl et al. (2003) et d'Andresen, Werner et al. (1998) suggèrent qu'une variation du module d'élasticité affecte de façon significative la contrainte de Von Mises et la raideur du modèle. Cette influence significative a été observée pour des variations du module d'élasticité dans la direction supéro-inférieure seulement (Liebschner, Kopperdahl et al. 2003).

La sensibilité d'un MÉF à la présence d'os cortical a également fait l'objet d'analyses. Alors que certains auteurs ne modélisent pas l'os cortical explicitement (Crawford, Cann et al.

2003; Crawford, Rosenberg et al. 2003; Buckley, Leang et al. 2006; Buckley, Loo et al. 2007), Liebschner, Kopperdahl et al. (2003) et Cao, Grimm et al. (2001) ont étudié le rôle biomécanique de l'os cortical sur le modèle. Cao, Grimm et al. (2001) ont calculé la fraction de la charge prise par l'os cortical en fonction de la position sur le corps vertébral, selon la direction supéro-inférieure. Les résultats de cette étude suggèrent que le pourcentage de la charge totale transmise à l'os cortical est proportionnel au module d'élasticité attribué à l'os cortical (E_{cortical}) et inversement proportionnel au module d'élasticité attribué à l'os spongieux ($E_{\text{spongieux}}$). Pour des valeurs de $E_{\text{cortical}} = 11\,032$ MPa et $E_{\text{spongieux}} = 87$ MPa, et une épaisseur d'os cortical de 0.635 mm, Cao, Grimm et al. (2001) ont estimé que la fraction de la charge transmise à l'os cortical varie de 34% à 63% sur toute la hauteur du corps vertébral. D'autre part, les résultats d'une étude de sensibilité de Liebschner, Kopperdahl et al. (2003) suggèrent que le rôle biomécanique de l'os cortical est mineur dans le corps vertébral. Les auteurs étudient l'effet de la variation de l'épaisseur et du module d'élasticité de l'os cortical sur la raideur estimée par le MEF, et comparent K_{MEF} et $K_{\text{expérimentale}}$. Leurs résultats suggèrent que la valeur de E_{cortical} n'a pas d'effet significatif ($p=0.08$) sur K_{MEF} , et la meilleure approximation de $K_{\text{expérimentale}}$ a été établie pour une épaisseur d'os cortical de 0.35 mm et pour $E_{\text{cortical}} = 457$ MPa. Les études de Liebschner, Kopperdahl et al. 2003 et de Cao, Grimm et al. (2001) tirent des conclusions contradictoires. Cependant, ces résultats sont difficilement comparables puisque Cao, Grimm et al. (2001) ont attribué un module d'élasticité très élevé à l'os cortical ($E_{\text{cortical}} = 11\,032$ MPa) comparativement à la valeur attribuée par Liebschner, Kopperdahl et al. (2003) ($E_{\text{cortical}} = 457$ MPa). Si la fraction de la charge prise par l'os cortical est proportionnelle à E_{cortical} , la faible valeur du module d'élasticité attribué à l'os cortical par Liebschner, Kopperdahl et al. (2003) pourrait expliquer pourquoi les résultats de leur étude suggèrent que le rôle biomécanique de l'os cortical est mineur dans le corps vertébral.

Les résultats de Buckley, Loo et al. (2007), de Crawford, Cann et al. (2003) et de Wilcox (2007) suggèrent que la modélisation personnalisée permet une meilleure évaluation de la résistance de l'os qu'une simple mesure de densité minérale osseuse par imagerie. Crawford,

Cann et al. (2003) recommande d'utiliser cette méthode pour étudier le comportement de l'os soumis à des chargements in vivo plus complexes, telle que la flexion.

1.5.2 Modèles d'apparition de fractures

Plusieurs auteurs s'intéressent au mode de rupture de l'os. La morphologie et les propriétés mécaniques de l'os sont des facteurs importants à considérer pour évaluer le risque de fracture vertébrale (McCubbrey, Cody et al. 1995). C'est pourquoi les modèles par éléments finis sont utilisés pour étudier le mécanisme d'apparition de fractures. Quelques modèles sont décrits dans cette section, et résumés au tableau 1.7.

Le modèle de compression uniaxiale de Silva, Keaveny et al. (1998), dont il est question dans la section précédente, est utilisé pour étudier l'apparition de fractures de compression. Des sections d'os spongieux provenant de 18 corps vertébraux humains sont utilisées. Un MÉF personnalisé a été généré pour chaque corps vertébral. Des tests de compression in vitro ont aussi été effectués. Les MÉF sont analysés pour identifier les zones de fractures locales. Ces résultats ont été comparés avec les résultats expérimentaux. La déformation plastique du MÉF développé par Silva, Keaveny et al. (1998) a permis de prédire l'apparition de fractures locales en compression dans 70% des cas, alors que la contrainte de von Mises ne permet de prédire que 43% des fractures locales.

Une étude d'Andresen, Werner et al. (1998) propose une étude de sensibilité sur l'influence de différents paramètres sur l'évaluation de la raideur du corps vertébral. Les auteurs recommandent de tenir compte de l'os cortical pour évaluer le risque de fracture de compression du corps vertébral.

Des modèles de fractures comminutives sont utilisés pour étudier leur mécanisme d'apparition (Dai 2002; Wilcox, Boerger et al. 2003; Wilcox, Allen et al. 2004; Qiu, Tan et al. 2006). Ces études ont pour objectif principal d'améliorer la prévention et le traitement des fractures comminutives (Qiu, Tan et al. 2006). Des segments thoracolumbaires de deux à

trois vertèbres incluant les éléments intervertébraux sont modélisés en 3D. Le nombre d'éléments de ces modèles varie de 300 (Dai 2002) à plus de 8000 (Qiu, Tan et al. 2006). Des propriétés différentes sont appliquées pour l'os spongieux, l'os cortical, les éléments postérieurs, les disques et les ligaments (Qiu, Tan et al. 2006). Ces modèles sont moins raffinés du point de vue de la personnalisation de la géométrie et des propriétés mécaniques que les modèles de compression uniaxiale. Un chargement dynamique est simulé en appliquant une énergie d'impact (Wilcox, Allen et al. 2004) ou en simulant une masse tombant verticalement à vitesse constante (Wilcox, Boerger et al. 2003; Qiu, Tan et al. 2006) (figure 1.25). Les résultats qui sont analysés dans ces modèles sont le déplacement des plateaux vertébraux, le moment de flexion induit, l'amplitude de mouvement et la distribution des contraintes. Des concentrations de contrainte ont été observées au centre des plateaux vertébraux et sur l'os spongieux adjacent (Dai 2002; Qiu, Tan et al. 2006). Le mécanisme d'obstruction du canal rachidien fait également l'objet d'analyses (Wilcox, Boerger et al. 2002; Qiu, Tan et al. 2006).

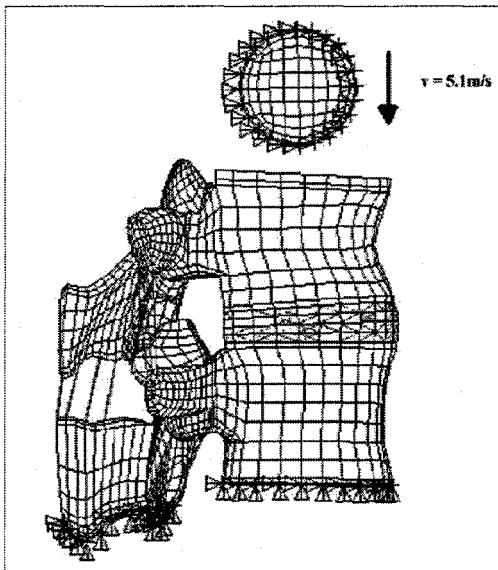


Figure 1.25 Conditions frontières appliquées sur un modèle par éléments finis d'une fracture comminutive sur le segment thoracolumbaire.

(Tiré de Qiu, Tan et al. 2006)

Tableau 1.7

Classification des modèles d'apparition de fractures selon différents paramètres

Paramètres	Valeurs	Auteurs
Personnalisation de la géométrie	Modèle générique	Andresen, Werner et al. (1998); Dai (2002).
	Géométrie personnalisée	Silva, Keaveny et al. (1998); Wilcox, Boerger et al. (2003); Wilcox, Allen et al. (2004); Qiu, Tan et al. (2006).
Personnalisation des propriétés mécaniques	À partir de données issues de la littérature	Andresen, Werner et al. (1998); Dai (2002); Wilcox, Boerger et al. (2003); Qiu, Tan et al. (2006).
	Spécifique au sujet	Silva, Keaveny et al. (1998); Wilcox, Allen et al. (2004).
Distribution des propriétés mécaniques	Homogène	Andresen, Werner et al. (1998); Dai (2002); Wilcox, Boerger et al. (2003); Wilcox, Allen et al. (2004); Qiu, Tan et al. (2006).
	Non homogène	Silva, Keaveny et al. (1998);
Degré d'anisotropie	Éléments orthotropiques	Silva, Keaveny et al. (1998); Wilcox, Allen et al. (2004).
	Éléments isotropiques	Andresen, Werner et al. (1998); Dai (2002); Qiu, Tan et al. (2006).
Linéarité	Modèle linéaire	Andresen, Werner et al. (1998); Dai (2002); Qiu, Tan et al. (2006).
	Modèle non linéaire	Silva, Keaveny et al. (1998); Wilcox, Boerger et al. (2003); Wilcox, Allen et al. (2004).
Comparaison avec des résultats in vitro	Oui	Silva, Keaveny et al. (1998); Wilcox, Boerger et al. (2003); Wilcox, Allen et al. (2004).
	Non	Andresen, Werner et al. (1998); Dai (2002); Qiu, Tan et al. (2006).

1.5.3 Modèles avec instrumentation chirurgicale

Certaines fractures et pathologies thoracolombaires exigent une intervention chirurgicale. Le but de ces interventions est de stabiliser le segment affecté par des implants orthopédiques. Des cages métalliques, des agrafes, des vis et des tiges peuvent être utilisées. Les implants sont insérés à même les structures osseuses et doivent pouvoir supporter les charges postopératoires in vivo. Des MÉF sont utilisés pour étudier la distribution des contraintes et

la rigidité de l'interface os – implant. Quelques MÉF avec instrumentation sont classifiés selon leurs principales caractéristiques au tableau 1.8. Leur niveau de personnalisation est moins grand que pour les modèles de compression uniaxiale ou d'apparition de fractures.

Tableau 1.8

Classification des modèles d'instrumentation chirurgicale selon différents paramètres

Paramètres	Valeurs	Auteurs
Personnalisation de la géométrie	Modèle générique	Adam, Percy et al. (2003); Lin, Chen et al. (2003); Zhang, Tan et al. (2004); Hsu, Chao et al. (2005).
	Géométrie personnalisée	Pitzen, Matthis et al. (2002); Polikeit, Ferguson et al. (2003).
Personnalisation des propriétés mécaniques	À partir de données issues de la littérature	Pitzen, Matthis et al. (2002); Lin, Chen et al. (2003); Adam, Percy et al. (2003); Polikeit, Ferguson et al. (2003); Zhang, Tan et al. (2004).
	Spécifique au sujet	Hsu, Chao et al. (2005) (polyuréthane)
Distribution des propriétés mécaniques	Homogène	Pitzen, Matthis et al. (2002); Lin, Chen et al. (2003); Adam, Percy et al. (2003); Polikeit, Ferguson et al. (2003); Zhang, Tan et al. (2004); Hsu, Chao et al. (2005).
	Non homogène	-
Degré d'anisotropie	Éléments orthotropiques	Pitzen, Matthis et al. (2002);
	Éléments isotropiques	Lin, Chen et al. (2003); Adam, Percy et al. (2003); Polikeit, Ferguson et al. (2003); Zhang, Tan et al. (2004); Hsu, Chao et al. (2005).
Linéarité	Modèle linéaire	Lin, Chen et al. (2003); Polikeit, Ferguson et al. (2003); Hsu, Chao et al. (2005).
	Modèle non linéaire	Pitzen, Matthis et al. (2002); Adam, Percy et al. (2003); Zhang, Tan et al. (2004).
Comparaison avec des résultats in vitro	Oui	Lin, Chen et al. (2003); Hsu, Chao et al. (2005).
	Non	Adam, Percy et al. (2003); Polikeit, Ferguson et al. (2003); Zhang, Tan et al. (2004).

Des modèles par éléments finis de systèmes vis – os sont utilisés pour simuler l'arrachement des implants (Lin, Chen et al. 2003; Zhang, Tan et al. 2004; Hsu, Chao et al. 2005) et pour

comparer différents types d'instrumentation. Hsu, Chao et al. (2005) simulent un test d'arrachement d'une vis dans un cylindre de polyuréthane. Neuf vis différentes ont été modélisées et testées. Le polyuréthane est un polymère dont les propriétés mécaniques s'approchent de celles de l'os spongieux. Les propriétés de la vis et du polyuréthane sont personnalisées et homogènes. Des MEF sont générés pour différents niveau de raffinement (100 000 à 200 000 éléments). La force de réaction dans la vis et l'énergie de déformation de l'os sont utilisées pour calculer la rigidité de l'interface vis – os. Les résultats du MEF sont comparés avec les résultats d'un test expérimental effectué avec des conditions similaires. De fortes corrélations ont été trouvées ($r = 0.91 - 0.98$).

Zhang, Tan et al. (2004) ont également modélisé l'arrachement d'une vis. Un modèle générique à 4 000 éléments a été créé (figure 1.26). Une étude de sensibilité sur différents paramètres géométriques de la vis a été effectuée et la distribution des contraintes de Von Mises a été étudiée.

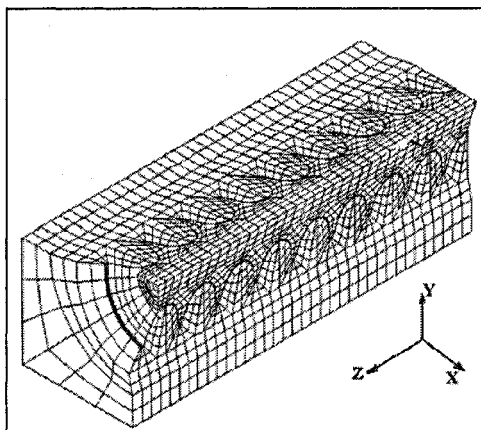


Figure 1.26 *Modèle par éléments finis de l'interface vis – os.*

(Adapté de Zhang, Tan et al. 2004)

Lin, Chen et al. (2003) ont effectué une étude sur une nouvelle instrumentation conçue pour les vertèbres ostéoporotiques. Un modèle par éléments finis non personnalisé a été généré. Le modèle de 10 000 éléments comprenait la géométrie simplifiée de deux demi-corps vertébraux avec vis et tiges. Un modèle « normal » et un modèle « ostéoporotique » ont été générés. Une diminution de 10% du module d'élasticité a servi à simuler les propriétés de

vertèbres ostéoporotiques. Les résultats suggèrent que pour la même force appliquée, le déplacement induit dans le modèle « ostéoporotique » est 46% plus élevé que le déplacement du modèle « normal ». Des tests expérimentaux sur des vertèbres porcines « normales » et « ostéoporotiques » ont été aussi effectués. L'effet de l'ostéoporose a été simulé en perçant le corps vertébral. Les forces d'arrachement étaient plus faibles pour les corps vertébraux percés.

Les cages métalliques sont utilisées pour permettre la fusion intervertébrale après une discectomie. Des MÉF avec des cages ont été générés pour des segments de deux vertèbres lombaires (7 000 éléments : Pitzen, Matthis et al. 2002; 31 000 éléments : Polikeit, Ferguson et al. 2003) et pour un corps vertébral simplifié (32 000 – 90 000 éléments : Adam, Pearcy et al. 2003). La figure 1.27 illustre le modèle généré par Polikeit, Ferguson et al. (2003). Des propriétés mécaniques moyennes non personnalisées sont attribuées aux modèles. Les auteurs font varier la valeur du module d'élasticité de l'os et étudient l'effet sur la contrainte de von Mises (Adam, Pearcy et al. 2003; Polikeit, Ferguson et al. 2003) ou sur la raideur (Pitzen, Geisler et al. 2001; Pitzen, Matthis et al. 2002). Des chargements en compression uniaxiale (Pitzen, Geisler et al. 2001; Pitzen, Matthis et al. 2002; Adam, Pearcy et al. 2003) et en flexion/extension (Polikeit, Ferguson et al. 2003) sont appliqués aux modèles. Les résultats de modèles avec et sans cage sont comparés pour analyser l'effet de l'instrumentation sur la réponse au chargement. Les résultats de ces études suggèrent que l'insertion d'une cage métallique induit une augmentation des contraintes dans l'os (Polikeit, Ferguson et al. 2003) mais pas de différence significative sur la rigidité du segment vertébral (Pitzen, Geisler et al. 2001; Pitzen, Matthis et al. 2002). Une diminution du module d'élasticité de l'os affecte également de façon significative la contrainte de von Mises induite et la rigidité.

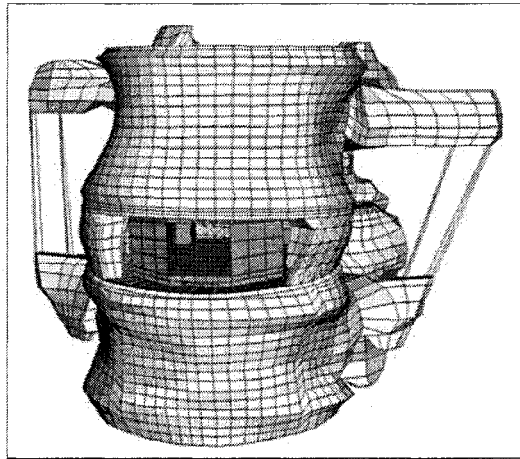


Figure 1.27 *Modèle par éléments finis d'un segment lombaire avec cage métallique.*
(Adapté de Polikeit, Ferguson et al. 2003)

1.6 Résumé

La revue de la littérature a permis de constater que l'os est un tissu ayant une structure complexe et anisotrope qui est en constante évolution. L'évaluation de la géométrie et des propriétés mécaniques de l'os est importante pour l'étude de son comportement mécanique, et différentes méthodes peuvent être utilisées pour obtenir ces informations, tel que le QCT. Plusieurs auteurs ont établi des relations entre la densité et les propriétés mécaniques de l'os, mais une variabilité importante est observée dans les corrélations établies. Ces relations peuvent être utilisées pour personnaliser les propriétés mécaniques des modèles mathématiques de façon non invasive. La comparaison entre les résultats de simulations sur ces modèles avec les résultats de tests in vitro démontre également une variabilité importante, mais les raisons pour lesquelles ces variations sont observées ne sont pas clairement identifiées dans la littérature.

CHAPITRE 2

MATÉRIEL ET MÉTHODES

2.1 Problématique et objectifs

Tel que démontré dans la revue de la littérature, plusieurs méthodes peuvent être utilisées pour évaluer de façon non invasive les propriétés mécaniques de l'os, ce qui permet d'étudier son comportement mécanique sous différents cas de chargement. L'étude du comportement mécanique de l'os a plusieurs applications, comme la compréhension du mécanisme d'apparition de fractures et l'évaluation de l'interaction entre les implants orthopédiques et le tissu osseux. La tomodensitométrie a pour avantage d'être utilisée cliniquement et de permettre d'obtenir la géométrie et la densité de l'os. Des relations établies entre la densité et les propriétés mécaniques permettent de personnaliser des modèles mathématiques et d'étudier le comportement mécanique de l'os, mais une variabilité importante a été observée dans ces relations et dans la comparaison des résultats de simulations sur des modèles par éléments finis avec les résultats de tests *in vitro*. La littérature n'identifiant pas clairement les causes de cette variabilité dans les résultats, la question de recherche de ce mémoire consiste à répondre à cette lacune. Cela amène à l'objectif principal de ce projet, qui est d'étudier les paramètres qui influencent l'évaluation du comportement mécanique de l'os par tomodensitométrie.

Les objectifs spécifiques qui permettront de répondre à cet objectif sont les suivants :

1. Déterminer une relation entre la densité évaluée par QCT et les propriétés mécaniques de l'os vertébral;
2. Développer un modèle par éléments finis personnalisé d'un corps vertébral à partir d'images QCT et comparer les résultats de simulations avec des tests expérimentaux;
3. Évaluer les paramètres qui influencent l'estimation du comportement mécanique du modèle par éléments finis;
4. Étudier l'influence de la microstructure sur les propriétés mécaniques en effectuant des tests sur des modèles synthétiques.

Pour répondre au premier objectif spécifique, des tests ont été effectués sur de petits spécimens osseux cadavériques pour déterminer une relation entre le niveau de gris des images CT, la densité de l'os et ses propriétés mécaniques (section 2.2). Des corps vertébraux cadavériques ont ensuite été utilisés pour effectuer un test expérimental en compression (section 2.3) et des images CT de ces corps vertébraux ont permis de développer un MÉF personnalisé (section 2.4), ce qui répond au deuxième objectif. Pour répondre au troisième objectif, une étude de sensibilité du modèle (section 2.4.4) a été effectuée et les facteurs qui influencent l'estimation du comportement mécanique de l'os par l'analyse par éléments finis ont été identifiés. Finalement, une étude sur l'influence de la microstructure sur les propriétés mécaniques de pièces synthétiques fabriquées par prototypage rapide (section 2.5) a permis de répondre au quatrième objectif. Des tests expérimentaux et une analyse par éléments finis sur les pièces synthétiques ont ainsi été effectués pour évaluer la limite du QCT à estimer de façon adéquate les propriétés mécaniques de l'os.

Des vertèbres porcines ont été utilisées pour effectuer les tests et les analyses sur les spécimens cadavériques. Le porc a été choisi pour son accessibilité par rapport aux vertèbres humaines, mais également pour ses ressemblances au niveau de la morphologie et des propriétés mécaniques. Une étude de Aerssens, Boonen et al. (1998) fait la comparaison de la densité, de la composition osseuse et des propriétés mécaniques entre l'os vertébral humain et l'os de différentes espèces animales. Les résultats de cette étude suggèrent que les vertèbres humaines ont une densité osseuse et une contrainte ultime inférieures à l'os vertébral des espèces animales étudiées, et que les relations entre la contrainte maximale et la densité osseuse sont différentes d'une espèce à l'autre. Les propriétés de l'os de certaines espèces se rapprochent davantage des propriétés de l'os humain, comme le chien et le porc. La densité minérale moyenne mesurée par Aerssens Aerssens, Boonen et al. (1998) pour les spécimens porcins est de 0.373 g/cm^3 , alors que la valeur mesurée pour l'humain est de 0.178 g/cm^3 . La contrainte ultime est de 2.4 MPa pour le porc et de 1.21 MPa pour l'humain. Inui, Itamoto et al. (2004) suggèrent également que le porc du Yucatan est un modèle approprié

pour effectuer des études *in vivo* en lien avec des études pour l'humain. Ces auteurs ont aussi mesuré des densités osseuses supérieures chez le porc (0.419 g/cm^3 pour l'os spongieux chez le mâle par exemple). Par ailleurs, certaines ressemblances existent entre les vertèbres porcines et humaines au niveau de la morphologie et des dimensions (McLain, Yerby et al. 2002), ce qui fait que les vertèbres porcines sont adéquates pour le type de tests présentés dans ce mémoire.

2.2 Caractérisation des propriétés mécaniques en fonction du niveau de gris des images tomодensitométriques

La première étape consiste à obtenir les relations qui permettent d'estimer de façon non invasive les propriétés mécaniques de l'os. Cette partie comporte la préparation et l'extraction de petits spécimens osseux, l'acquisition et l'analyse d'images CT, et les tests mécaniques en compression (figure 2.1). Cette phase expérimentale s'est déroulée en deux séries de tests. Une première série de tests a été effectuée et les données ont été analysées. Suite à l'identification de sources d'erreurs expérimentales, des modifications ont été apportées et une deuxième série de tests a été effectuée.

2.2.1 Préparation des spécimens

Des spécimens vertébraux lombaires (L1 à L3) ont été prélevés de porcs de race Yorkshire – Landrace. Ces porcs proviennent d'un laboratoire clinique faisant des essais sur les animaux. Les porcs pesaient de 40 à 70 kg et n'avaient pas atteint leur maturité. Des vertèbres de porcs du Yucatan, aussi appelés mini-porcs, ont été obtenues du Centre de recherche de l'Hôpital Ste-Justine de Montréal. Ces vertèbres proviennent de mini-porcs du groupe contrôle d'une étude sur la scoliose. La description et la quantité de vertèbres obtenues se trouvent au tableau 2.1.

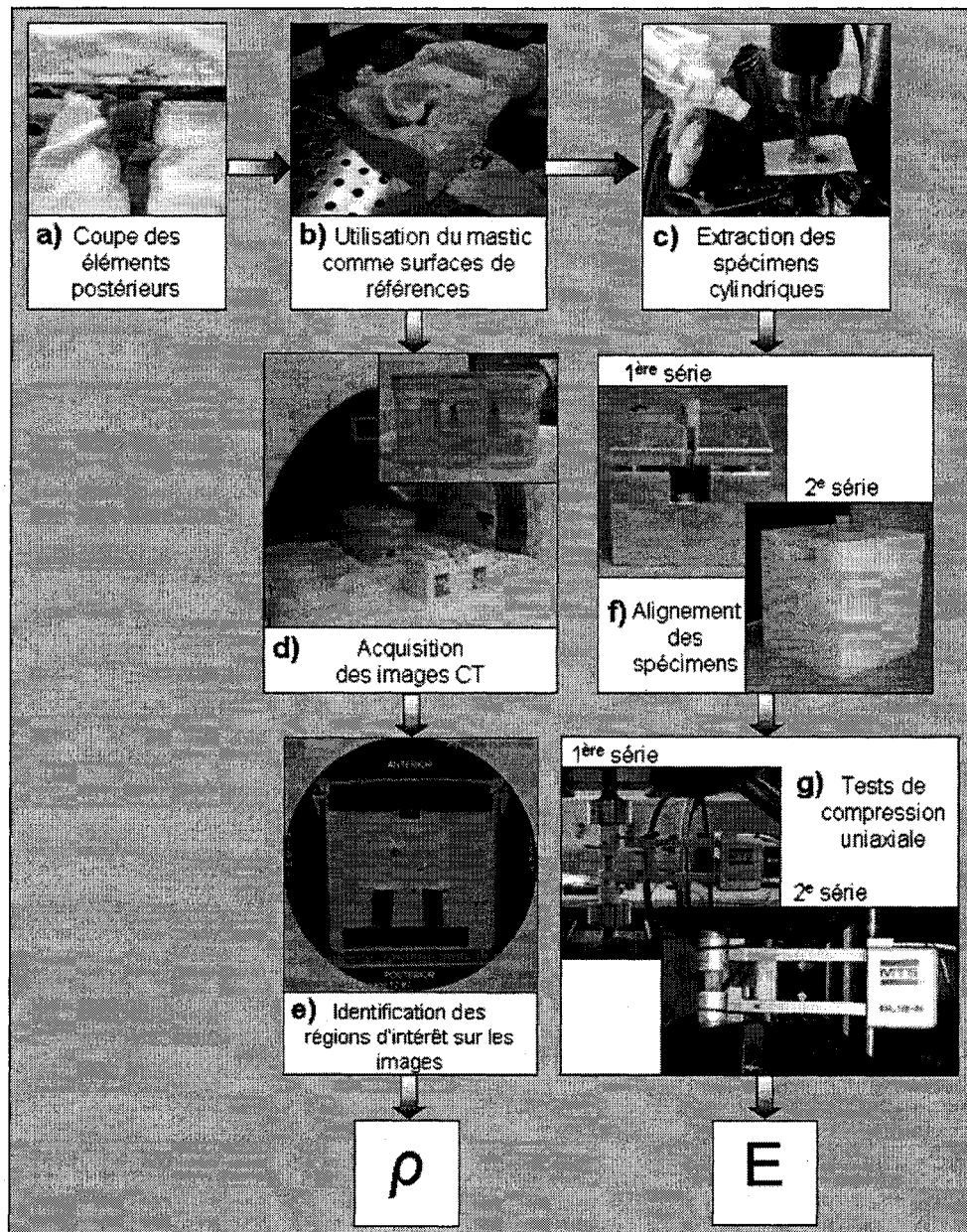


Figure 2.1 *Aperçu de la méthode utilisée pour la caractérisation des propriétés mécaniques.*

Tableau 2.1

Description des spécimens vertébraux porcins prélevés

Race	Âge	Nombre de porcs	Sexe	Niveau vertébral	Nombre de vertèbres
Yorkshire - Landrace	4 – 5 mois (en croissance)	12	Femelle (2)	L1	2
				L2	1
			Mâle (10)	L1	10
				L2 L3	10 2
Yucatan (mini-porc)	12 mois (mature)	1	ND	Thoracique	2
	24 mois (mature)	1	ND	Thoracique Lombaire	3 2

Les vertèbres ont été prélevées immédiatement après le sacrifice et ont été conservées au congélateur à une température de -20°C entre les différentes étapes de la phase expérimentale. Les vertèbres de porcs de la race Yorkshire – Landrace ont été reçues immédiatement après le sacrifice. Elles ont été enveloppées de compresses mouillées avant de les mettre au congélateur pour éviter qu'elles ne sèchent. Les mini-porcs ont été sacrifiés en 2000. Comme les vertèbres ont été reçues en 2007, il n'y a pas eu de contrôle sur leur méthode de conservation. Une des vertèbres thoraciques du mini-porc de 24 mois n'a pas été utilisée car elle apparaissait desséchée.

La préparation des vertèbres a été effectuée dans le but de faciliter l'acquisition des images, leur analyse et l'extraction de petits spécimens cylindriques. Les tissus mous ont été disséqués, les vertèbres ont été séparées en unités et les éléments postérieurs ont été coupés manuellement avec une scie à os. Les corps vertébraux ont été placés selon leur direction supéro – inférieure dans un moule de forme rectangulaire contenant du mastic. Le mastic a permis d'obtenir un bloc dont les côtés ont servi de surfaces de référence pour mesurer la position des spécimens cylindriques extraits. Les corps vertébraux ont été conservés au congélateur jusqu'à l'acquisition des images CT. La méthode utilisée pour réaliser l'acquisition des images est détaillée à la sous-section suivante.

Une perceuse à colonne et un outil à diamant ont été utilisées pour extraire les spécimens cylindriques de 6.35 mm de diamètre et de 16 à 25 mm de longueur. Les corps vertébraux ont été dégelés pendant 24 heures avant l'extraction des spécimens cylindriques. Pendant l'extraction, le corps vertébral a été aspergé d'eau saline de façon constante dans le but de ne pas altérer les propriétés mécaniques de l'os. Les dimensions finales des spécimens cylindriques ont été mesurées avec un pied à coulisse numérique de 0.01 mm de précision. La position du spécimen extrait par rapport aux bords du bloc de mastic a aussi été mesurée avec un pied à coulisse. Pour la première série de tests, les spécimens ont été prélevés de façon à permettre d'en extraire le plus possible, soit jusqu'à trois spécimens par corps vertébral. La technique d'extraction a été modifiée pour la deuxième série de tests. Les images CT ont été observées avant le prélèvement pour mesurer la position à laquelle les spécimens cylindriques devaient être extraits.

2.2.2 Acquisition d'images CT calibrées

Entre l'étape de préparation des corps vertébraux et d'extraction des spécimens, l'acquisition des images CT des corps vertébraux a été réalisée. Les corps vertébraux ont été placés à température ambiante 24 heures avant l'acquisition des images pour les laisser dégeler. Les images ont été prises sur trois appareils CT avec sensiblement les mêmes paramètres d'acquisition (tableau 2.2). L'épaisseur des tranches et la distance entre les tranches qui ont été utilisées sont les plus petites pour chaque appareil. La résolution, ou la taille des pixels, dépend du champ d'acquisition sélectionné.

Tableau 2.2

Appareils et paramètres d'acquisition des images tomographiques

Hôpital	Appareil	Épaisseur et distance des tranches	Paramètres d'acquisition		Résolution (taille des pixels)
Hôpital Ste-Justine	PQ5000 (Picker International, Inc.)	1 mm	120 kV	30 mA	0.2734 mm
CHUM Notre-Dame	Sensation 16 (Siemens)	0.75 mm	120 kV	34 mA	0.1289 mm
Hôpital Sacré-Cœur	Light Speed VCT (GE Medical Systems)	0.625 mm	120 kV	30 mA	0.3316 mm

Un logiciel commercial (SliceOmatic, Tomovision Inc., Montréal) a été utilisé pour analyser les images CT. Ce logiciel permet de créer un masque pour identifier des régions d'intérêt sur les images. Le nombre CT moyen pour les régions d'intérêt identifiées et une reconstruction 3D peuvent être obtenus grâce au masque. Plusieurs méthodes semi-automatiques de segmentation peuvent être utilisées pour créer ce masque. La méthode par seuillage consiste à définir une plage de niveau de gris sur laquelle appliquer un masque (figure 2.2). Un minimum de corrections manuelles est nécessaire pour éliminer le masque aux endroits qui ne correspondent pas à la région d'intérêt. La méthode de contours actifs, aussi appelée *snake*, consiste à tracer une courbe approximative du contour de l'os (figure 2.3). Cette méthode a pour principe de minimiser l'énergie d'une courbe à partir de sa forme et de sa courbure, ainsi qu'à partir du gradient de niveau de gris de l'image. Le contour sélectionné se déplace et s'approche des régions de l'image où le gradient de niveau de gris est le plus élevé (figure 2.3b). Un masque est appliqué à l'intérieur du nouveau contour, et est propagé aux autres images. En général, peu de corrections manuelles sont nécessaires. Une troisième méthode est l'application d'un masque géométrique. Une forme géométrique est tracée sur l'image CT et un masque est appliqué à l'intérieur de cette forme (figure 2.4).

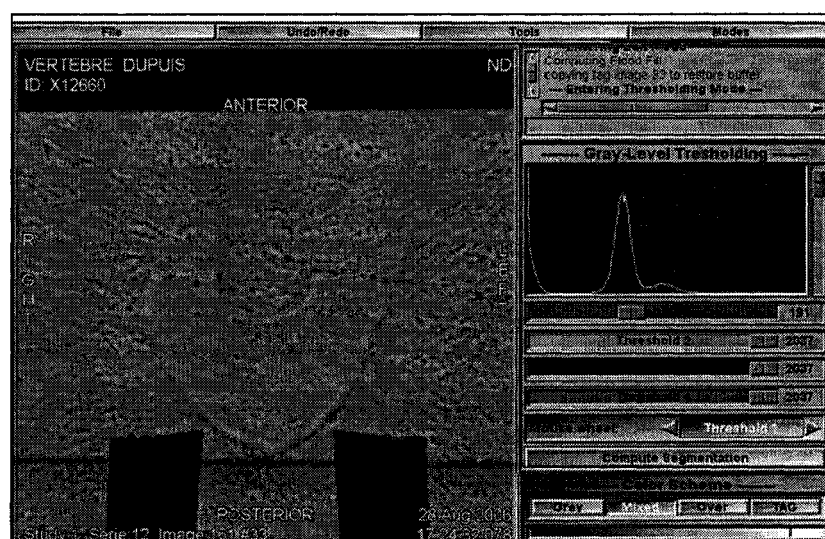


Figure 2.2 Méthode de segmentation par seuillage.

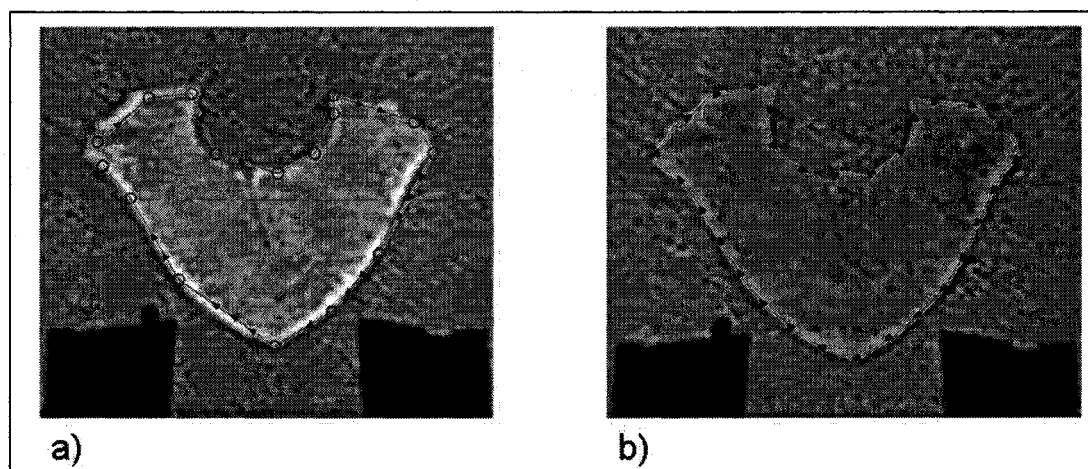


Figure 2.3 *Méthode de contours actifs: création d'une courbe approximative (a) et minimisation de l'énergie (b).*

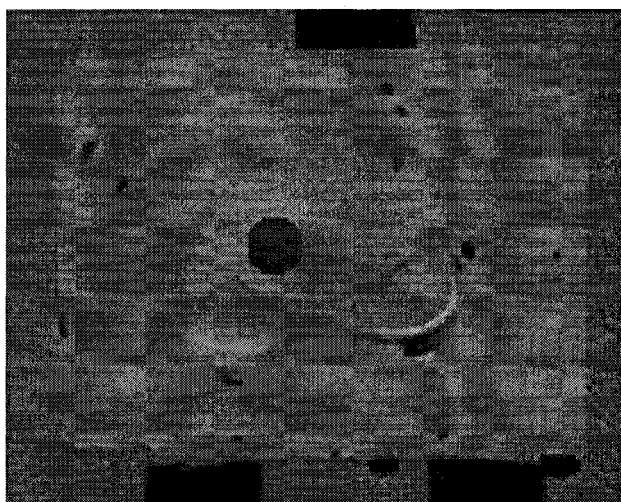


Figure 2.4 *Méthode de segmentation par application d'un masque géométrique.*

Lors de chaque acquisition, les corps vertébraux encastrés dans le mastic ont été immergés dans un contenant de plastique rempli d'eau. Le contenant a été aligné avec le laser de l'appareil pour faire en sorte que les corps vertébraux soient orientés selon leur direction supéro-inférieure lors de l'acquisition. La méthode de forme géométrique a été utilisée pour segmenter les régions d'intérêt correspondant aux spécimens cylindriques extraits sur les images (figure 2.4). Des opérations de mesure de SliceOmatic ont permis de positionner la forme géométrique à l'endroit où les spécimens ont été extraits. Ces mesures ont été

effectuées par rapport aux surfaces de référence sur les images, c'est-à-dire les côtés des blocs de mastic. Un cercle de diamètre correspondant à celui des spécimens cylindriques a été propagé sur toutes les images CT. Le logiciel fournissant le niveau de gris moyen pour chaque masque appliqué, le nombre CT moyen a pu être obtenu pour chaque spécimen extrait.

Quatre objets de calibrage (CIRS, Norfolk, VI) de densités connues ont été placés à la suite du contenant de plastique. Ces objets sont des cylindres de 30.5 mm de diamètre (figure 2.5). Ils sont composés de résine d'époxy et leurs propriétés simulent l'interaction de l'os avec les radiations ionisantes. Leur densité apparente exacte, qui est fournie par le fabricant, est de 0.100, 0.400, 1.000 et 1.750 g/cm³. Ces objets ont été choisis car leur densité couvre la plage de densité de l'os spongieux et de l'os cortical. Pour chaque acquisition, les images des objets de calibrage ont aussi été segmentées pour obtenir leur niveau de gris moyen (figure 2.6). La méthode par contour actifs a été utilisée. En mesurant le nombre CT pour chaque objet sur les images, une corrélation précise entre le nombre CT et la densité apparente a été établie. Cette équation a été utilisée pour calculer la densité apparente de chaque spécimen cylindrique à partir de son nombre CT moyen.

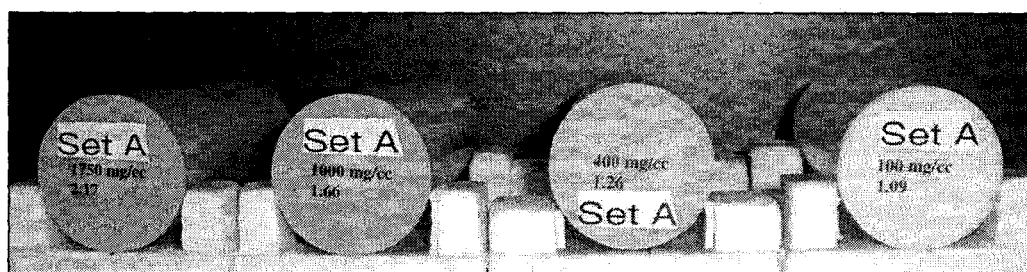


Figure 2.5 Objets de calibrage.

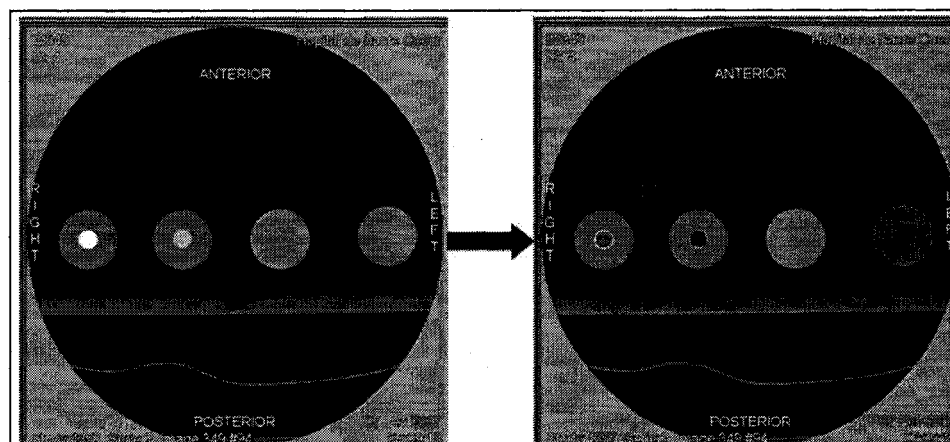


Figure 2.6 Images CT des objets de calibrage avec et sans masque.

2.2.3 Tests en compression uniaxiale

La méthode employée pour effectuer les tests s'inspire de la méthode de Keaveny, Guo et al. (1994) visant à éliminer les erreurs induites aux extrémités. Les extrémités des spécimens cylindriques ont été insérées et fixées avec de la colle cyanoacrylate (Prism 401, Loctite, Newington, CT, États-Unis) dans des embouts métalliques. Des trous de 5 mm de profondeur et de même diamètre que les spécimens cylindriques ont été usinés dans de petites tiges d'aluminium de 12,7 mm (0,5 po) de diamètre. L'axe du spécimen cylindrique a été aligné avec l'axe de l'embout d'aluminium grâce à un système de centrage conçu à cet effet (figure 2.7 a et c). La portion du spécimen entre les embouts a été mesurée avec un pied à coulisse. La longueur utilisée pour effectuer le calcul du module d'élasticité est la longueur effective, soit la moyenne entre la longueur initiale du spécimen et la distance entre les embouts, tel que suggéré par Keaveny, Guo et al. (1994).

Un appareil de tests mécaniques de marque Mini-Bionix 810 (MTS Corp., Eden Prairie, MN) a été utilisé pour tester les spécimens. Chaque extrémité de l'assemblage embouts – spécimen a été fixée dans les mâchoires de la machine de traction. Tel que mentionné, deux séries de tests sur les spécimens cylindriques ont été effectuées. Le montage a été modifié suite à la première série de tests pour tester les spécimens de la deuxième série. Dix spécimens

cylindriques d'acrylonitrile butadiène styrène (ABS) fabriqués par prototypage rapide (6,35 mm de diamètre et 20 mm de longueur) ont été utilisés pour comparer les résultats de ces deux séries de tests (figure 2.7).

- 1^{ère} série :

Un design simple a été utilisé pour les embouts dans le but de minimiser le temps d'usinage, car une grande quantité d'embouts était prévue (l'assemblage embouts – spécimens est jeté après chaque test). Les embouts étaient des bouts de tiges d'aluminium de 25,4 mm (1 po) de longueur avec comme seule étape d'usinage le perçage du trou au centre de la tige. Le diamètre de l'embout était de 12,7 mm. Un support a été utilisé comme intermédiaire entre les mâchoires et les embouts. Le système de centrage et le montage utilisés pour la 1^{ère} série de tests sont illustrés à la figure 2.7a et à la figure 2.7b respectivement.

- 2^e série :

Suite à l'analyse des données de la première série de tests, des modifications ont été apportées au montage pour éliminer l'utilisation du support servant d'intermédiaire entre l'embout et la mâchoire. Les nouveaux embouts avaient une extrémité usinée avec un diamètre de 6,5 mm. Ces embouts pouvaient être pris directement entre les mâchoires de la machine. Quatre paires d'embouts ont été usinés et une solution d'acétone a été utilisée comme solvant pour décoller les spécimens des embouts afin de pouvoir les réutiliser. La figure 2.7c et la figure 2.7d illustrent le système de centrage et le montage utilisés pour la 2^e série de tests.

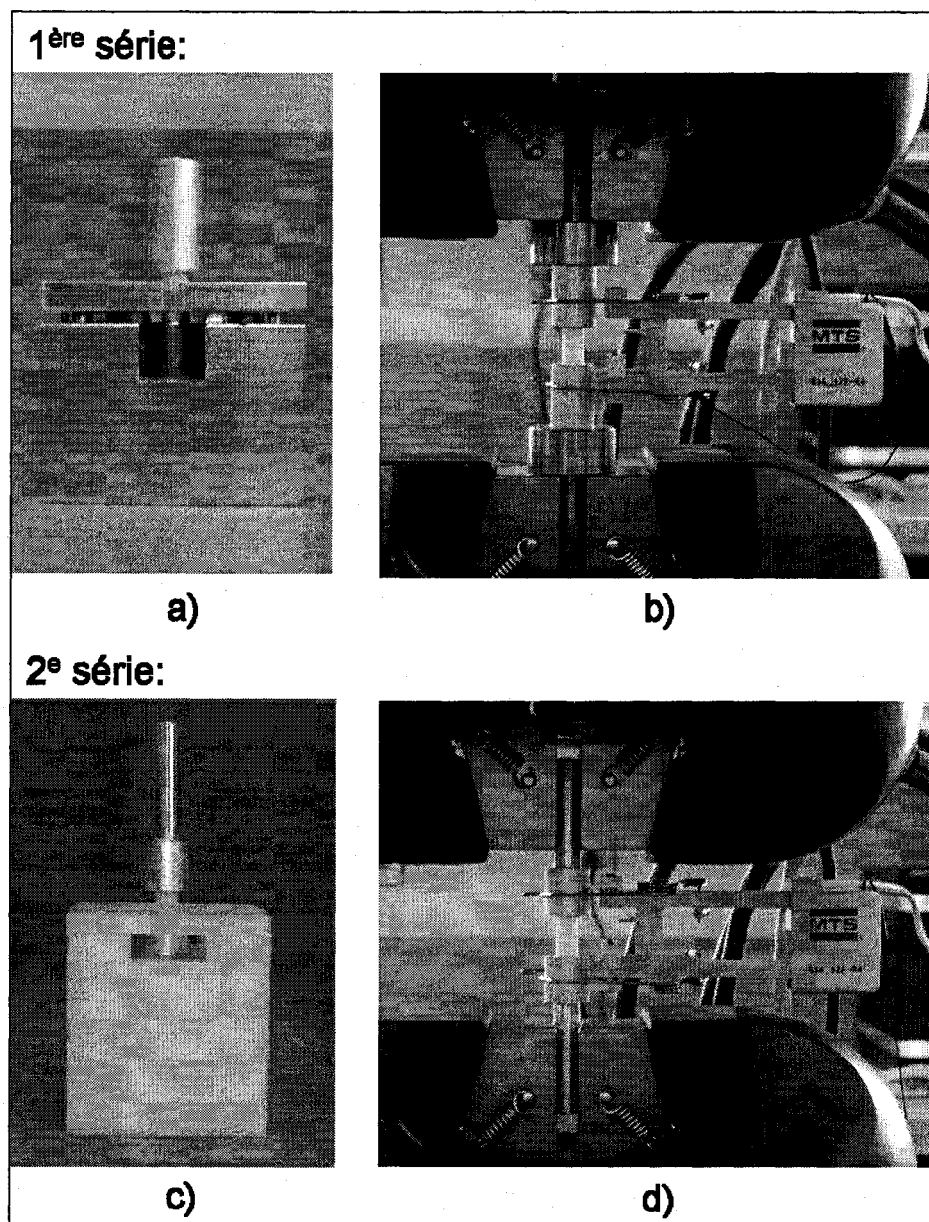


Figure 2.7 *Systèmes de centrage et montages des séries de tests 1 (a & b) et 2 (c & d).*

Une fois l'assemblage embouts – spécimen placé entre les mâchoires de la machine, le test en compression a été effectué selon la méthode proposée par Morgan, Yeh et al. (2001) en suivant les étapes suivantes :

1. Un extensomètre de 25 mm de longueur (modèle 634.12E-24, MTS Corp., Eden Prairie, MN, États-Unis) a été attaché au moyen de crochets sur les embouts (figure 2.7 b et d);
2. Un préconditionnement de trois cycles allant de 0 à 0.1% de déformation en compression a été appliqué sur le spécimen à une vitesse de déformation de 0.5%/s;
3. Le spécimen a été chargé de façon destructive en compression jusqu'à une limite de 1 mm de déplacement (entre 3% et 5% de déformation selon la longueur du spécimen), à une vitesse de déformation de 0.5%/s.

Les déplacements ont été enregistrés par l'extensomètre et par le capteur de la machine à titre de comparaison. La force appliquée a été enregistrée par une cellule de force de 2,5 kN.

La courbe force – déplacement enregistrée a été convertie en courbe contrainte – déformation. La contrainte a été calculée en divisant la force par la section initiale du spécimen cylindrique. La déformation a été calculée en divisant le déplacement enregistré par la longueur effective du spécimen. Cette courbe contrainte – déformation a été analysée pour chaque spécimen. Le module d'élasticité a été calculé en prenant la pente de la courbe contrainte – déformation entre 0,1% et 0,3% de déformation, tel que suggéré par Keaveny, Pinilla et al. (1997). Les spécimens ont été éliminés si le comportement enregistré par l'extensomètre diffère du comportement enregistré par la machine. Le critère utilisé pour éliminer des spécimens est basé sur l'estimation de l'erreur expérimentale associée aux tests, qui est détaillée à la section 3.2.2. La relation entre la densité apparente évaluée par QCT et le module d'élasticité a ensuite été établie avec les spécimens restants.

2.3 Test expérimental en compression uniaxiale sur un corps vertébral

Trois vertèbres de porcs de la race Yorkshire – Landrace ont été utilisées pour faire un test de compression uniaxiale sur le corps vertébral en entier. Les tissus mous ont été disséqués et les éléments postérieurs ont été coupés manuellement avec une scie à os. Le montage a été conçu de façon à appliquer le chargement de façon uniaxiale et uniforme. Les plateaux

vertébraux ont été recouverts d'une couche de PMMA de 1 à 3 mm d'épaisseur pour obtenir une surface plane, tel qu'effectué dans différentes études (Silva, Keaveny et al. 1998; Kopperdahl, Pearlman et al. 2000; Higgins, Harten et al. 2003; Liebschner, Kopperdahl et al. 2003; Buckley, Loo et al. 2007). Cela permet d'appliquer le chargement de façon uniforme sur les plateaux vertébraux qui ne sont pas parfaitement plats. Le corps vertébral a été déposé au centre du plateau inférieur du montage sur l'appareil de tests mécaniques. Le plateau supérieur s'articulant avec une liaison sphérique, la charge a pu être appliquée uniaxialement sur le corps vertébral dont les plateaux ne sont pas parallèles (figure 2.8).

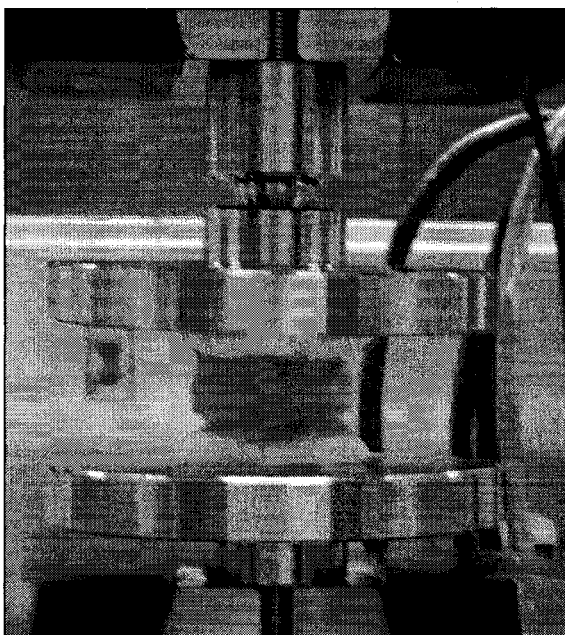


Figure 2.8 *Test de compression uniaxiale sur un corps vertébral porcin.*

Le chargement a été appliqué de la façon suivante :

1. Précharge de compression de 100 N sur le corps vertébral pour s'assurer que ce dernier ne bouge pas transversalement entre les plateaux;
2. Préconditionnement de cinq cycles de 0,1% à 0,2% de déformation en compression à une vitesse de 0,15 mm/s (environ 0,5%/s);
3. Chargement en compression une vitesse de 0,15 mm/s jusqu'à l'atteinte de la limite de la cellule de force utilisée (2,5 kN).

Le déplacement a été enregistré par le capteur de la machine et la force a été enregistrée par une cellule de force de 2,5 kN. La pente de la courbe force – déplacement a été calculée à plusieurs reprises sur des intervalles de déformation de 0,2%, et ce sur toute la zone linéaire de la courbe. La raideur est la pente maximale calculée.

2.4 Modélisation par éléments finis d'un corps vertébral

Un modèle par éléments finis a été généré pour les trois corps vertébraux utilisés pour faire le test de compression uniaxiale. La géométrie et les propriétés mécaniques ont été personnalisées grâce à l'acquisition d'images CT. La figure 2.9 illustre un aperçu de la méthode utilisée. Afin de pouvoir comparer les résultats du MÉF avec les résultats expérimentaux, le même chargement a été reproduit, soit une compression uniaxiale.

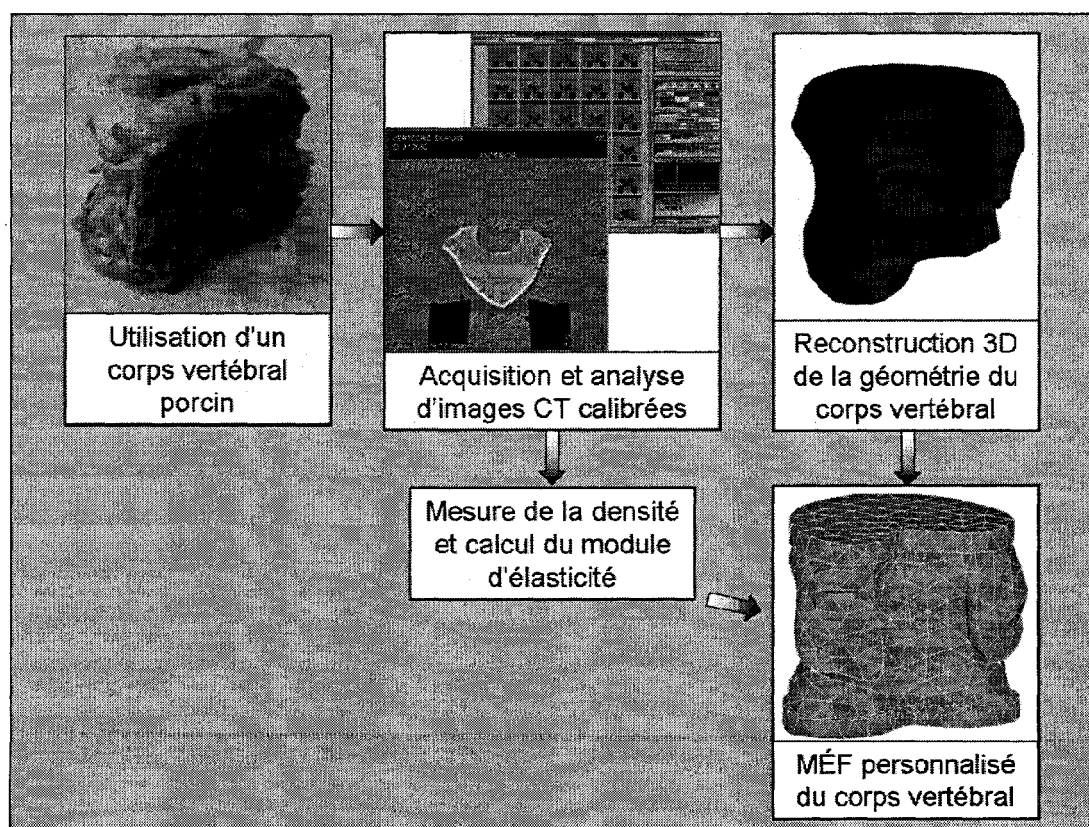


Figure 2.9 *Aperçu de la méthode utilisée pour générer un modèle par éléments finis personnalisé.*

2.4.1 Construction du MÉF

La personnalisation de la géométrie du MÉF a été effectuée en prenant des images CT des trois corps vertébraux. L'acquisition a été faite sur un appareil Sensation 16 (Siemens) au CHUM Notre-Dame, avec les paramètres décrits au tableau 2.2. Les corps vertébraux étaient dans un contenant d'eau et les images ont été prises avec les objets de calibrage. Comme pour les petits spécimens cylindriques, les images ont été analysées avec le logiciel SliceOmatic. Les méthodes de segmentation par seuillage et par contours actifs ont été utilisées pour créer le masque correspondant aux corps vertébraux. Lors de la segmentation, l'option d'érosion de SliceOmatic peut être utilisée pour retirer un pixel du masque dans chaque direction (figure 2.10). Cette option peut être utile pour s'assurer que le masque comprend seulement des pixels appartenant à la région d'intérêt et non à ce qui l'entoure, tel que l'eau sur la figure 2.10.

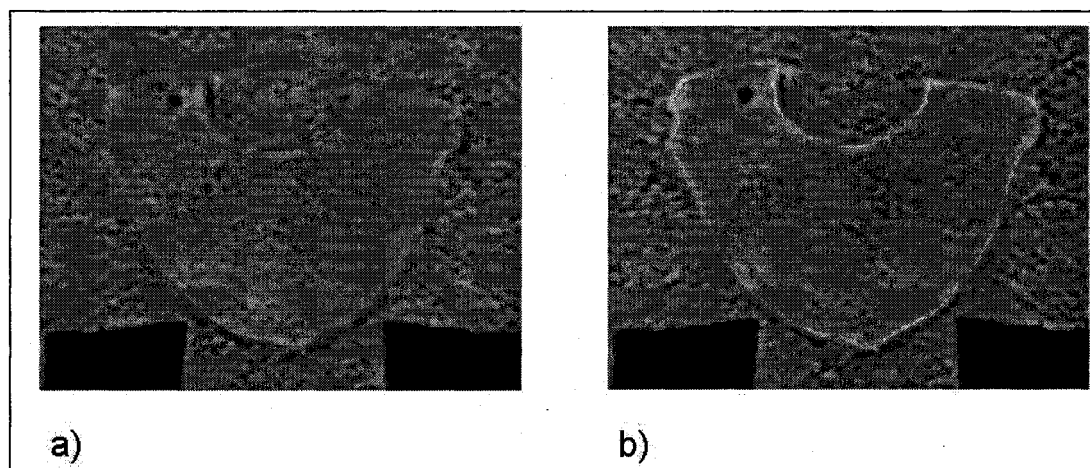


Figure 2.10 *Méthode d'érosion permettant de retirer des pixels sur le contour du masque.*

Les images segmentées ont été utilisées pour obtenir une reconstruction 3D de la surface. Les voxels se trouvant à l'interface du masque ont été utilisés pour créer la surface. La reconstruction obtenue comprenait plusieurs petites surfaces rendant la génération du maillage difficile (figure 2.11a). Un lissage a été effectué pour améliorer la surface et la rendre plus facile à mailler, tel qu'illustré à la figure 2.11b. Lors de l'opération de lissage,

des vecteurs de déplacement sont calculés pour déplacer les nœuds de la géométrie vers le nœud voisin, et ce selon la direction normale. Le niveau de lissage sélectionné définit le déplacement d'un nœud, qui correspond à une fraction de la distance totale à un nœud voisin. Un lissage moyen a été effectué pour la reconstruction 3D du corps vertébral, ce qui correspond à une fraction de 0,125 de la distance totale vers l'intérieur, et de 0,5 de la distance totale vers l'extérieur. La sauvegarde du fichier surfacique a été réalisée sous le format de fichier stéréo lithographique (STL).

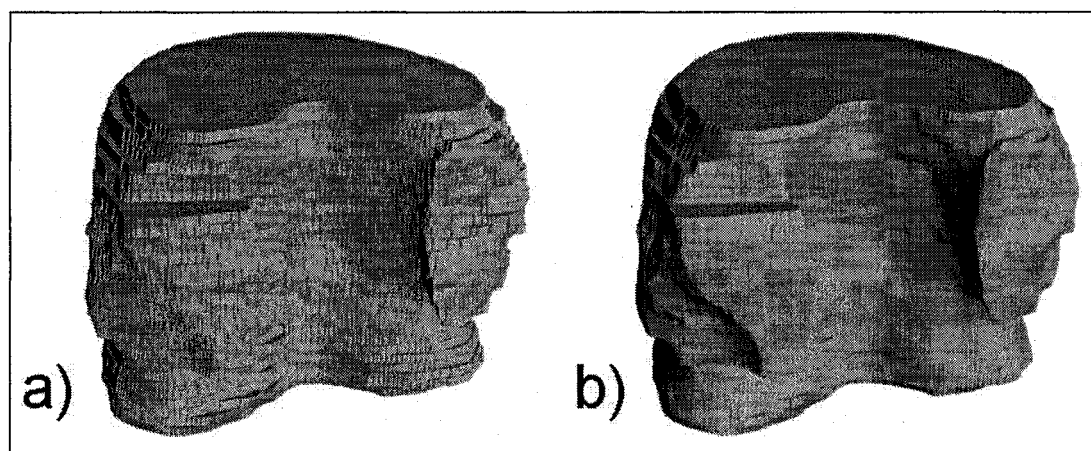


Figure 2.11 *Reconstruction 3D d'un corps vertébral obtenue sans lissage (a) et avec un lissage de niveau moyen (b).*

Le fichier surfacique a été importé dans le logiciel CATIA V5 (Dassault Systèmes, Paris, France) pour mailler la géométrie. La géométrie importée était composée de surfaces triangulaires. La méthode suivante a été utilisée pour effectuer le maillage par éléments finis (Dansereau 2006). Les arêtes discontinues du fichier surfacique ont d'abord été éliminées et les bords libres créés ont été remplis par de nouvelles surfaces triangulaires. Une fois la géométrie épurée, la fonction de surface automatique du logiciel a été utilisée pour créer une surface continue avec la géométrie du corps vertébral. Un volume par remplissage de la surface a ensuite été créé. Le module d'analyse par éléments finis du logiciel a permis de créer un maillage surfacique du volume. Un remplissage tétraédrique a ensuite été effectué pour obtenir le maillage volumique du corps vertébral, avec des éléments tétraédriques à 10 nœuds. Il est à noter que l'os cortical n'a pas été modélisé explicitement.

Une étude de convergence a été effectuée pour choisir la taille et le nombre d'éléments optimaux du maillage. Dix maillages différents ont été générés, avec des éléments dont la taille varie de 2,5 mm à 8,0 mm, ce qui correspond à un nombre d'éléments variant de 400 à près de 10 000 (figure 2.12). La raideur évaluée pour chaque modèle a été comparée. La taille des éléments a été choisie pour le modèle dont la raideur ne varie pas plus de 1% par rapport à la raideur du maillage inférieur.

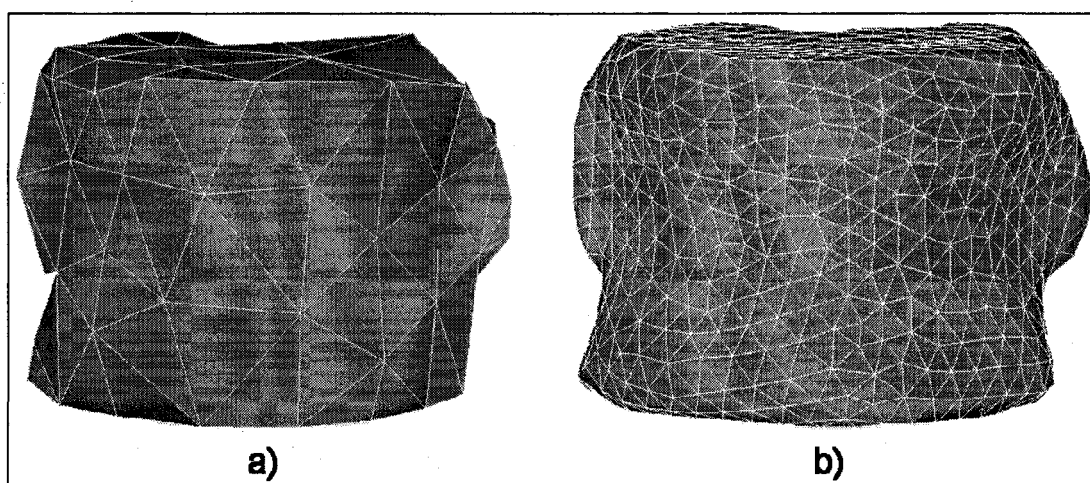


Figure 2.12 *Exemple de maillages du corps vertébral utilisés pour l'étude de convergence: a) 388 éléments b) 9461 éléments.*

Afin de reproduire les conditions expérimentales, le PMMA recouvrant les plateaux vertébraux a été modélisé. Les étapes suivantes ont été nécessaires à la modélisation du PMMA à partir de la reconstruction de la surface automatique du corps vertébral (figure 2.13) :

1. Création d'un plan parallèle au plateau vertébral et décalé de 1,5 mm;
2. Découpe de la surface du corps vertébral pour obtenir la forme du plateau vertébral;
3. Création d'un volume de remplissage avec la surface découpée;
4. Projection (distance de 1 mm vers l'extérieur) de la courbe obtenue à l'intersection du plan et de la surface découpée;
5. Création d'une surface par remplissage avec la courbe projetée;
6. Extrusion de 3 mm de la surface créée dans la direction extérieure au corps vertébral;

7. Retrait du volume de remplissage (créé en 3.) de l'extrusion (créée en 6.) par opération booléenne.

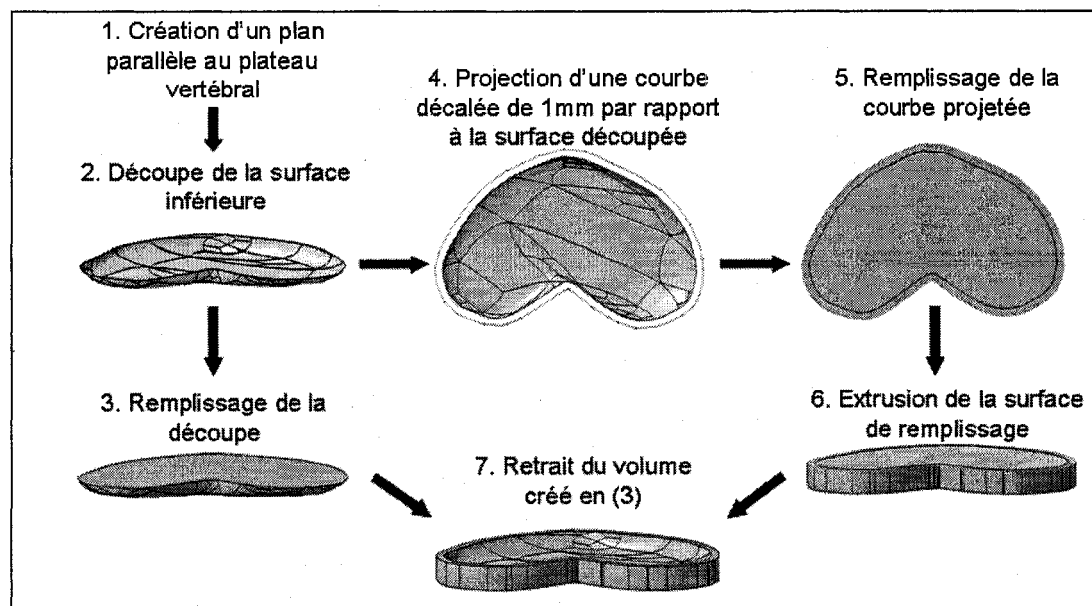


Figure 2.13 *Aperçu de la méthode utilisée pour créer la couche de PMMA qui recouvre les plateaux vertébraux.*

Ces opérations ont été effectuées pour représenter le PMMA recouvrant les plateaux supérieur et inférieur. Une couche de PMMA de 1,5 à 3 mm d'épaisseur a ainsi été modélisée, ce qui est similaire à la couche de PMMA qui recouvre les plateaux vertébraux utilisés pour les tests en compression. Une fois modélisés, les volumes de PMMA ont été maillés avec des éléments tétraédriques à dix nœuds. La taille minimale d'éléments utilisée est de 2 mm. Les maillages du corps vertébral et du PMMA ont ensuite été exportés et convertis en un format compatible avec le logiciel utilisé pour effectuer les analyses du MÉF (ANSYS Inc., Canonsburg, PA, États-Unis) (Dansereau 2006).

2.4.2 Attribution des propriétés mécaniques

L'étape suivant la génération du maillage consistait à attribuer les propriétés mécaniques aux différents matériaux, soit à l'os et au PMMA. Un modèle de matériau isotropique et linéaire a

été utilisé pour ce faire. Le choix de cette simplification a été fait en tenant compte que le chargement est effectué uniaxialement et que la déformation du modèle est mesurée dans le domaine élastique seulement. Pour un modèle isotropique et linéaire, un module d'élasticité et un coefficient de poisson dans la direction supéro-inférieure ont dû être attribués au modèle.

Les valeurs utilisées par Polikeit, Nolte et al. (2003) ont été utilisées pour les propriétés du PMMA ($E = 3000 \text{ MPa}$, $\nu = 0,41$).

Le module d'élasticité de l'os a été personnalisé à partir du niveau de gris des images CT calibrées et de la relation établie expérimentalement avec les petits spécimens cylindriques. Deux différents modèles ont été créés : un modèle avec un module d'élasticité homogène pour tous les éléments, et un modèle avec des propriétés non homogènes, soit un module d'élasticité différent pour chaque élément. La densité de l'os a d'abord été calculée à partir de la relation linéaire existant entre le nombre CT et la densité apparente, qui a été établie grâce aux images CT des objets de calibrage. Le module d'élasticité a été calculé en utilisant la relation établie lors de l'étude sur les petits spécimens osseux cylindriques entre la densité apparente et le module d'élasticité.

Pour l'attribution des propriétés homogènes, le nombre CT moyen obtenu lors de la segmentation des images du corps vertébral a été utilisé pour calculer la densité. Pour l'attribution des propriétés non homogènes, un script en langage Ansys (*Ansys Parametric Design Language*, ou ADPL) (ANNEXE II) et trois fonctions créées dans Matlab (The MathWorks, Inc., MA, États-Unis) ont été utilisés pour calculer le module d'élasticité de chaque élément à partir des images CT (ANNEXE III, ANNEXE IV et ANNEXE V). La figure 2.15 illustre l'algorithme utilisé pour le script et les trois fonctions (*centroïdes.txt*, *attribution.m*, *interpolation.m*, *fichier_MP.m*).

En résumé, les coordonnées des points de Gauss, ou centroïdes, des éléments du modèle sont d'abord exportées. Les images CT sont lues et chacune est interprétée comme une matrice

des nombres CT de taille 512 x 512. Une matrice 3D est construite avec les matrices des nombres CT de toutes les images, et les coordonnées en x, y et z des images CT lui sont associées. Les coordonnées des points de Gauss sont utilisées pour calculer le nombre CT correspondant à partir de la matrice 3D des images, et ce en utilisant des fonctions d'interpolation

La fonction utilisée interpole le nombre CT pour chaque élément entre les voxels des images CT. L'interpolation peut être effectuée par différentes méthodes, dont la méthode linéaire et la méthode cubique, soient celles utilisées pour l'interpolation du nombre CT à partir des images CT. La fonction linéaire résout une équation prenant la forme de l'équation 2.1 pour calculer le nombre CT. L'interpolation cubique calcule le nombre CT en un point en utilisant une fonction volumique d'Hermite. À titre d'exemple, la forme d'une courbe d'Hermite est présentée à l'équation 2.2 (figure 2.14).

$$CT(x, y, z) = CT(x_i, y_i, z_i) + (CT(x_{i+1}, y_{i+1}, z_{i+1}) - CT(x_i, y_i, z_i)) \left[\frac{(x, y, z) - (x_i, y_i, z_i)}{(x_{i+1}, y_{i+1}, z_{i+1}) - (x_i, y_i, z_i)} \right] \quad (2.1)$$

$$P_i(u) = P_{i-1} + P'_{i-1} u + [3(P_i - P_{i-1}) - 2P'_{i-1} - P'_i] u^2 + [2(P_{i-1} - P_i) + P'_{i-1} + P'_i] u^3 \quad (2.2)$$

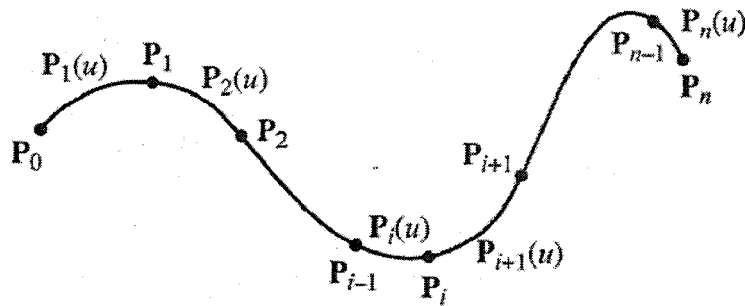


Figure 2.14 Courbe d'Hermite.

(Tiré de Lee 1999)

Suite à l'obtention des nombres CT correspondant aux points de Gauss, la densité et le module d'élasticité de chaque élément sont calculés en utilisant les relations établies

expérimentalement. Un script en langage ADPL est créé pour faire l'attribution des propriétés mécaniques des éléments dans Ansys. Un exemple de fichier d'attribution des propriétés se trouve à l'ANNEXE VI (CV#1.txt).

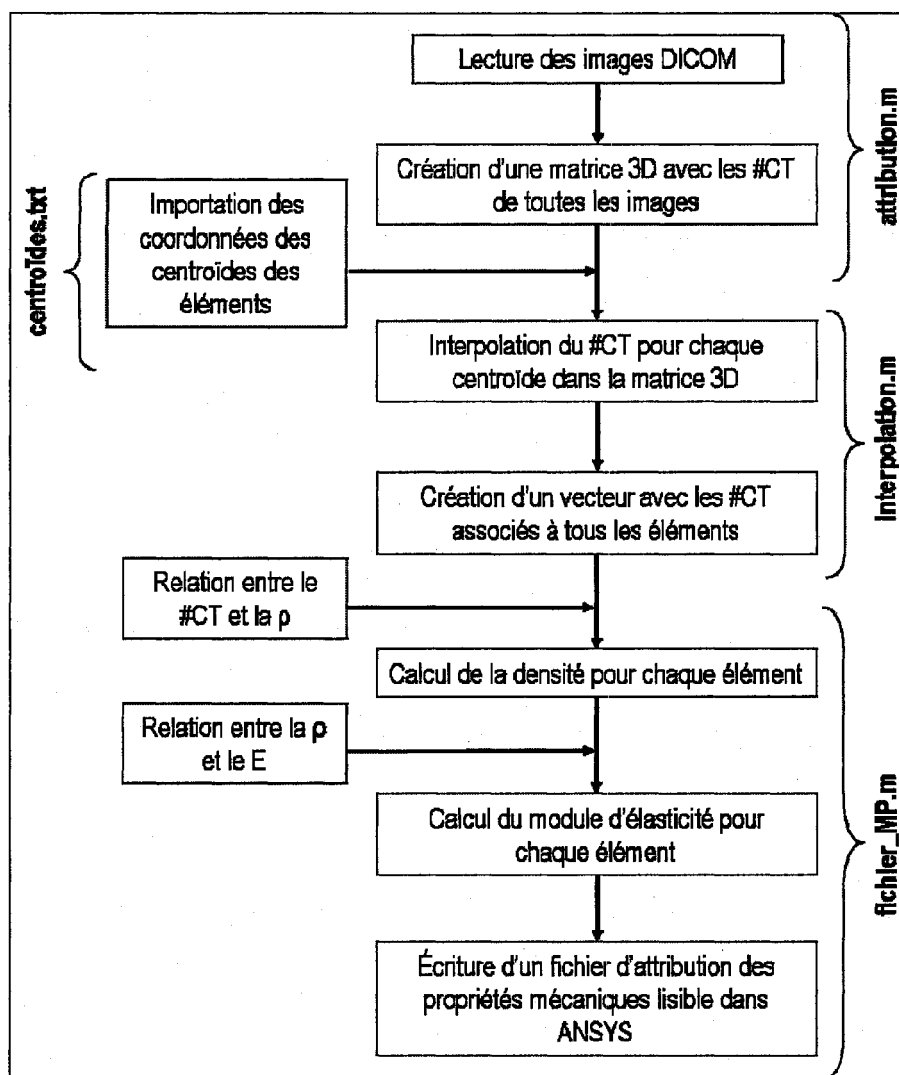


Figure 2.15 *Algorithme utilisé pour créer un fichier d'attribution des propriétés mécaniques à partir d'images DICOM dans Matlab.*

2.4.3 Simulation d'un test en compression uniaxiale

Des conditions aux frontières reproduisant le chargement expérimental ont été appliquées afin que les résultats soient comparables avec les résultats expérimentaux. L'assemblage du PMMA avec le corps vertébral a été réalisé en imposant des connexions entre les nœuds du PMMA et les nœuds des plateaux vertébraux. Pour ce faire, tous les nœuds du PMMA et du corps vertébral se situant dans la zone du plateau vertébral ont été sélectionnés. Les degrés de liberté en déplacement des nœuds se trouvant à une distance de moins de 0,7 mm ont été couplés en x, y et z (figure 2.16). Cette distance a été choisie empiriquement pour assurer une connexion de nœuds uniforme sur le plateau vertébral.

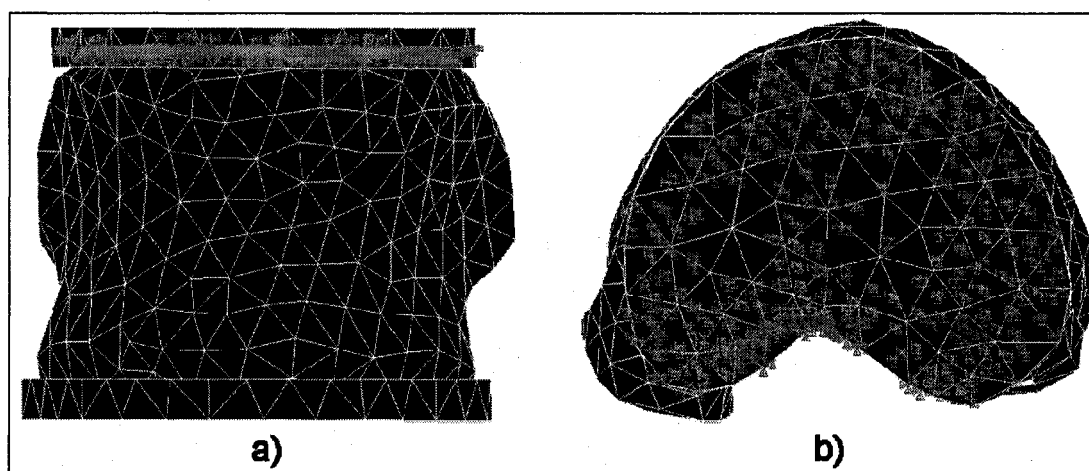


Figure 2.16 *Couplage des nœuds du plateau vertébral et de la couche de PMMA.*

Les déplacements des nœuds de la surface inférieure du PMMA ont été bloqués dans les trois directions pour simuler la présence du plateau inférieur du montage expérimental, qui est fixe. Les déplacements dans le plan sagittal (en x et en y) du plateau supérieur du PMMA ont également été bloqués pour reproduire les conditions expérimentales et simuler un chargement uniaxial, sans déplacement transverse. La simulation du chargement en compression a été effectuée en appliquant une force selon la direction supéro-inférieure (en z) sur les nœuds de la surface supérieure du PMMA. La force appliquée sur chacun des nœuds équivaut à la force totale divisée par le nombre de nœuds sur laquelle elle est

appliquée. Des chargements de 500 N, 1000 N et 1500 N ont été effectués. Ces valeurs représentent la plage de forces appliquées expérimentalement sur les corps vertébraux, qui demeurent dans le domaine élastique. Le déplacement moyen du plateau supérieur du PMMA a été noté pour chaque chargement et la courbe force – déplacement a pu être tracée. La raideur du corps vertébral estimée par le modèle a été calculée en prenant la pente de cette droite. La contrainte maximale de von Mises sur le corps vertébral est également évaluée.

2.4.4 Étude de sensibilité du modèle par éléments finis

Une étude de sensibilité a été effectuée sur un corps vertébral pour évaluer l'effet de différents facteurs sur la réponse du modèle. Ces facteurs sont liés à l'attribution des propriétés mécaniques et à la géométrie. Les facteurs géométriques sont des paramètres choisis lors de la segmentation. La liste des facteurs avec les niveaux utilisés pour l'étude de sensibilité est décrite au tableau 2.3.

Tableau 2.3

Facteurs de l'étude de sensibilité

Facteur	Niveaux	
Méthode de segmentation	seuillage	<i>snake</i>
Érosion du masque	sans érosion	avec 2 érosions
Attribution des propriétés mécaniques	homogène	non homogène
Méthode d'interpolation du #CT	linéaire	Cubique
Degré d'anisotropie	isotropique	Orthotropique
Module d'élasticité	bas	haut

Le dernier de ces facteurs évalue l'effet que peut avoir une erreur sur l'évaluation du module d'élasticité. Tel que mentionné dans le premier chapitre, une étude de Keaveny, Pinilla et al. (1997) suggère que le module d'élasticité peut être sous-évalué par un facteur de 30% lors de sa mesure expérimentale. Les niveaux « bas » et « haut » choisis pour l'étude correspondent à une valeur 30% inférieure ou 30% supérieure au module d'élasticité évalué à partir de la densité évaluée par QCT.

Les images CT d'un des trois corps vertébraux testés expérimentalement en compression ont été utilisées pour obtenir le modèle. Quatre maillages différents ont été générés pour effectuer l'étude, soit pour deux méthodes de segmentation différentes (seuillage ou *snake*) et pour deux niveaux d'érosion du masque (avec ou sans érosion).

L'attribution des propriétés mécaniques a été effectuée de façon homogène (une propriété moyenne pour tout le modèle) ou de façon non homogène (une propriété par élément). Pour le modèle non homogène, le nombre CT du point de Gauss de chaque élément a été calculé en faisant une interpolation cubique ou linéaire à partir de la matrice 3D des nombres CT. La relation utilisée pour estimer les propriétés mécaniques est la relation établie suite aux tests en compression sur la deuxième série de spécimens osseux cylindriques.

Pour le modèle isotropique, une seule valeur du module d'élasticité et du coefficient de Poisson a été utilisée (E_z et ν_{xy}). Neuf propriétés ont dû être calculées pour définir le modèle orthotropique, soit des valeurs du module d'élasticité (E_i), du module de cisaillement (G_{ij}) et du coefficient de poisson (ν_{ij}) pour les trois directions principales (x, y, z). Les auteurs utilisent des ratios entre E_z et les autres propriétés (E_y , E_x , G_{xy} , G_{xz} et G_{yz}) pour calculer ces dernières. Le degré d'anisotropie de l'os vertébral porcine (1,37) est semblable à celui de l'os vertébral humain (1,21) (Teo, Si-Hoe et al. 2006). Comme aucune information n'a été trouvée dans la littérature sur les ratios entre E_z et les autres propriétés de l'os porcine, les ratios de l'os vertébral humain ont été utilisés (Crawford, Rosenberg et al. 2003):

$$E_x = E_y = 0.33E_z \quad (2.3)$$

$$G_{xy} = 0.121E_z \quad (2.4)$$

$$G_{xz} = G_{yz} = 0.157E_z \quad (2.5)$$

Les valeurs du coefficient de Poisson utilisées pour l'étude de sensibilité sont les suivantes : $\nu_{xy} = 0.381$ et $\nu_{xz} = \nu_{yz} = 0.104$.

Un plan d'expérience factoriel d'ordre $2^{(6-2)}$ a été établi à l'aide d'un logiciel d'analyse statistique (Statistica, StatSoft Inc., Tulsa, OK) pour réaliser l'étude de sensibilité. Seize

essais ont été effectués avec différentes combinaisons des facteurs étudiés (tableau 2.4). Comme pour la simulation de compression uniaxiale, des chargements de 500 N, 1000 N et 1500 N ont été effectués. La raideur du modèle et la contrainte maximale de von Mises ont été évalués. Les résultats ont été analysés à l'aide du logiciel pour estimer l'effet standardisé de chaque facteur sur les résultats.

Tableau 2.4

Plan d'expérience de l'étude de sensibilité

Essai	Paramètres géométriques		Paramètres liés à l'attribution des propriétés mécaniques			
	Érosion	Segmentation	Attribution	E	Anisotropie	Interpolation
1	sans érosion	seuillage	homogène	bas	isotropique	linéaire
2	sans érosion	seuillage	non homogène	bas	orthotropique	linéaire
3	avec érosion	seuillage	homogène	bas	orthotropique	cubique
4	avec érosion	seuillage	non homogène	bas	isotropique	cubique
5	sans érosion	snake	homogène	bas	orthotropique	cubique
6	sans érosion	snake	non homogène	bas	isotropique	cubique
7	avec érosion	snake	homogène	bas	isotropique	linéaire
8	avec érosion	snake	non homogène	bas	orthotropique	linéaire
9	sans érosion	seuillage	homogène	haut	isotropique	cubique
10	sans érosion	seuillage	non homogène	haut	orthotropique	cubique
11	avec érosion	seuillage	homogène	haut	orthotropique	linéaire
12	avec érosion	seuillage	non homogène	haut	isotropique	linéaire
13	sans érosion	snake	homogène	haut	orthotropique	linéaire
14	sans érosion	snake	non homogène	haut	isotropique	linéaire
15	avec érosion	snake	homogène	haut	isotropique	cubique
16	avec érosion	snake	non homogène	haut	orthotropique	cubique

2.5 Étude de l'influence de la microstructure sur les propriétés mécaniques de pièces d'ABS

L'architecture de l'os ne peut pas être évaluée par QCT car cette méthode n'offre pas une résolution suffisante. Une étude a été effectuée pour évaluer l'effet de la microstructure de l'os sur ses propriétés mécaniques en utilisant des modèles synthétiques de microstructure connue. Des éprouvettes cylindriques d'ABS ont été fabriquées par prototypage rapide en contrôlant la microstructure et la densité des pièces. Des images CT des éprouvettes ont été prises et des tests mécaniques en compression ont été effectués, comme pour les spécimens osseux cylindriques. Une étude préliminaire a été effectuée dans le cadre de ce projet.

Davantage de tests ont été effectués par la suite dans le cadre d'un projet synthèse (Jobin 2005).

2.5.1 Fabrication des pièces

Une machine fonctionnant selon le procédé de dépôt de matière en fusion (Prodigy Plus, Stratasys, Eden Prairie, Minnesota, Etats-Unis) a été utilisée pour fabriquer des pièces en acrylonitrile butadiène styrène (ABS). Le procédé de dépôt de matière en fusion consiste à extraire un filament d'ABS à l'état semi-liquide à travers une buse et à le déposer sur un plateau de fabrication, couche par couche, en suivant un patron dont l'orientation varie à chaque couche (figure 2.17). Cela permet d'obtenir des pièces aux propriétés mécaniques anisotropes. Plusieurs paramètres peuvent être contrôlés lors de la fabrication, tel que l'épaisseur du filament d'ABS déposé ou la température à laquelle l'ABS est extrudé.

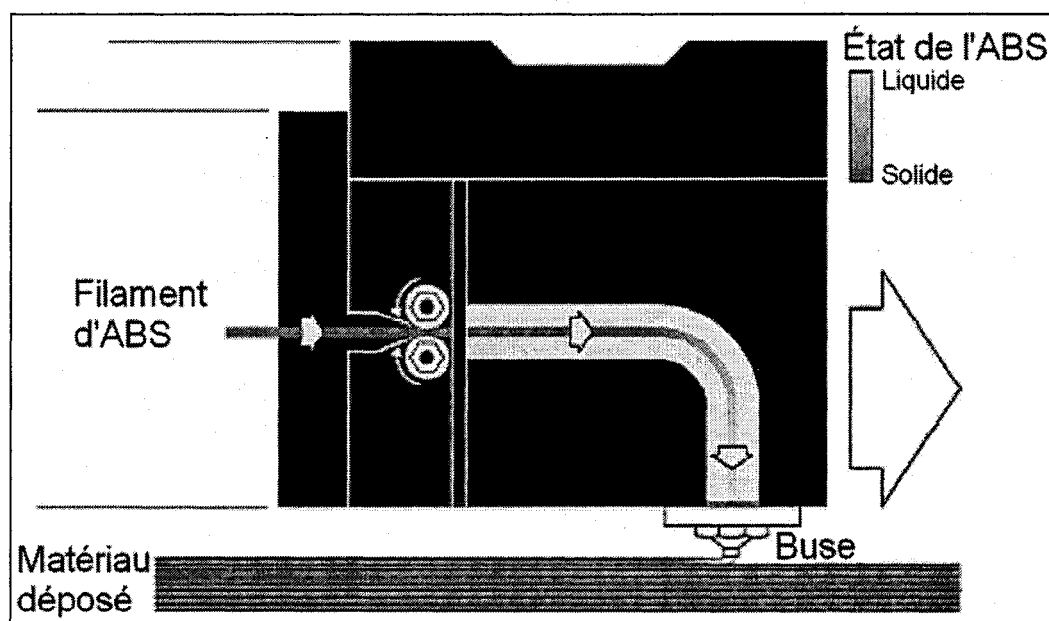


Figure 2.17 *Aperçu du procédé de dépôt de matière en fusion.*

(Adapté d'Ahn, Montero et al. 2002.)

Dans cette étude, trois différents paramètres ont été utilisés : la direction de fabrication (verticale ou horizontale), l'angle d'orientation entre les trames et la distance entre les trames (*air gap*) (figure 2.18). La distance entre les trames a été associée à la densité étant donné que qu'augmenter cette distance entraîne une diminution de la quantité de matériau dans l'éprouvette, et donc une diminution de la densité de la pièce. Les deux autres paramètres, soit l'angle d'orientation et la direction de fabrication, influencent l'architecture des pièces. Un fichier surfacique en format STL a été importé pour obtenir la géométrie des pièces à fabriquer.

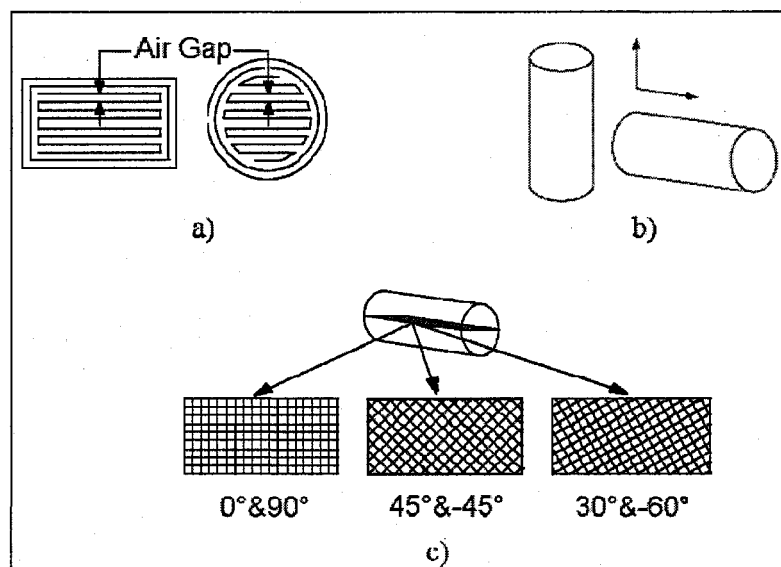


Figure 2.18 Paramètres de fabrication: a) Distance entre les trames b) direction de fabrication c) angle d'orientation entre les trames.

Le modèle utilisé représente des éprouvettes cylindriques de 19,05 mm de diamètre et de 38,1 mm de longueur, ce qui respecte un ratio de 2 :1 entre la longueur et le diamètre, tel que suggéré par la norme ASTM D695-96 pour les tests en compression sur les plastiques (ASTM 1996). Neuf pièces ont été fabriquées avec six différentes distances entre les trames, deux directions de fabrication et un seul angle d'orientation entre les trames (tableau 2.5). Un ensemble de pièces avec six densités et deux microstructures différentes a été obtenu.

Suite à l'analyse des résultats de cette étude préliminaire, une seconde étude a été réalisée (Jobin 2005). Dans cette étude détaillée, des éprouvettes ont été fabriquées avec cinq différentes distances entre les trames, deux directions de fabrication et trois angles d'orientation entre les trames. Le tableau 2.5 résume la quantité et la microstructure des pièces fabriquées pour l'ensemble des essais réalisés sur des éprouvettes d'ABS.

Tableau 2.5

Paramètres de fabrication choisis pour les éprouvettes d'ABS

	Nombre de pièces fabriquées	Orientation de fabrication	Angle entre les trames	Distance entre les trames
Tests préliminaires	6	Horizontale	0° & 90°	0,000 po 0,003 po 0,006 po 0,009 po 0,012 po 0,015 po
	3	Verticale	0° & 90°	0,000 po 0,006 po 0,009 po
Étude détaillée	45	Horizontale	0° & 90° 30° & -60° 45° & -45°	0,000 po 0,0053 po 0,0213 po
	15	Verticale	0° & 90°	0,0479 po 0,0798 po

2.5.2 Caractérisation des propriétés mécaniques en fonction du niveau de gris d'images tomodensitométriques

Suite à la fabrication des pièces, des images CT ont été prises sur un appareil PQ5000 (Picker International) avec les paramètres décrits au tableau 2.2. Un contenant de plastique rempli d'eau a été placé dans le champ d'acquisition des images (figure 2.19). Comme pour les spécimens osseux, les images des éprouvettes d'ABS ont été analysées en utilisant le logiciel SliceOmatic. Les pièces ont été segmentées en utilisant la méthode de contours actifs (*snake*) et leur nombre CT moyen a été obtenu. Des régions correspondant à l'air et à l'eau ont également été segmentées sur les images. Les valeurs CT brutes ont été converties en HU en faisant une interpolation avec les nombres CT de l'eau et de l'air segmentés sur les images, en utilisant la relation suivante (Rho, Hobatho et al. 1995) :

$$HU = 1000 \frac{CT - CT_{eau}}{CT_{eau} - CT_{air}} \quad (2.6)$$

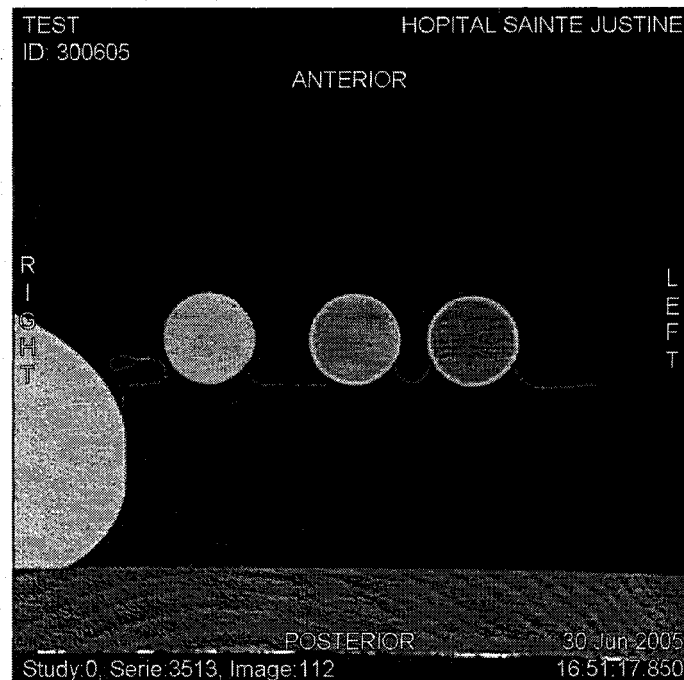


Figure 2.19 Images CT des éprouvettes d'ABS avec un contenant d'eau.

La densité des éprouvettes a été mesurée expérimentalement en calculant le ratio entre leur masse et leur volume. La masse (m) des éprouvettes a été mesurée sur une balance numérique de précision égale à 0,001 g. Trois mesures du diamètre (d) et trois mesures de la longueur (h) ont été prises pour chaque éprouvette avec un pied à coulisse numérique de 0,01 mm de précision et les dimensions moyennes ont été calculées. La densité (ρ) a été obtenue en utilisant l'équation 2.7. Il est à noter que, contrairement à l'os, les éprouvettes ne contiennent pas de liquide. Il n'y a donc pas de distinction à faire entre la densité effective et la densité apparente.

$$\rho = \frac{\pi d_{moy}^2 h_{moy}}{4 * m} \quad (2.7)$$

Les éprouvettes ont été testées expérimentalement en compression sur un appareil de tests mécaniques MTS 810 (MTS Corp., Eden Prairie, MN) selon les paramètres suggérés par la norme ASTM D695-96 (1996). L'éprouvette a été centrée sur le plateau inférieur de la

machine, une précharge a été appliquée pour empêcher les mouvements transverses de l'éprouvette et le test de compression a été effectué à une vitesse de 1,3 mm/min. Le déplacement a été enregistré par le capteur de la machine. Le module d'élasticité a été calculé en prenant la pente de la partie linéaire de la courbe contrainte – déformation.

Des relations ont été établies entre le nombre CT et la densité mesurée expérimentalement, et entre la densité et le module d'élasticité des éprouvettes. Dans un premier temps, ces relations ont été établies pour l'ensemble des pièces, toutes microstructures confondues. Par la suite, des relations différentes ont été établies pour chaque microstructure différente. Les coefficients de détermination ont été comparés pour déterminer si la microstructure a une influence sur l'estimation par QCT de la densité et du module d'élasticité.

2.5.3 Modèle par éléments finis des éprouvettes d'ABS

Un modèle par éléments finis d'une éprouvette d'ABS a également été créé (figure 2.20). Les propriétés mécaniques des éprouvettes de la première série de tests ont été estimées et attribuées au modèle. Les relations établies pour la deuxième série de tests ont été utilisées pour estimer la densité et le module d'élasticité à partir des images CT des éprouvettes. La relation utilisée pour estimer la densité est la relation établie pour l'ensemble des pièces, sans faire de distinction de microstructure. Pour calculer le module d'élasticité, trois différentes relations ont été utilisées :

- a) Relation tenant compte de l'angle entre les trames et de l'orientation de fabrication;
- b) Relation tenant compte de l'angle entre les trames mais non de l'orientation de fabrication (pièces verticales et horizontales confondues);
- c) Relation ne tenant pas compte de la microstructure (toutes pièces confondues)

Vingt-sept modèles par éléments finis ont ainsi été créés pour les neuf éprouvettes de la première série de tests en utilisant les trois différentes relations énumérées ci-dessus.

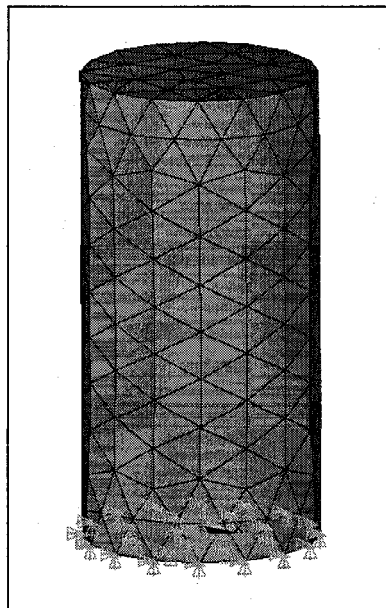


Figure 2.20 *Modèle par éléments finis d'une éprouvette d'ABS.*

Un test de compression uniaxiale a été simulé pour chaque modèle. Les nœuds de la surface inférieure de l'éprouvette ont été bloqués en déplacement selon les trois directions principales, et les nœuds de la surface supérieure ont été bloqués pour les déplacements transversaux (axes x et y). Des charges de 1000 N, 2000 N et 3000 N ont été appliquées axialement sur les nœuds de la surface supérieure, ce qui représente la plage de forces appliquées expérimentalement sur les éprouvettes. Les déplacements ont été calculés par le modèle, ce qui a permis d'estimer la raideur. La raideur expérimentale a également été calculée en prenant la pente de la courbe force – déplacement des éprouvettes des tests préliminaires. Les valeurs de la raideur mesurée expérimentalement ont été comparées avec la raideur évaluée par éléments finis pour les différentes relations tenant compte ou non de la microstructure des pièces.

CHAPITRE 3

RÉSULTATS

Différentes étapes ont été effectuées pour répondre à l'objectif principal de ce projet, qui est d'étudier les paramètres qui influencent l'évaluation du comportement mécanique de l'os par tomodensitométrie. L'acquisition d'images CT calibrées et des tests mécaniques en compression sur des spécimens osseux cylindriques ont été effectuées dans le but d'établir une relation permettant d'estimer le module d'élasticité de l'os à partir de sa densité mesurée par QCT. Deux séries de tests ont été nécessaires et les résultats obtenus sont présentés aux sections 3.1 et 3.2. L'acquisition d'images CT et un test de compression ont également été réalisés sur des corps vertébraux porcins pour évaluer leur raideur expérimentalement (section 3.3). Les images CT et les relations établies expérimentalement ont permis d'obtenir un modèle par éléments personnalisé d'un corps vertébral. Les résultats obtenus lors des analyses par éléments finis et de l'étude de sensibilité du modèle se trouvent à la section 3.4. La raideur estimée par le MEF y est comparés avec la raideur mesurée expérimentalement. Ce chapitre comprend également les résultats sur l'étude de l'influence de la microstructure sur les propriétés mécaniques des pièces d'ABS (section 3.5). Les résultats présentés dans ce chapitre permettent d'évaluer les principaux facteurs qui influencent l'estimation du comportement mécanique de l'os par QCT.

3.1 Estimation de la densité à partir du niveau de gris des images CT

La densité apparente des spécimens osseux est évaluée à partir des images CT des corps vertébraux des séries de tests 1 et 2. La relation utilisée pour estimer la densité et les résultats du calcul de la densité sont présentés dans les sous-sections suivantes.

3.1.1 Relations entre le niveau de gris des images CT et la densité

Une relation linéaire est établie entre le nombre CT mesuré sur les images des objets de calibrage et leur densité (figure 3.1) lors de chaque acquisition. La liste des relations établies

est présentée au tableau 3.1. La pente de la relation linéaire est la même pour toutes les acquisitions (0,0007) et l'ordonnée à l'origine est semblable (0,0155 à 0,0276). Les coefficients de détermination élevés ($R^2 = 0,9986$ à $0,9998$) démontrent qu'il y a une forte corrélation entre le nombre CT et la densité apparente.

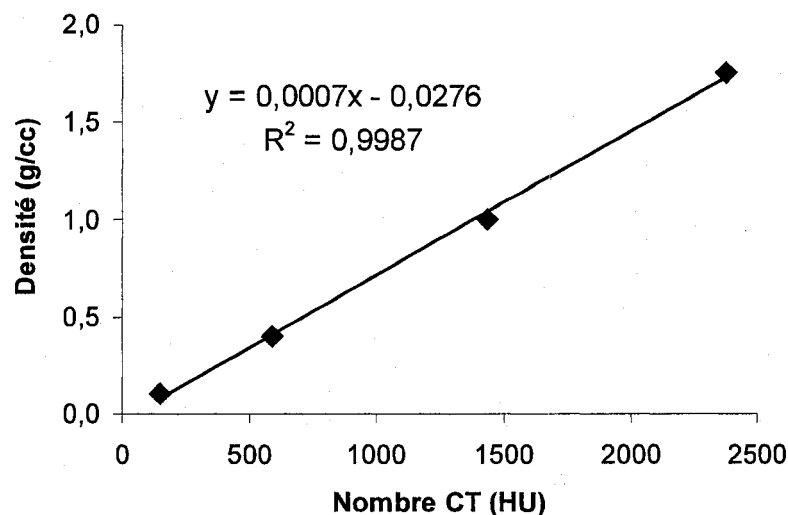


Figure 3.1 Relation linéaire établie entre le nombre CT et la densité (g/cm^3) des objets de calibrage (acquisition du 8 février 2007).

Tableau 3.1

Relations linéaires et coefficients de détermination établis entre le nombre CT et la densité des objets de calibrage pour chaque acquisition

Date de l'acquisition	Appareil	Relation entre le nombre CT et la densité (g/cm^3)	R^2
17 mai 2006	PQ5000 (Picker International)	$\rho = 0,0007\text{CT} - 0,0256$	0,9986
11 juillet 2006	Sensation 16 (Siemens)	$\rho = 0,0007\text{CT} - 0,0155$	0,9998
3 novembre 2006	Light Speed VCT (GE)	$\rho = 0,0007\text{CT} - 0,0242$	0,9997
8 février 2007	Light Speed VCT (GE)	$\rho = 0,0007\text{CT} - 0,0276$	0,9987

3.1.2 Calcul de la densité de l'os

Les relations présentées au tableau 3.1 permettent de calculer la densité apparente de l'os suite à l'acquisition d'images CT des corps vertébraux porcins, aussi utilisés pour effectuer les tests de compression. Chez les porcs de race Yorkshire – Landrace, deux à trois spécimens cylindriques ont été prélevées par corps vertébral pour la première série de tests.

La figure 3.2 illustre un exemple typique d'image CT d'un corps vertébral de la première série de tests. Les régions d'intérêt identifiées sur l'image correspondent aux spécimens prélevés. Les flèches pointent vers des régions de l'image où apparaît le cartilage de croissance, présent chez les vertèbres de porcs en croissance.

Les corps vertébraux de deux porcs en croissance de race Yorkshire – Landrace ont été utilisés pour la deuxième série de tests. Deux spécimens cylindriques ont été prélevés par corps vertébral en évitant les zones où il y avait présence de cartilage de croissance, tel qu'illustré à la figure 3.3. Un seul spécimen est prélevé pour chaque corps vertébral provenant de porcs du Yucatan à cause de leur petite taille. Comme cela peut être observé à la figure 3.4, il n'y a pas présence de cartilage de croissance dans ces corps vertébraux, qui proviennent de porc matures. Il est à noter qu'un des corps vertébraux provenant des porcs du Yucatan a été éliminé des données car il apparaissait desséché.

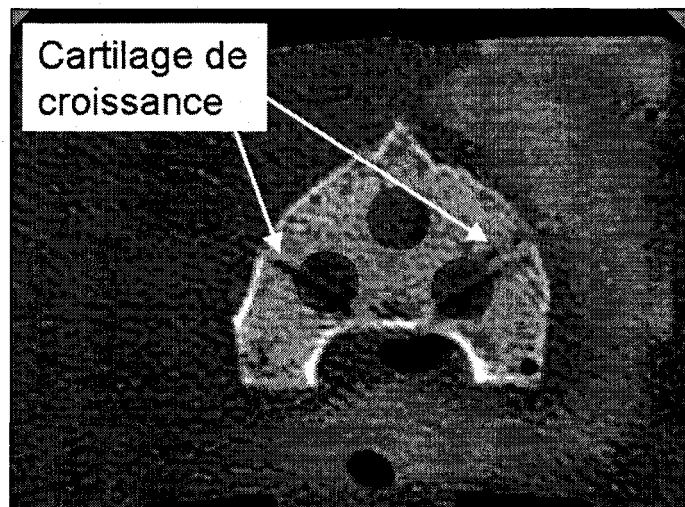


Figure 3.2 *Segmentation des régions d'intérêt sur un corps vertébral d'un porc en croissance (série de tests 1).*

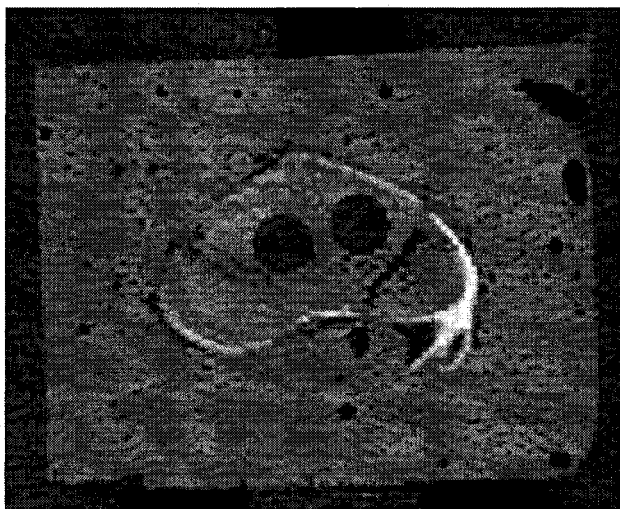


Figure 3.3 *Segmentation des régions d'intérêt sur un corps vertébral d'un porc en croissance (série de tests 2).*

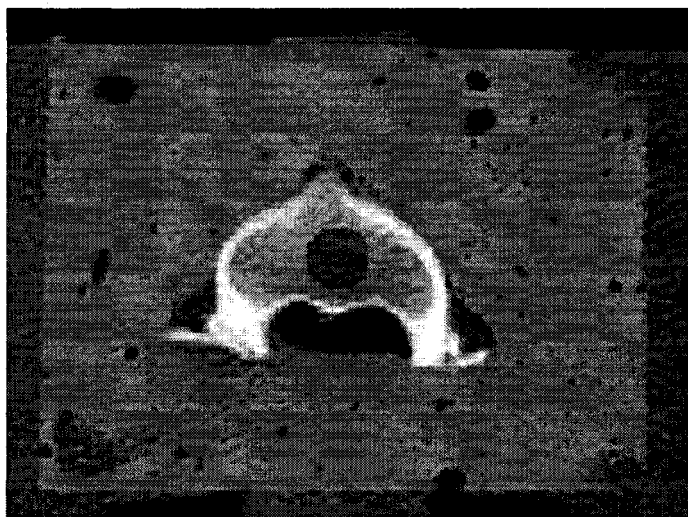


Figure 3.4 *Segmentation de la région d'intérêt sur un corps vertébral d'un porc mature (série de tests 2).*

Le nombre CT moyen de chaque région d'intérêt, correspondant à un spécimen, a été évalué sur les images et permet de calculer la densité en utilisant les relations obtenues avec les objets de calibrage. Le nombre CT moyen et la densité moyenne pour les deux séries de tests, ainsi que leurs écarts-types, sont présentés au tableau 3.2. Les résultats du tableau 3.2 concernent les spécimens qui ont été utilisés pour établir la relation entre ρ et E , et non les

spécimens qui ont été éliminés en cours de route. La densité moyenne évaluée pour les spécimens provenant des porcs en croissance est de $0,254 \text{ g/cm}^3$ pour la première série de tests, et de $0,240 \text{ g/cm}^3$ pour la deuxième série. La densité estimée pour les vertèbres de porcs matures ($0,388 \text{ g/cm}^3$) est supérieure à la densité des porcs en croissance. Les écarts-types du nombre CT (37 à 48) et de la densité (0,030 à 0,035) sont semblables pour les deux séries de tests, ce qui suggère que la variabilité entre les spécimens est la même d'une série à l'autre.

Tableau 3.2

Nombre CT moyen et densité moyenne mesurés pour les spécimens osseux cylindriques

Série de tests	Race de porcs	Nombre de spécimens	Nombre CT moyen ± écart-type	Densité moyenne ± écart-type (g/cm^3)
1	Yorkshire – Landrace (<i>en croissance</i>)	11	373 ± 37	$0,254 \pm 0,030$
2	Yorkshire – Landrace (<i>en croissance</i>)	10	362 ± 45	$0,240 \pm 0,033$
	Yucatan (<i>matures</i>)	5	562 ± 48	$0,388 \pm 0,035$

Les résultats obtenus peuvent être comparés avec le nombre CT obtenu dans une étude effectuée sur 38 spécimens cubiques d'os spongieux provenant de corps vertébraux de deux porcs matures (Teo, Si-Hoe et al. 2006). Comme les spécimens de la première série de tests contenaient du cartilage de croissance et que l'étude de Teo, Si-Hoe et al. (2006) a été effectuée sur des porcs matures, seulement les résultats de la deuxième série de tests sont utilisés pour effectuer les comparaisons. Effectivement, le cartilage de croissance présent dans les spécimens cylindriques de la première série pourrait influencer les résultats et les rendre difficiles à comparer avec l'étude de Teo, Si-Hoe et al. (2006). Le nombre CT des spécimens cylindriques de la deuxième série de tests est donc comparé avec les valeurs obtenues par Teo, Si-Hoe et al. (2006) pour des tests sur l'os vertébral porcin. À la figure 3.5, les barres verticales correspondent aux plages de nombre CT obtenues et les traits horizontaux correspondent aux moyennes. La plage du nombre CT des 15 spécimens de la deuxième série de tests de ce projet (322 HU à 597 HU) se situe à l'intérieur de la plage du nombre CT (219 HU à 738 HU) obtenue par Teo, Si-Hoe et al. (2006).

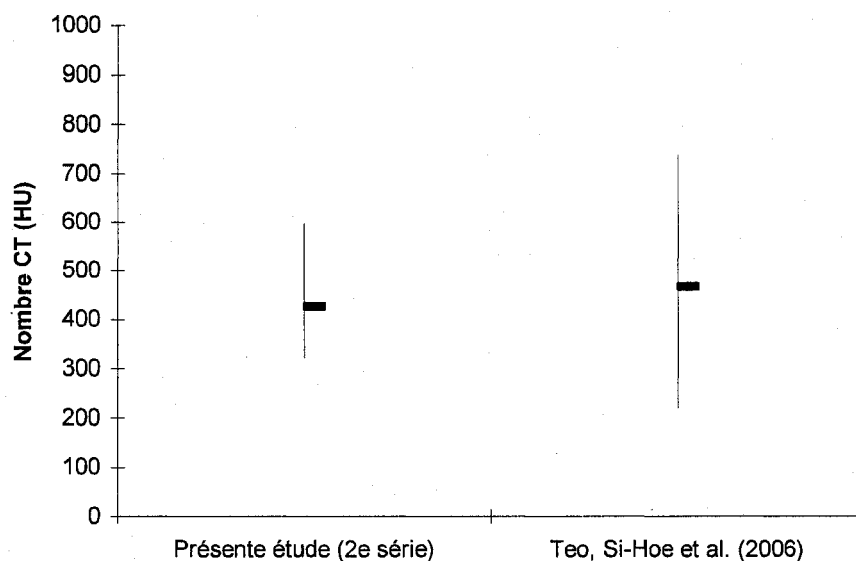


Figure 3.5 *Comparaison du nombre CT des spécimens osseux cylindriques de la 2^e série de tests avec la littérature.*

3.2 Caractérisation des propriétés mécaniques en fonction de la densité

Suite au calcul des propriétés mécaniques des spécimens porcins, une relation est établie entre la densité et le module d'élasticité. Cette relation est utilisée pour estimer le module d'élasticité des corps vertébraux utilisés pour développer le MÉF.

3.2.1 Calcul du module d'élasticité de l'os vertébral porcin

Deux exemples typiques de courbes contrainte – déformation obtenues lors des tests de compression sont présentés à la figure 3.6. À titre comparatif, les déplacements mesurés par l'extensomètre et les déplacements mesurés par le capteur de la machine sont tracés sur les graphiques. Lors de la première série de tests, un décalage est apparu entre certaines courbes contrainte – déformation obtenues par l'extensomètre et obtenues par la MTS (figure 3.6a). Cette différence n'est pas apparue dans les résultats de la deuxième série de tests (figure 3.6b).

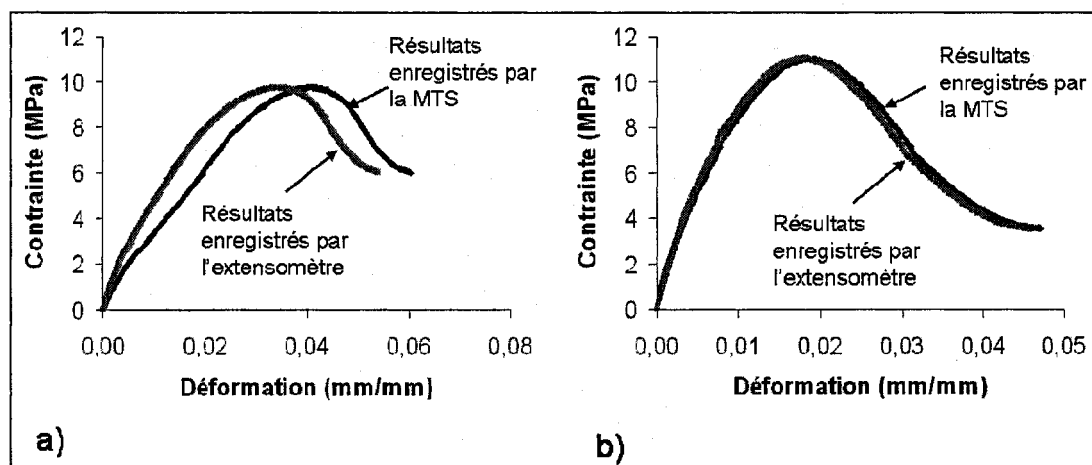


Figure 3.6 *Courbes contrainte – déformation obtenues pour les spécimens osseux de la première série de tests (a) et pour la deuxième série de tests (b).*

Ce comportement est également observé pour les petits cylindres d'ABS. Cinq cylindres d'ABS sont testés avec le montage de la première série, et sept cylindres sont testés avec le montage de la deuxième série. À titre comparatif, le module d'élasticité est mesuré de deux façons : 1) en utilisant les déformations mesurées avec l'extensomètre, et 2) en utilisant les déformations mesurées avec le capteur de la MTS. La différence moyenne entre les deux modules d'élasticité calculés pour l'ABS atteint 256 MPa pour le montage de la première série de tests. La différence moyenne est de 30 MPa pour les tests effectués avec le montage de la deuxième série de tests. La différence entre les mesures prises avec l'extensomètre et la MTS est interprétée comme une indication d'instabilité dans le montage, et donc d'artéfacts ou d'erreurs expérimentales. Un critère d'exclusion est établi pour les spécimens osseux pour lesquels la différence entre les modules calculés avec l'extensomètre et avec la MTS est supérieure à 60 MPa.

Quatorze spécimens ont été éliminés pour la première série de tests, et un spécimen a été éliminé pour la deuxième série. Il est à noter que les spécimens endommagés lors de l'extraction ont été éliminés avant d'effectuer les tests de compression. Le tableau 3.3 résume le nombre de spécimens extraits, exclus et utilisés. Après l'exclusion des spécimens selon les deux critères énoncés, il est demeuré onze spécimens pour la première série de

tests. En additionnant les dix spécimens provenant des porcs en croissance et les cinq spécimens provenant des vertèbres de porcs matures, 15 spécimens au total ont été utilisés pour la deuxième série de tests.

Tableau 3.3

Nombre de spécimens osseux extraits, exclus et utilisés pour les tests en compression

Série de tests	Race de porcs	Nombre de porcs	Nombre de corps vertébraux	Nombre de spécimens extraits	Nombre de spécimens exclus		Nombre de spécimens restants
					Endommagées lors de l'extraction	Exclues après le test	
1	Yorkshire – Landrace (<i>en croissance</i>)	9	14	31	6	14	11
2	Yorkshire – Landrace (<i>en croissance</i>)	2	6	12	1	1	10
	Yucatan (<i>matures</i>)	2	6	6	1	0	5

Les moyennes des modules d'élasticité calculés pour chaque série de tests se trouvent au tableau 3.4. Le module d'élasticité moyen des spécimens provenant des porcs de la race Yorkshire – Landrace est plus élevé pour la deuxième série de tests ($E_{\text{moyen}} = 716 \text{ MPa}$) que pour la première série ($E_{\text{moyen}} = 387 \text{ MPa}$). Par ailleurs, en observant les résultats pour la deuxième série de tests, le module d'élasticité moyen est plus élevé pour les spécimens de porcs matures que pour les spécimens des porcs en croissance.

Tableau 3.4

Modules d'élasticité moyens calculés pour les deux séries de tests

Série de tests	Race de porcs	E (MPa)	
		Moyenne	Écart-type
1	Yorkshire – Landrace (<i>en croissance</i>)	387	102
2	Yorkshire – Landrace (<i>en croissance</i>)	716	195
	Yucatan (<i>matures</i>)	1216	297

La figure 3.7 présente la plage de module d'élasticité obtenue pour les spécimens cylindriques de la deuxième série de tests ($883 \pm 332 \text{ MPa}$) en comparaison avec les valeurs

obtenues par Teo, Si-Hoe et al. (2006) (229 ± 138 MPa) et par Lin, Tsai et al. (1997) (521 ± 145 MPa). Ces deux études portent sur l'évaluation des propriétés mécaniques de l'os vertébral porcin. Comme pour la comparaison du nombre CT, seuls les résultats de la deuxième série de tests sont utilisés. La moyenne de module d'élasticité obtenue pour les spécimens cylindriques de la deuxième série de tests est supérieure de 654 MPa à la moyenne obtenue par Teo, Si-Hoe et al. (2006), et supérieure de 362 MPa à la moyenne obtenue par Lin, Tsai et al. (1997).

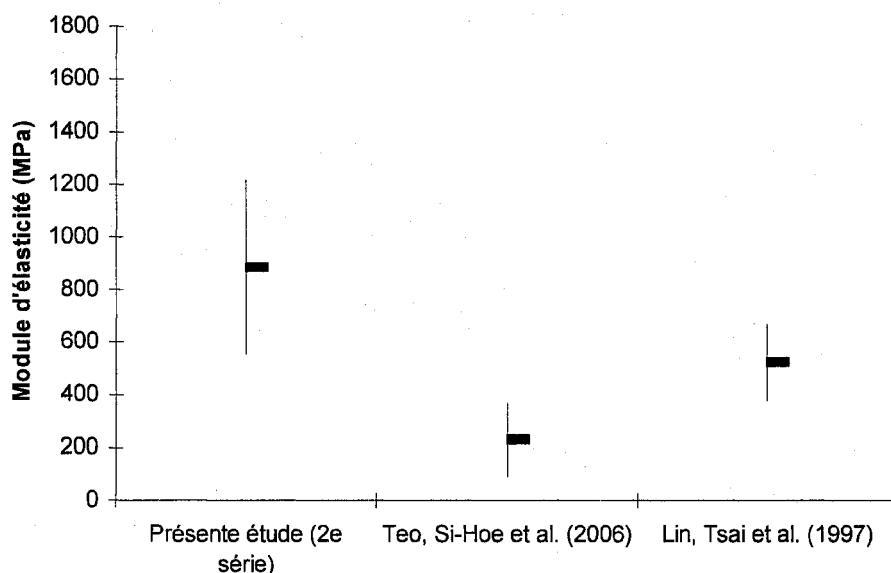


Figure 3.7 *Comparaison du module d'élasticité des spécimens cylindriques avec la littérature.*

3.2.2 Estimation de l'incertitude sur le calcul du module d'élasticité

Il y a plusieurs sources d'erreurs possibles sur le calcul du module d'élasticité. Tout d'abord, il y a les incertitudes liées aux appareils de mesure :

- Pied à coulisse : incertitude absolue de $\pm 0,01$ mm sur la mesure du diamètre et de la longueur des spécimens;
- Extensomètre : incertitude relative de $\pm 0,5\%$ sur la mesure du déplacement;
- Cellule de force : incertitude relative de $\pm 1\%$ sur la mesure de la force.

En additionnant les incertitudes relatives (%) des appareils de mesure, on obtient une incertitude sur la mesure du module d'élasticité de $\pm 2\%$. Les calculs sont présentés à l'ANNEXE VII. Par exemple, pour le module d'élasticité moyen mesuré sur les spécimens de porcs matures (1216 MPa), cela représente une incertitude absolue de ± 20 MPa.

À titre comparatif, le module d'élasticité a été calculé pour différentes plages de déformation. La plage de déformation utilisée dans ce projet pour calculer E est de 0,1% à 0,3%. D'autres plages sont également utilisées pour calculer le module d'élasticité de l'os dans la littérature. À titre comparatif, le module d'élasticité des éprouvettes d'ABS a été calculé sur deux autres plages de déformation (0,2% - 0,5% et 0,5% - 1,0%) (voir ANNEXE VIII). Ces plages se situent dans la zone linéaire de la courbe contrainte – déformation. La différence moyenne entre ces valeurs ($E_{0,2\%-0,5\%}$; $E_{0,5\%-1,0\%}$) et la valeur obtenue avec la plage de 0,1% à 0,3% ($E_{0,1\%-0,3\%}$) est de 10% pour $E_{0,2\%-0,5\%}$, et de % pour $E_{0,5\%-1,0\%}$. Le module d'élasticité est donc différent lorsqu'il est calculé sur une plage différente.

3.2.3 Relation entre la densité et le module d'élasticité de l'os vertébral porcin

La figure 3.8 illustre une relation linéaire et une relation de puissance établies entre la densité apparente et le module d'élasticité des spécimens de la première série de tests. Des corrélations très faibles ($R^2 < 0,01$) sont établies pour ces relations.

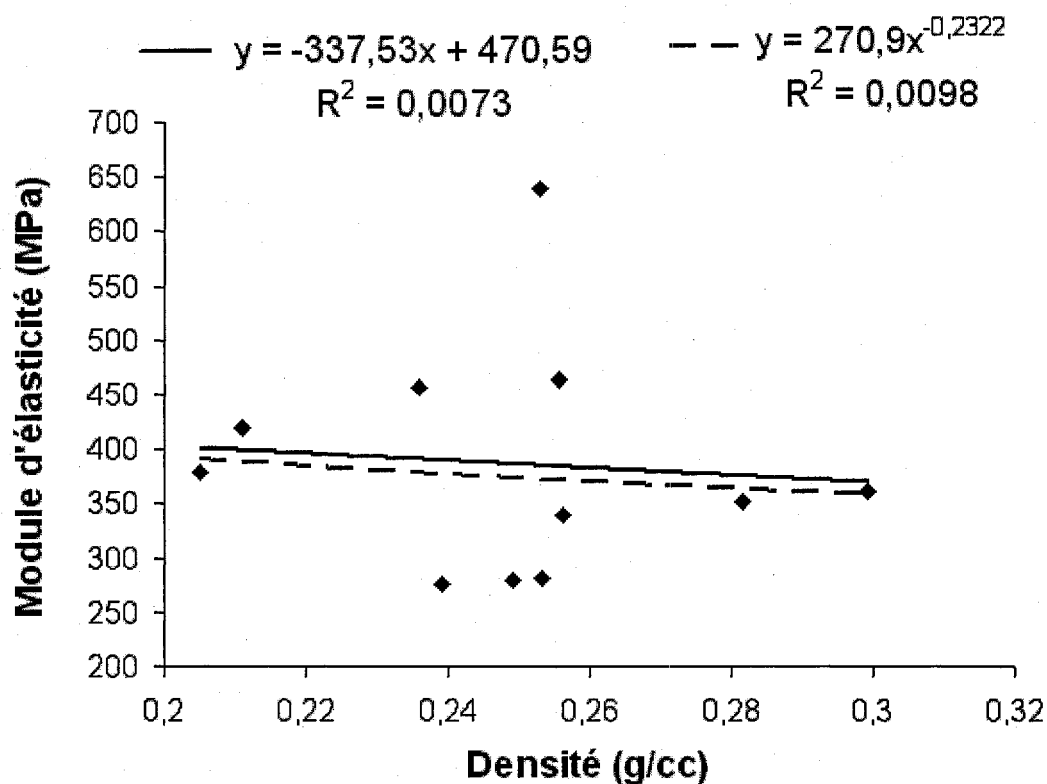


Figure 3.8 Relations entre la densité et le module d'élasticité établie pour la première série de tests.

Des relations sont également établies entre la densité apparente et le module d'élasticité des spécimens de la deuxième série de tests (figure 3.9). Des corrélations modérées ($R^2 = 0,528$ et $0,5636$) sont établies entre la densité et le module d'élasticité. La relation de puissance possède un coefficient de détermination légèrement plus élevé que la relation linéaire. C'est cette relation qui est utilisée pour calculer le module d'élasticité des corps vertébraux :

$$E = 3935,8\rho^{1,2271} \quad (3.1)$$

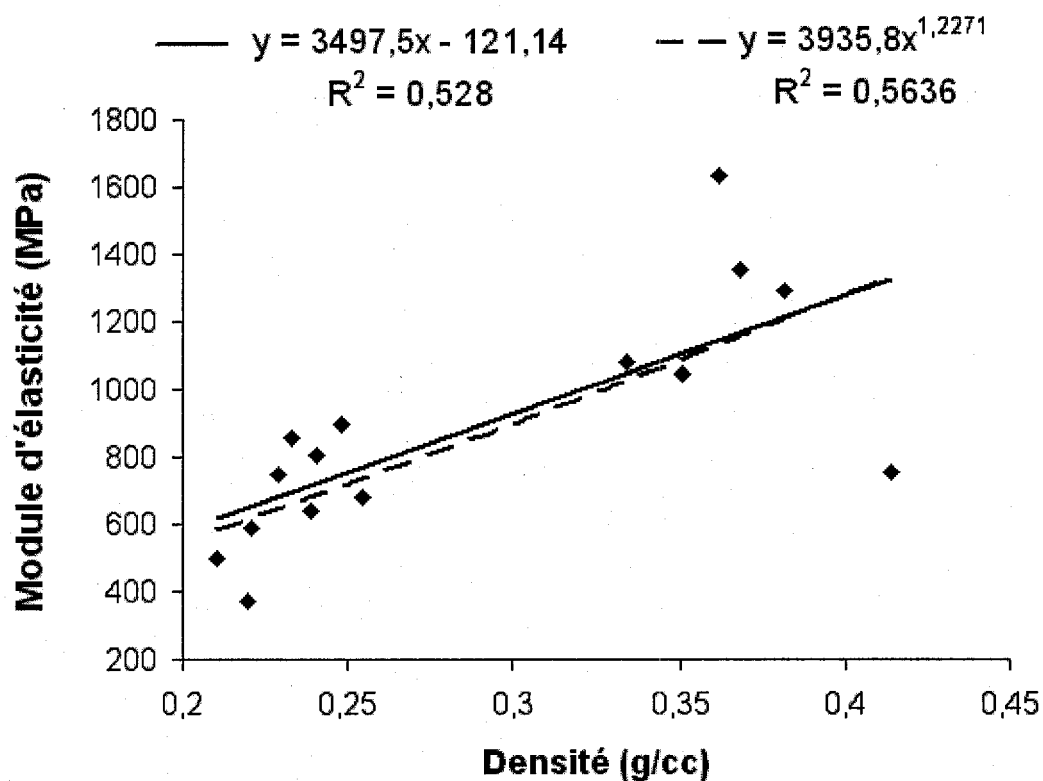


Figure 3.9 Relation entre la densité et le module d'élasticité établie pour la deuxième série de tests.

3.2.4 Estimation de la densité et du module d'élasticité des corps vertébraux porcins

Le nombre CT moyen des trois corps vertébraux (CV#1, CV#2, CV#3) utilisés pour effectuer les tests de compression est mesuré sur les images CT. Leur densité apparente est estimée avec la relation obtenue avec les objets de calibrage, et le module d'élasticité calculé avec la relation 3.1. Les valeurs obtenues pour chaque corps vertébral et la moyenne de ces valeurs apparaissent au tableau 3.5.

Tableau 3.5

Mesures obtenues à partir des images CT des corps vertébraux

Corps vertébral	Nombre CTmoyen	Densité moyenne (g/cm ³)	Module d'élasticité moyen (MPa)
CV#1	533	0,38	1186
CV#2	578	0,41	1317
CV#3	504	0,36	1106
Moyenne pour les trois CV	538	0,38	1203

3.3 Tests en compression uniaxiale sur le corps vertébral

Les déplacements obtenus suite aux tests en compression sur les trois corps vertébraux se situent dans la zone de déformation élastique et linéaire de l'os. Un exemple typique de courbe force – déplacement est illustré à la figure 3.10.

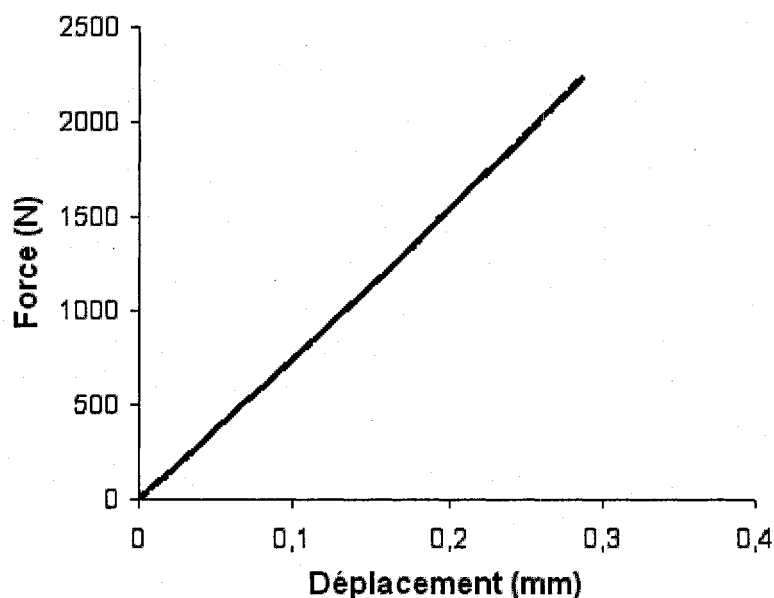


Figure 3.10 *Exemple de courbe force - déplacement obtenue pour le test de compression sur un corps vertébral.*

Le calcul de la pente de la courbe force – déplacement permet d’obtenir la raideur expérimentale de chaque corps vertébral (tableau 3.6). Les valeurs mesurées se situent entre 8,2 et 11,0 kN/mm.

Tableau 3.6

Raideur des corps vertébraux porcins mesurée expérimentalement

Corps vertébral	Raideur (kN/mm)
CV#1	11,0
CV#2	10,4
CV#3	8,2
Moyenne	9,9

3.4 Modèle par éléments finis du corps vertébral

L’étude de convergence et l’étude de sensibilité, dont les résultats apparaissent ci-dessous, permettent de déterminer les paramètres à utiliser pour développer le modèle par éléments finis du corps vertébral.

3.4.1 Étude de convergence

Dix maillages sont générés avec des éléments dont la taille varie entre 2,5 mm et 8,0 mm. La raideur de chaque modèle est évaluée et la différence de raideur entre les modèles est calculée avec l’équation 3.2. Les résultats sont présentés au tableau 3.7.

$$\%différence = \frac{(K)_{essai_i} - (K)_{essai_{i-1}}}{(K)_{essai_i}} * 100 \quad (3.2)$$

Tableau 3.7

Résultats de l'étude de convergence

Essai	Nombre d'éléments du CV	Taille du maillage (mm)	K (kN/mm)	% de différence
1	388	8,0	8,482	7,18%
2	1367	6,0	9,138	3,76%
3	2353	4,1	9,495	1,29%
4	3374	3,5	9,619	0,07%
5	4181	3,2	9,625	1,82%
6	5141	3,0	9,804	0,35%
7	6444	2,8	9,839	-1,10%
8	7220	2,7	9,731	-0,29%
9	8221	2,6	9,704	0,39%
10	9461	2,5	9,742	

Une différence de moins de 1% est observée entre la raideur calculée pour l'essai 4 et la raideur calculée pour l'essai 5, comme il peut être observé à la ligne surlignée du tableau 3.7. Le graphique de la raideur calculée en fonction du nombre d'éléments dans le modèle (figure 3.11) démontre qu'un plateau est atteint autour de 3000 éléments. La taille des éléments choisie pour créer le maillage du MÉF du corps vertébral est celle de l'essai 4 (tableau 3.7), soit 3,5 mm.

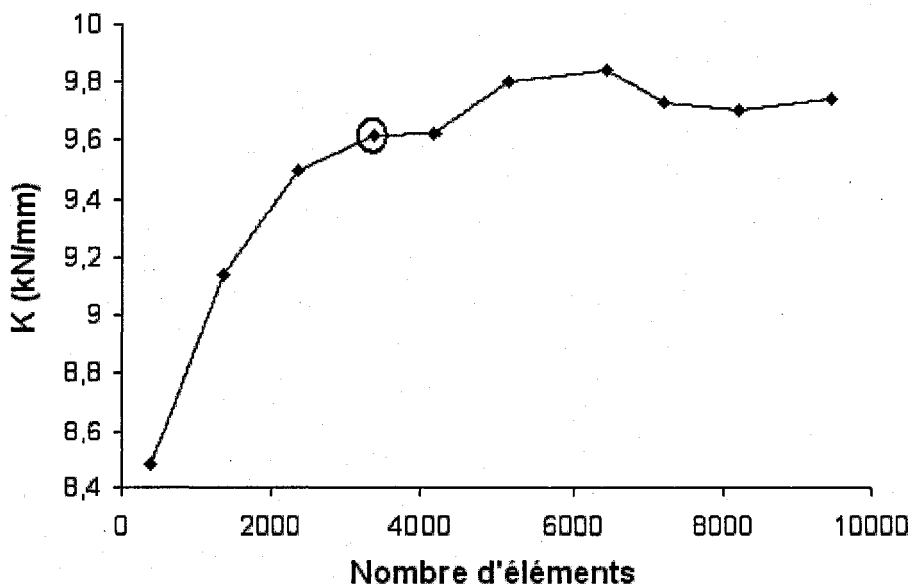


Figure 3.11 Raideur estimée par le MÉF d'un corps vertébral pour des maillages avec différents nombres d'éléments.

3.4.2 Étude de sensibilité

Les diagrammes *Pareto* suivants illustrent l'effet standardisé des facteurs de l'étude de sensibilité sur la raideur (figure 3.12) et sur la contrainte maximale de von Mises (figure 3.13). La ligne pointillée représente la limite de l'intervalle de confiance, fixée à 95% ($\alpha=0,05$). Les facteurs dont l'effet se trouve sous cette limite ont un effet non significatif sur la variable étudiée. La figure 3.12 démontre que tous les facteurs ont un effet significatif sur la raideur, sauf la méthode d'interpolation utilisée pour calculer le nombre CT des centroïdes de chaque élément. La méthode de segmentation utilisée (seuillage ou snake), l'homogénéité de l'attribution des propriétés, l'érosion du masque et le degré d'anisotropie ont un effet faible mais significatif. La valeur du module d'élasticité est le facteur qui a l'effet le plus important sur la raideur.

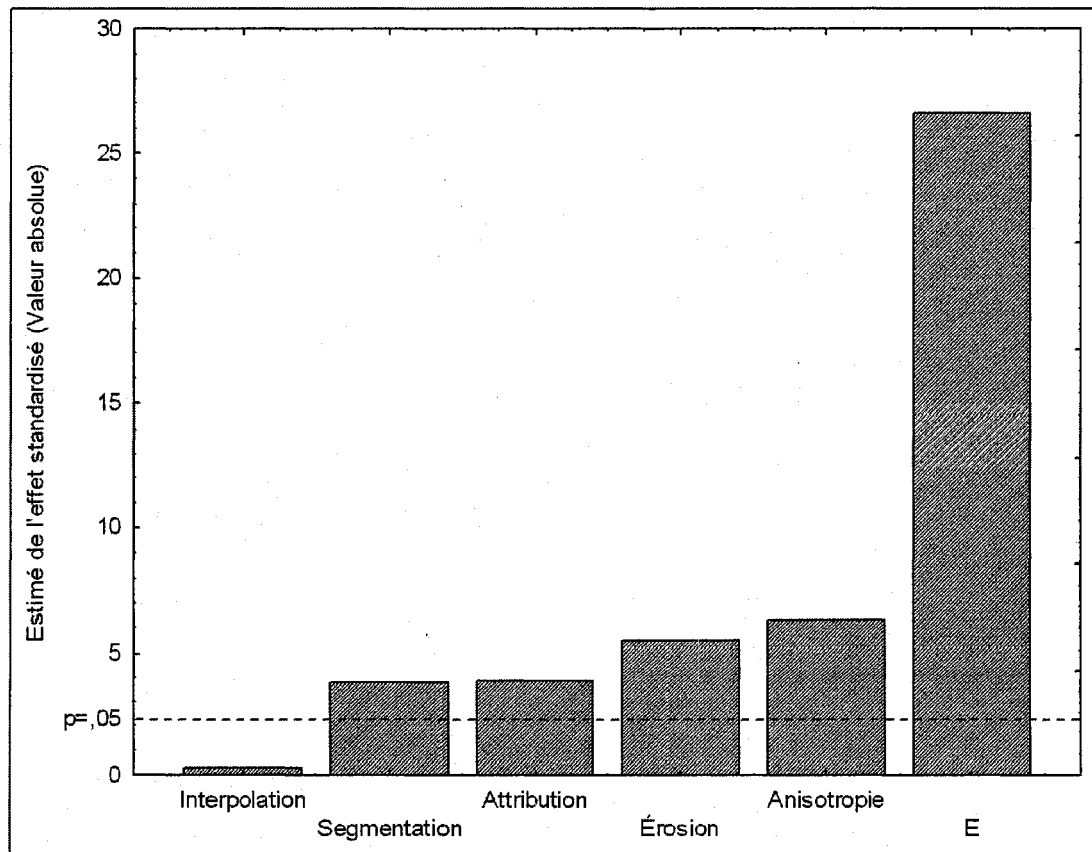


Figure 3.12 Estimation de l'effet standardisé des facteurs sur la raideur (kN/mm).

L'homogénéité de l'attribution des propriétés est le facteur qui a l'effet le plus important sur l'estimation de la contrainte maximale de von Mises, suivie par le degré d'anisotropie du modèle (figure 3.13). La méthode de segmentation a également un effet significatif, mais faible. Les résultats suggèrent que les autres paramètres, soient la méthode d'interpolation, la valeur du module d'élasticité et l'érosion du masque, n'ont pas un effet significatif sur la contrainte maximale de von Mises.

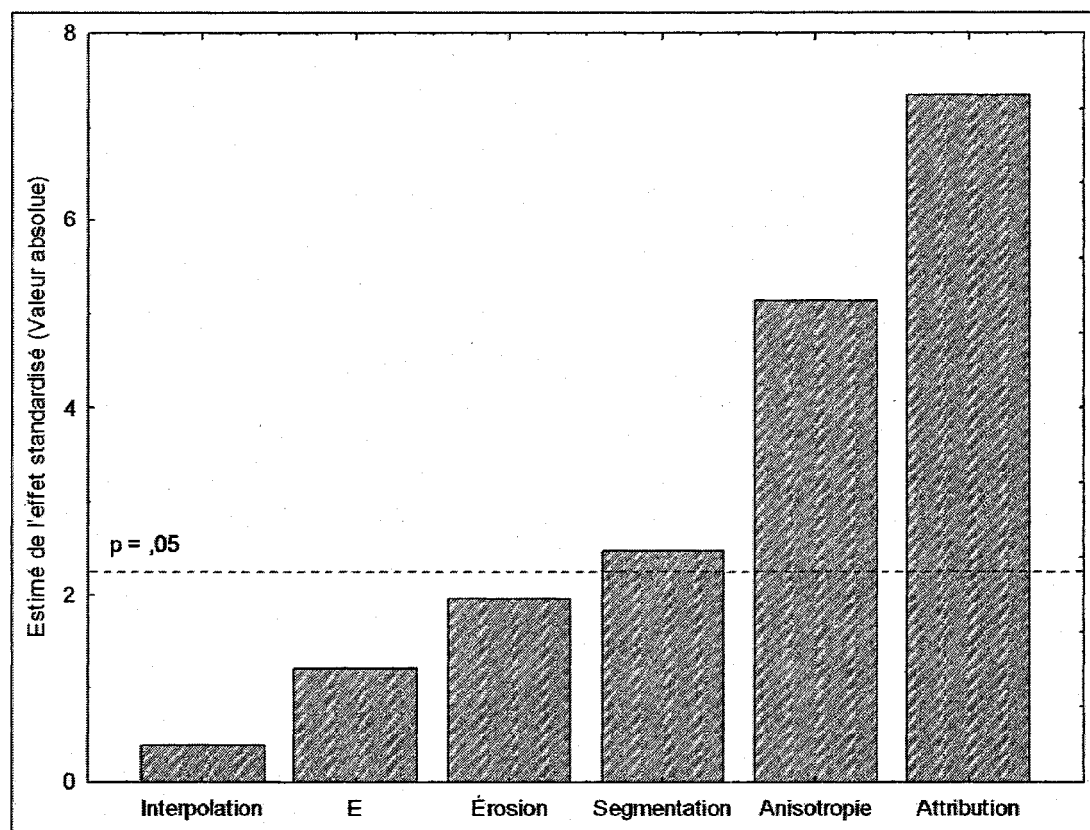


Figure 3.13 *Estimation de l'effet standardisé des facteurs sur la contrainte maximale de von Mises (MPa).*

Comme les paramètres géométriques examinés dans l'étude de sensibilité, soit la méthode de segmentation et l'option d'érosion du masque, n'ont qu'un faible effet sur la raideur du modèle et sur la contrainte maximale de von Mises, ils ont été fixés pour les simulations suivantes. La méthode de segmentation choisie est la méthode de contours actifs, car elle

demande moins de corrections manuelles que le seuillage. L'option d'érosion du masque a également été fixée à deux érosions pour éliminer les pixels n'appartenant pas à la région d'intérêt.

Des choix ont également été effectués pour certains paramètres liés à l'attribution des propriétés mécaniques. D'abord, la méthode d'interpolation n'ayant pas d'effet significatif sur les résultats, la méthode linéaire est choisie arbitrairement. De plus, un modèle parfaitement isotropique a été choisi car les ratios pour le calcul des propriétés orthotropiques ne sont pas documentés pour l'os vertébral porcin. L'homogénéité de l'attribution des propriétés ayant un effet significatif important sur l'estimation de la contrainte de von Mises, ce facteur demeure à l'étude pour les simulations sur les trois MÉF des corps vertébraux.

3.4.3 Simulation de la compression uniaxiale

Les trois MÉF des corps vertébraux porcins ont été créés à partir d'images CT segmentées avec la méthode de contours actifs et avec deux érosions. Le modèle est isotropique et les propriétés mécaniques ont été calculées avec la fonction d'interpolation linéaire. La raideur estimée par le MÉF aux propriétés homogènes et par le MÉF aux propriétés non homogènes est comparée avec la raideur qui a été mesurée expérimentalement (tableau 3.6).

Les valeurs moyennes du module d'élasticité attribuées aux trois MÉF aux propriétés homogènes correspondent aux valeurs estimées à partir des images CT des trois corps vertébraux, soit les valeurs présentées au tableau 3.5. Pour les MÉF aux propriétés non homogènes, un module d'élasticité différent est attribué à chaque élément. Un exemple typique de distribution du module d'élasticité dans le MÉF est présenté à la figure 3.14 (CV#2). Les colonnes de cet histogramme représentent le nombre d'éléments dans le MÉF qui possèdent les différentes valeurs du module d'élasticité. Le module d'élasticité moyen, qui correspond à la valeur attribuée au modèle homogène, est de 1317 MPa pour ce corps vertébral. En comparaison, le module d'élasticité moyen pour l'ensemble des spécimens cylindriques testés expérimentalement est de 883 MPa. Tel qu'illustré par les lignes

pointillées sur la figure 3.14, la plage de valeurs de E mesurées pour les spécimens cylindriques est de 374 MPa à 1637 MPa. Le modèle dont la distribution de E est illustrée à la figure 3.14 (CV#2) possède des éléments dont le module d'élasticité atteint jusqu'à 5000 MPa. Ce modèle comprend 3350 éléments, et 90% des éléments ont un module d'élasticité inférieur à 2200 MPa. Pour le modèle du CV#1, qui comprend 2906 éléments, 90% des éléments ont un module d'élasticité inférieur à 2000 MPa. Le modèle du CV#3 comprend 3310 éléments, dont 90% ont un module d'élasticité inférieur à 1800 MPa. La distribution des propriétés des modèles CV#1 et CV#3 est similaire à la distribution du CV#2, présentée à la figure 3.14.

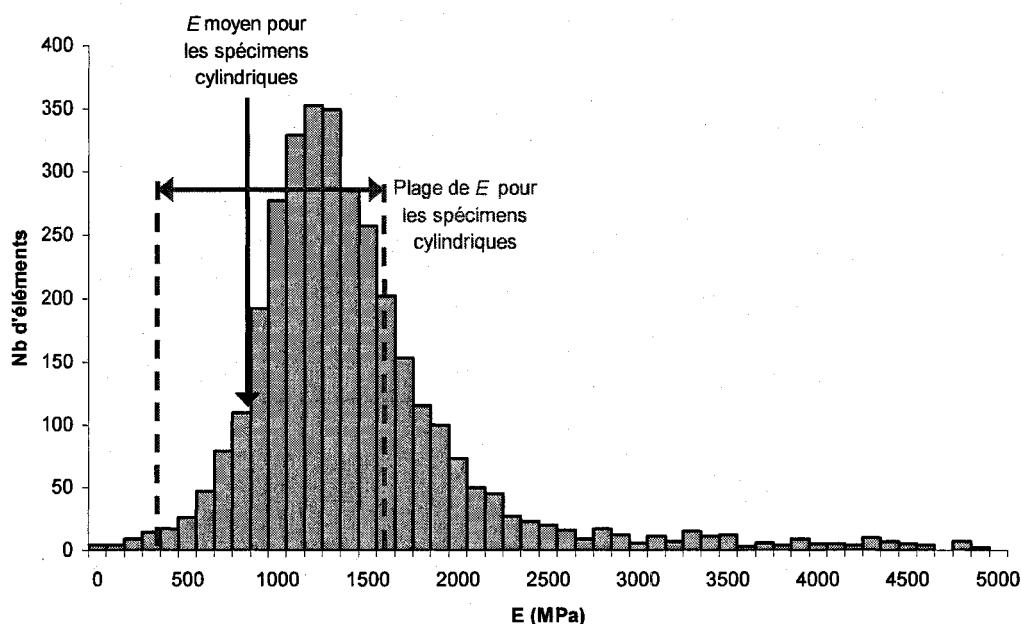


Figure 3.14 *Exemple de distribution du module d'élasticité dans les éléments du MEF d'un corps vertébral.*

Les résultats des simulations de compression uniaxiale pour les MEF aux propriétés homogènes et non homogènes sont comparés dans les figures 3.15 et 3.16 et les tableaux 3.8 et 3.9. Un exemple de la distribution des déplacements provoqués par un chargement en compression uniaxiale est illustré à la figure 3.15 (CV#2). La figure 3.15a et la figure 3.15b représentent respectivement un modèle aux propriétés homogènes et un modèle aux propriétés non homogènes. La distribution du déplacement est semblable pour les deux

modèles. Un chargement de 1000 N induit un déplacement maximal de 0,049 mm pour le MÉF aux propriétés homogènes, et de 0,047 mm pour le MÉF aux propriétés non homogènes. Ces déplacements sont utilisés pour calculer la raideur du modèle. La raideur calculée pour les trois corps vertébraux se trouve au tableau 3.8. La raideur des modèles est comparée à la raideur mesurée expérimentalement. En moyenne, la raideur du MÉF aux propriétés homogènes est de 19,8 kN/mm, et la raideur du MÉF aux propriétés non homogènes est de 20,4 kN/mm. La raideur moyenne mesurée expérimentalement étant de 9,9 kN/mm, le MÉF aux propriétés homogènes et le MÉF aux propriétés non homogènes surestiment la raideur par un ratio de 2,00 et de 2,06 respectivement.

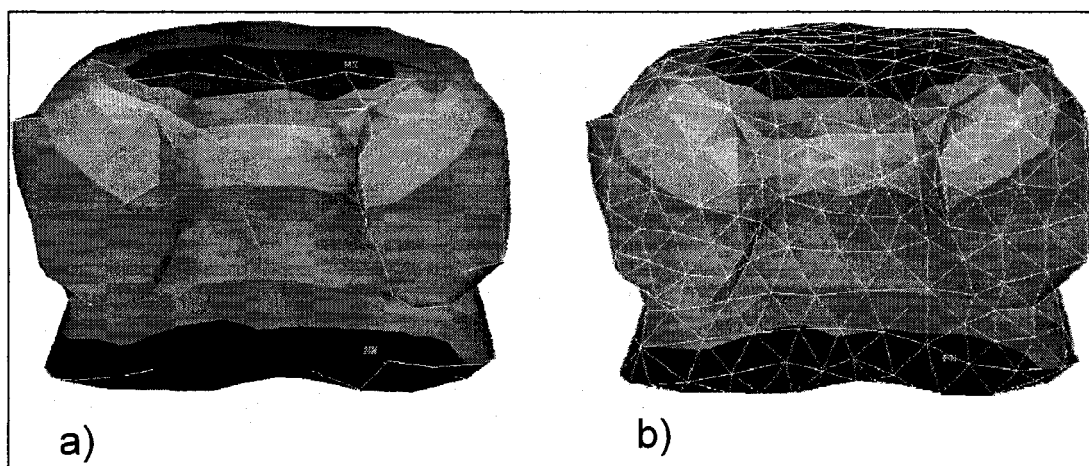


Figure 3.15 *Distribution des déplacements induits par un chargement de 1000 N sur un MÉF d'un corps vertébral a) aux propriétés homogènes b) aux propriétés non homogènes.*

Tableau 3.8

Comparaison entre la raideur estimée par le MÉF et la raideur mesurée expérimentalement

Corps vertébral	K (kN/mm)		
	MÉF		Expérimentale
	Propriétés homogènes	Propriétés non homogènes	
CV#1	18,0	18,6	11,0
CV#2	21,4	22,3	10,4
CV#3	20,0	20,3	8,2
Moyenne	19,8	20,4	9,9

La figure 3.16a et la figure 3.16b illustrent un exemple de distribution de la contrainte de von Mises (σ_{vonMises}) sur un MEF aux propriétés homogènes et sur un MEF aux propriétés non homogènes (CV#3). La contrainte maximale se situe sous le pédicule droit pour le modèle aux propriétés homogènes et est de 4,195 MPa, alors qu'elle se situe sous le pédicule gauche et est de 7,085 MPa pour le modèle aux propriétés non homogènes. La valeur et la position de la contrainte de von Mises maximale estimée pour les trois corps vertébraux se trouvent au tableau 3.9.

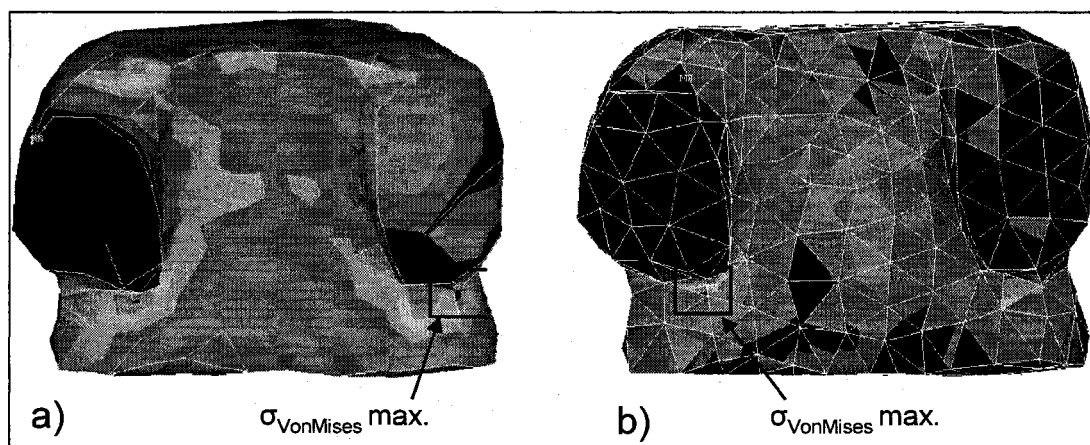


Figure 3.16 *Distribution de la contrainte de Von Mises induite par un chargement de 1000 N sur un MEF d'un corps vertébral a) aux propriétés homogènes b) aux propriétés non homogènes.*

Tableau 3.9

Valeur et position de la contrainte de von Mises maximale estimée par le MEF

Corps vertébral	MEF aux propriétés homogènes		MEF aux propriétés non homogènes	
	σ_{VonMises} (MPa)	Position	σ_{VonMises} (MPa)	Position
CV#1	7,612	partie supérieure du pédicule gauche	6,839	partie supérieure du pédicule gauche
CV#2	5,398	partie supérieure du pédicule gauche	8,230	partie inférieure du pédicule droit
CV#3	4,195	partie inférieure du pédicule droit	7,085	partie inférieure du pédicule gauche
Moyenne	5,735		7,385	

3.5 Étude de l'influence de la microstructure sur les propriétés mécaniques

Les tests préliminaires sur les éprouvettes d'ABS ont permis de déterminer le nombre CT moyen, la densité et le module d'élasticité des éprouvettes (tableau 3.10) et d'établir deux relations entre ces mesures :

- 1) en prenant tous les objets, orientation de fabrication confondue;
- 2) en prenant les objets d'orientation de fabrication horizontale seulement.

Une relation linéaire a été établie entre le nombre CT des éprouvettes et la densité déterminée expérimentalement, et des relations linéaire et polynomiale ont été établies entre la densité et le module d'élasticité. Les coefficients de détermination obtenus pour ces relations sont présentés au tableau 3.11.

Tableau 3.10

Résultats des tests préliminaires sur les éprouvettes d'ABS

Orientation de fabrication	Distance entre les trames (po)	Nombre CT moyen	Densité (g/cm^3)	E (MPa)
Horizontale	0,000	-140	0,948	1340
	0,003	-265	0,824	983
	0,006	-350	0,733	854
	0,009	-408	0,672	777
	0,012	-459	0,616	696
	0,015	-497	0,589	668
Verticale	0,000	-114	0,959	1093
	0,006	-344	0,733	654
	0,009	-514	0,568	393

Tableau 3.11

Coefficients de détermination des relations établies pour les tests préliminaires sur les éprouvettes d'ABS

Orientation de fabrication	Relation linéaire entre le nombre CT et ρ (g/cm^3)	Relation linéaire entre ρ (g/cm^3) et E (MPa)	Relation polynomiale entre ρ (g/cm^3) et E (MPa)
Tous les objets (orientation horizontale et verticale)	0,9984	0,8327	0,8327
Orientation horizontale seulement	0,9990	0,9616	0,9946

Le coefficient de détermination est très élevé ($r^2 > 0,998$) pour la relation entre le nombre CT et la densité, et ce même pour la relation ne tenant pas compte de l'orientation de fabrication. Par ailleurs, il y a une diminution du coefficient de détermination pour la relation entre la densité et le module d'élasticité lorsque les orientations de fabrication sont confondues. Suite à l'observation de ces résultats, des éprouvettes supplémentaires ont été fabriquées dans le cadre d'un projet synthèse. L'ensemble des résultats se trouve à l'ANNEXE IX. Ces éprouvettes sont regroupées selon leur microstructure, soit l'orientation de fabrication et l'angle entre les trames. Les résultats présentés dans les sections suivantes font référence aux noms des séries inscrits au tableau 3.12. Des relations tenant compte ou non de la microstructure des pièces sont comparées dans les sections suivantes.

Tableau 3.12

Description des séries d'éprouvettes d'ABS de l'étude détaillée

Série	Orientation de fabrication	Angle entre les trames
A	Horizontale	30° & -60°
B	Horizontale	45° & 45°
C	Horizontale	0° & 90°
D	Verticale	0° & 90°

3.5.1 Relations entre le niveau de gris des images CT et la densité

Des relations ont été déterminées entre le nombre CT et la densité des éprouvettes d'ABS testées dans le cadre de l'étude détaillée (tableau 3.13) (Jobin 2005). Les coefficients de détermination de ces relations sont très élevés (0,9957 à 0,9995). La figure 3.17 présente la relation établie pour tous les objets, toutes microstructures confondues, soit celle surlignée dans le tableau 3.13.

Tableau 3.13

Relations et coefficient de détermination entre le nombre CT et la densité des éprouvettes d'ABS

Série	Relation	R ²
A	$\rho = 0,0008 \text{ CT} + 1,0562$	0,9994
B	$\rho = 0,0008 \text{ CT} + 1,0546$	0,9995
C	$\rho = 0,0008 \text{ CT} + 1,0579$	0,9991
D	$\rho = 0,0009 \text{ CT} + 1,0634$	0,9993
A, B, C et D	$\rho = 0,0009 \text{ CT} + 1,0559$	0,9957

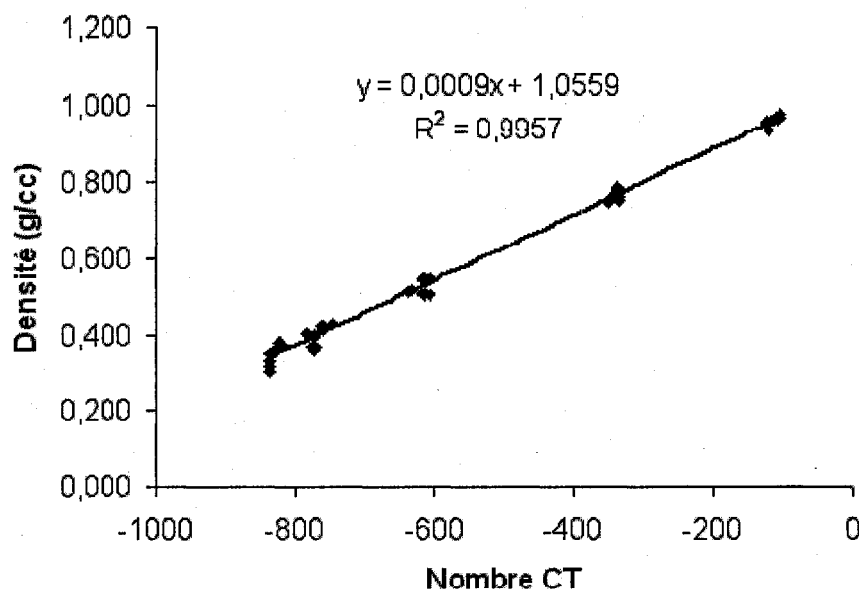


Figure 3.17 *Densité des éprouvettes d'ABS en fonction du nombre CT.*

3.5.2 Relations entre la densité et le module d'élasticité

Comme dans la section précédente, des relations ont été établies entre la densité et le module d'élasticité pour les différentes microstructures des pièces d'ABS. Les relations polynomiales d'ordre 2 donnent les meilleurs coefficients de détermination (tableau 3.14). Ces relations sont numérotées de 1 à 7. Les relations surlignées dans le tableau (#3, #4, #6 et #7) sont utilisées pour estimer le module d'élasticité des modèles par éléments finis à la section suivante.

Tableau 3.14

Relations établies entre la densité (g/cm^3) et le module d'élasticité (MPa) des éprouvettes d'ABS en fonction de leur microstructure

No	Série	Orientation de fabrication	Angle entre les trames	Relation	Coefficient de détermination
1	A	Horizontale	30° & -60°	$E = 4258\rho^2 - 3977\rho + 1305$	0,9882
2	B	Horizontale	45° & 45°	$E = 4465\rho^2 - 4292\rho + 1384$	0,989
3	C	Horizontale	0° & 90°	$E = 2096\rho^2 - 1059\rho + 546$	0,9954
4	D	Verticale	0° & 90°	$E = 1612\rho^2 - 582\rho + 224$	0,9992
5	A, B et C	Horizontale	0° & 90° , 30° & -60° , 45° & 45°	$E = 3621\rho^2 - 3120\rho + 1076$	0,9613
6	C et D	Horizontale et verticale	0° & 90°	$E = 1398\rho^2 - 228\rho + 219$	0,9058
7	A, B, C et D	Horizontale et verticale	0° & 90° , 30° & -60° , 45° & 45°	$E = 2689\rho^2 - 1892\rho + 680$	0,9304

Un exemple typique de relation entre la densité et le module d'élasticité des pièces d'ABS se trouve à la figure 3.18. Cette relation polynomiale a été établie pour l'ensemble des objets, toutes microstructures confondues.

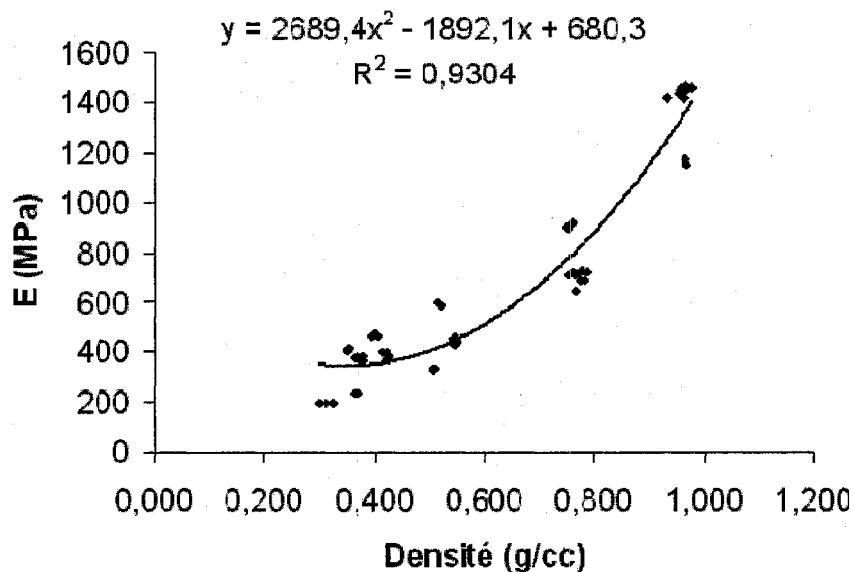


Figure 3.18 Relation entre la densité et le module d'élasticité des objets d'ABS (toutes microstructures confondues).

Des diagrammes *Pareto* ont été générés pour estimer l'effet des différents paramètres de la microstructure sur le nombre CT (figure 3.19), sur la densité (figure 3.20) et sur le module

d'élasticité (figure 3.21) des pièces d'ABS. Les trois diagrammes démontrent que la distance entre les trames est le paramètre qui a l'effet le plus important sur les mesures. L'orientation de fabrication et l'angle entre les trames ont un effet non significatif sur le nombre CT et la densité des pièces. Par ailleurs, l'orientation de fabrication a un effet significatif sur la mesure du module d'élasticité (~ 200 MPa), mais toutefois moins élevé que l'effet de la distance entre les trames (~ 850 MPa).

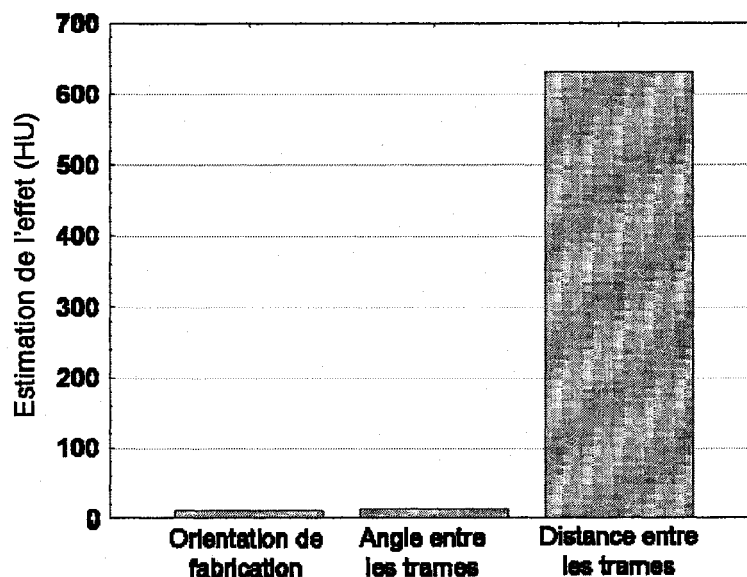


Figure 3.19 *Estimation de l'effet des paramètres de fabrication sur le nombre CT des pièces d'ABS.*

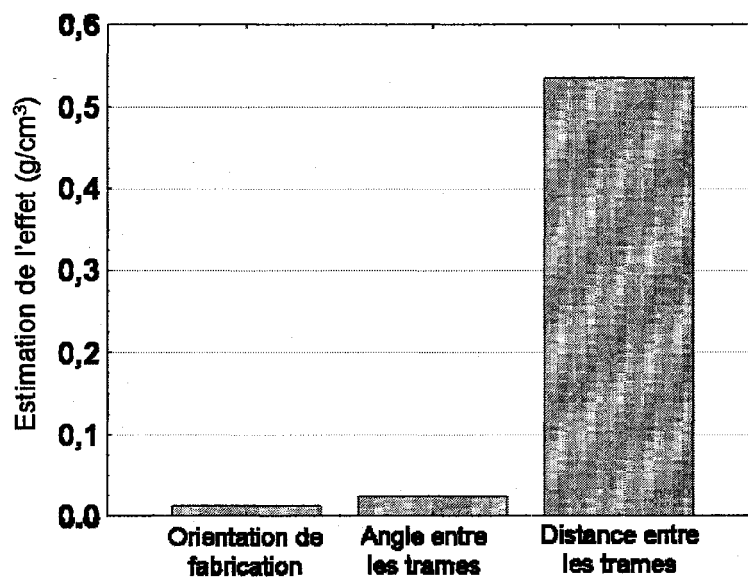


Figure 3.20 *Estimation de l'effet des paramètres de fabrication sur la densité des pièces d'ABS.*

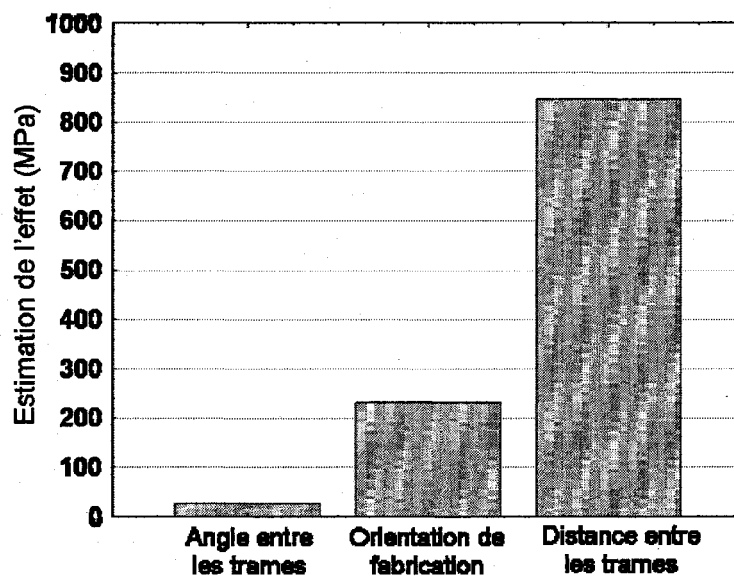


Figure 3.21 *Estimation de l'effet des paramètres de fabrication sur le module d'élasticité des pièces d'ABS.*

3.5.3 Analyse par éléments finis

Le modèle par éléments finis obtenu pour l'éprouvette cylindrique d'ABS comprend 1488 éléments. La relation utilisée pour estimer la densité des objets à partir de leur nombre CT est la relation établie pour l'ensemble des objets, soit la relation surlignée dans le tableau 3.13 : $\rho = 0,0009 \text{ CT} + 1,0559$ ($R^2=0.9957$). Cette relation a été choisie car les coefficients de détermination de toutes les relations sont très élevés ($R^2>0,99$). Il n'a pas été jugé nécessaire de tenir compte de la microstructure des pièces pour estimer leur densité.

Les relations surlignées dans le tableau 3.14 (relations #3, #4, #6 et #7) sont utilisées pour attribuer le module d'élasticité aux différents modèles. Pour le modèle A, les relations #3 ou #4 ont été utilisées, dépendamment de l'orientation de fabrication des pièces modélisées (horizontale ou verticale). Pour les modèles B et C, les relations #6 et #7 ont été utilisées respectivement. La raideur mesurée expérimentalement et la raideur estimée pour chacun des modèles sont inscrites dans le tableau 3.15.

Tableau 3.15

Raideur calculée expérimentalement et raideur estimée par les modèles par éléments finis

Numéro objet	$K_{\text{expérimentale}}$ (kN/mm)	K_{MEF} (kN/mm)		
		Modèle A	Modèle B	Modèle C
1	9,9	10,3	9,1	9,4
2	7,3	7,9	7,1	6,8
3	6,3	6,4	5,8	5,3
4	5,8	5,6	5,0	4,5
5	5,1	5,0	4,4	3,9
6	5,0	4,7	4,1	3,6
7	8,1	8,3	9,3	9,6
8	4,9	4,8	5,8	5,3
9	2,9	3,0	3,9	3,4

Des régressions linéaires sont tracées entre la raideur calculée expérimentalement et la raideur estimée par les modèles A, B et C (figure 3.22). La corrélation entre $K_{\text{expérimentale}}$ et K_{MEF} est plus élevée ($R^2 = 0,9905$) pour le modèle qui tient compte de la microstructure des pièces (modèle A). La pente des régressions linéaires représente le ratio entre $K_{\text{expérimentale}}$ et K_{MEF} . Un ratio égalant à 1.0 signifie que les valeurs sont identiques. Le ratio se situe autour

de 0,9 pour les modèles A et B, et est moins élevé (0.78) pour le modèle C, dont le module d'élasticité est attribué sans tenir compte de la microstructure des pièces.

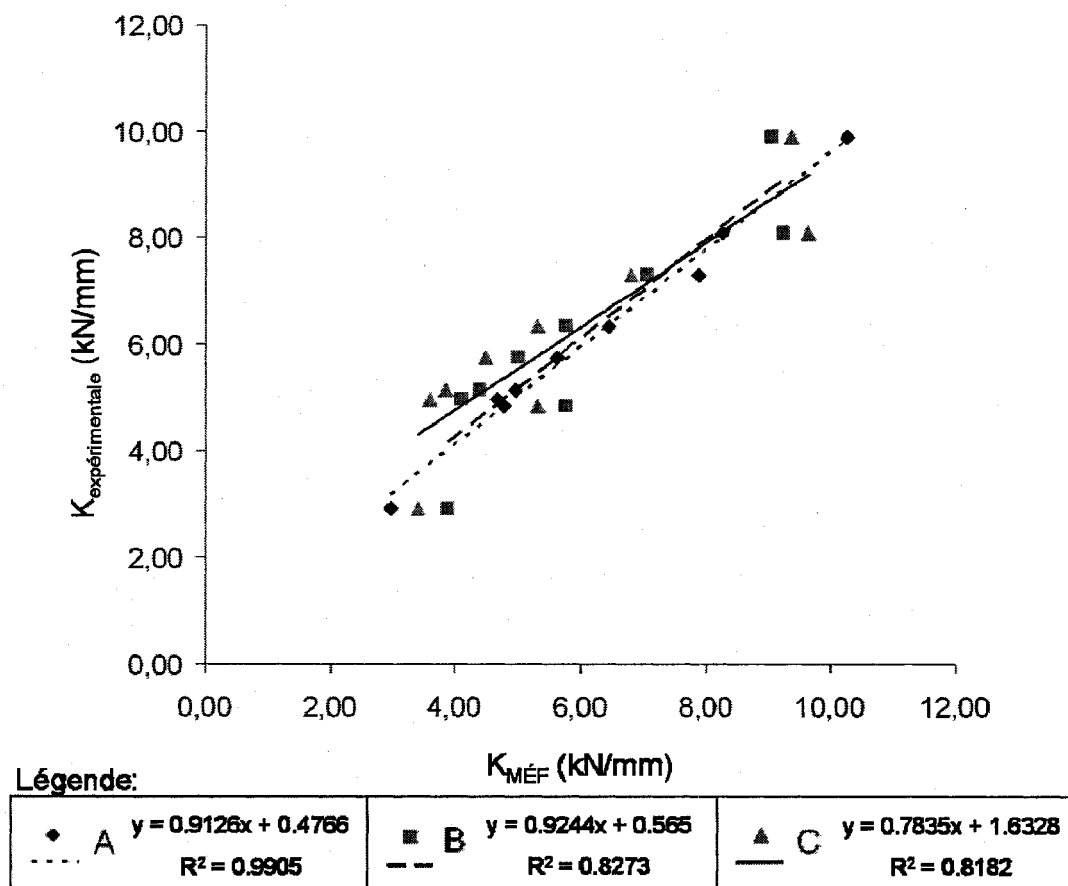


Figure 3.22 Régressions linéaires entre $K_{expérimentale}$ et K_{MEF} pour les modèles A, B et C.

CHAPITRE 4

DISCUSSION

Les modèles par éléments finis personnalisés de la structure osseuse des patients sont de plus en plus utilisés en recherche pour prédire le risque de fractures osseuses ou pour modéliser l'interaction entre l'os et l'instrumentation chirurgicale. Différents outils sont utilisés pour développer ces modèles, qui permettent d'évaluer le comportement mécanique de l'os sous différents cas de chargement. Le QCT a pour avantage de permettre d'estimer la densité osseuse et d'obtenir la géométrie 3D des structures. L'objectif principal de ce projet était d'étudier les paramètres qui influencent l'évaluation du comportement mécanique de l'os par tomodensitométrie.

Pour répondre à cet objectif, des relations ont été établies expérimentalement entre le niveau de gris des images CT, la densité apparente et le module d'élasticité de l'os vertébral porcin. Un modèle par éléments finis personnalisé d'un corps vertébral a été développé à partir d'images CT et les propriétés mécaniques lui ont été attribuées en utilisant les relations établies expérimentalement. Des simulations en compression ont été effectuées sur le MÉF et le comportement mécanique du MÉF du corps vertébral a été comparé à des résultats expérimentaux. Une étude de sensibilité a été effectuée pour déterminer quels paramètres ont une influence sur le MÉF. Une étude de l'influence de la microstructure sur l'attribution de ses propriétés mécaniques a aussi été réalisée en effectuant des tests sur des modèles synthétiques.

Une différence importante a été observée entre les résultats du MÉF et les résultats des tests expérimentaux sur les corps vertébraux. Certaines limites ont été identifiées quant à l'utilisation du QCT pour développer un modèle permettant d'estimer le comportement mécanique de l'os, mais les différences observées entre la raideur du modèle et la raideur mesurée expérimentalement pourraient également être expliquées par les incertitudes dans l'attribution des propriétés mécaniques au modèle. De plus, le MÉF lui-même comporte

plusieurs limites en raison des simplifications qui ont été posées pour le développer. Les limites de cette étude sont identifiées et l'analyse des résultats permettant d'identifier les facteurs influençant l'évaluation du comportement mécanique de l'os par QCT est présentée dans ce chapitre.

4.1 Estimation des propriétés mécaniques de l'os vertébral à partir d'images CT

Des relations linéaires avec des coefficients de détermination élevés ont été établies entre le nombre CT et la densité apparente des objets de calibrage, et ce pour toutes les acquisitions d'images CT. En comparaison, McBroom, Hayes et al. (1985) et Rho, Hobatho et al. (1995) ont également trouvé des relations linéaires entre le nombre CT et ρ_{app} pour des spécimens d'os vertébral humain. L'avantage d'utiliser les objets de calibrage est de pouvoir, grâce à la relation CT – ρ qui a été établie, estimer la densité apparente de l'os à partir des images CT. Cela permet d'éviter les erreurs expérimentales qui peuvent survenir lors de l'évaluation in vitro de la densité de l'os.

La relation de puissance ($R^2 = 0,5636$) établie entre la densité apparente et le module d'élasticité de l'os donne une corrélation légèrement plus élevée que la relation linéaire ($R^2 = 0,5280$). D'autres auteurs ont également obtenu une meilleure corrélation entre ρ_{app} et E avec une relation de puissance (Keller 1994; Nicholson, Cheng et al. 1997; Morgan, Bayraktar et al. 2003). Or, la corrélation établie dans le cadre de ce projet demeure modérée. Des limites ont été identifiées dans la méthode utilisée pour établir cette relation. D'abord, plusieurs sources d'incertitude proviennent des spécimens osseux utilisés. D'une part, la présence de cartilage de croissance dans les spécimens provenant de porcs n'ayant pas atteint maturité est une première source d'incertitude, puisque la structure cartilagineuse n'a pas les mêmes propriétés mécaniques que l'os. D'autre part, les spécimens utilisés proviennent de porcs de deux races différentes. Aucune information n'a été trouvée dans la littérature sur les différences possibles au niveau de la relation entre la densité et les propriétés mécaniques de l'os entre ces deux races de porc. Finalement, les spécimens provenaient de porcs relativement jeunes, soit âgés de quatre mois à deux ans. La plage de densité couverte par les

spécimens est de $0,211 \text{ g/cm}^3$ à $0,414 \text{ g/cm}^3$. L'utilisation de porcs plus âgés aurait pu permettre d'obtenir des spécimens de densité plus faible, ce qui aurait pu contribuer à améliorer la relation entre ρ_{app} et E en couvrant une plage de densité non couverte par la relation qui a été établie.

Par ailleurs, des artefacts expérimentaux peuvent affecter la mesure du déplacement lors du test de compression. Ces artefacts peuvent provenir des spécimens eux-mêmes, s'ils ont été endommagés lors de la préparation. Même si plusieurs précautions ont été prises avant et pendant les tests, certaines manipulations pourraient avoir causé des dommages au tissu osseux. Par exemple, une scie manuelle a été utilisée pour couper les extrémités des spécimens plutôt qu'une scie mécanique. Le manque de précision lié à l'action de l'utilisateur pourrait avoir entraîné une coupe inégale des spécimens. De plus, les spécimens n'ont pas été submergés dans un bassin d'eau pendant l'extraction et le test de compression, ce qui pourrait avoir entraîné un dessèchement des spécimens.

Les artefacts expérimentaux sont également liés aux limites de mesure des appareils utilisés lors des tests en compression, soit l'extensomètre et la cellule de force. Le fabricant garantit leur tolérance sur une plage de 2% à 80% de la course maximale de l'appareil. Le déplacement maximal de l'extensomètre utilisé étant de 2,5 mm en compression, la plage de déplacement pour laquelle la tolérance de $\pm 0,5\%$ est assurée est de 0,05 mm à 2,00 mm. De la même façon, la charge maximale de la cellule de force étant de 2500 N, la tolérance de $\pm 1,0\%$ est assurée pour des forces de 50 N à 2000 N. Les plages de mesures utilisées pour calculer le module d'élasticité sont de 0,015 mm à 0,050 mm pour les déplacements, et de 10 N à 150 N pour les forces. Les déplacements enregistrés se situent en dehors de la plage « garantie » par le fabricant, et une partie des forces enregistrées se situent en dehors de la limite inférieure de la cellule de force.

Une longue chaîne d'erreurs expérimentales, comprenant la préparation des spécimens, leur centrage et les tests en compression, cause des incertitudes difficilement quantifiables sur la mesure du module d'élasticité. Les incertitudes sur la relation établie entre la densité

apparente et le module d'élasticité de l'os sont donc nombreuses. Cette relation pourrait être améliorée en utilisant une plus grande quantité de spécimens. Quinze spécimens seulement ayant été utilisés, le poids proportionnel de chaque spécimen dans la relation est donc important. Une erreur survenant dans un spécimen peut alors affecter la corrélation de façon importante.

Les nombreuses incertitudes pourraient expliquer en partie pourquoi la corrélation trouvée entre ρ_{app} et E ($R^2=0,5636$) est modérée. Toutefois, Lin, Tsai et al. (1997) ont trouvé un coefficient détermination (R^2) de 0,464 pour la relation de puissance entre la densité mesurée expérimentalement et le module d'élasticité de 72 spécimens vertébraux porcins. Pour l'humain, des coefficients de détermination de 0,52 à 0,94 ont été rapportés dans la revue de littérature pour les relations de puissance entre ρ_{app} et E (Rho, Hobatho et al. 1995; Nicholson, Cheng et al. 1997). Le coefficient de détermination de la relation établie pour ce projet est modéré, mais se situe tout de même dans cette plage.

La plage obtenue pour le nombre CT moyen des spécimens osseux cylindriques se situe à l'intérieur de la plage obtenue par Teo, Si-Hoe et al. (2006). Les spécimens utilisés par ces auteurs semblent donc comparables aux spécimens extraits pour ce projet. Par ailleurs, la comparaison des propriétés mécaniques à la figure 3.7 démontre que le module d'élasticité des spécimens cylindriques est plus élevé que le module d'élasticité trouvé par Teo, Si-Hoe et al. (2006). Cela pourrait suggérer que la méthode utilisée dans ce projet entraîne une surestimation de E .

Plusieurs sources d'erreurs dans la mesure du module d'élasticité ont été identifiées. La plage utilisée pour calculer E influence aussi les résultats. Le module d'élasticité calculé sur la plage de 0,1% à 0,3% de déformation est de 13% à 21% plus élevé que le module d'élasticité calculé sur d'autres plages de la portion linéaire de la courbe contrainte – déformation. Par ailleurs, il est possible d'observer sur la figure 3.6a que les différences de déplacements mesurés avec l'extensomètre et avec la MTS se produisent au début du chargement mais qu'un plateau est atteint pour la même contrainte. Cette observation pourrait indiquer qu'il y

a moins d'incertitudes dans la mesure de la contrainte maximale que dans la mesure du module d'élasticité.

Dans ce projet, la contrainte maximale n'a pas été évaluée lors des tests de compression, et la relation entre ρ_{app} et σ_{ult} n'a pas été établie. Ce choix a été fait car le modèle développé est linéaire. Par ailleurs, plusieurs auteurs ont établi des relations entre ρ_{app} et σ_{ult} (Swartz, Wittenberg et al. 1991; Keller 1994; Lin, Tsai et al. 1997; Kopperdahl and Keaveny 1998; Kopperdahl, Morgan et al. 2002) et entre ρ_{app} et σ_y (Lin, Tsai et al. 1997; Morgan and Keaveny 2001). Comme il peut être observé au tableau 1.3, les coefficients de détermination des relations de ρ_{app} avec σ_{ult} et σ_y sont supérieurs aux coefficients des relations entre ρ_{app} et E . Cela suggère qu'il y a moins d'incertitudes dans l'évaluation de la résistance de l'os (σ_{ult}) que dans l'évaluation de son module d'élasticité. Cette information permettrait également d'attribuer des propriétés non linéaires à un MÉF et d'évaluer l'apparition des fractures osseuses.

En résumé, les incertitudes liées à la variabilité des spécimens, aux artefacts expérimentaux et à la plage de déformation utilisée pour mesurer le module d'élasticité de l'os peuvent expliquer pourquoi les relations établies entre la densité et les propriétés mécaniques sont modérées. Ce sont donc des facteurs influençant l'évaluation du comportement mécanique par tomодensitométrie, ce qui permet de répondre en partie à l'objectif principal de ce mémoire.

4.2 Modèle par éléments finis du corps vertébral

Un modèle par éléments finis linéaire, personnalisé et construit à partir d'images CT a été développé dans ce projet. Les propriétés de ce modèle peuvent être attribuées de façon homogène ou non homogène à travers les éléments du modèle. La comparaison de la raideur estimée par le MÉF avec la raideur mesurée expérimentalement démontre que le modèle surestime par un ratio de 2 les résultats expérimentaux, ce qui est similaire au ratio de 2 à 3 trouvé par Silva, Keaveny et al. (1998). Le ratio entre la raideur expérimentale et la raideur

estimé par le MÉF a été observé autant pour le modèle aux propriétés homogènes que pour le modèle aux propriétés non homogènes. L'homogénéité des propriétés dans le modèle ne semble donc pas avoir d'effet important sur le comportement mécanique global. Cependant, l'étude de sensibilité a démontré que l'homogénéité des propriétés est le facteur qui a l'effet le plus important sur la contrainte maximale de von Mises. Les résultats des simulations sur les trois corps vertébraux porcins suggèrent également que la position de la contrainte maximale varie en fonction de la méthode d'attribution des propriétés (homogène ou non homogène). Cela indique que l'homogénéité des propriétés a un effet sur les contraintes locales dans le modèle. L'homogénéité des propriétés pourrait donc avoir un rôle important à jouer pour prédire l'apparition locale de fractures dans le corps vertébral. L'attribution de propriétés non homogènes à un MÉF pourrait être d'autant plus importante pour une structure plus poreuse, tel qu'un corps vertébral ostéoporotique. La discrimination des zones de densité plus faible, qui pourraient avoir une influence sur l'apparition de fractures vertébrales, serait rendue possible par un MÉF aux propriétés mécaniques non homogènes.

L'attribution non homogène des propriétés a été réalisée en interpolant le nombre CT correspondant à la position du centroïde de chaque élément. La valeur interpolée est ensuite convertie en densité et en module d'élasticité en utilisant les relations établies expérimentalement. Le type d'interpolation utilisée, soit linéaire ou cubique, est un facteur non significatif pour la raideur et la contrainte de von Mises estimés par le MÉF. En effet, le nombre CT est interpolé entre les voxels des images CT qui sont séparés par des distances très faibles, soit 0,1289 mm transversalement et de 0,75 mm axialement, ce qui peut expliquer ce résultat. L'interpolation du nombre CT pour la position d'un centroïde pourrait être plus importante si les images CT étaient prises à une distance supérieure. Effectivement, lors de l'acquisition d'images CT chez un patient, les tranches sont généralement plus espacées afin de minimiser l'irradiation.

Plusieurs limites associées à l'attribution des propriétés mécaniques et aux simplifications faites pour générer le MÉF peuvent expliquer en partie pourquoi le modèle surestime la raideur mesurée in vitro. Premièrement, les corps vertébraux utilisés pour les tests de

compression et pour générer le modèle proviennent de porcs non matures. Il y avait donc présence de cartilage de croissance dans les corps vertébraux. Or, la relation 3.1 utilisée pour attribuer les propriétés au modèle ne comprend pas d'informations sur les propriétés mécaniques du cartilage, puisque la deuxième série de tests a été effectuée en évitant d'extraire des spécimens dans les zones où le cartilage était présent. Lors de la première série de tests, les spécimens étaient extraits sans prendre de précautions pour éviter le cartilage de croissance. Le module d'élasticité moyen pour les spécimens cylindriques de la première série (387 MPa) est inférieur au module d'élasticité moyen des porcs en croissance de la deuxième série (716 MPa). Cette différence entre les valeurs moyennes de E suggère que le cartilage de croissance a une influence sur le comportement mécanique de la structure osseuse. Ce facteur pourrait donc avoir contribué à surestimer la raideur globale du corps vertébral. L'utilisation de vertèbres matures pour développer le MÉF aurait pu permettre d'éviter cette source d'incertitude. Par ailleurs, si une relation entre le module d'élasticité et la densité du cartilage était établie, des propriétés mécaniques spécifiques pourraient être attribuées au cartilage de croissance. Cela permettrait de développer un modèle dont le comportement mécanique est plus représentatif de celui d'un corps vertébral en croissance.

Il a été démontré que le module d'élasticité des spécimens cylindriques évalué sur la plage de 0,1% à 0,3% de déformation est plus élevé que lorsqu'il est évalué pour des déformations supérieures. Or, la raideur du corps vertébral est mesurée expérimentalement sur une plage allant jusqu'à 0,6% de déformation. Le module d'élasticité attribué au MÉF est calculé sur une plage qui n'est pas représentative de toute la zone de déformation linéaire de l'os. En attribuant un module d'élasticité élevé, la raideur du modèle est également plus élevée. Or, les résultats de l'étude de sensibilité (figure 3.12) démontrent que la valeur du module d'élasticité est le facteur ayant l'effet le plus important sur l'estimation de la raideur du modèle. L'attribution d'un module d'élasticité ne représentant pas toute la plage de déformation du corps vertébral pourrait donc contribuer à surestimer la raideur du MÉF.

D'autre part, l'os cortical n'a pas été modélisé explicitement puisque la littérature rapporte que son épaisseur est surestimée par QCT à cause de l'effet de volume partiel Silva, Wang et

al. 1994. Selon Silva, Wang et al. (1994), l'os cortical au niveau vertébral a une épaisseur moyenne de 0,35 mm. Certains auteurs ont étudié la contribution biomécanique de l'os cortical dans un MEF au niveau vertébral. Les résultats de Cao, Grimm et al. (2001), qui affirment que la fraction de la charge prise par l'os cortical peut atteindre jusqu'à 63%, sont contradictoires aux résultats de Liebschner, Kopperdahl et al. (2003), qui suggèrent que le rôle biomécanique de l'os cortical est mineur dans le corps vertébral. Cao, Grimm et al. (2001) ont attribué un module d'élasticité de 11 GPa et une épaisseur de 0,635 mm à l'os cortical, alors que Liebschner, Kopperdahl et al. (2003) ont attribué un module d'élasticité égal à 457 MPa à l'os cortical modélisé avec une épaisseur de 0,35 mm. L'étude de Cao, Grimm et al. (2001) suggère que le pourcentage de la charge prise par l'os cortical dans le corps vertébral est proportionnel à son épaisseur et à son module d'élasticité. La faible valeur du module d'élasticité attribué à l'os cortical par Liebschner, Kopperdahl et al. (2003) pourrait contribuer à sous-estimer le rôle biomécanique de l'os cortical, alors que l'épaisseur élevée du modèle de Cao, Grimm et al. (2001) pourrait contribuer à amplifier son effet. Lors de l'attribution du module d'élasticité du modèle aux propriétés non homogènes du présent projet, le niveau de gris plus élevé de l'os cortical sur les images CT contribue à augmenter la valeur du module d'élasticité des éléments se situant en périphérie du modèle. La présence d'os cortical explique pourquoi le module d'élasticité de certains éléments du corps vertébral est supérieur à la plage couverte par les spécimens cylindriques, constituées d'os spongieux seulement, comme cela peut être observé à la figure 3.14. Dans le MEF du corps vertébral développé dans le présent projet, la taille des éléments (3,5 mm) est beaucoup plus élevée que l'épaisseur réelle de l'os cortical (0,35 mm selon Silva, Wang et al. (1994)). Cette couche d'éléments a un module d'élasticité supérieur au module d'élasticité du reste du corps vertébral. Comme pour le modèle Cao, Grimm et al. (2001), l'os cortical tel que modélisé peut avoir un effet important sur le comportement mécanique du MEF, et pourrait contribuer à surestimer sa raideur.

D'autres simplifications ont été faites pour générer le modèle. Comme aucune information n'a été trouvée sur l'attribution des propriétés orthotropiques à l'os porcin, le modèle développé est isotropique. Selon les résultats de l'étude de sensibilité de Liebschner,

Kopperdahl et al. (2003), seule la variation du module d'élasticité dans la direction supéro – inférieure a un effet significatif sur la raideur d'un MÉF d'un corps vertébral. Dans le cadre de l'étude de sensibilité du présent projet, des propriétés orthotropiques ont été attribuées au modèle en utilisant les relations établies pour l'humain. Les résultats de l'étude de sensibilité suggèrent qu'utiliser des propriétés isotropiques ou orthotropiques a un effet significatif important sur l'estimation de la contrainte de von Mises, et un effet significatif mais faible sur l'estimation de la raideur du modèle. Pour développer un modèle orthotropique réaliste pour l'os vertébral porcin, des tests sur des spécimens osseux extraits selon les directions transverses devraient être effectués. Cela permettrait de déterminer la relation des propriétés des axes transverses avec le module d'élasticité mesuré dans la direction supéro – inférieure.

L'étude de sensibilité a également permis d'identifier d'autres facteurs significatifs sur l'estimation de la raideur et de la contrainte de von Mises du modèle. Deux facteurs liés à la géométrie du modèle ont été étudiés, soit la méthode de segmentation utilisée et l'érosion du masque. Ces facteurs ont une influence significative mais faible sur l'estimation de la raideur. Les résultats de l'étude de sensibilité suggèrent également que la méthode de segmentation a un effet significatif mais faible sur l'estimation de la contrainte de von Mises, alors que l'érosion n'a pas d'effet significatif.

Une autre limite de ce projet est de ne pas pouvoir comparer la contrainte de von Mises avec les résultats expérimentaux puisque les tests de compression effectués sur les trois corps vertébraux sont demeurés dans la zone linéaire et élastique de déformation de l'os. La cellule de force utilisée pour mesurer la charge appliquée sur le corps vertébral a une limite de 2.5 kN. Ce choix a été fait afin d'assurer une meilleure résolution sur la plage linéaire, utilisée pour mesurer la raideur expérimentale du corps vertébral. Selon des résultats expérimentaux obtenus par Wilcox (2007), la force ultime des corps vertébraux porcins testés se situe entre 6,83 kN et 11,79 kN. Une cellule de force ayant une limite de 15 kN aurait pu être utilisée pour évaluer F_{ult} des corps vertébraux. Les résultats de différentes publications (Silva, Keaveny et al. 1998; Crawford, Cann et al. 2003; Crawford, Rosenberg et al. 2003; Buckley, Loo et al. 2007) suggèrent qu'il est plus facile d'établir une corrélation entre les résultats

expérimentaux et la force ou la contrainte ultime d'un MÉF. Seulement $K_{\text{MÉF}}$ et $K_{\text{expérimentale}}$ ont été comparées pour les trois corps vertébraux dans le présent projet. Il aurait été intéressant de comparer également des résultats expérimentaux avec F_{ult} ou σ_{ult} estimés par le MÉF. Cela impliquerait de développer un modèle non linéaire, et donc d'attribuer des valeurs de σ_{ult} en plus du module d'élasticité. Tel que discuté à la section 4.1, la contrainte ultime n'a pas été évaluée lors des tests sur les spécimens osseux cylindriques, mais pourrait être évaluée à partir de la courbe contrainte – déformation

La différence entre $K_{\text{MÉF}}$ et $K_{\text{expérimentale}}$ semble pouvoir être expliquée en partie par l'effet de l'utilisation de vertèbres en croissance, par certaines simplifications faites lors du développement du modèle, telles que l'isotropie des propriétés et l'absence de l'os cortical, et par l'équation utilisée pour calculer E . Les résultats d'une étude de Silva, Keaveny et al. (1998) suggèrent effectivement que la prédiction du comportement mécanique d'un MÉF est limitée par les incertitudes de la relation entre ρ et E utilisée pour attribuer le module d'élasticité au modèle. Or, selon les résultats de l'étude de sensibilité, le module d'élasticité est le facteur qui a l'effet le plus important sur l'estimation de $K_{\text{MÉF}}$. Une meilleure estimation du module d'élasticité du corps vertébral, incluant l'estimation des propriétés du cartilage de croissance, combinée avec l'attribution des propriétés non linéaires de l'os pourraient permettre d'obtenir un modèle par éléments finis permettant de mieux estimer le comportement mécanique de l'os, et ce sous différents cas de chargement.

En résumé, l'analyse par éléments finis a permis d'identifier d'autres facteurs influençant l'évaluation du comportement mécanique de l'os par QCT, soit la valeur attribuée au module d'élasticité, l'homogénéité de l'attribution et le degré d'anisotropie des propriétés mécaniques.

4.3 Effet de la microstructure sur l'évaluation du comportement mécanique de l'os

Trois paramètres de fabrication ont été contrôlés pour obtenir des pièces de microstructures différentes: la distance entre les trames, l'angle d'orientation entre les trames et la direction

de fabrication. Les diagrammes *Pareto* des figures 63 à 65 démontrent que la distance entre les trames est le paramètre qui a l'effet le plus important sur le nombre CT, la densité et le module d'élasticité des pièces. Contrôler la distance entre les trames a un effet direct sur la quantité d'ABS dans la pièce, et donc sur la densité. Il est donc logique que ce paramètre ait un effet direct sur le nombre CT et ρ .

L'angle entre les trames et la direction de fabrication n'ont pas d'effet significatif sur le nombre CT et sur ρ . Ces paramètres ont un effet sur la structure des pièces, mais non sur la quantité de matériau dans la pièce, et donc pas d'effet sur la densité. L'arrangement des filaments à l'intérieur de la pièce n'a pas non plus d'influence sur le nombre CT, puisque le nombre CT évalué correspond à un niveau de gris moyen à l'intérieur de la pièce. Pour une microstructure différente mais pour la même quantité de matériau dans la pièce, le nombre CT moyen obtenu est le même. Les filaments d'ABS dans la pièce ont un diamètre approximatif de 0,33 mm (0,013 po). Or, la résolution de l'appareil CT utilisé pour cette étude (PQ5000, Picker International) est de 0,2734 mm transversalement, et de 1 mm axialement, ce qui n'est pas suffisant pour obtenir la reconstruction exacte de la microarchitecture des pièces.

Par ailleurs, la direction de fabrication a un effet significatif sur le module d'élasticité des pièces. La direction de fabrication représente l'orientation des fibres principales de la pièce, ce qui est relié à l'anisotropie de la pièce. Ce résultat suggère que la microstructure et l'anisotropie d'une pièce ont un effet sur son comportement mécanique. Cependant, le QCT ne permet pas de distinguer la différence de microstructure. Une information ayant un effet significatif sur les propriétés mécaniques est donc perdue lorsque le module d'élasticité est estimé à partir du niveau de gris d'images CT.

Comme pour les spécimens osseux, des relations ont été établies entre le nombre CT et ρ et entre ρ et E pour les éprouvettes d'ABS. L'avantage d'utiliser les pièces d'ABS est de connaître exactement les différences au niveau de la microstructure des pièces, et d'établir des relations spécifiques à chaque microstructure. Les coefficients de détermination obtenus

ont été comparés pour évaluer si tenir compte de la microstructure des pièces permet d'obtenir une meilleure corrélation entre les paramètres. Tout d'abord, comme pour les objets de calibrage, une relation linéaire a été établie entre le nombre CT et la densité des pièces. Les résultats suggèrent que la relation entre le nombre CT et la densité n'est pas influencée par la microstructure des pièces. Effectivement, le coefficient de détermination demeure très élevé, soit supérieur à $R^2 = 0,99$, autant pour la relation établie pour l'ensemble des pièces que pour les relations spécifiques à chaque microstructure. Cela suggère une fois de plus que le QCT ne discrimine pas une différence de microstructure. Par ailleurs, les résultats suggèrent que la microstructure des pièces a un effet sur l'estimation de E à partir de la densité. Les coefficients de détermination pour les relations entre ρ et E établies spécifiquement pour chaque microstructure se situent entre 0,9882 et 0,9992, alors qu'il est de 0,9613 lorsque les pièces avec des angles d'orientation différents sont regroupées, et de 0,9058 lorsque les pièces avec différentes orientations de fabrication sont regroupées. Connaître la microstructure des pièces d'ABS permet donc d'obtenir une meilleure corrélation entre ρ et E . Ces résultats suggèrent que l'estimation du module d'élasticité de l'os à partir de la densité évaluée par QCT pourrait être améliorée si l'effet de la microstructure sur les propriétés mécaniques pouvait être considéré. Jusqu'à ce jour, aucune application clinique ne permet d'estimer la microstructure de l'os *in vivo*. L'utilisation d'autres facteurs ayant une influence sur la qualité osseuse, comme l'âge ou la présence d'une maladie telle que l'ostéoporose, pourrait peut-être permettre d'améliorer l'estimation des propriétés mécaniques de façon non invasive.

Les relations entre ρ et E , spécifiques ou non spécifiques à la microstructure des pièces, ont été utilisées pour estimer la densité et le module d'élasticité de neuf pièces à partir d'images CT. Comme pour les corps vertébraux, la raideur mesurée expérimentalement pour ces pièces d'ABS a été comparée avec la raideur estimée par analyse par éléments finis. Trois MEF ont été générés pour chaque pièce avec des modules d'élasticité établis avec les différentes relations entre ρ et E . La meilleure corrélation ($R^2 = 0,9905$) entre K_{MEF} et $K_{expérimentale}$ a été obtenue pour le MEF dont le module d'élasticité a été attribué en utilisant la relation tenant compte à la fois de l'orientation de fabrication et de l'angle entre les trames. Des corrélations

moins élevées ont été obtenues pour les modèles dont les propriétés ont été attribuées en utilisant une relation ne tenant pas compte de l'orientation de fabrication ($R^2 = 0,8273$), et en utilisant une relation ne tenant pas compte non plus de l'angle entre les trames ($R^2 = 0,8182$). Ces résultats, présentés à la figure 3.22, suggèrent qu'un modèle par éléments finis permet une meilleure estimation de la raideur lorsque la relation permettant de calculer E tient compte de la microstructure de la pièce.

L'utilisation des pièces d'ABS permet de connaître exactement la microstructure des pièces testées et d'évaluer de façon objective l'effet de la structure sur les propriétés mécaniques en éliminant l'incertitude présente quant à la microarchitecture de l'os. Cette étude était une méthode simple d'évaluer si la microstructure a un effet sur le comportement mécanique d'un objet. Certes, il demeure certaines limites à la méthode employée. Premièrement, la microstructure de ces pièces n'est pas aussi complexe que la microstructure de l'os. De plus, l'effet que peut avoir une géométrie plus compliquée n'est pas évalué. Malgré les limites de l'étude, les résultats permettent de croire que la microstructure et l'anisotropie d'une pièce a un effet sur ses propriétés mécaniques, et que le QCT ne permet pas de distinguer cette information. La microstructure a une influence sur la relation entre la densité et le module d'élasticité, ainsi que sur l'estimation du comportement mécanique par le MÉF.

Les quatre objectifs spécifiques ont été atteints : une relation a été établie entre la densité évaluée par QCT et le module d'élasticité de l'os, un modèle par éléments finis personnalisé a été développé, une étude de sensibilité du modèle a été effectuée ainsi qu'une étude sur l'influence de la microstructure sur les propriétés mécaniques de pièces synthétiques. L'analyse des résultats a permis d'identifier les facteurs ayant une influence sur l'évaluation du comportement mécanique de l'os par QCT, ce qui répond à l'objectif principal de ce mémoire.

CONCLUSION

Le but principal de ce mémoire était d'étudier les paramètres qui influencent l'évaluation du comportement mécanique de l'os par tomodensitométrie. Afin de répondre à cet objectif, des relations permettant d'estimer les propriétés mécaniques de l'os à partir d'images CT ont été établies, un modèle par éléments finis personnalisé d'un corps vertébral a été développé, une étude de sensibilité a été effectuée sur le modèle et une étude sur l'influence de la microstructure sur les propriétés mécaniques de pièces synthétiques a été réalisée.

Une forte relation linéaire établie à partir d'images tomodensitométriques d'objets de calibrage permet d'estimer la densité apparente de l'os à partir du niveau de gris d'images CT. Des spécimens osseux provenant de vertèbres de porcs en croissance et de porcs matures ont été testés mécaniquement et leur module d'élasticité a été mesuré. La méthode utilisée pour effectuer les tests a été améliorée en apportant des modifications au montage et à la méthode d'extraction des spécimens. Le cartilage de croissance présent dans les spécimens provenant de porcs en croissance de la première série de test a été identifié comme étant une source d'incertitude dans l'évaluation du module d'élasticité. La relation entre la densité apparente et le module d'élasticité a été améliorée lors de la deuxième série de tests mais la corrélation demeure toutefois modérée. L'utilisation d'un plus grand nombre de spécimens osseux pourrait permettre d'améliorer cette corrélation.

Un modèle par éléments finis aux propriétés linéaires et isotropiques a été créé à partir d'images CT de trois corps vertébraux porcins, qui ont également été testés expérimentalement en compression. Les propriétés mécaniques du modèle ont été personnalisées à partir de la relation établie expérimentalement. Le module d'élasticité a été attribué de façon homogène et de façon non homogène. Des simulations des tests de compression uniaxiale ont permis d'estimer la raideur et la contrainte maximale de von Mises du modèle. Le MÉF développé surestime par un ratio de 2 la raideur mesurée expérimentalement. Plusieurs facteurs pouvant expliquer ce résultat ont été identifiés, comme le fait de ne pas modéliser explicitement l'os cortical et le fait de ne pas utiliser une relation

spécifique pour attribuer les propriétés mécaniques au cartilage de croissance. L'incertitude dans la relation permettant d'estimer les propriétés mécaniques de l'os est également un facteur ayant une influence importante sur le modèle. La contrainte maximale de von Mises n'a pas pu être comparée avec des résultats expérimentaux puisque le test de compression uniaxiale a été effectué sur une plage de déformation linéaire seulement.

L'étude de sensibilité sur le modèle a permis d'identifier les facteurs qui ont un effet important sur l'estimation du comportement mécanique du corps vertébral par analyse par éléments finis. Premièrement, la valeur du module d'élasticité attribuée au modèle est le facteur ayant l'effet le plus important sur l'estimation de la raideur. Les incertitudes dans la relation permettant d'attribuer le module d'élasticité au modèle pourraient donc expliquer la différence entre la raideur estimée par le MÉF et la raideur mesurée expérimentalement. Les autres facteurs étudiés avaient un effet peu important sur l'estimation de la raideur. Par ailleurs, l'homogénéité de l'attribution des propriétés mécaniques est le facteur ayant l'effet le plus important sur l'estimation de la contrainte maximale de von Mises. Un modèle aux propriétés non homogènes pourrait donc possiblement permettre d'obtenir une meilleure évaluation de l'apparition de fractures dans des structures osseuses non homogènes, tel qu'un corps vertébral très poreux. Le degré d'anisotropie est également un facteur ayant un effet significatif important sur l'estimation de la contrainte maximale de von Mises.

L'étude sur l'influence de la microstructure des pièces d'ABS sur l'évaluation de leurs propriétés mécaniques a également fourni certains éléments de réponse à l'objectif de ce mémoire. Effectivement, cette étude a permis d'établir que la microstructure a un effet significatif sur le module d'élasticité, mais que les images CT ne permettent pas de distinguer cette différence. L'analyse par éléments finis effectuée sur ces pièces suggère également qu'un modèle personnalisé tenant compte de la microstructure permettrait d'obtenir une meilleure estimation de la raideur.

Des réponses ont été apportées à la question de recherche de ce mémoire, qui était de répondre à la lacune de la littérature à expliquer la variabilité dans les résultats d'études

visant à estimer le comportement mécanique de l'os par QCT. Premièrement, les incertitudes liées aux spécimens cadavériques et aux artéfacts expérimentaux ont une influence importante dans l'évaluation du module d'élasticité, et donc dans la relation permettant d'estimer les propriétés mécaniques de l'os de façon non invasive. L'estimation du comportement mécanique de l'os par analyse par éléments finis est fortement influencée par l'attribution du module d'élasticité par cette relation, ainsi que par l'homogénéité de l'attribution et par le degré d'anisotropie des propriétés mécaniques. Finalement, la microstructure a un effet significatif important sur l'estimation du comportement mécanique de l'os, mais il a été démontré que le QCT ne permet pas de détecter des variations dans la microstructure. Les facteurs énumérés ci-dessus ont une influence sur l'estimation du comportement mécanique de l'os par QCT. L'objectif principal de ce mémoire, soit l'identification de ces facteurs, a donc été atteint.

Suite à l'analyse des résultats obtenus, quelques recommandations sont formulées dans le but de permettre d'améliorer l'évaluation du comportement mécanique de l'os par QCT :

1. Utiliser un plus grand nombre de spécimens pour établir la relation entre la densité apparente et les propriétés mécaniques de l'os, ce qui permettrait de limiter l'effet lié à la variabilité des spécimens cadavériques;
2. Utiliser des appareils de mesure avec une plus grande résolution pour mesurer le module d'élasticité de l'os des spécimens osseux cylindriques (extensomètre et cellule de force) et avec une limite supérieure pour mesurer la force ou la contrainte ultime dans le corps vertébral, tout en limitant l'effet des artéfacts expérimentaux;
3. Mesurer les propriétés mécaniques transversales en extrayant des spécimens dans les directions médiale – latérale et antéro – postérieure afin de développer un modèle par éléments finis orthotropique pour l'os vertébral porcin;

D'autres recommandations sont également formulées dans le but de pouvoir adapter la méthode utilisée pour évaluer le comportement mécanique de l'os à certaines applications cliniques :

4. Évaluer les propriétés mécaniques non linéaires des spécimens osseux, telles que la force ultime ou la contrainte ultime, et établir des relations avec la densité apparente de l'os;
5. Développer un modèle par éléments finis non linéaire permettant d'évaluer le comportement mécanique de l'os pour des déformations plastiques;
6. Utiliser une évaluation multi-échelle tenant compte non seulement de la densité de l'os mais de facteurs comme l'âge ou la maladie pour estimer l'effet de la microstructure de l'os sur ses propriétés mécaniques.

Il n'en demeure pas moins que l'incertitude liée à d'autres facteurs que la densité qui est présente dans la relation permettant d'estimer les propriétés mécaniques de l'os est un facteur limitant pour développer un modèle permettant une estimation adéquate du comportement mécanique de l'os. La résolution des appareils QCT ne permet pas d'évaluer la microstructure osseuse, ce qui est une limite importante à l'évaluation des propriétés mécaniques de l'os. L'étude des facteurs influençant l'évaluation du comportement mécanique de l'os par QCT a permis d'atteindre l'objectif de ce mémoire et d'identifier certaines améliorations à apporter. L'amélioration de la méthode utilisée en fonction des recommandations formulées pourrait éventuellement permettre d'obtenir un modèle plus adéquat pour estimer le comportement mécanique de l'os par QCT, et qui puisse simuler des cas de chargements plus complexes, tel que l'apparition de fractures et la fixation de fractures par des implants orthopédiques.

ANNEXE I

Contrainte de von Mises

Le calcul de la contrainte de von Mises (σ_{vonMises}) est basé sur le critère de distorsion maximale, selon lequel le début de l'écoulement dans un matériau se produit lorsque l'énergie de distorsion atteint une valeur critique (Bazergui, Bui-Quoc et al. 2002). La contrainte de von Mises est donc utilisée pour déterminer si le matériau subit une déformation plastique. C'est une fonction scalaire qui donne une appréciation de la contrainte totale qui est induite sur un modèle par éléments finis. La contrainte de von Mises est la valeur quadratique moyenne de la différence des contraintes principales ($\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$):

$$\sigma_{\text{vonMises}} = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$$

ANNEXE II

Script pour l'importation des coordonnées des points de Gauss : CENTROIDES.TXT

!centroides.txt: sort les centroïdes des éléments d'un maillage dans Ansys
!et les crée dans une matrice lisible dans Matlab

/prep7

*GET,nbelem,ELEM,0,COUNT !donne le nombre d'éléments du maillage

!changer le répertoire où est créée la matrice au besoin

*CFOPEN,'fichier_Sn1','m','C:\Usagers\Karine\MEF\DOE\','', 0 !ouverture d'un
!fichier texte

!Boucle sur le nombre d'éléments

*DO,i,1,nbelem,1

*GET,cx,ELEM,i,CENT,x !La coordonnée en x du point de Gauss est
!assignée au paramètre « cx »

*GET,cy,ELEM,i,CENT,y !La coordonnée en y du point Gauss est
!assignée au paramètre « cy »

*GET,cz,ELEM,i,CENT,z !La coordonnée en z du point Gauss est
!assignée au paramètre « cz »

*VWRITE,cx,cy,cz !Écriture des trois coordonnées dans le
(10F16.6) !fichier texte

*enddo

*CFCLOS !Fermeture du fichier texte

ANNEXE III

Fonction Matlab pour l'attribution des propriétés mécaniques de façon non homogène : ATTRIBUTION.M

```
function attribution

% FONCTION ATTRIBUTION.M

% Karine Dupuis 2007

% Fait la lecture des images dicom, store les valeurs de niveau de gris de chaque image
% dans une matrice 3D et appelle les fonctions pour l'interpolation du nombre CT et
% pour l'écriture du fichier qui sera lisible dans Ansys.

% APPELLE LES FONCTIONS SUIVANTES:
% fichier_xx.m, interpolation.m, fichier_MP.m,

% Les informations suivantes doivent être entrées:
% - répertoire où sont situés les fichiers dicom
% - fichier_xx.m: nom du fichier .m où sont stockées les coordonnées des centroides
% des éléments

%%%%%%%%%%%%%      INFORMATIONS À ENTRER      %%%%%%%%%%%%%%

% Identifie le répertoire où se trouvent les fichiers DICOM
dir_image='C:\Usagers\Karine\Karine\CTscan\Dicom\Acquisition 28aout\CV1';

% Appel de la fonction où se trouvent les coordonnées des centroides des éléments
centroides=load('fichier_CV1.m');

%%%%%%%%%%%%%      FIN INFORMATIONS À ENTRER      %%%%%%%%%%%%%%

% Initialisation des paramètres

nb_images = length(dir(dir_image))-2           % Nombre d'images dicom dans le
                                                % répertoire
nbelem=size(centroides,1);                     % Nombre d'éléments

% Lecture des images et écriture de la matrice 3D
noms=dir(dir_image);
for i=1:length(noms)                            % Boucle sur le nombre d'images
    if(~noms(i).isdir)
        % Écrit le nom du fichier dicom avec le répertoire dans fichier_image
        fichier_image = strcat( dir_image, '\', noms(i).name );
        % Lecture de l'information des fichiers dicom
        infos = dicominfo(fichier_image);
        % Création du vecteur w avec la position en z de chaque images
        w(i-2) = infos.ImagePositionPatient(3);
        % Calcul de la position de l'image dans la matrice3D
```

```

        position = infos.InstanceNumber - (no_image(1)-1);
        %Construction de la matrice de #CT en mettant l'image à la bonne position en z
        matrice3D(:, :, position) = double(dicomread(fichier_image)) + infos.RescaleIntercept;
    end
end

w = sort(w, 'descend'); % Le vecteur de la position en z des images est remis dans l'ordre

% Appel de la fonction pour l'interpolation du #CT pour chaque élément
HU = interpolation(infos, centroides, matrice3D, w);

% Appel de la fonction pour l'écriture du fichier texte servant à l'attribution des
% propriétés dans le MEF
fichier_MP(HU, nbelem)

```

ANNEXE IV

Fonction Matlab pour l'interpolation du #CT : INTERPOLATION.M

```
function HU = interpolation(infos, centroides, matrice3D, w)

% Karine Dupuis 2007

% FONCTION INTERPOLATION.M

% Cette fonction est appelée par "attribution.m";
% Cette fonction calcule la valeur de #CT correspondant aux points de Gauss des
% éléments en interpolant la valeur correspondant à la coordonnée du point de Gauss
% dans la matrice 3D;
% Des coordonnées sont assignées au volume représenté par la matrice 3D.

%Sauvergarde d'informations obtenues dans le paramètre "infos"
x0 = infos.ImagePositionPatient(1);    % coordonnée en x de l'origine de l'image
y0 = infos.ImagePositionPatient(2);    % coordonnée en y de l'origine de l'image
pixel = infos.PixelSpacing(1) ;        % taille d'un pixel
thickness = infos.SliceThickness(1);   % épaisseur d'une tranche

% Construction des vecteurs pour l'interpolation
u = x0 : pixel : x0 + pixel*511;       % vecteur de 512x1 avec la coordonnée en x
                                       % associée à chaque pixel
v = y0 : pixel: y0 + pixel*511;        % vecteur de 512x1 avec la coordonnée en y
                                       % associée à chaque pixel

% Construction des vecteurs avec les coordonnées des points de Gauss auxquelles
interpoler le #CT
x = centroides(:,1);
y = centroides(:,2);
z = centroides(:,3);

% Calcul du CT# pour les coordonnées des centroides de chaque élément
HU=interp3(u,v,w,matrice3D,x,y,z,'linear');

% Retourne le nombre CT moyen et l'écart-type
hu_moyen=mean(HU)
sd_hu = std(HU)
```


ANNEXE VI

Fichier d'attribution des propriétés mécaniques : CV#1.TXT

```
ESEL,S,ELEM, ,1
MP,EX, 1, 1679.85
MP,PRXY, 1, 0.30
MPCHG, 1, 1
ESEL,S,ELEM, ,2
MP,EX, 2, 476.90
MP,PRXY, 2, 0.30
MPCHG, 2, 2
ESEL,S,ELEM, ,3
MP,EX, 3, 1132.93
MP,PRXY, 3, 0.30
MPCHG, 3, 3
ESEL,S,ELEM, ,4
MP,EX, 4, 866.93
MP,PRXY, 4, 0.30
MPCHG, 4, 4
ESEL,S,ELEM, ,5
MP,EX, 5, 1064.63
MP,PRXY, 5, 0.30
MPCHG, 5, 5
ESEL,S,ELEM, ,6
MP,EX, 6, 921.69
MP,PRXY, 6, 0.30
MPCHG, 6, 6
ESEL,S,ELEM, ,7
MP,EX, 7, 1998.88
MP,PRXY, 7, 0.30
MPCHG, 7, 7
ESEL,S,ELEM, ,8
MP,EX, 8, 1536.51
MP,PRXY, 8, 0.30
MPCHG, 8, 8
ESEL,S,ELEM, ,9
MP,EX, 9, 1390.35
MP,PRXY, 9, 0.30
MPCHG, 9, 9
ESEL,S,ELEM, ,10
MP,EX, 10, 1021.12
MP,PRXY, 10, 0.30
MPCHG, 10, 10
...
ESEL,S,ELEM, ,2906
MP,EX, 2906, 1537.79
MP,PRXY, 2906, 0.30
MPCHG, 2906, 2906
```

ANNEXE VII

Calcul de l'incertitude sur la mesure du module d'élasticité

Équation pour le calcul de E :

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \text{ où } \sigma = \frac{4F}{\pi d^2} \text{ et } \varepsilon = \frac{u}{L} * 100$$

$$\text{donc } E = \frac{4FL}{\pi d^2 u * 100}$$

Incertitudes relatives sur chacune des mesures servant au calcul de E :

$$\Delta F = \pm 1\% \quad (\text{tolérance sur la mesure de la cellule de force})$$

$$\Delta u = \pm 0,5\% \quad (\text{tolérance sur la mesure de l'extensomètre})$$

$$\Delta L = \frac{2 * 0.01mm}{20mm} * 100 = 0.1\% \quad (\text{tolérance sur la mesure de la longueur sur le pied à$$

coulisse ; deux mesures sont prises pour mesurer la « longueur effective » du spécimen)

$$\Delta d = \frac{0.01mm}{6.35mm} * 100 = 0.2\% \quad (\text{tolérance sur la mesure du diamètre avec le pied à coulisse})$$

Addition des incertitudes relatives :

$$\Delta E = \Delta F + \Delta L + 2 * \Delta d + \Delta u = (\pm 1\%) + (\pm 0.1\%) + 2 * (\pm 0.2\%) + (\pm 0.5\%) = \pm 2\%$$

Incertitude relative sur la mesure de E :

$$\Delta E = \pm 2\%$$

ANNEXE VIII

Valeurs du module d'élasticité calculé pour différentes plages de déformation

Plages de déformation	0,1% - 0,3%	0,2% - 0,5%	0,5% - 1,0%
E mesuré (MPa)	348	251	143
	472	408	450
	570	545	484
	777	740	632
	182	108	104
	607	611	648
	752	719	670
Moyenne (MPa)	530	483	447
% différence par rapport à $E_{0,1\%-0,3\%}$		10%	18%

ANNEXE IX

Résultats des tests sur les éprouvettes d'ABS de l'étude détaillée

Série	# Objet	Air Gap (po)	Orientation	Angle	HU	ρ (g/cm ³)	E (MPa)
Série A (30/-60 horizontale)	1A	1	horizontale	30/-60	-120	0,958	1427
		2			-105	0,967	1467
		3			-108	0,961	1442
	2A	1			-339	0,768	718
		2			-336	0,774	729
		3			-337	0,786	719
	3A	1			-618	0,548	462
		2			-613	0,541	456
		3			-616	0,544	461
	4A	1			-762	0,414	400
		2			-760	0,423	396
		3			-759	0,421	403
	5A	1			-825	0,364	378
		2			-818	0,369	383
		3			-825	0,379	385
Série B (45/-45 horizontale)	1B	1	horizontale	-45/45	-103	0,977	1462
		2			-106	0,969	1456
		3			-103	0,965	1418
	2B	1			-335	0,774	685
		2			-337	0,779	685
		3			-336	0,763	649
	3B	1			-608	0,548	440
		2			-617	0,547	430
		3			-614	0,545	428
	4B	1			-749	0,428	383
		2			-757	0,421	375
		3			-764	0,424	378
	5B	1			-819	0,375	371
		2			-821	0,380	366
		3			-820	0,371	370
Série C (0-90 horizontale)	1C	1	horizontale	0-90°	-124	0,954	1438
		2			-124	0,956	1457
		3			-123	0,931	1418
	2C	1			-351	0,752	894
		2			-345	0,759	917
		3			-352	0,748	901
	3C	1			-639	0,516	598
		2			-633	0,520	586
		3			-635	0,520	587
	4C	1			-775	0,396	466
		2			-775	0,402	476
		3			-783	0,407	466
	5C	1			-834	0,349	405
		2			-832	0,353	417
		3			-838	0,350	411

Résultats des tests sur les éprouvettes d'ABS de l'étude détaillée (suite)

Série	# Objet	Air Gap (po)	Orientation	Angle	HU	ρ (g/cm ³)	E (MPa)
Série D (0-90 verticale)	1D	1	horizontale	0-90°	-111	0,966	1145
		2			-108	0,964	1175
		3			-114	0,963	1160
	2D	1			-335	0,753	711
		2			-339	0,760	722
		3			-345	0,762	712
	3D	1			-616	0,509	337
		2			-615	0,507	333
		3			-608	0,507	337
	4D	1			-777	0,372	239
		2			-775	0,363	238
		3			-771	0,370	236
	5D	1			-836	0,301	195
		2			-835	0,313	199
		3			-836	0,326	195

LISTE DE RÉFÉRENCES

- Adam, C., M. Pearcy, et al. (2003). "Stress analysis of interbody fusion--finite element modelling of intervertebral implant and vertebral body." Clin Biomech (Bristol, Avon) **18**(4): 265-72.
- Aerssens, J., S. Boonen, et al. (1998). "Interspecies differences in bone composition, density, and quality: potential implications for in vivo bone research." Endocrinology **139**(2): 663-70.
- Ahn, S.-H., M. Montero, et al. (2002). "Anisotropic material properties of fused deposition modeling ABS." Rapid Prototyping Journal **8**(4): 248-257.
- Andresen, R., H. J. Werner, et al. (1998). "Contribution of the cortical shell of vertebrae to mechanical behaviour of the lumbar vertebrae with implications for predicting fracture risk." Br J Radiol **71**(847): 759-65.
- Ashman, R. B., J. D. Corin, et al. (1987). "Elastic properties of cancellous bone: measurement by an ultrasonic technique." J Biomech **20**(10): 979-86.
- Ashman, R. B., S. C. Cowin, et al. (1984). "A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone." J Biomech **17**(5): 349-61.
- Ashman, R. B., J. Y. Rho, et al. (1989). "Anatomical variation of orthotropic elastic moduli of the proximal human tibia." J Biomech **22**(8-9): 895-900.
- ASTM (1996). "ASTM D695-96, Test Method for Compressive Properties of Plastics." ASTM.
- Banse, X., J. P. Devogelaer, et al. (2001). "Inhomogeneity of human vertebral cancellous bone: systematic density and structure patterns inside the vertebral body." Bone **28**(5): 563-71.
- Bayraktar, H. H., E. F. Morgan, et al. (2004). "Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue." J Biomech **37**(1): 27-35.
- Bazergui, A., T. Bui-Quoc, et al. (2002). Résistance des matériaux. Montréal, Éditions de l'École Polytechnique.
- Belkoff, S. M., M. Maroney, et al. (1999). "An in vitro biomechanical evaluation of bone cements used in percutaneous vertebroplasty." Bone **25**(2 Suppl): 23S-26S.
- Boyd, S., N. Shrive, et al. (2001). "Measurement of cancellous bone strain during mechanical tests using a new extensometer device." Med Eng Phys **23**(6): 411-6.

- Buckley, J. M., D. C. Leang, et al. (2006). "Sensitivity of vertebral compressive strength to endplate loading distribution." J Biomech Eng **128**(5): 641-6.
- Buckley, J. M., K. Loo, et al. (2007). "Comparison of quantitative computed tomography-based measures in predicting vertebral compressive strength." Bone **40**(3): 767-74.
- Bushberg, J. T. (2002). The essential physics of medical imaging. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins.
- Cao, K. D., M. J. Grimm, et al. (2001). "Load sharing within a human lumbar vertebral body using the finite element method." Spine **26**(12): E253-60.
- Cendre, E., D. Mitton, et al. (1999). "High-resolution computed tomography for architectural characterization of human lumbar cancellous bone: relationships with histomorphometry and biomechanics." Osteoporos Int **10**(5): 353-60.
- Chao, E. Y., N. Inoue, et al. (2004). "Biomechanical considerations of fracture treatment and bone quality maintenance in elderly patients and patients with osteoporosis." Clin Orthop Relat Res(425): 12-25.
- Cody, D. D., D. A. McCubbrey, et al. (1996). "Predictive value of proximal femoral bone densitometry in determining local orthogonal material properties." J Biomech **29**(6): 753-61.
- Couteau, B., M.-C. Hobatho, et al. (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.
- Cowin, S. C. (2001). Bone mechanics handbook. Boca Raton, CRC Press.
- Crawford, R. P., C. E. Cann, et al. (2003). "Finite element models predict in vitro vertebral body compressive strength better than quantitative computed tomography." Bone **33**(4): 744-50.
- Crawford, R. P., W. S. Rosenberg, et al. (2003). "Quantitative computed tomography-based finite element models of the human lumbar vertebral body: effect of element size on stiffness, damage, and fracture strength predictions." J Biomech Eng **125**(4): 434-8.
- Dai, L. (2002). "Mechanism of thoracolumbar burst fractures: a biomechanical study." Chin Med J (Engl) **115**(3): 336-8.
- Dai, L. Y., X. Y. Wang, et al. (2006). "Bone mineral density of the thoracolumbar spine in relation to burst fractures: a quantitative computed tomography study." Eur Spine J.
- Dansereau, M. (2006). Rapport de stage. Montréal, École de technologie supérieure: 29.

- Dougherty, G. (1996). "Quantitative CT in the measurement of bone quantity and bone quality for assessing osteoporosis." Med Eng Phys **18**(7): 557-68.
- Duboeuf, F., D. C. Bauer, et al. (2005). "Assessment of vertebral fracture using densitometric morphometry." J Clin Densitom **8**(3): 362-8.
- Eastell, R., S. L. Cedel, et al. (1991). "Classification of vertebral fractures." J Bone Miner Res **6**(3): 207-15.
- Eswaran, S. K., A. Gupta, et al. (2006). "Cortical and trabecular load sharing in the human vertebral body." J Bone Miner Res **21**(2): 307-14.
- Fyhrie, D. P. and D. Vashishth (2000). "Bone stiffness predicts strength similarly for human vertebral cancellous bone in compression and for cortical bone in tension." Bone **26**(2): 169-73.
- Genant, H. K., C. Gordon, et al. (1999). "Advanced imaging of bone macro and micro structure." Bone **25**(1): 149-52.
- Guglielmi, G., C. C. Gluer, et al. (1995). "Current methods and advances in bone densitometry." Eur Radiol **5**(2): 129-39.
- Haddock, S. M., O. C. Yeh, et al. (2004). "Similarity in the fatigue behavior of trabecular bone across site and species." J Biomech **37**(2): 181-7.
- Haidekker, M. A., R. Andresen, et al. (1999). "Relationship between structural parameters, bone mineral density and fracture load in lumbar vertebrae, based on high-resolution computed tomography, quantitative computed tomography and compression tests." Osteoporos Int **9**(5): 433-40.
- Hansson, T. H., S. J. Bigos, et al. (1984). "The load on the lumbar spine during isometric strength testing." Spine **9**(7): 720-4.
- Hayes, W. C., S. J. Piazza, et al. (1991). "Biomechanics of fracture risk prediction of the hip and spine by quantitative computed tomography." Radiol Clin North Am **29**(1): 1-18.
- Heller, J. G., J. K. Shuster, et al. (1999). "Pedicule and transverse process screws of the upper thoracic spine. Biomechanical comparison of loads to failure." Spine **24**(7): 654-8.
- Higgins, K. B., R. D. Harten, et al. (2003). "Biomechanical effects of unipedicular vertebroplasty on intact vertebrae." Spine **28**(14): 1540-7; discussion 1548.
- Hobatho, M. C., J. Y. Rho, et al. (1997). "Mechanical properties and predictive relationships of the lumbar spine." Research into spinal deformities **1**: 181-184.
- Hou, F. J., S. M. Lang, et al. (1998). "Human vertebral body apparent and hard tissue stiffness." J Biomech **31**(11): 1009-15.

- Hsu, C. C., C. K. Chao, et al. (2005). "Increase of pullout strength of spinal pedicle screws with conical core: biomechanical tests and finite element analyses." J Orthop Res 23(4): 788-94.
- Inui, A., K. Itamoto, et al. (2004). "Age-related changes of bone mineral density and microarchitecture in miniature pigs." J Vet Med Sci 66(6): 599-609.
- Jiang, Y., J. Zhao, et al. (1998). "Trabecular bone mineral and calculated structure of human bone specimens scanned by peripheral quantitative computed tomography: relation to biomechanical properties." J Bone Miner Res 13(11): 1783-90.
- Jobin, C. (2005). Relation entre la densité de matériaux et la propriétés mécanique d'éprouvettes en compression. Projet synthèse de génie mécanique. Montréal, École de technologie supérieure: 39.
- Kabel, J., A. Odgaard, et al. (1999). "Connectivity and the elastic properties of cancellous bone." Bone 24(2): 115-20.
- Kaye, J. J. and E. P. Nance, Jr. (1990). "Thoracic and lumbar spine trauma." Radiol Clin North Am 28(2): 361-77.
- Keaveny, T. M., X. E. Guo, et al. (1994). "Trabecular bone exhibits fully linear elastic behavior and yields at low strains." J Biomech 27(9): 1127-36.
- Keaveny, T. M., E. F. Morgan, et al. (2001). "Biomechanics of trabecular bone." Annu Rev Biomed Eng 3: 307-33.
- Keaveny, T. M., T. P. Pinilla, et al. (1997). "Systematic and random errors in compression testing of trabecular bone." J Orthop Res 15(1): 101-10.
- Keaveny, T. M., E. F. Wachtel, et al. (1999). "Mechanical behavior of human trabecular bone after overloading." J Orthop Res 17(3): 346-53.
- Keaveny, T. M. and O. C. Yeh (2002). "Architecture and trabecular bone - toward an improved understanding of the biomechanical effects of age, sex and osteoporosis." J Musculoskelet Neuronal Interact 2(3): 205-8.
- Keller, T. S. (1994). "Predicting the compressive mechanical behavior of bone." J Biomech 27(9): 1159-68.
- Kifune, M., M. M. Panjabi, et al. (1995). "Fracture pattern and instability of thoracolumbar injuries." Eur Spine J 4(2): 98-103.
- Kim, D. G., G. T. Christopherson, et al. (2004). "The effect of microcomputed tomography scanning and reconstruction voxel size on the accuracy of stereological measurements in human cancellous bone." Bone 35(6): 1375-82.

- Kopperdahl, D. L. and T. M. Keaveny (1998). "Yield strain behavior of trabecular bone." J Biomech **31**(7): 601-8.
- Kopperdahl, D. L., E. F. Morgan, et al. (2002). "Quantitative computed tomography estimates of the mechanical properties of human vertebral trabecular bone." J Orthop Res **20**(4): 801-5.
- Kopperdahl, D. L., J. L. Pearlman, et al. (2000). "Biomechanical consequences of an isolated overload on the human vertebral body." J Orthop Res **18**(5): 685-90.
- Kumaresan, S., N. Yoganandan, et al. (1999). "Finite element analysis of the cervical spine: a material property sensitivity study." Clin Biomech (Bristol, Avon) **14**(1): 41-53.
- Ladd, A. J. and J. H. Kinney (1998). "Numerical errors and uncertainties in finite-element modeling of trabecular bone." J Biomech **31**(10): 941-5.
- Langton, C. M. and C. F. Njeh (2004). The physical measurement of bone. Bristol, Inst of Physics Pub Inc.
- Lee, K. (1999). Principles of CAD/CAM/CAE Systems. Reading, Addison-Wesley.
- Liebschner, M. A., D. L. Kopperdahl, et al. (2003). "Finite element modeling of the human thoracolumbar spine." Spine **28**(6): 559-65.
- Lin, L. C., H. H. Chen, et al. (2003). "A biomechanical study of the cortex-anchorage vertebral screw." Clin Biomech (Bristol, Avon) **18**(6): S25-32.
- Lin, R. M., K. H. Tsai, et al. (1997). "Distribution and regional strength of trabecular bone in the porcine lumbar spine." Clin Biomech (Bristol, Avon) **12**(5): 331-336.
- Linde, F. and I. Hvid (1987). "Stiffness behaviour of trabecular bone specimens." J Biomech **20**(1): 83-9.
- Linde, F. and H. C. Sorensen (1993). "The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone." J Biomech **26**(10): 1249-52.
- Lindsey, D. P., M. J. Kim, et al. (2005). "The monotonic and fatigue properties of osteoporotic thoracic vertebral bodies." Spine **30**(6): 645-9.
- Lochmuller, E. M., F. Eckstein, et al. (1998). "Prediction of vertebral failure loads from spinal and femoral dual-energy X-ray absorptiometry, and calcaneal ultrasound: an in situ analysis with intact soft tissues." Bone **23**(5): 417-24.
- Lorrain, J., G. Paiement, et al. (2003). "Population demographics and socioeconomic impact of osteoporotic fractures in Canada." Menopause **10**(3): 228-34.

- Marieb, E. N. (2005). Anatomie et physiologie humaines. Saint-Laurent, Québec, Éditions du Renouveau pédagogique.
- Matter, H. P., T. V. Garrel, et al. (2001). "Biomechanical examinations of cancellous bone concerning the influence of duration and temperature of cryopreservation." J Biomed Mater Res **55**(1): 40-4.
- McBroom, R. J., W. C. Hayes, et al. (1985). "Prediction of vertebral body compressive fracture using quantitative computed tomography." J Bone Joint Surg Am **67**(8): 1206-14.
- McCubbrey, D. A., D. D. Cody, et al. (1995). "Static and fatigue failure properties of thoracic and lumbar vertebral bodies and their relation to regional density." J Biomech **28**(8): 891-9.
- McLain, R. F., S. A. Yerby, et al. (2002). "Comparative morphometry of L4 vertebrae: comparison of large animal models for the human lumbar spine." Spine **27**(8): E200-6.
- Melton, L. J., 3rd, E. J. Atkinson, et al. (1999). "Vertebral fractures predict subsequent fractures." Osteoporos Int **10**(3): 214-21.
- Mikles, M. R., R. P. Stchur, et al. (2004). "Posterior instrumentation for thoracolumbar fractures." J Am Acad Orthop Surg **12**(6): 424-35.
- Mirza, S. K., A. J. Mirza, et al. (2002). "Classifications of thoracic and lumbar fractures: rationale and supporting data." J Am Acad Orthop Surg **10**(5): 364-77.
- Mizrahi, J., M. J. Silva, et al. (1993). "Finite-element stress analysis of the normal and osteoporotic lumbar vertebral body." Spine **18**(14): 2088-96.
- Morgan, E. F., H. H. Bayraktar, et al. (2003). "Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site." J Biomech **36**(7): 897-904.
- Morgan, E. F. and T. M. Keaveny (2001). "Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site." J Biomech **34**(5): 569-77.
- Morgan, E. F., O. C. Yeh, et al. (2001). "Nonlinear behavior of trabecular bone at small strains." J Biomech Eng **123**(1): 1-9.
- Mosekilde, L. and C. C. Danielsen (1987). "Biomechanical competence of vertebral trabecular bone in relation to ash density and age in normal individuals." Bone **8**(2): 79-85.
- Netter, F. H. and J. T. Hansen (2004). Atlas d'anatomie humaine. Paris, Masson.

- Nicholson, P. H., X. G. Cheng, et al. (1997). "Structural and material mechanical properties of human vertebral cancellous bone." Med Eng Phys **19**(8): 729-37.
- Odgaard, A. and F. Linde (1991). "The underestimation of Young's modulus in compressive testing of cancellous bone specimens." J Biomech **24**(8): 691-8.
- Oxland, T. R., T. Lund, et al. (1996). "The relative importance of vertebral bone density and disc degeneration in spinal flexibility and interbody implant performance. An in vitro study." Spine **21**(22): 2558-69.
- Panjabi, M. M., H. Hoffman, et al. (2000). "Superiority of incremental trauma approach in experimental burst fracture studies." Clin Biomech (Bristol, Avon) **15**(2): 73-8.
- Panjabi, M. M., M. Krag, et al. (1985). "Biomechanical time-tolerance of fresh cadaveric human spine specimens." J Orthop Res **3**(3): 292-300.
- Pelker, R. R., G. E. Friedlaender, et al. (1984). "Effects of freezing and freeze-drying on the biomechanical properties of rat bone." J Orthop Res **1**(4): 405-11.
- Perie, D., M. C. Hobatho, et al. (2002). "Personalised mechanical properties of scoliotic vertebrae determined in vivo using tomodensitometry." Comput Methods Biomech Biomed Engin **5**(2): 161-5.
- Perie, D., J. Sales De Gauzy, et al. (2001). "Tomodensitometry measurements for in vivo quantification of mechanical properties of scoliotic vertebrae." Clin Biomech (Bristol, Avon) **16**(5): 373-9.
- Pitzen, T., F. H. Geisler, et al. (2001). "The influence of cancellous bone density on load sharing in human lumbar spine: a comparison between an intact and a surgically altered motion segment." Eur Spine J **10**(1): 23-9.
- Pitzen, T., D. Matthis, et al. (2002). "The effect of posterior instrumentation following PLIF with BAK cages is most pronounced in weak bone." Acta Neurochir (Wien) **144**(2): 121-8; discussion 128.
- Polikeit, A., S. J. Ferguson, et al. (2003). "Factors influencing stresses in the lumbar spine after the insertion of intervertebral cages: finite element analysis." Eur Spine J **12**(4): 413-20.
- Polikeit, A., L. P. Nolte, et al. (2003). "The effect of cement augmentation on the load transfer in an osteoporotic functional spinal unit: finite-element analysis." Spine **28**(10): 991-6.
- Qiu, T. X., K. W. Tan, et al. (2006). "Investigation of thoracolumbar T12-L1 burst fracture mechanism using finite element method." Med Eng Phys **28**(7): 656-64.

- Rho, J. Y., M. C. Hobatho, et al. (1995). "Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone." Med Eng Phys 17(5): 347-55.
- Rho, J. Y., L. Kuhn-Spearing, et al. (1998). "Mechanical properties and the hierarchical structure of bone." Med Eng Phys 20(2): 92-102.
- Sanders, M. M., S. Dost, et al. (1994). Experimental and finite element evaluation of bovine lumbar vertebral body stiffness. Proceedings of the 16th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Part 1 (of 2), Nov 3-6 1994, Baltimore, MD, USA, IEEE, Piscataway, NJ, USA.
- Silva, M. J., T. M. Keaveny, et al. (1998). "Computed tomography-based finite element analysis predicts failure loads and fracture patterns for vertebral sections." J Orthop Res 16(3): 300-8.
- Silva, M. J., C. Wang, et al. (1994). "Direct and computed tomography thickness measurements of the human, lumbar vertebral shell and endplate." Bone 15(4): 409-14.
- Snyder, B. D., S. Piazza, et al. (1993). "Role of trabecular morphology in the etiology of age-related vertebral fractures." Calcif Tissue Int 53 Suppl 1: S14-22.
- Snyder, B. D., I. Zaltz, et al. (1995). "Predicting the integrity of vertebral bone screw fixation in anterior spinal instrumentation." Spine 20(14): 1568-74.
- Swartz, D. E., R. H. Wittenberg, et al. (1991). "Physical and mechanical properties of calf lumbosacral trabecular bone." J Biomech 24(11): 1059-68.
- Taylor, W. R., E. Roland, et al. (2002). "Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis." J Biomech 35(6): 767-73.
- Templeton, A., D. Cody, et al. (2004). "Updating a 3-D vertebral body finite element model using 2-D images." Med Eng Phys 26(4): 329-33.
- Teo, J. C., K. M. Si-Hoe, et al. (2006). "Relationship between CT intensity, micro-architecture and mechanical properties of porcine vertebral cancellous bone." Clin Biomech (Bristol, Avon) 21(3): 235-44.
- Thomsen, J. S., E. N. Ebbesen, et al. (2000). "A new method of comprehensive static histomorphometry applied on human lumbar vertebral cancellous bone." Bone 27(1): 129-38.
- Tohmeh, A. G., J. M. Mathis, et al. (1999). "Biomechanical efficacy of unipedicular versus bipedicular vertebroplasty for the management of osteoporotic compression fractures." Spine 24(17): 1772-6.

- Ulrich, D., B. van Rietbergen, et al. (1999). "The ability of three-dimensional structural indices to reflect mechanical aspects of trabecular bone." Bone **25**(1): 55-60.
- University of Leeds. School of Medicine (2007). "Medical imaging & cross-sectional anatomy". In Nutrition and Energy website. En ligne.
<http://www.bmb.leeds.ac.uk/teaching/icu3/practic/comp/>. Consulté le 14 février 2007.
- van Rietbergen, B., H. Weinans, et al. (1995). "A new method to determine trabecular bone elastic properties and loading using micromechanical finite-element models." J Biomech **28**(1): 69-81.
- White, A. A. and M. M. Panjabi (1990). Clinical biomechanics of the spine. Philadelphia, Lippincott.
- Wilcox, R. K. (2007). "The influence of material property and morphological parameters on specimen-specific finite element models of porcine vertebral bodies." J Biomech **40**(3): 669-73.
- Wilcox, R. K., D. J. Allen, et al. (2004). "A dynamic investigation of the burst fracture process using a combined experimental and finite element approach." Eur Spine J **13**(6): 481-8.
- Wilcox, R. K., T. O. Boerger, et al. (2003). "A dynamic study of thoracolumbar burst fractures." J Bone Joint Surg Am **85-A**(11): 2184-9.
- Wilcox, R. K., T. O. Boerger, et al. (2002). "Measurement of canal occlusion during the thoracolumbar burst fracture process." J Biomech **35**(3): 381-4.
- Wilke, H. J., K. Wenger, et al. (1998). "Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants." Eur Spine J **7**(2): 148-54.
- Zdeblick, T. A., D. N. Kunz, et al. (1993). "Pedicule screw pullout strength. Correlation with insertional torque." Spine **18**(12): 1673-6.
- Zhang, Q. H., S. H. Tan, et al. (2004). "Investigation of fixation screw pull-out strength on human spine." J Biomech **37**(4): 479-85.
- Zysset, P. K., R. W. Goulet, et al. (1998). "A global relationship between trabecular bone morphology and homogenized elastic properties." J Biomech Eng **120**(5): 640-6.