TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS III

RÉSUMÉ V

ABSTRACT VI

TABLE DES MATIÈRES VII

LISTE DES TABLEAUX X

LISTE DES FIGURES XII

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS XIX

LISTE DES ANNEXES XX

INTRODUCTION 1

CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE 4

1.1 L'os 5

1.1.1 Organisation 5

1.1.2 Composition 7

1.1.3 Caractéristiques mécaniques 8

1.1.4 Évolution du tissu osseux avec l'âge 14

1.2 Le rachis 18

1.2.1 Généralités 18

1.2.2 Les fractures vertébrales 25

1.2.3 Caractérisation expérimentale 31

1.3 Les modèles par éléments finis du rachis 37

1.3.1 Les modèles de vertèbres 37

1.3.2 Les modèles de segments 45

1.3.3 Prise en compte de l'âge dans les MEF 48

1.4 Contexte de l'étude.....51

CHAPITRE 2 RATIONNELLE DU PROJET ET CADRE MÉTHODOLOGIQUE..... 52

CHAPITRE 3 CARACTÉRISATION EXPÉRIMENTALE DU COMPORTEMENT DES CORPS VERTÉBRAUX EN CHARGEMENT DYNAMIQUE..... 55

3.1 Protocole expérimental.....56

3.1.1 Étapes préliminaires.....56

3.1.2 Les essais.....62

3.1.3 Traitement des données.....65

3.2 Résultats.....68

3.2.1 Mesure de la densité minérale osseuse.....68

3.2.2 Analyse des courbes.....68

3.2.3 Analyse des vidéos.....71

3.2.4 Analyse des données numériques.....75

3.2.5 Analyse des vertèbres après examen tomodensitométrique et coupe.....81

3.3 Discussion.....83

3.4 Conclusion de la partie expérimentale et perspectives.....89

CHAPITRE 4 CALIBRATION DES PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES DANS UN MEF DE VERTÈBRE SOLLICITÉE EN COMPRESSION..... 90

4.1 Méthodes.....91

4.1.1 Description du modèle par éléments finis.....91

4.1.2 Plan d'expérience composite centré.....94

4.2 Résultats.....97

4.2.1 Évaluation des paramètres les plus influents.....97

4.2.2 Réponses ajustées.....100

4.2.3 Les fonctions de désirabilité.....101

4.3 Discussion 103

4.4 Conclusion 105

CHAPITRE 5 PRISE EN COMPTE DE L'ÂGE DANS UN MEF DE VERTEBRE 106

5.1 Méthodes 107

5.1.1 Propriétés mécaniques pour la compression axiale à 10 mm/s 107

5.1.2 Propriétés mécaniques pour la compression axiale à 2500 mm/s 113

5.2 Résultats 114

5.2.1 A 10 mm/s 114

5.2.2 A 2500 mm/s 116

5.3 Discussion 119

5.4 Conclusion et perspectives 121

CHAPITRE 6 PERSONNALISATION DES MODÈLES 123

6.1 Méthodes 123

6.2 Résultats 127

6.2.1 Validation géométrique 127

6.2.2 Résultats Numériques 130

6.2.3 Localisation de l'initiation de la fracture 135

6.3 Discussion 139

6.4 Conclusion 144

CHAPITRE 7 DISCUSSION GÉNÉRALE 145

CONCLUSION 150

ANNEXES 162

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1-1 : Résultats de travaux sur l'étude des corrélations existants entre la densité mesurée par tomodensitométrie et la réponse des vertèbres humaines en compression 36

Tableau 3-1 : Interprétation de l'IMC (source OMS) 57

Tableau 3-2: Caractéristiques des examens scanner 58

Tableau 3-3 : Résultats obtenus pour les deux mesures de densité.....68

Tableau 3-4 : Caractéristiques et résultats pour les différents sujets testés 75

Tableau 3-5 : Matrice de corrélation des résultats en fonction des sujets (les cases en rouge correspondent aux cas où p < 0,01).....76

Tableau 3-6 : Statistiques générales concernant l'ensemble des vertèbres testées.....77

Tableau 3-7 : Matrice de corrélation des essais pour les vertèbres scannées (les cases en rouge correspondent aux cas où p<0,01).....78

Tableau 3-8 : Résultats des mesures de compression et de tassement.....82

Tableau 3-9: Comparaison entre les résultats des études de Kazarian et Graves [5], Ochia et coll. [4] et l'étude actuelle.....84

Tableau 4-1: Niveaux des variables d'entrée du modèle 95

Tableau 4-2 : Valeurs expérimentales de l'effort maximal (F) et de l'énergie (E) utilisées pour la procédure d'optimisation.....97

Tableau 4-3 : Valeurs des propriétés mécaniques optimales obtenues aux deux vitesses testées101

Tableau 4-4 : Comparaison entre les valeurs objectifs expérimentales et les résultats numériques obtenus avec le jeu de propriétés optimal aux deux vitesses 102

Tableau 5-1 : Modification des propriétés du modèle en fonction des catégories d'âge, première itération.....112

Tableau 5-2 : Modification des propriétés du modèle en fonction des catégories d'âge, quatrième itération.....114

Tableau 5-3 : Modification des propriétés de l'os en fonction des catégories d'âge à 2500 mm/s, hypothèse 1 116

Tableau 5-4 : Modification des propriétés de l'os en fonction des catégories d'âge à 2500 mm/s, hypothèse 2 118

Tableau 6-1 : Travaux de la littérature sur les modèles personnalisés et les corrélations obtenues pour l'effort et la raideur entre le numérique et l'expérimental 143

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 : Organisation hiérarchique de la structure de l'os (image adaptée de Rho [10], reproduite avec la permission d'Elsevier) 5

Figure 1.2 : Courbe contrainte-déformation caractéristique de l'os en traction 8

Figure 1.3 : Courbes contrainte-déformation d'échantillons d'os spongieux avec et sans moelle osseuse testés à 10 s^1 [15] (image reproduite avec la permission de JBJS) 9

Figure 1.4 : Les différentes relations entre le module d'Young et la densité de l'os répertoriées dans la littérature (Helgason et coll. [16], image reproduite avec la permission d'Elsevier) 11

Figure 1.5 : Courbe contrainte-déformation de l'os spongieux en traction (adapté de [17], image reproduite avec la permission d'Elsevier) 12

Figure 1.6 : Courbes contrainte-déformation de l'os compact en traction, compression et torsion [22] (image reproduite avec la permission de SAE papier n°861923 ©1986 SAE international) 13

Figure 1.7 : Courbe contrainte-déformation de l'os cortical (bœuf) en compression à plusieurs vitesses de déformation [24] (image reproduite avec la permission de The American Physiological Society) 14

Figure 1.8 : Evolution de contenu minéral osseux en fonction de l'âge [30] 18

Figure 1.9 : La colonne vertébrale [33] (image reproduite avec la permission de Jean-Marc Chevallier) 19

Figure 1.10 : Anatomie d'une vertèbre lombaire 20

Figure 1.11 : Corps vertébral : vue de coupe (adapté de [36], image reproduite avec la permission de Wiley) 21

Figure 1.12 : Distribution des propriétés mécaniques (résistance et raideur) du plateau vertébral, normalisées par rappport à la valeur maximale mesurée [34] (image reproduite avec l'aimable permission de Springer Science+Business Media) 22

Figure 1.13 : Structure d'un disque en coupe transverse et coupe frontale (d'après Bogduk [35], image reproduite avec la permission d'Elsevier) 23

Figure 1.14: vertèbre d'un sujet jeune et d'un sujet plus âgé [41] (image reproduite avec la permission d'Elsevier).....24

Figure 1.15 : Fracture du plateau (Magerl [45], image reproduite avec l'aimable permission de Springer Science+Business Media).....26

Figure 1.16 Différents types de fractures en compression (a) fracture biconcave, causée par une compression axiale centrée (b) Fracture cunéiforme (Magerl [45], image reproduite avec la permission de Springer Science+Business Media) 27

Figure 1.17 : Fracture comminutive d'une lombaire L2 [49] : l'image montre la destruction du corps vertébral et la présence d'un fragment osseux dans le canal médullaire (image reproduite avec la permission de Wolters Kluwer Health) 28

Figure 1.18 : Répartition des fractures en fonction des vertèbres [50] (image reproduite avec la permission d'Elsevier).....29

Figure 1.19 : Analyse semiquantitative de Genant [53] (image reproduite avec la permission de Wiley).....30

Figure 1.20 : Effort maximal mesuré dans les régions thoraciques et lombaires (d'après Singer et coll. [57], image reproduite avec la permission d'Elsevier) 32

Figure 1.21 : Méthodologie pour évaluer les corrélations existant entre la densité, la géométrie et l'effort maximal supporté par une vertèbre (Edmonston et coll. [2], image reproduite avec l'aimable permission de Springer Science+Business Media:) 35

Figure 1.22: Vertèbre thoracique préparée pour les essais expérimentaux (à gauche) et son modèle par éléments finis associé [66] (image reproduite avec la permission d'Elsevier) ...40

Figure 1.23 : Comparaison entre les radios et le MEF de tranches de vertèbres (Silva et coll. [82], image reproduite avec la permission de Wiley) 42

Figure 1.24 : Image reconstruite de la vertèbre à partir des µscan à la mi-section de la vertèbre, les éléments ayant rompu et la distribution de la déformation principale minimale [83] (image reproduite avec la permission de Wolters Kluwer Health) 43

Figure 1.25 : Différentes étapes de l'initiation et la propagation de la fracture pour un modèle de T11 sollicité en compression (les éléments endommagés sont en violet) (Mirzaei et coll. [84], image reproduite avec la permission d'Elsevier) 44

Figure 1.26 : Modèle par éléments finis développé par Qiu et coll. [90] : distribution des contraintes de Von Mises dans l'os spongieux (image reproduite avec la permission d'Elsevier) 48

Figure 1.27 : Modèle de Homminga et coll. [92] et différences au niveau de la répartition de la charge au sein de la vertèbre selon l'état du disque (image reproduite avec la permission de Wolters Kluwer Health) 50

Figure 3.1 : Le scanner Somatom Sensation Cardiac.....58

Figure 3.2 : Calcul de la densité trabéculaire (spécimen 2610-L2) 59

Figure 3.3 : scanner de la vertèbre, avec le masque correspondant à l'ensemble de la vertèbre en bleu pour le calcul de la densité intégrale 59

Figure 3.4 : Calcul de l'aire et de la hauteur d'une vertèbre (spécimen 2610-L2).....60

Figure 3.5 : Le dispositif de scellement des vertèbres 61

Figure 3.6 : une vertèbre prise dans la résine.....62

Figure 3.7 : Dispositif expérimental.....63

Figure 3.8 : Courbe présentant le déplacement et la vitesse du vérin en fonction du temps lors d'un essai à vide –❶ : phase avant l'impact ; ❷ : phase correspondant au déplacement nécessaire pour aller jusqu'à la fracture de la vertèbre ; ❸ : phase d'arrêt du vérin ; ❹: phase de retour du vérin à son point de départ.....64

Figure 3.9 : Le plateau de résine est bloqué par des vis placées sur le support (à gauche) – positionnement de la vertèbre préalablement à l'essai (à droite).....65

Figure 3.10 : Hauteur de la vertèbre avant l'essai, déplacement imposé au vérin pendant l'essai et hauteur de la vertèbre après l'essai 67

Figure 3.11 : Courbe effort-déplacement obtenue lors d'essais en compression dynamique pour un spécimen représentatif (105-L3) 69

Figure 3.12 : Partie initiale de la courbe effort-déplacement (spécimen 104-L4) 69

Figure 3.13 : Courbe effort-déplacement pour un échantillon présentant une rupture en deux pics (spécimen 117-L5) 70

Figure 3.14 : Courbes effort-déplacement de toutes les vertèbres testées 71

Figure 3.15 : Réponse caractéristique du corps vertébral en compression - vue antérieure (spécimen 117-L3) 73

Figure 3.16 : Réponse caractéristique du corps vertébral en compression - vue postérieure (spécimen 117-L3) 74

Figure 3.17 : Diagramme de dispersion de l'effort en fonction de la densité trabéculaire.....79

Figure 3.18 : Diagramme de dispersion de la contrainte en fonction de la densité osseuse intégrale 79

Figure 3.19 : Déplacement en fonction de l'effort pour les vertèbres scannées 80

Figure 3.20 : Effort en fonction de la raideur pour l'ensemble des vertèbres 81

Figure 3.21 : Trait de fracture situé dans le tiers supérieur de la vertèbre (vertèbre 2310-L4).....82

Figure 3.22 : vertèbre présentant un pli de l'os cortical dans la partie antérieure du corps vertébral 83

Figure 3.23: Droites de régression entre l'effort maximal et la densité minérale osseuse obtenues dans cette étude et celle obtenue par Crawford [3] 86

Figure 4.1 : La loi de Johnson – Cook utilisée pour représenter le comportement structurel de l'os 92

Figure 4.2: Le modèle par éléments finis de la vertèbre L5.....94

Figure 4.3: Diagramme de Pareto de l'effort maximal à 2500 mm/s (a) et à 10 mm/s (b). p=0.05 et les effets principaux sont encadrés (L= effet linéaires, Q = effets quadratiques) 98

Figure 4.4: Diagramme de Pareto de l'énergie à 2500 mm/s (a) et 10 mm/s (b). p=0.05 et les effets principaux sont encadrés (L= effet linéaires, Q = effets quadratiques).....99

Figure 4.5: Courbes effort-déplacement du modèle à 2500 mm/s (en bleu) et à 10 mm/s (en rouge) 102

Figure 5.1 : Comparaison entre les résultats moyens d'Ochia [4],et ceux d'Ebbesen [1] (les ronds noirs et la ligne continue correspondent aux sujets masculins, les cercles vides et la ligne en pointillé correspondent aux sujets féminins) (image reproduite avec la permission de Wiley) 108

Figure 5.2 : Évolution de la contrainte maximale de l'os spongieux en fonction de l'âge pour plusieurs études de la littérature – La contrainte maximale du modèle de base est représentée par un losange rouge 109

Figure 5.3 : Évolution du module d'Young de l'os spongieux en fonction de l'âge pour plusieurs études de la littérature – Le module d'Young du modèle de base est représenté par un losange rouge.....110

Figure 5.4 : Évolution de la contrainte maximale de l'os cortical en fonction de l'âge pour plusieurs études de la littérature – La contrainte maximale du modèle de base est représentée par un losange rouge 111

Figure 5.5 : Évolution du module d'Young de l'os cortical en fonction de l'âge pour plusieurs études de la littérature – Le module d'Young du modèle de base est représenté par un losange rouge.....111

Figure 5.6 : Courbe effort en fonction de l'âge - Comparaison entre les résultats d'Ebbesen (en noir) et les résultats du modèle paramétré pour les 4 catégories d'âge pour les quatre itérations.....115

Figure 5.7 : Énergie et raideur en fonction de l'âge.....116

Figure 5.8 : Effort en fonction de l'âge à 2500 mm/s (hypothèse 1) et à 10 mm/s.....117

Figure 5.9: Effort en fonction de l'âge à 2500 mm/s (hypothèse 2) et à 10 mm/s.....118

Figure 5.10 : Évolution de l'effort à la rupture des vertèbres cervicales en fonction de l'âge et de la vitesse de chargement (d'après Pintar et coll. [113], image reproduite avec la permission de Wolters Kluwer Health) 120

Figure 6.1: Méthode de personnalisation et validation des modèles éléments finis 124

Figure 6.2 : Histogramme du nombre d'éléments par groupe de densité (vertèbre L4 du sujet 2310).....128

Figure 6.3 : Modèle personnalisé de la vertèbre L4 du sujet 2310 128

Figure 6.4 : Vue sagittale de la vertèbre L4 du sujet 2310 – à gauche : modèle personnalisé; à droite : coupe scanner correspondante 129

Figure 6.5 : Vue axiale de la vertèbre L4 du sujet 2310 – à gauche : modèle personnalisé; à droite : coupe scanner correspondante 129

Figure 6.6 : Comparaison entre les courbes effort-déplacement expérimentales (en rouge) et numériques (en bleu) pour le spécimen 2310-L4 130

Figure 6.7 : Courbes représentant les résultats expérimentaux en fonction des résultats numériques pour les 20 vertèbres testées ainsi que les droites de régressions : (A) Effort maximal ; (B) Raideur ; (C) Énergie; (D) Déplacement 131

Figure 6.8 : Courbes représentant les résultats expérimentaux en fonction des résultats numériques pour les vertèbres (hors vertèbres présentant une courbe à deux pics) - Les droites de régression sont aussi représentées: (A) Effort maximal ; (B) Raideur ; (C) Énergie; (D) Déplacement 133

Figure 6.9 : Courbes représentant les résultats expérimentaux en fonction des résultats numériques pour les 16 vertèbres avec les propriétés ajustées, ainsi que les droites de régression : (A) Effort maximal ; (B) Raideur ; (C) Énergie; (D) Déplacement 135

Figure 6.10 : Les différentes étapes de l'évolution de l'endommagement pour la vertèbre 2310-L4. Les éléments endommagés sont identifiés en bleu clair et rouge 136

Figure 6.11 : Vidéo des essais pour la vertèbre 2310-L4 (vue antérieure) – Les premières parties à rompre, repérées par l'expulsion de la moelle osseuse, sont signalées par des cercles blancs 137

Figure 6.12 : Vidéo des essais pour la vertèbre 2310-L4 (vue postérieure) – La zone qui rompt est signalée par un cercle blanc 137

Figure 6.13 : Vue sagittale de la vertèbre sur les images scanner (à gauche) et sur le modèle (à droite) après les essais – les zones de ruptures et de compaction sont signalées par des flèches 138

Figure 6.14 : Comparaison entre les courbes effort-déplacement prédites par le modèle et mesurées expérimentalement pour un spécimen représentatif dans une étude de Silva [82] (image reproduite avec la permission de Wiley).....140

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

BMD	Bone Mineral Density
BVF	Bone Volume Fraction
DEXA	Dual X-Ray Absoprtiometry
DMO	Densité minérale osseuse
MEF	Modèles par éléments finis
PMMA	Polyméthacrylate de méthyle
QCT	Quantitative computed tomography
TDM	Tomodensitométrie

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE A 162

ANNEXE B 173

ANNEXE C 187

ANNEXE D 190

ANNEXE E 197

INTRODUCTION

Les vertèbres constituent l'ossature du rachis. La partie antérieure des vertèbres, appelée corps vertébral, est composée de deux types d'os : l'os cortical et l'os spongieux. L'os spongieux est constitué d'un réseau de travées dont l'orientation permet au corps vertébral de résister aux forces et déformations auxquelles il est soumis. Il est entouré d'une épaisseur d'os cortical qui maintient la moelle osseuse et les autres fluides au centre de la vertèbre et apporte de la raideur au corps vertébral. Cette organisation particulière permet aux vertèbres de supporter des charges importantes. Avec l'âge, la masse osseuse diminue. Les travées deviennent plus fines et leur nombre diminue, tandis que les espaces inter-trabéculaires augmentent. Les os deviennent plus poreux et plus légers. L'os est moins résistant et le risque de fracture des vertèbres augmente.

Afin d'analyser le comportement biomécanique des vertèbres et d'évaluer le risque de fracture, de nombreuses études expérimentales ont été réalisées. La plupart de ces études se sont focalisées sur l'évaluation de l'effort à la rupture du corps vertébral en compression et ont permis de souligner l'importance de l'âge [1]. L'imagerie médicale est aussi souvent utilisée comme outil complémentaire aux essais expérimentaux. En évaluant la densité minérale osseuse, l'imagerie permet de prédire en partie le risque de fracture de manière non-invasive [2, 3]. Cependant la plupart de ces études expérimentales ont été réalisées en chargement quasi-statique, excluant l'étude des fractures causées par des impacts. Or ces fractures, même si elles ne sont pas fréquentes, peuvent avoir des conséquences neurologiques graves. Les études présentant des essais en dynamique ont montré l'influence de la vitesse sur le comportement du corps vertébral, mais elles restent rares [4, 5].

En complément aux expérimentations, des modèles par éléments finis ont été développés pour caractériser le comportement des vertèbres. Afin de rendre compte de l'âge dans ces modèles, plusieurs solutions ont été investiguées. Dans certains cas, les propriétés mécaniques des modèles sont modifiées en fonction de la littérature [6, 7]. Une autre solution consiste à réaliser des modèles personnalisés : en représentant les vertèbres d'un sujet, ces modèles tiennent compte

intrinsèquement de l'âge [8, 9]. Ces études sont de plus en plus nombreuses, mais elles sont en général réalisées dans des cas de chargements quasi-statiques.

Ce travail de thèse s'est focalisé sur la caractérisation et la modélisation des corps vertébraux pour des sollicitations dynamiques. L'objectif de ce travail était de rendre les modèles de vertèbres biofidèles, en tenant compte d'un paramètre en particulier qui est l'âge.

Ce travail s'inscrit dans une orientation de recherche sur la biomécanique du rachis conduite conjointement entre l'Ecole Polytechnique de Montréal, le Laboratoire de Biomécanique Appliquée de Marseille et le CHU de sainte Justine, et à laquelle s'ajoute maintenant l'Ecole de Technologie Supérieure de Montréal. Cette collaboration vise à créer une plateforme numérique sur le rachis intitulée SM2S (*Spine model for Safety and Surgery*), ouverte à des applications en traumatologie et pour la réparation chirurgicale ou le traitement de pathologies dégénératives.

Trois objectifs spécifiques ont été développés dans ce sujet. Le premier objectif consistait à créer les matrices de variations des paramètres caractéristiques de l'os en fonction de l'âge. Le deuxième objectif consistait à réaliser une campagne d'essais de compression de corps vertébraux en dynamique pour étudier le comportement du corps vertébral à vitesse de sollicitation élevée et à collecter des données pour la validation des modèles par éléments finis de corps vertébraux. Le troisième objectif était de modéliser le corps vertébral et d'étudier comment implémenter l'influence de la vitesse et de l'âge dans les modèles.

Cette thèse est divisée en sept chapitres. Le premier chapitre présente la revue de littérature sur le sujet, et se focalise plus spécifiquement sur trois thèmes: l'os, le rachis et les modèles par éléments finis. Le chapitre suivant porte sur la rationnelle du projet, et présente la question de recherche, ainsi que les objectifs spécifiques du projet. Le volet expérimental de ce travail est développé dans le troisième chapitre, qui expose la méthodologie développée ainsi que les résultats obtenus pour des essais de compression de corps vertébraux en chargement dynamique. Le volet numérique de ce travail de thèse se divise en trois chapitres. Le chapitre 4 expose une méthode inverse pour évaluer des propriétés de l'os des vertèbres en chargement dynamique. Le chapitre 5 présente la mise en données et la validation des modèles par éléments finis des corps vertébraux en fonction de l'âge. Le chapitre 6 présente le développement et la validation de

modèles personnalisés de corps vertébraux en se basant sur les résultats de la partie expérimentale. Enfin le dernier chapitre de cette thèse (chapitre 7) présente une discussion générale, suivie par la conclusion et les recommandations. En supplément, les annexes détaillent la variabilité biologique et l'évolution des propriétés mécaniques des os en fonction de l'âge. Sont présentés aussi en annexe des résultats complémentaires sur le volet expérimental, sur la prise en compte de l'âge dans les modèles et sur la partie méthode de personnalisation de cette thèse.

Rapport-gratuit.com
LE NUMERO 1 MONDIAL DU MÉMOIRES

CHAPITRE 1 REVUE DE LA LITTÉRATURE

La première partie de cette revue de la littérature est focalisée sur l'os. L'os est un matériau complexe, qui évolue sans cesse au cours de notre vie : il croit, s'adapte aux contraintes et se renouvelle. Afin de comprendre son rôle au sein de structures osseuses telles que les vertèbres, il est important de comprendre son organisation et ses caractéristiques.

Dans un premier temps, nous décrirons son organisation à différentes échelles. Nous verrons aussi quelles sont les propriétés mécaniques de l'os et comment il est possible de les identifier. Enfin, nous nous pencherons sur l'influence de l'âge sur les propriétés de l'os.

La deuxième partie s'attache à décrire l'os en tant que structure. Dans le cadre de cette thèse, nous nous sommes focalisés sur un os en particulier, qui est la vertèbre. L'objectif de cette deuxième partie est de comprendre le rôle et les mécanismes de lésions des vertèbres.

Nous réaliserons d'abord une description générale du rachis afin de comprendre son organisation et le rôle de ses différents composants. Nous verrons aussi comment les vertèbres évoluent en fonction de l'âge. Puis, nous nous focaliserons sur les mécanismes lésionnels des vertèbres et les risques de fracture en fonction des différentes classes d'âge. Nous verrons enfin comment il est possible de caractériser expérimentalement les vertèbres.

La dernière partie porte sur l'apport de la méthode par éléments finis (MEF) à la connaissance des mécanismes lésionnels du rachis.

Nous verrons d'abord quels sont les MEF de vertèbres existant dans la littérature et quelles sont leurs caractéristiques. Nous verrons aussi les modèles de segments lombaires existants dans la littérature qui représentent les fractures comminutives. Enfin nous nous focaliserons sur les modèles prenant en compte le facteur âge.

1.1 L'os

1.1.1 Organisation

L'organisation de l'os peut se voir à différents niveaux (voir Figure 1.1) :

- Macrostructure : os spongieux (extrémités os longs) / os cortical (diaphyse os long)
- Microstructure : système haversien, travées individuelles
- Nanostructure : lamelles
- Sous-nanostructures : fibrilles de collagène (molécules de collagène et cristaux d'apatite)

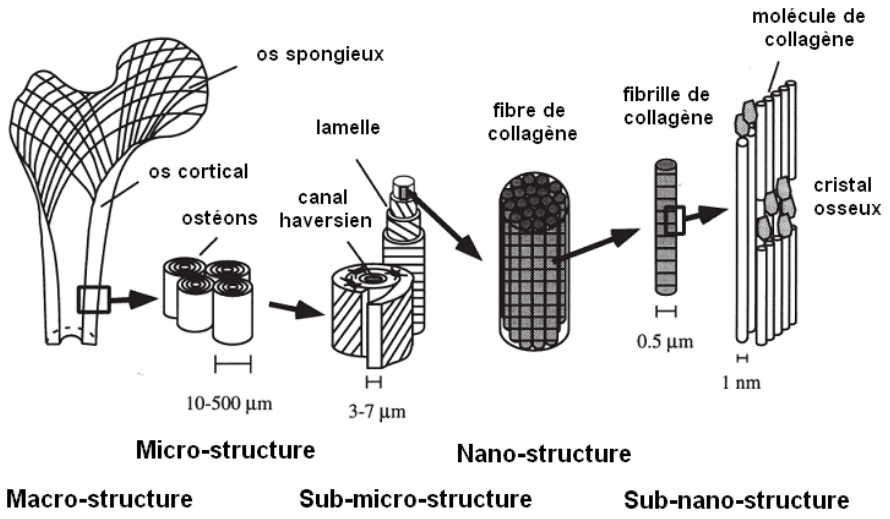


Figure 1.1 : Organisation hiérarchique de la structure de l'os (image adaptée de Rho [10], reproduite avec la permission d'Elsevier)

Au niveau macroscopique, on peut distinguer deux types de tissus osseux : l'os cortical et l'os spongieux. Ils diffèrent par leur degré de porosité et de densité, mais on les distingue surtout par l'organisation de la microstructure du tissu.

- **L'os cortical**

L'**os cortical** (également appelé **os compact**), dur et dense, constitue la diaphyse et la surface externe des os. Sa porosité est de 5-10% et sa densité est de l'ordre de 1.8 $g.cm^{-3}$. Son épaisseur varie selon les os et au sein d'un même os pour s'adapter aux contraintes mécaniques.

Au niveau microscopique, on distingue (voir Figure 1.1) :

- Les **ostéons** ou **systèmes haversiens**. Ils ont un diamètre d'environ 200 µm. Chaque système est constitué de 5 à 20 lamelles osseuses, ordonnées de manière concentrique autour d'un canal de Havers. Chaque lamelle, d'une épaisseur comprise entre 3 et 7 µm, est composée de fibrilles de collagène condensé. Au sein d'une lamelle, les fibres sont parallèles entre elles mais forment des angles variables proches de 90° avec les fibres des lamelles adjacentes.
- Les **canaux de Havers** sont en général parallèles à la surface des os et sont orientés dans leur axe. Ils contiennent les capillaires et les nerfs, et leur diamètre est de 50 µm.
- les **canaux de Volkmann** sont des canaux orientés transversalement aux canaux haversiens, qu'ils connectent entre eux. Leurs vaisseaux sont en communication avec les vaisseaux de la cavité médullaire et de la surface des os, et ils contiennent probablement des nerfs.
- entre les ostéons se trouvent les **lamelles interstitielles**, vestiges d'ostéons anciens partiellement résorbés et constituant les systèmes interstitiels.
- les **cavités de résorption** sont les espaces temporaires créés par les ostéoclastes au stade initial du remodelage. Ils ont un diamètre de 200 µm.
- L'os compact est par ailleurs recouvert sur ses surfaces externes et internes par les **lamelles fondamentales**.

- **L'os spongieux**

On trouve l'**os spongieux** (autrement appelé **os poreux** ou **trabéculaire**) dans les os cuboïdes (type vertèbre), les os plats et à l'extrémité des os longs. Sa porosité est de 75-95 % et sa densité est de l'ordre de 0.1-0.9 g/cm^3.

La matrice des os se présente sous forme de travées, d'une épaisseur de 200 µm environ et dont l'arrangement est variable. Elle est friable et constituée d'Unités Structurales Élémentaires (USE) figurant des arches ou des plaques, sortes d'ostéons déroulés à texture lamellaire qui s'accolent les uns aux autres au niveau des lignes cémentantes pour former une travée [11]. Les parois de celles-ci sont continues sur le sujet jeune mais se dégradent avec l'âge, se perforant et se réduisant à une structure filaire au stade ultime. Ces travées correspondent aux lignes de force de traction ou de compression qui s'exercent sur l'os. Les sollicitations s'effectuant dans des directions multiples, la structure du réseau est donc complexe et asymétrique.

1.1.2 Composition

L'os cortical et l'os spongieux ont approximativement la même composition :

- La **phase organique** représente 35 % de la matrice osseuse. Les constituants organiques sont les cellules osseuses et le matériau ostéïde. Ce matériau est composé à 90 % de **collagène** de type I. Il s'agit d'une protéine structurelle aussi appelée collagène fibrillaire formée par l'assemblage de trois chaînes de polypeptidique alpha [10]. Ce sont les fibres de collagène qui apportent à l'os sa flexibilité.
- L'**hydroxyapatite** [Ca10(PO4)6(OH)2] se présente sous la forme de petits cristaux et se situe entre les fibres de collagène et/ou à l'intérieur de celles-ci et donnent au tissu osseux sa raideur. La minéralisation commence au niveau du collagène où les cristaux d'apatite sont d'abord déposés à intervalles réguliers. Les facteurs qui contrôlent la minéralisation *in vivo* ne sont pas bien connus à ce jour, mais les protéines comme l'ostéocalcine, l'ostéonectine et l'ostéopontine jouent probablement un rôle. L'os représente pour l'organisme un réservoir de calcium, car il contient 98% du calcium de l'organisme [12].
- Les **protéoglycanes** servent à moduler l'assemblage des fibrilles de collagène et à contrôler la localisation et le taux de minéralisation [13].
- De l'eau et une faible quantité de protéines osseuses.

1.1.3 Caractéristiques mécaniques

La Figure 1.2 présente une courbe contrainte-déformation caractéristique pour l'os en traction. On distingue deux zones:

- La phase de déformation réversible, qui représente la réponse élastique ou visco-élastique de l'os : l'éprouvette a un comportement élastique linéaire et suit la loi de Hooke ($\sigma=E\varepsilon$). E est le module d'Young ou module d'élasticité. La contrainte atteinte en fin de zone d'élasticité est appelée contrainte limite d'élasticité (notée σ_y pour *yield strength*) et la déformation correspondante est la déformation d'écrouissage (ε_y).
- Une phase de déformation irréversible qui représente l'endommagement, la plasticité ou la rupture du matériau. Si on supprime la charge, le matériau garde une déformation permanente. Si la contrainte est maintenue, la courbe atteint le point de rupture (*fracture point*). La contrainte limite à la rupture est σ_{max} (*maximal strenght)*.

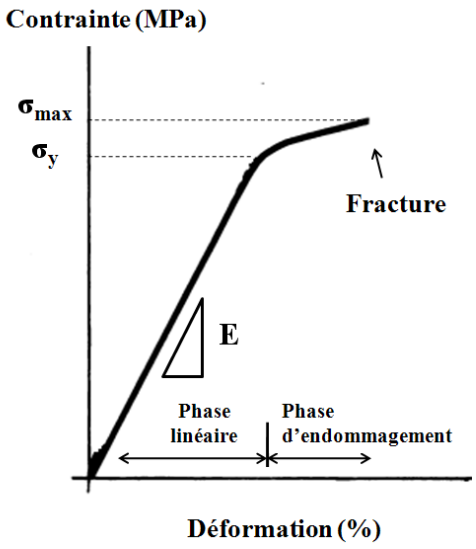


Figure 1.2 : Courbe contrainte-déformation caractéristique de l'os en traction

- **Os spongieux**

L'os spongieux est anisotrope, mais on le considère souvent comme orthotrope. Son comportement est très différent en compression et en traction.

Afin de caractériser l'os spongieux en **compression**, Carter et Hayes [14] ont réalisé des tests sur des échantillons provenant d'échantillons bovins, sans moelle osseuse. Ils ont observé un comportement de l'os spongieux similaire à celui des matériaux poreux (type mousse).

La courbe contrainte-déformation des échantillons se divise en trois phases (voir Figure 1.3):

❶ Une phase linéaire;

❷ Une phase de déformation plastique suivie d'une phase horizontale, correspondant à l'affaissement des pores;

❸ Une phase de densification : elle intervient après l'affaissement complet des cellules, et se caractérise par une augmentation de la contrainte.

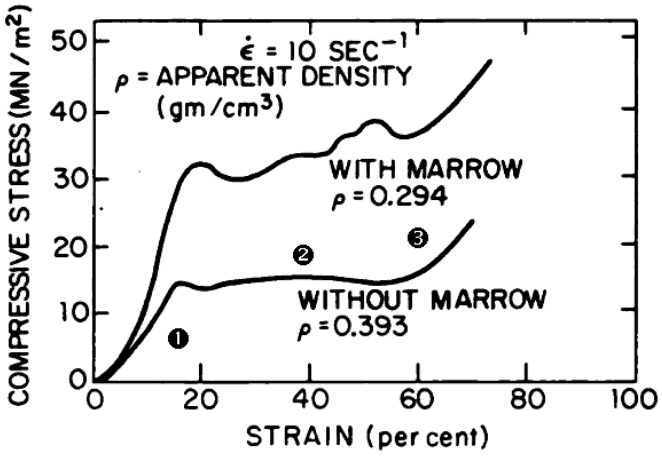


Figure 1.3 : Courbes contrainte-déformation d'échantillons d'os spongieux avec et sans moelle osseuse testés à 10 s^1 [15] (image reproduite avec la permission de JBJS)

Les travaux de Carter et Hayes [14] ont montré l'influence de la densité sur le comportement des échantillons : lorsque la densité osseuse est élevée, la raideur et la contrainte maximale sont plus élevées, tandis que la déformation maximale est plus faible, car l'os est moins poreux.

Une autre série d'essais a été réalisée par Carter et Hayes [15] afin d'étudier l'influence de la vitesse de déformation et de la moelle osseuse sur le comportement de l'os spongieux. Les vitesses de déformations étudiées étaient comprises entre 0.001 et 10 s^{-1}.

Pour les échantillons testés sans moelle osseuse, une relation entre le module d'Young E à la densité ρ_{app} et le taux de déformation $\dot{\varepsilon}$ a ainsi pu être déterminée :

$$E = 3790\dot{\varepsilon}^{0.06}\rho_{app}^{3}$$

Cette relation montre que la densité a plus d'impact sur le comportement de l'os que le **taux de déformation** pour la plage de vitesses testées.

Pour les échantillons testés avec moelle osseuse, les essais réalisés pour des vitesses comprises entre 0.001 et 1 s^{-1} ont montré un comportement similaire aux échantillons testés sans moelle osseuse. Par contre, à une vitesse de 10 s^{-1}, les échantillons avec moelle osseuse montrent une augmentation significative de la résistance, du module d'Young et de l'énergie absorbée en comparaison avec les échantillons sans moelle (Figure 1.3). Ce résultat semble indiquer que, pour des vitesses de déformation importantes et lorsque l'échantillon est en milieu confiné, l'écoulement visqueux de la moelle osseuse est limité ce qui contribue à augmenter l'énergie absorbée par l'os en cas d'impact. Les conditions d'essais utilisées ici sont proches des conditions limites rencontrées dans la réalité par l'os spongieux. Les vertèbres sont, par exemple, entourées d'une épaisseur d'os compact qui limite l'écoulement de la moelle osseuse en cas de traumatisme.

Comme le montre l'étude de Carter et Hayes, les propriétés de l'os spongieux dépendent de la densité osseuse. De nombreuses études de la littérature ont cherché à identifier ces relations. L'ensemble de ces travaux est regroupé dans l'étude de Helgason et coll. [16]. La Figure 1.4 présente ainsi les différentes relations existantes entre la densité et le module d'Young de l'os.

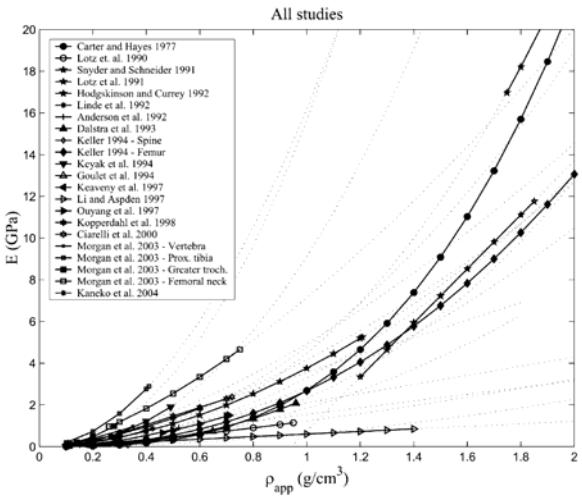


Figure 1.4 : Les différentes relations entre le module d'Young et la densité de l'os répertoriées dans la littérature (Helgason et coll. [16], image reproduite avec la permission d'Elsevier)

Cependant, si la variation de la densité peut expliquer en grande partie les variations du module d'Young, d'autres paramètres ont une influence sur les propriétés de l'os spongieux. Ces paramètres correspondent à l'architecture des travées osseuse et décrivent la connectivité des travées, leur épaisseur moyenne, leur nombre et l'espace moyen entre les travées.

Le comportement de l'os spongieux en **traction** est très différent du comportement en compression. On observe un comportement élastique linéaire, qui traduit la fragilité de l'os spongieux (Figure 1.5). L'os spongieux travaille en petites déformations, en traction. La rupture est due à la séparation progressive de l'échantillon. La rupture des travées dissipe peu d'énergie [11]. Ce comportement en traction s'explique logiquement par la localisation et le rôle de l'os spongieux, qui est surtout prévu pour travailler en compression.

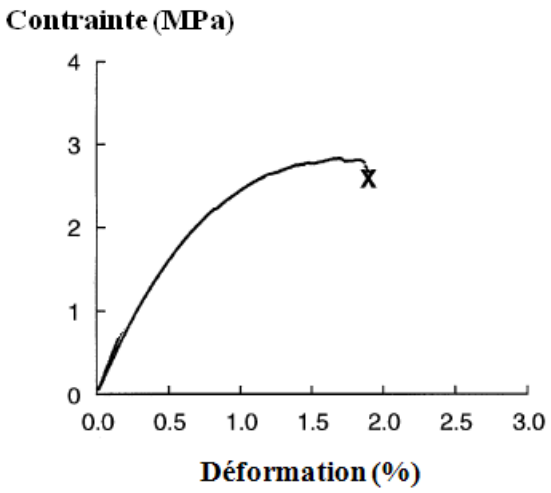


Figure 1.5 : Courbe contrainte-déformation de l'os spongieux en traction (adapté de [17], image reproduite avec la permission d'Elsevier)

- **Os cortical**

L'os cortical est anisotrope, mais il est souvent considéré comme isotrope transverse dans les parties diaphysaires en raison de l'alignement des ostéons. Il travaille en petites déformations, comparé à l'os spongieux.

La contrainte à la rupture et la déformation maximale de l'os cortical sont plus importantes en **compression** qu'en **traction** (Figure 1.6). L'os cortical est en effet plus résistant en compression, qui est le mode de sollicitation physiologique. Le module d'Young est par contre beaucoup plus faible en compression qu'en traction. De grandes disparités existent dans la littérature concernant le module d'élasticité : il est compris entre 10 et 20 GPa dans la direction principale [18-21] (direction des ostéons). En **traction**, la phase d'endommagement correspond au niveau de la structure osseuse à un glissement relatif des ostéons similaires au phénomène de *pull-out* survenant dans certains composites, la ligne d'interface entre les ostéons étant plutôt ductile [20].

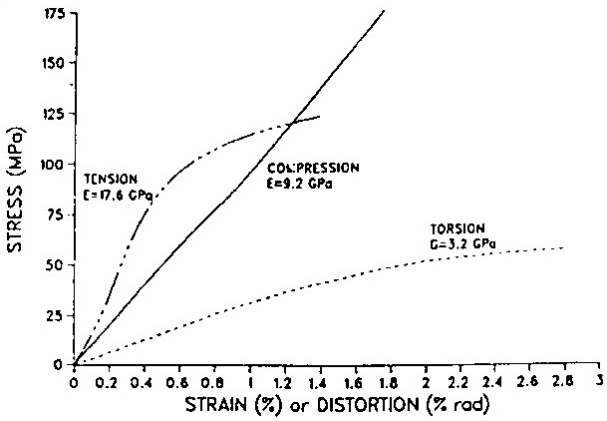


Figure 1.6 : Courbes contrainte-déformation de l'os compact en traction, compression et torsion [22] (image reproduite avec la permission de SAE papier n°861923 ©1986 SAE international)

L'os cortical est un matériau **viscoélastique** dont les propriétés dépendent du temps et de la vitesse de déformation. Ce comportement est en partie dû à la circulation des fluides dans les canaux de Havers, mais aussi à l'interaction entre les fluides et la matrice calcifiée [23].

McElhaney [24] a étudié la viscoélasticité de l'os sur des échantillons d'os cortical testés en compression à différentes vitesses de déformation. Il a montré que le module d'Young augmente avec la vitesse de déformation. Cette variation reste relativement faible (15%) pour des activités journalières (0.001-0.01s^{-1}). Lorsque la vitesse de déformation augmente, la contrainte d'endommagement et la contrainte à la rupture augmentent : l'os est donc plus résistant pour des activités plus énergiques. Il devient aussi plus fragile aux plus grandes vitesses de déformation (supérieures à 0.1 s^{-1}, situation d'impact). L'énergie absorbée est maximale pour des vitesses de 0.01-0.1s^{-1}, ce qui montre que l'os est adapté aux activités énergiques (de type course).

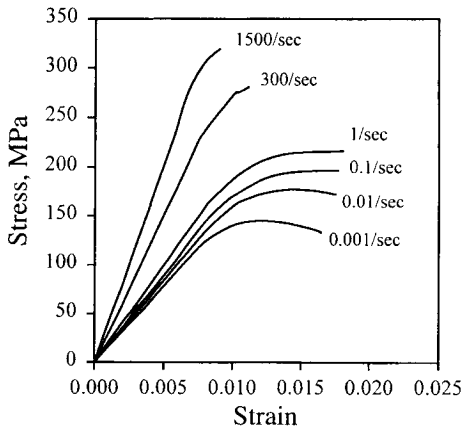


Figure 1.7 : Courbe contrainte-déformation de l'os cortical (bœuf) en compression à plusieurs vitesses de déformation [24] (image reproduite avec la permission de The American Physiological Society)

1.1.4 Évolution du tissu osseux avec l'âge

Les parties précédentes nous ont permis de voir quelles sont les caractéristiques principales de l'os. Lorsqu'on compare les résultats de la littérature concernant les propriétés des os, on constate qu'il existe une grande dispersion dans les données disponibles. Ceci s'explique par la variabilité biologique et expérimentale (voir Annexe A). Parmi les facteurs biologiques ayant une influence sur les propriétés des os, l'**âge** a été particulièrement étudié. Dans cette partie, nous verrons quels sont les mécanismes de dégénérescence osseuse et comment les propriétés de l'os évoluent en fonction de l'âge.

1.1.4.1 Perte osseuse

Tout au long de l'existence, l'os est renouvelé en permanence. Ce processus, appelé **remodelage osseux**, permet une régénération de l'architecture osseuse par résorption et apposition locale de l'os. Ce processus permet au squelette de s'adapter afin d'offrir une résistance maximale aux

contraintes mécaniques en évitant une trop grande augmentation de la masse osseuse [25]. Il permet aussi de réparer les micro-fractures du tissu osseux et maintient donc l'intégrité du squelette.

Ce processus, s'il est trop déficitaire, conduit à une perte osseuse trop importante et à l'**ostéoporose**. La définition de cette pathologie est la suivante [26] :

« L'ostéoporose est une maladie systémique du squelette caractérisée par une masse osseuse basse et une détérioration de l'architecture osseuse ayant pour conséquence une fragilité osseuse accrue pouvant conduire à des fractures ».

La composition de la matrice reste normale mais les travées deviennent plus fines et leur nombre diminue, tandis que les espaces inter-trabéculaires augmentent. La masse osseuse se trouve réduite et les os deviennent plus poreux et plus légers. L'os est moins résistant et les risques de fracture augmentent. Cette perte osseuse est en partie due à une moins bonne absorption du calcium et de la vitamine D. La perte osseuse survient "silencieusement" et progressivement : la première fracture n'est en général précédée d'aucun symptôme. Certaines fractures sont caractéristiques de l'ostéoporose : poignet, fémur, vertèbre. Les risques sont aussi plus élevés pour les femmes ménopausées (en raison d'une baisse du taux d'hormones sexuelles). En effet ces hormones limitent l'activité des ostéoclastes (l'oestrogène inhibe la production par les ostéoblastes d'un facteur qui active les ostéoclastes) et favorise le dépôt de nouvelle matière osseuse [25]. Les femmes perdent 40% de leur masse osseuse entre 20 et 80 ans, contre 27% pour les hommes [11]. L'ostéoporose est aussi plus fréquente après un alitement prolongé.

Plusieurs facteurs peuvent encourager cette maladie (cette liste n'est pas exhaustive):

- l'âge
- l'hérédité
- les maladies (hyperthyroïdie, diabète, maladie de Cushing)
- l'alimentation (carence en calcium, vitamine D, régime hyperprotéique)
- la morphologie (grande taille, maigreur)
- une activité physique réduite ou trop intense
- l'alcoolisme et le tabagisme (réduction du taux d'oestrogènes)
- certains médicaments (les corticoïdes)

Il existe deux types d'ostéoporoses [26] :

- L'ostéoporose de **type I**, dont les manifestations apparaissent entre 50 et 70 ans. Elle est 6 fois plus importante chez les femmes que chez les hommes. L'ostéoporose *post-ménopausique* en compose la plus grande partie. Elle touche plus spécifiquement l'os trabéculaire.
- L'ostéoporose de **type II** est une ostéoporose sénile, touchant les plus de 70 ans. Elle est deux fois plus importante chez les femmes que chez les hommes. Elle touche l'os cortical et l'os spongieux, et s'explique par la perte osseuse due au vieillissement.

1.1.4.2 Évolution des caractéristiques mécaniques avec l'âge

Une revue de la littérature a été réalisée afin de recenser l'ensemble des données disponibles sur l'évolution des propriétés mécaniques de l'os en fonction de l'âge. Ces informations sont disponibles en annexe C de cette thèse. Pour plus de clarté, ces données sont classées selon le type d'os étudié (cortical/trabéculaire), ainsi que selon le type de sollicitations effectuées. Nous ferons ici un récapitulatif des tendances observées.

- **Os cortical**

La contrainte maximale de l'os cortical en **traction** a fait l'objet de plusieurs études. Les résultats sont similaires: la contrainte maximale augmente jusqu'à 20-30 ans, se stabilise puis diminue à partir de quarante ans environ. Par contre, on constate une grande dispersion des données : les résultats de Wall et Chatterji [27] sont compris entre 70.9 et 97.9 MPa tandis que les valeurs obtenues par Burstein et coll. [18] sont comprise entre 120 et 170 MPa. Ceci peut s'expliquer par le taux de déformation, plus élevé pour les tests de Burstein que pour les tests de Wall. Les différences observées peuvent aussi s'expliquer par l'origine des spécimens utilisés (l'os utilisé mais aussi la localisation des échantillons au niveau de l'os).

Le bilan pour la déformation maximale est similaire : le maximum est atteint pour 30 ans environ, la déformation diminue ensuite avec l'âge. En revanche cette diminution n'est pas toujours identique : entre 20 et 70 ans, Yamada [19] observe une diminution relativement faible de ce paramètre (13%), alors que McCalden et coll. [28] observent une diminution de 47%.

Les études présentant l'évolution du module d'Young en fonction de l'âge sont plus rares. Seuls les travaux de Burstein et coll. [18] permettent de constater que, pour les échantillons provenant du tibia, il y a une légère diminution du module d'Young en fonction de l'âge. Pour le fémur, on constate aussi une diminution de ce paramètre, excepté pour le dernier groupe d'âge, qui présente un module d'Young très élevé. Ceci peut s'expliquer par le faible nombre d'échantillons pour cette catégorie d'âge comparé aux autres groupes d'âge.

Le manque d'études concernant l'évolution du module d'Young en fonction de l'âge ne permet pas de conclure quant à l'évolution de ce paramètre.

En **compression**, il existe moins d'études. La contrainte maximale de l'os cortical diminue aussi avec l'âge, mais de manière moins marquée que pour l'os spongieux. La déformation diminue [29] ou reste stable avec l'âge [19]. Le module d'Young diminue ou reste relativement stable pour les sujets âgés de plus de 30 ans.

- **Os spongieux**

Pour l'os spongieux, l'essentiel des données trouvées dans la littérature portent sur les propriétés de l'os évaluées en **compression**.

La contrainte maximale et le module d'Young de l'os diminuent de manière significative avec l'âge. Ceci s'explique par la diminution de la densité minérale osseuse avec l'âge (voir Figure 1.8). En effet, il a été prouvé que la contrainte maximale et le module d'Young de l'os spongieux dépendent de la densité osseuse.

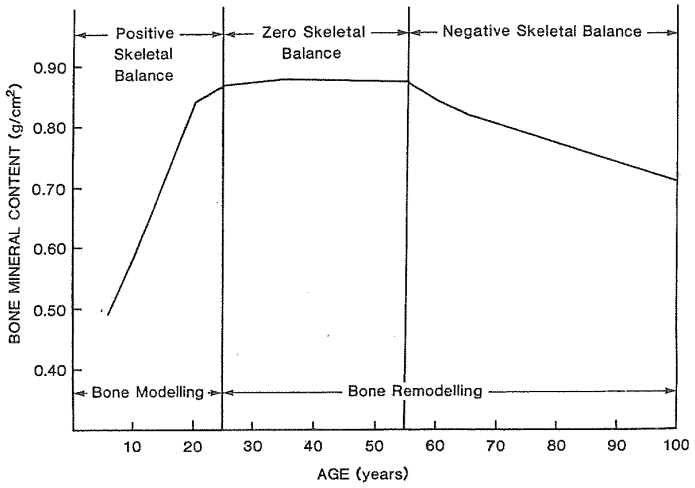


Figure 1.8 : Evolution de contenu minéral osseux en fonction de l'âge [30]

(image reproduite avec la permission de SAE papier N°861926 ©1986 SAE international)

En revanche, la déformation maximale reste stable [19, 31] ou augmente avec l'âge [32]. Des études ont montré que, dans le cas de l'os spongieux, la déformation maximale n'était pas liée à la densité osseuse [17].

La très grande dispersion qui existe entre les valeurs des différentes études s'explique en partie par l'origine des tissus testés (vertèbre, crête iliaque, fémur, tibia) et par les différences entre les protocoles utilisés par les différentes équipes.

1.2 Le rachis

1.2.1 Généralités

Afin de comprendre les mécanismes lésionnels du rachis, il est important de comprendre son organisation et le rôle de ses différents composants.

1.2.1.1 Les différents éléments du rachis

- **Le rachis**

La colonne vertébrale constitue l'armature du tronc. D'une longueur de 70 cm en moyenne chez l'adulte, elle est composée de 33 vertèbres (voir Figure 1.9) :

- 7 vertèbres cervicales (dont l'atlas et l'axis) au niveau du cou,
- 12 vertèbres dorsales, qui s'articulent avec les côtes par l'intermédiaire de facettes costales, au niveau de la cage thoracique,
- 5 vertèbres lombaires sont situées à la base de la colonne.

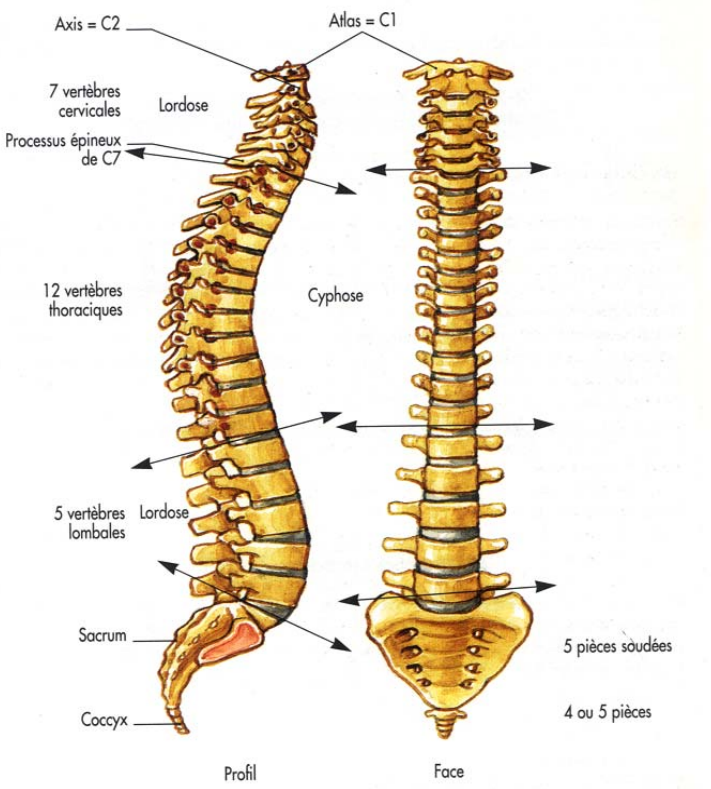


Figure 1.9 : La colonne vertébrale [33] (image reproduite avec la permission de Jean-Marc Chevallier)

Ces 24 vertèbres constituent les vertèbres mobiles. La colonne est aussi composée de 5 vertèbres fusionnées formant le sacrum, ainsi que 4 à 6 vertèbres coccygiennes atrophiées, formant le coccyx. Dans le plan sagittal, la colonne est caractérisée par une lordose (concavité postérieure) cervicale, une cyphose thoracique (convexité postérieure) et une lordose lombaire.

Deux vertèbres adjacentes sont reliées entre elles par l'intermédiaire des disques intervertébraux (partie antérieure), des facettes articulaires et par les ligaments [33]. Elles forment ainsi une unité fonctionnelle.

- **Les vertèbres**

Chaque vertèbre peut être divisée en deux parties : **l'arc neural** à l'arrière et **le corps vertébral** à l'avant (voir Figure 1.10). Ces deux zones entourent le trou rachidien (ou trou vertébral) où passe la moelle épinière.

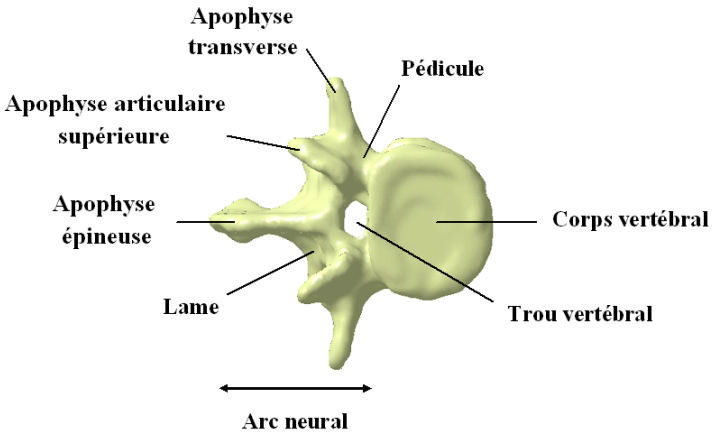


Figure 1.10 : Anatomie d'une vertèbre lombaire

Les vertèbres des différents étages du rachis ont chacune leurs caractéristiques propres. Au niveau de la partie lombaire, le corps vertébral est réniforme, plus volumineux que pour les autres vertèbres et plus étendu dans le plan frontal.

Le **corps vertébral** a un rôle de poutre de soutien de la vertèbre. Il est constitué d'un volume d'os spongieux entouré d'une « coquille » d'os cortical (voir Figure 1.11).

Cet **os compact** est histologiquement différent de l'os cortical car il s'agit plutôt d'un arrangement dense de travées d'os spongieux formant une épaisseur solide et compacte [34]. Le cortical apporte de la raideur au corps vertébral, et permet aussi de maintenir les fluides au centre de la vertèbre.

L'**os spongieux** est constitué d'un réseau de travées dont l'orientation permet au corps vertébral de résister aux forces et déformations auxquelles il est soumis. L'avantage de l'os spongieux est d'être léger tout en apportant une bonne résistance au chargement [35]. Les charges transmises au corps vertébral sont d'abord supportées par les travées verticales puis transmises aux travées horizontales.

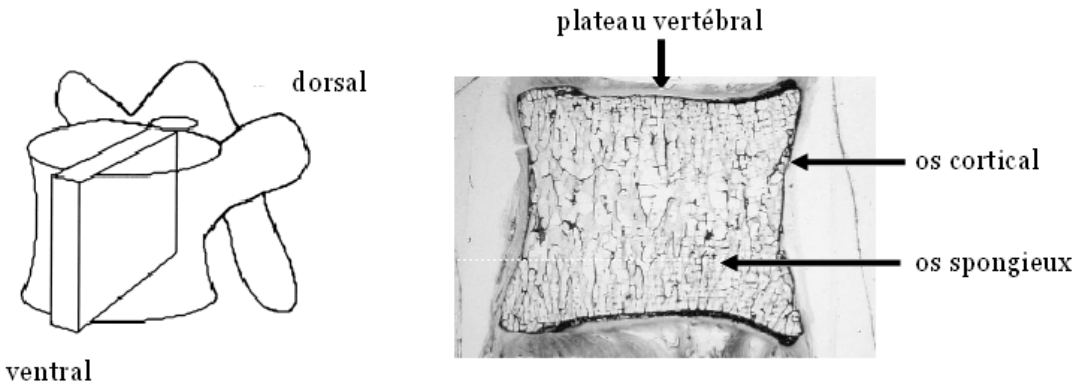


Figure 1.11 : Corps vertébral : vue de coupe (adapté de [36], image reproduite avec la permission de Wiley)

Les **espaces inter-trabéculaires**, contenant du s**ang** et de la **moelle osseuse**, ont aussi un rôle pour le transfert des charges et pour l'amortissement.

La **moelle osseuse** a pour rôle de produire les cellules sanguines (globules rouges et blancs, plaquettes). Il existe deux types de moelle osseuse : la moelle osseuse rouge, riche en cellules hématopoïétiques, et la moelle osseuse jaune, riche en cellules graisseuses. L'âge et les besoins de l'organisme ont une influence sur la proportion de ces deux composants [37].

Le **plateau vertébral** est constitué par de l'os sous-chondral semi-poreux d'une épaisseur moyenne de 0.5 mm recouvert par le cartilage hyalin du disque intervertébral. La partie externe (le **listel marginal**) est plus épaisse que la partie centrale du plateau. Les propriétés mécaniques du plateau montrent aussi une dépendance spatiale (voir Figure 1.12) : la résistance à la charge et la raideur sont plus élevées dans les régions postéro-latérales et plus faibles au centre [34]. Le rôle du plateau est de transmettre les charges au corps vertébral et de prévenir l'extrusion du disque dans le corps vertébral. Il permet aussi le transfert d'eau et de soluté au disque grâce à sa surface semi imperméable.

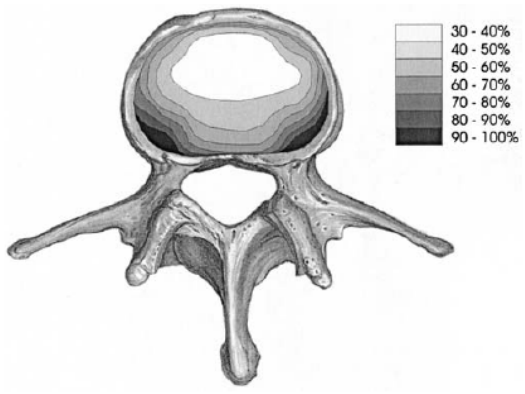


Figure 1.12 : Distribution des propriétés mécaniques (résistance et raideur) du plateau vertébral, normalisées par rappport à la valeur maximale mesurée [34] (image reproduite avec l'aimable permission de Springer Science+Business Media)

- **Le disque intervertébral**

Le **disque intervertébral** permet aux vertèbres de se déplacer les unes par rapport aux autres dans les trois directions de l'espace. Il a pour rôle d'amortir et de transférer les contraintes auquel il est soumis.

Il est composé de trois parties [35] :

- **L'anneau fibreux** (*annulus fibrosus*) est situé à la périphérie (voir Figure 1.13). Il est composé de lamelles concentriques autour du noyau. Ces lamelles sont en fait des feuillets de fibres de collagène organisées. L'orientation des fibres varie entre les couches. Les fibres périphériques de l'*annulus* sont ancrées dans l'os du listel marginal.
- **Le noyau** (*nucleus pulposus*), situé au centre du disque, est un matériau gélatineux, composé principalement d'eau (80% chez l'adulte jeune) [38].
- **Les plateaux cartilagineux** constituent les limites anatomiques du disque et le séparent des plateaux vertébraux adjacents. D'une épaisseur de 0.6 mm environ [39], ils permettent les échanges de nutriments et d'eau entre les corps vertébraux et le disque. Ils sont composés de fibrocartilages et de cartilage hyalin.

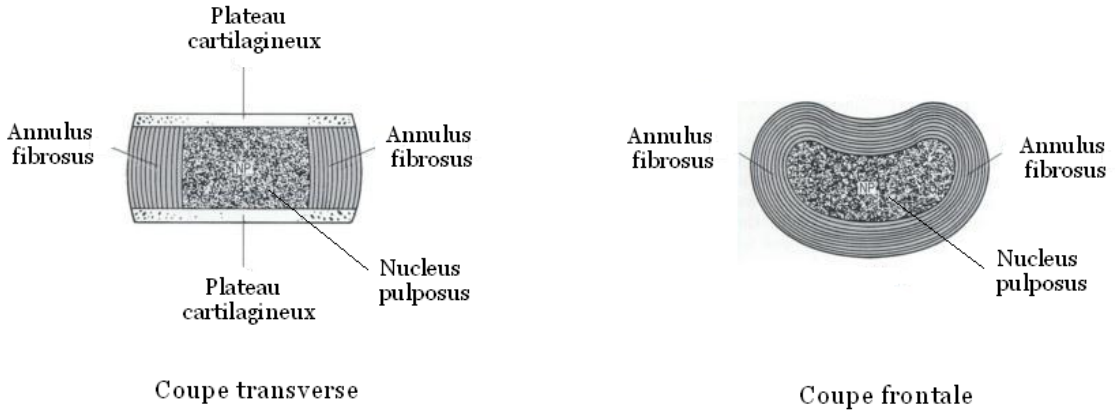


Figure 1.13 : Structure d'un disque en coupe transverse et coupe frontale (d'après Bogduk [35], image reproduite avec la permission d'Elsevier)

1.2.1.2 Influence de l'âge sur le rachis

Comme nous l'avons vu dans le paragraphe 1.1.4, l'âge a une influence sur le tissu osseux. Dans le cas des vertèbres, l'ostéoporose influence l'architecture des travées de l'os spongieux (voir Figure 1.14). Une étude histologique [40] a montré que le premier changement intervenait au

niveau des travées horizontales, qui diminuaient en nombre (changement particulièrement visible au centre de la vertèbre). Parallèlement à cela, les travées verticales ont aussi tendance à s'épaissir. L'os cortical est aussi touché par l'ostéoporose : son épaisseur diminue [36], à cause de la résorption osseuse endostéale.

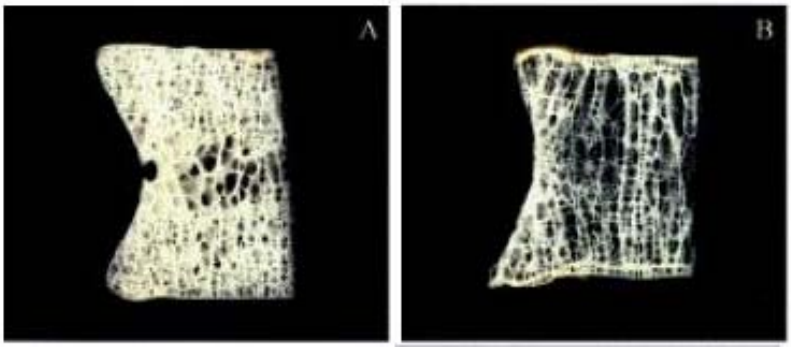


Figure 1.14: vertèbre d'un sujet jeune et d'un sujet plus âgé [41] (image reproduite avec la permission d'Elsevier)

La géométrie des vertèbres évolue en fonction de l'âge. Cette évolution est plus marquée chez les hommes [42] : des études ont montré que l'aire des vertèbres augmente de 15% entre 20 et 90 ans. Il n'y a pas de consensus dans le cas des femmes : certaines études montrent peu de variation, d'autres au contraire observent une augmentation similaire à celles des hommes (14%). Cette augmentation de l'aire des vertèbres (mécanisme similaire à l'augmentation en diamètre des os longs) permet une protection partielle de la vertèbre [42], en compensant la perte osseuse.

L'âge a aussi un impact sur le disque intervertébral avec une incidence significative dans le transfert de charges exercées sur les vertèbres adjacentes. Dans le cas d'un disque sain, les charges sont transmises d'une vertèbre à l'autre par l'intermédiaire du nucléus. Le chargement se fait alors au niveau de la partie centrale du plateau vertébral [4]. Avec l'âge le disque intervertébral se détériore. Cette dégénérescence s'observe plus spécifiquement au niveau du nucleus : le nombre de chondrocytes, la concentration en protéoglycanes et la teneur en eau diminuent [38]. Des fissures peuvent apparaître, de l'extérieur vers l'intérieur du disque. L'organisation du disque change : le volume de l'annulus augmente au dépend de celui du nucleus. Le disque devient finalement une plaque rigide de fibrocartilage [39]. Les forces de

compression se situent alors plus sur la partie périphérique du plateau vertébral ainsi qu'au niveau de l'os cortical.

Cette dégénérescence peut être accompagnée par la formation d'ostéophytes, qui sont des excroissances osseuses se développant au voisinage d'une articulation atteinte de lésions inflammatoires ou, plus souvent, de lésions dégénératives [43]. Ils forment des « becs-de-perroquet ».

1.2.2 Les fractures vertébrales

1.2.2.1 Les différents types de fracture

Nous nous intéresserons dans cette partie aux fractures des régions lombaires et thoraciques. Nous regarderons plus spécifiquement les fractures en compression (combinées ou non à de la flexion), siégeant au niveau du corps vertébral. Les fractures qui correspondent à un mécanisme de distraction des éléments postérieurs ou antérieurs, ou les fractures dont le mécanisme comprend une composante en rotation, ne seront pas évoquées ici.

- **Les fractures du plateau**

Elles sont dues à une compression verticale. Le chargement provoque un déplacement vertical du plateau supérieur de la vertèbre. La rupture se produit lorsque la contrainte exercée dépasse la résistance du plateau. Si le chargement se poursuit, il peut y avoir propagation de la ligne de fracture. Ces fractures sont rarement diagnostiquées.

Pour comprendre le mécanisme de rupture du plateau vertébral, une étude a été menée par Perey [44]. Les essais en dynamique, correspondant à la chute d'une masse sur des unités fonctionnelles de donneurs couvrant une grande plage d'âge (disque dégénérés ou non), ont été réalisés. Dans les cas de fractures du plateau vertébral, trois types de lésions ont étés observées : en périphérie, au centre et sur le plateau entier. Les fractures au centre du plateau étaient plus communes dans

les cas ou les disques intervertébraux n'étaient pas dégénérés, la compression étant alors transmise d'une vertèbre à l'autre par l'intermédiaire du nucleus. Dans le cas de figure où le disque était dégénéré, le nucleus n'était plus gélatineux et ne pouvait donc plus transmettre de charge. La compression était donc transmise à travers l'*annulus.*

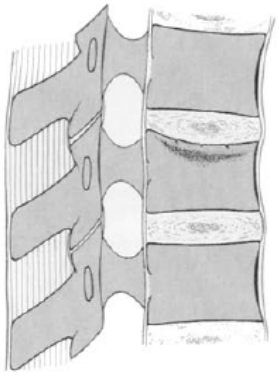


Figure 1.15 : Fracture du plateau (Magerl [45], image reproduite avec l'aimable permission de Springer Science+Business Media)

- **Les fractures par compression** (*impaction fracture*)

Les fractures en compression touchent le plus souvent les vertèbres inférieures du rachis thoracique et les vertèbres du rachis lombaires. Elles sont parfois associées à des fractures du plateau vertébral. Elles sont dues à une compression axiale pure, ou à la combinaison d'une compression et d'un moment en flexion (ou en extension) (voir Figure 1.16). On parle alors de tassement cunéiforme (*wedge fracture*).

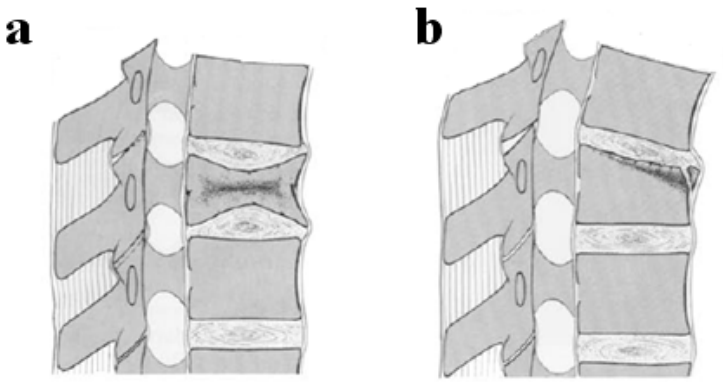


Figure 1.16 Différents types de fractures en compression (a) fracture biconcave, causée par une compression axiale centrée (b) Fracture cunéiforme (Magerl [45], image reproduite avec la permission de Springer Science+Business Media)

- **Les fractures comminutives** (*burst fracture*)

Les fractures comminutives comptent pour 15% des fractures vertébrales. Elles sont décrites par Denis [46] comme des fractures en compression de la colonne antérieure et médiane caractérisées par un éclatement (partiel ou complet) du corps vertébral et une rétropulsion de fragments vertébraux dans le canal. Les fractures comminutives sont généralement causées par des chargements à hautes énergies [47] : chutes d'une hauteur importante, accidents en véhicules motorisés, etc.

Le mécanisme exact menant à la fracture est mal connu. Une théorie généralement acceptée est celle proposée par Roaf en 1960 [48]. Lors d'un chargement axial, lorsque le disque est sain, il y a augmentation de la pression dans le nucleus. Celui-ci étant incompressible, cette pression provoque une déformation du plateau vertébral (*bulging*). La charge appliquée provoque finalement une rupture du plateau et une « intrusion » du nucleus dans le corps vertébral. Cette addition de matière peut alors mener à une explosion du corps vertébral.

Une occlusion du canal rachidien par des fragments du corps vertébral peut provoquer des lésions neurologiques en touchant la moelle épinière. Denis a ainsi estimé qu'une occlusion de 25-50% de l'espace du canal pouvait provoquer des lésions neurologiques dans la région T12-L1 [46].

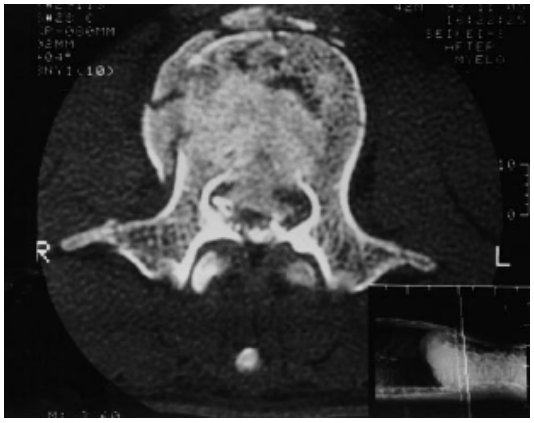


Figure 1.17 : Fracture comminutive d'une lombaire L2 [49] : l'image montre la destruction du corps vertébral et la présence d'un fragment osseux dans le canal médullaire (image reproduite avec la permission de Wolters Kluwer Health)

1.2.2.2 Influence de l'âge sur les fractures

- **Chez les jeunes adultes**

Les fractures vertébrales sont assez peu fréquentes chez les jeunes adultes. Elles peuvent en revanche être graves et présenter un coût important.

Une étude réalisée dans un centre orthopédique en Irlande [50] a permis de recenser les différents cas de traumatismes du rachis chez 285 patients. Les localisations et causes des fractures, l'âge des patients et les lésions neurologiques ont ainsi pu être répertoriés.

Dans 60.3% des cas, les fractures étaient dues à une chute (au niveau du sol, d'une hauteur, ou durant une activité sportive). Dans 24% des cas, elles étaient causées par des accidents sur véhicules motorisés (en grande majorité des accidents de voiture). Les autres cas (5%) correspondaient à des causes plus diverses : traumatisme direct, une charge soulevée, etc.

La tranche d'âge où le nombre de fractures était le plus important était celle des 20-24 ans, le second pic concernant les 75-79 ans. Ce second pic est principalement du à l'augmentation du risque de fracture lié à la diminution de qualité osseuse (voir paragraphe 1.1.4).

Les fractures thoraciques hautes (T1-T9) étaient rares car ce segment du rachis est peu mobile, le grill costal apportant stabilité et protection. Ce sont les vertèbres de la région thoraco-lombaire qui sont en général les plus touchées (voir Figure 1.18), et plus spécifiquement L1. Ceci s'explique par sa localisation entre les thoraciques, renforcées par les côtes, et la région lombaire, plus mobile. La position de "pivot" de la L1 en fait donc une zone de concentration des contraintes. L1 est aussi le point d'inflexion entre la partie thoracique de la colonne, qui a une courbure cyphotique, et la partie lombaire ayant une courbure lordotique.

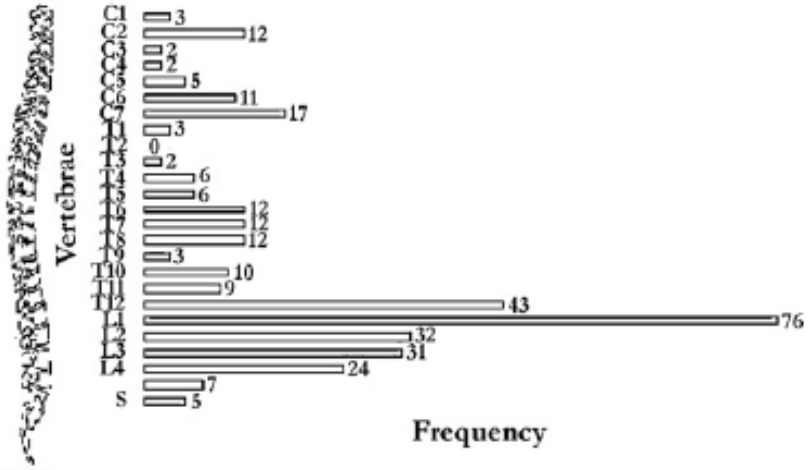


Figure 1.18 : Répartition des fractures en fonction des vertèbres [50] (image reproduite avec la permission d'Elsevier)

- **Les fractures chez les patients âgés**

Aux États Unis, 1.5 million de fractures sont causées par l'ostéoporose chaque année, parmi lesquelles 1 million sont des fractures vertébrales. Seulement 260,000 sont symptomatiques, et approximativement 650,000 sont découvertes sur radiographies [26].

On parle alors de **tassements vertébraux**. Ils sont caractérisés par une perte de hauteur de la vertèbre. Les radiographies de la colonne dorsale et lombaire, face et profil, sont indispensables pour connaître le nombre de fractures et l'importance de la déformation de chaque vertèbre [51].

L'analyse semi-quantitative de Genant [52] permet de classer les fractures selon leur type morphologique (cunéiforme, biconcave et en galette) et leur degré de sévérité (grade 0 à 3). Ainsi un grade 0 correspondra à une vertèbre normale et un grade 1 à une fracture minime (réduction approximative de 20 à 25% d'une ou plusieurs hauteurs). Pour un grade 2, la fracture est modérée : elle est caractérisée par une perte de 25 à 40% d'une ou plusieurs d'hauteurs (voir Figure 1.19). Si les fractures vertébrales sont multiples ou si la diminution de hauteur de la vertèbre dépasse 40%, il s'agit d'une ostéoporose sévère (grade 3) avec augmentation nette des récidives et de la mortalité.

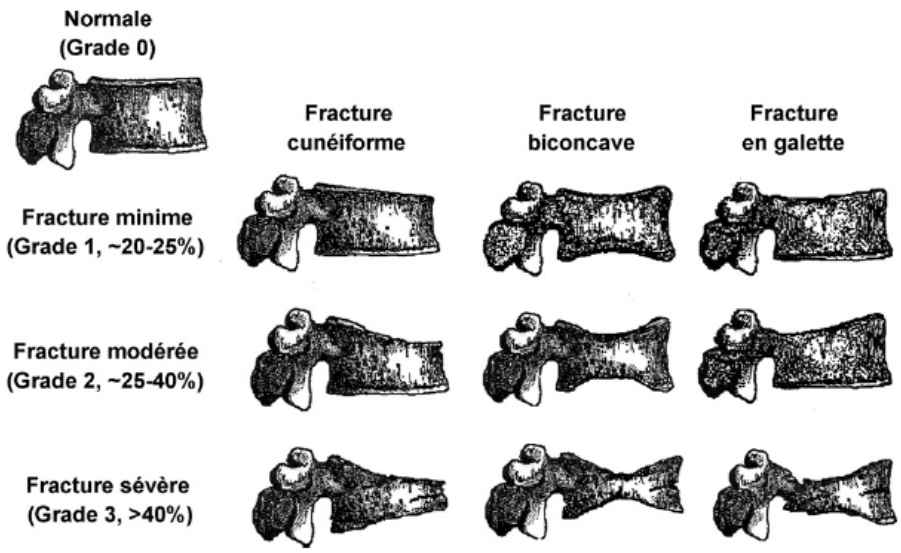


Figure 1.19 : Analyse semiquantitative de Genant [53] (image reproduite avec la permission de Wiley)

Ces fractures sont généralement causées par des activités de la vie quotidienne, comme soulever un objet lourd. On estime que 25% des fractures sont causées par des chutes [54]. Une autre cause de fracture pourrait être un effort répété. 50 % des fractures sont spontanées ou détectées de manière accidentelle, et pourraient être causées par la fatigue [55].

Les tassements vertébraux concernent les vertèbres dorsales et lombaires et prédominent à la jonction thoraco-lombaire. T4 et T9 sont fréquemment le siège de petits tassements antérieurs, T7 à T12 ont souvent un ou plusieurs tassements importants, ainsi que les lombaires de L1 à L4 [26].

Le **facteur de risque** permet d'évaluer le risque de fractures. Il s'agit du ratio entre la force appliquée à l'os (en l'occurrence la vertèbre) et la force à laquelle l'os va se fracturer. Un facteur supérieur à 1 indique un risque de lésion [56]. Le risque de fractures pour différentes activités de la vie quotidienne a été rapporté par Myers et Sara [55] en fonction de le densité minérale osseuse. La force appliquée a été évaluée pour une femme âgée de taille et poids moyens. Ils ont constaté que les personnes ayant une BMD très faible (0.3 g/cm^2) ont un facteur de risque élevé pour l'ensemble de ces activités quotidiennes.

1.2.3 Caractérisation expérimentale

Les études portant sur l'évaluation de la résistance à la charge des corps vertébraux en compression sont nombreuses [2, 19, 40, 57]. Elles ont d'abord été menées dans le cadre d'études sur les éjections de pilotes d'avion, afin de minimiser les risques de blessures. Dans un cadre plus clinique, ces études ont permis d'améliorer les connaissances sur les risques de fracture vertébrales *in vivo*.

- **Essais quasi-statiques**

Les vertèbres sont généralement testées en compression. Les parties postérieures sont coupées et c'est l'effort maximal du corps vertébral qui est évalué. En raison de la forme irrégulière des plateaux vertébraux, ceux-ci sont moulés dans du ciment ou du PMMA afin de réaliser une compression verticale pure [58]. Les vertèbres sont alors testées à l'aide d'un vérin hydraulique à vitesse constante.

Il a été prouvé que l'effort à la rupture des vertèbres augmentait selon le niveau (voir Figure 1.20) : les vertèbres cervicales sont moins résistantes que les vertèbres thoraciques, elles mêmes moins

résistantes que les vertèbres lombaires [40]. Ceci s'explique en partie par les dimensions des vertèbres, qui augmentent du rachis cervical au rachis lombaire.

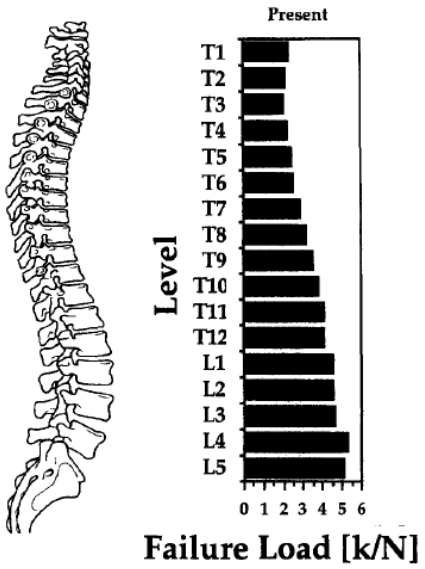


Figure 1.20 : Effort maximal mesuré dans les régions thoraciques et lombaires (d'après Singer et coll. [57], image reproduite avec la permission d'Elsevier)

Des études ont aussi montré que l'effort maximal des vertèbres diminue avec l'âge [1]. Entre 30 et 90 ans, cette diminution est de 80 %. Cette force à la rupture est 20% inférieure chez les femmes, ce qui est correspond à la différence d'aire de la section transversale centrale des corps vertébraux entre les hommes et celles de femmes. Ceci est confirmé par l'absence de différences significatives entre les hommes et les femmes pour la contrainte maximale.

La contribution relative de l'os spongieux et de l'os cortical dans la résistance du corps vertébral a fait l'objet de nombreuses études, mais leurs résultats divergent. Selon certains travaux, l'os compact étant extrêmement fin (inférieur à 1 mm), il n'apporte qu'une faible contribution à la résistance du corps vertébral. Des tests effectués par McBroom et coll. [59] ont par exemple montré que l'effort maximal supporté par les vertèbres ne diminue que de 10% lorsque l'os cortical est supprimé. Selon d'autres travaux, il supporterait l'essentiel de la charge. Une étude de Rockoff et coll. [60] a ainsi estimé que l'os spongieux contribuait pour 25 à 55 % de la résistance

du corps vertébral. Pour les catégories d'âges les plus faibles (< 40 ans), ce pourcentage serait de 55 %, contre 35 % pour les catégories d'âge plus élevées (> 40 ans). Nous constatons donc que l'importance de la contribution de l'os cortical à la résistance du corps vertébral n'est pas clairement identifiée. Les variations observées pourraient être dues aux différences de protocoles entre les études.

Concernant le mode de sollicitation utilisé, on constate que les corps vertébraux sont en général testés en compression. Mais *in vivo*, c'est plutôt une combinaison de flexion et de compression qui s'exerce sur les vertèbres (notamment en raison des courbures du rachis). Certaines études ont donc porté sur la caractérisation du corps vertébral en flexion [61, 62], mais elles restent rares. Buckley et coll. [63] ont prouvé que la résistance des vertèbres thoraciques en flexion était significativement inférieure à leur résistance en compression. Ceci pourrait expliquer la prévalence de fracture de tassement cunéiforme chez les patients ostéoporotiques.

- **Essais dynamiques**

Il existe très peu d'études dans la littérature qui évaluent la réponse des vertèbres isolées en sollicitation dynamique. Les études en dynamique sont en général réalisées sur des unités fonctionnelles [49, 64, 65] et prennent aussi en compte l'influence du disque. Nous avons pu répertorier deux études portant sur les vertèbres seules.

Kazarian et Graves [5] ont cherché à identifier l'impact du taux de déformation sur le comportement des vertèbres thoraciques. Les sujets de cette étude étaient jeunes (âge compris entre 26 et 38 ans) mais peu nombreux (4). Les essais ont été réalisés avec un vérin hydraulique à trois taux de déformation (0.889 $m.s^{-1}$, 8.89 $m.s^{-1}$ et 0.0889 $m.s^{-1}$). Les résultats ont montré que la vitesse avait une influence sur le déplacement correspondant à l'effort maximal (qui diminue quand la vitesse augmente), l'effort maximal (qui augmente lorsque la vitesse augmente) et la raideur (qui augmente lorsque la vitesse augmente). Ceci s'expliquerait par un effet d'incompressibilité du matériau dû à la compression du fluide interne du corps vertébral. En revanche, ces effets de viscosité n'ont a priori pas une influence significative sur l'énergie à la rupture des vertèbres.

Plus récemment, les travaux d'Ochia et coll. [4] ont aussi mis en avant l'influence de la vitesse de déformation sur le comportement de la vertèbre. Les essais en compression ont été réalisés à deux vitesses : une vitesse élevée (2.5 $m.s^{-1}$), choisie pour provoquer des fractures comminutives, et une vitesse faible (0.01 $m.s^{-1}$). Les résultats ont montré que l'effort maximal était de l'ordre de 9699 N à 2.5 $m.s^{-1}$ (contre 4908N à 0.01 $m.s^{-1}$). Les résultats de ces essais ont aussi montré une influence de la vitesse sur la contrainte à la rupture. En revanche le taux de déformation n'a pas une influence significative sur l'énergie.

- **L'imagerie : un outil de prédiction du risque de fracture**

Les techniques d'imagerie médicale telles que la DEXA ou la tomodensitométrie permettent de mesurer la densité minérale osseuse et ainsi de connaître les propriétés mécaniques de l'os spongieux de manière non invasive (voir annexe A). Ces techniques ont aussi été utilisées pour évaluer la résistance des vertèbres. L'intérêt est de pouvoir mesurer le risque de fractures *in vivo* du patient.

La méthode est la suivante (voir Figure 1.21) :

1. La densité minérale osseuse est mesurée par absorptiométrie biphotonique (g/cm^2) ou par tomodensitométrie (en g/cm^3).
2. Les vertèbres sont ensuite testées en compression afin d'obtenir l'effort maximal (F_{max}).
3. Des mesures de corrélation sont réalisées entre ces différents paramètres.

Il est aussi possible de mesurer les grandeurs caractéristiques de la vertèbre (hauteur, aire) à l'aide du CT-scan afin d'améliorer la prédiction du risque de fracture.

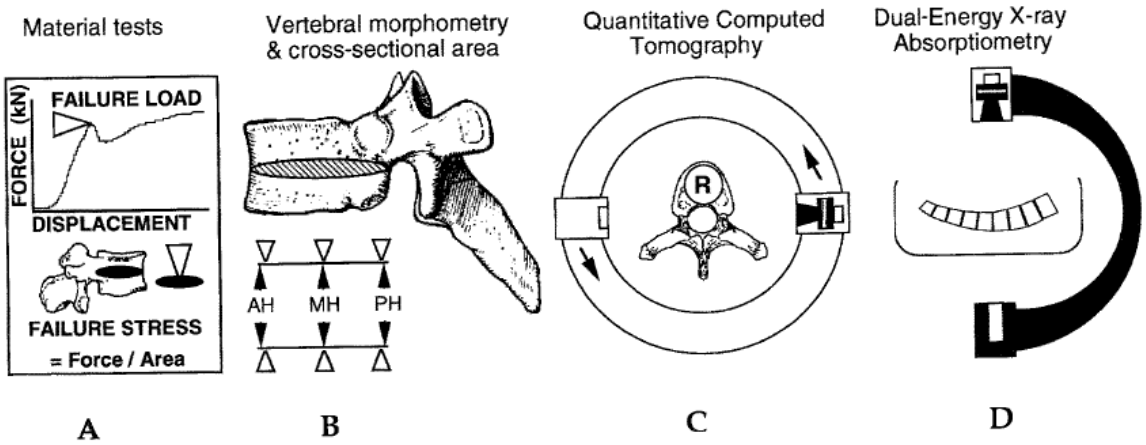


Figure 1.21 : Méthodologie pour évaluer les corrélations existant entre la densité, la géométrie et l'effort maximal supporté par une vertèbre (Edmonston et coll. [2], image reproduite avec l'aimable permission de Springer Science+Business Media:)

Plusieurs études ont ainsi mesuré la corrélation entre l'effort maximal (mesuré en quasi-statique) et la densité mesurée par imagerie. Elles ont montré que la densité mesurée par DEXA était un indicateur moyen de l'effort maximal supporté par la vertèbre ($0.46<R^2<0.83$) [66]. L'efficacité de la densité osseuse mesurée par tomodensitométrie pour évaluer l'effort maximal et la contrainte varie selon les études ($0.17<r^2<0.78$). Les résultats de plusieurs travaux sont répertoriés dans le Tableau 1-1. On constate ainsi que si la densité apporte des informations sur la résistance du corps vertébral, elle n'explique pas toutes les différences observées entre les vertèbres. D'autres facteurs, tels que la géométrie des vertèbres ou l'architecture osseuse, ont aussi une influence sur le comportement du corps vertébral.

Tableau 1-1 : Résultats de travaux sur l'étude des corrélations existants entre la densité mesurée par tomodensitométrie et la réponse des vertèbres humaines en compression

Référence	**Nombre d'échantillons**	**Niveau**	**âge**	**Variable indépendante**	**Variable dépendante**	**r^2**
Mosekilde et coll. [67]	30 sujets	L2	81 (43-93)	ρ_{CT}	Fmax	0,52
				ρ_{CT}	σ_{max}	0,30
Edmondston et coll. [2]	16 sujets	L1-L5	65 (29-88)	ρ_{CT}	Fmax	0,67
				ρ_{CT}	σ_{max}	0,78
Ebbesen et coll. [1]	101 vertèbres	L3	57 (18-96)	ρ_{CT}	Fmax	0,61
				ρ_{CT}	σ_{max}	0,75
Crawford et coll. [3]	13 vertèbres	L1-L4	69 (37-87)	ρ_{CT}	Fmax	0,53
				$\rho_{CT} * A_{min}$	Fmax	0,65
Buckley et coll. [66]	77 vertèbres	T6-T10	85 (54-97)	ρ_{CT}	Fmax	0,17
				ρ_{CTI}	Fmax	0,63

ρ_{CT} = Densité minérale osseuse

ρ_{CTI} = Densité minérale osseuse intégrale (comprend l'ensemble du corps vertébral)

A_{min}= aire minimale de la vertèbre

En dynamique, seuls Ochia et coll. [4] ont étudié l'influence de la densité (mesuré par DEXA) sur l'effort maximal de la vertèbre, mais ils n'ont pas montré de corrélation entre ces deux mesures.

Dans un premier temps, nous nous focaliserons sur les modèles de corps vertébraux. Ils ont pour avantage de ne modéliser que les composantes osseuses (os cortical, os spongieux) du rachis. En effet, les tissus mous (ligaments, disques) sont plus complexes à caractériser et à modéliser. Les éléments postérieurs sont souvent exclus de ce type d'étude. Nous présenterons ici les différentes étapes de la réalisation (géométrie, maillage, propriétés mécaniques, conditions limites et chargement), la validation et l'application de ces modèles.

1.3.1.1 Géométrie et maillage

Concernant la **géométrie** et le **maillage** de ces modèles, les études sont séparées en deux catégories :

- Les **modèles génériques** : le corps vertébral a une forme simplifiée [71]. Il est généralement représenté par un cylindre, dont les plateaux sont plats et l'os cortical est incurvé (parabolique). La géométrie est alors paramétrable en fonction des données de la littérature ou de mesures (CT scan, *in vitro,* etc.). Cette forme idéalisée permet aussi de réaliser des modèles symétriques par rapport au plan sagittal, ce qui réduit les temps de calcul.
- Les **modèles personnalisés** : le modèle est alors réalisé directement à partir des images CT-scan du patient. La technique la plus utilisée est la conversion directe des voxels en éléments hexaèdres [3]. Le modèle est alors généré de manière automatique, ce qui rend cette technique très simple. La surface extérieure peut aussi être lissée (conversion d'éléments hexaèdres en éléments tétraèdres) pour mieux correspondre à la géométrie et représenter de manière adéquate le plateau et l'os cortical du sujet. La segmentation manuelle permet aussi de réaliser des modèles personnalisés du point vue géométrique [72]. Un autre intérêt du maillage manuel est de choisir le type d'éléments utilisés (hexaèdre ou tétraèdre) et de créer différents groupes correspondant à différents composants. Mais ce type de modèles demande plus de temps pour être réalisé. La dernière technique consiste à utiliser un modèle de référence qui sera personnalisé par des méthodes de krigeage à l'aide de points de contrôle issus de CT scan ou de radio [73].

1.3.1.2 Propriétés mécaniques

Plusieurs choix sont aussi possibles concernant l'attribution des **propriétés mécaniques** :

- **Modèles génériques** : les propriétés sont issues de la littérature. Une propriété unique est alors attribuée à l'ensemble du spongieux. Lorsque l'os cortical est représenté, le matériau utilisé est isotrope. Les propriétés mécaniques varient alors fortement entre les études. Certaines attribuent des propriétés proches de celle de l'os cortical présent dans les os longs [8]; dans d'autres études, elles sont beaucoup plus faibles [6]. Le plateau est souvent représenté par de l'os cortical.

- **Modèles personnalisés** : les propriétés mécaniques sont attribuées à partir des niveaux de gris des images scanner du patient [3]. En effet les niveaux de gris des images peuvent permettre de calculer la densité de l'os (voir Annexe A). Le module d'Young de l'os spongieux étant corrélé avec la densité osseuse, il est ainsi possible de connaître pour chaque élément le module d'Young qui lui est attribué. Les modèles personnalisés permettent ainsi de prendre en compte l'inhomogénéité de l'os spongieux et ses zones de fragilité. Une seule et même formule est utilisée pour attribuer ces propriétés à l'os spongieux et à l'os cortical. Il y a donc une variation progressive des propriétés mécaniques, et non deux matériaux distincts [3].

1.3.1.3 Conditions limites et chargement

En général, l'objectif de ces modèles est d'évaluer la réponse du corps vertébral en compression axiale quasi-statique. Il s'agit de l'essai le plus simple à réaliser *in vitro*. Dans la réalité, la fracture du corps vertébral est généralement due à une compression et une flexion combinées. Certaines études ont donc porté sur la résistance en flexion du corps vertébral [61].

Dans les modèles génériques, les vertèbres sont représentées de manière idéalisée et les plateaux vertébraux sont parfaitement plats et parallèles. **Les conditions limites** sont alors les suivantes :

le plateau inférieur est bloqué, et un chargement uniforme ou un déplacement est appliqué au plateau supérieur [58].

Lors des essais expérimentaux, il est parfois difficile de réaliser une compression axiale pure car les plateaux vertébraux ne sont pas parfaitement parallèles. C'est pourquoi les plateaux sont donc moulés dans de la résine. Dans certaines études sur des modèles personnalisés, ces plateaux de résines sont explicitement modélisés (voir Figure 1.22) afin de reproduire au mieux les conditions expérimentales [58, 66].

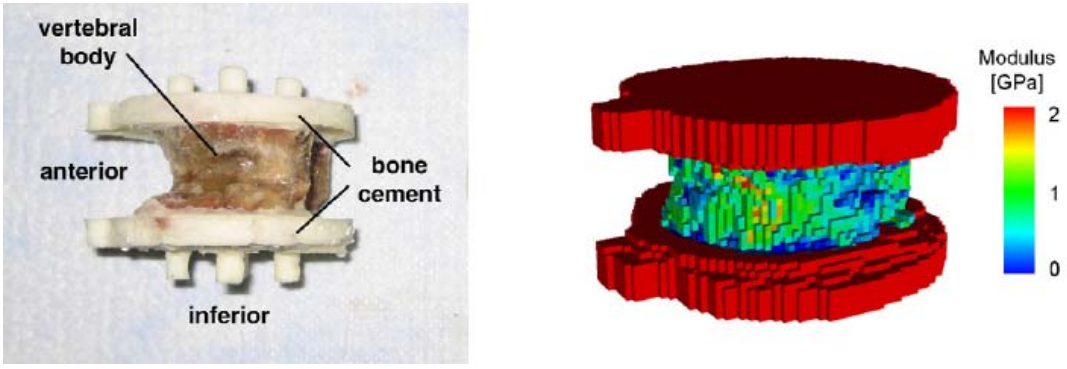


Figure 1.22: Vertèbre thoracique préparée pour les essais expérimentaux (à gauche) et son modèle par éléments finis associé [66] (image reproduite avec la permission d'Elsevier)

1.3.1.4 Validation

Afin de **valider** ces modèles, les résultats numériques sont comparés à des essais expérimentaux réalisés *in vitro*. S'ils ne représentent pas forcément de manière réaliste les conditions rencontrées *in vivo*, ces essais permettent de valider les modèles dans un cas de figure simple (compression axiale pure par exemple).

Pour valider les MEF en quasi-statique, on compare généralement l'effort maximal et la raideur des modèles aux résultats expérimentaux. La mesure de l'effort est aussi utile pour identifier les patients présentant des risques de fractures (dans le cas des modèles personnalisés), ce qui montre l'intérêt clinique de cette méthode.

Les essais réalisés sur les vertèbres de porcs [74] ont montré une bonne correspondance entre les résultats expérimentaux et les résultats numériques pour l'effort et la raideur (r^2=0.88 et 0.98 respectivement). Pour les sujets humains, les résultats divergent selon les études. Liebschner et coll. [58] ont obtenu des valeurs de corrélations élevées pour l'effort (r^2=0.81) et la raideur (r^2=0.79) dans une étude réalisé sur 19 échantillons. En revanche, Buckley et coll. [66] ont montré une faible corrélation pour la raideur (r^2=0.27) sur un grand nombre d'échantillons (n=79).

1.3.1.5 Applications

En plus de l'évaluation de la réponse biomécanique des corps vertébraux, plusieurs applications sont possibles pour ces modèles.

De nombreux travaux portent sur le rôle respectif de l'os cortical et de l'os spongieux pour la résistance au chargement de la vertèbre. Faulkner et coll. [75] a réalisé un modèle personnalisé d'une lombaire afin d'évaluer le rôle de l'os cortical dans un cas de compression axiale. Il a ainsi pu montrer que l'os cortical contribuait pour 12 % de la résistance de la vertèbre chez les patients en bonne santé et pour 50 % chez les patients atteints d'ostéoporose. En revanche, Burr et coll. [56] ont réalisé un modèle paramétrique et montré que chez les sujets jeunes, le cortical supportait 50 % de la charge contre 90% chez les sujets ostéoporotiques. Enfin Silva et coll. [76] ont montré que l'os cortical comptait pour 10 % seulement dans la résistance de la vertèbre. On constate donc une grande variation entre les études concernant les rôles respectifs de ces éléments dans le comportement de la vertèbre et même par rapport aux études expérimentales. Ceci peut s'expliquer par les différentes approches utilisées (modèles génériques, modèles personnalisés).

Concernant les études plus cliniques, des travaux ont porté par exemple sur la présence et l'influence de matériaux au sein d'une vertèbre, comme la présence de ciment après une vertébroplastie [77], les conséquences de tumeurs au sein des vertèbres [78], la modélisation des vis pédiculaires [79] ou bien encore l'évaluation d'un traitement de l'ostéoporose [80].

1.3.1.6 La localisation de la fracture

Plusieurs études se penchent aussi sur la **localisation de la fracture**.

La principale difficulté consiste à modéliser de manière adéquate le comportement de l'os. Les modèles linéaires et non linéaire avec critère de rupture ont été testés [81].

Une des premières études concernant la localisation de la fracture est celle de **Silva et coll.** [82]. Les vertèbres ont été coupées dans le plan sagittal et les tranches ont été sollicitées en compression. Les zones d'initiation de fracture ont été identifiées grâce aux zones de densification locales présentes sur les radios des coupes réalisées après les essais et des modèles personnalisés des coupes ont été réalisés. L'os est modélisé par une loi élasto-plastique. La comparaison entre les tranches après les essais et les résultats numériques ont montré l'efficacité des modèles personnalisés pour identifier les fractures grâce aux critères en déformation (Figure 1.23).

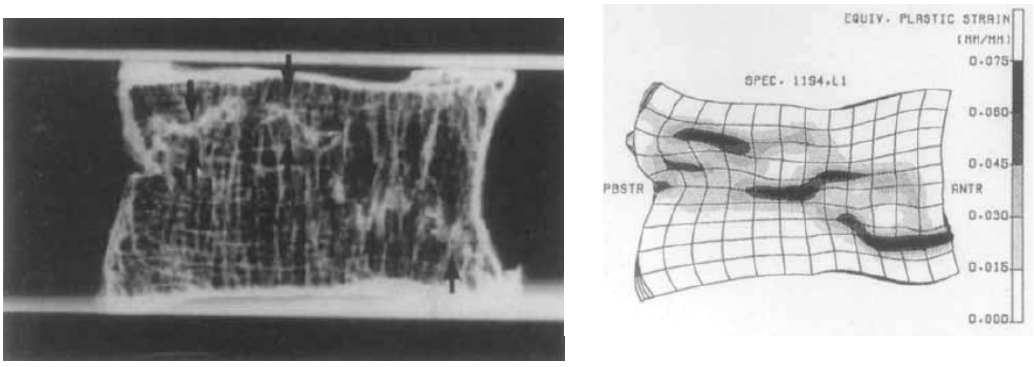


Figure 1.23 : Comparaison entre les radios et le MEF de tranches de vertèbres (Silva et coll. [82], image reproduite avec la permission de Wiley)

Imai et coll. [83] ont cherché à évaluer l'effort ainsi que la localisation de la fracture sur des corps vertébraux complets. L'os était modélisé par une loi élasto-plastique et la rupture des éléments était guidée par un critère en déformation. Chaque vertèbre a été testée en compression axiale.

Suite aux essais expérimentaux, des radiographies latérales et des micro-scan de chaque spécimen ont été effectués afin d'évaluer la localisation de la fracture. Les résultats expérimentaux ont permis de constater qu'il existait deux cas de figure : dans un cas, les vertèbres présentent une ligne de fracture clairement observable et dans l'autre cas, seulement des déformations résiduelles apparentes.

Dans le cas où les vertèbres présentaient une ligne de fracture clairement observable, on pouvait observer, comme sur la Figure 1.24, une correspondance entre le MEF (la localisation des éléments ayant rompu et les zones de déformation principale minimale élevée) et les résultats expérimentaux (la localisation de la ligne de fracture). Pour les vertèbres sans ligne de fracture évidente, mais avec une compression de la partie antérieure du corps vertébral, les radios ont permis d'observer une radiotransparence au niveau de la partie antérieure correspondant à l'observation d'éléments ayant rompu et des zones de déformation principale minimale élevée dans les MEF.

Cette étude montre donc qu'un modèle non linéaire de l'os permet de localiser l'initiation de la fracture.

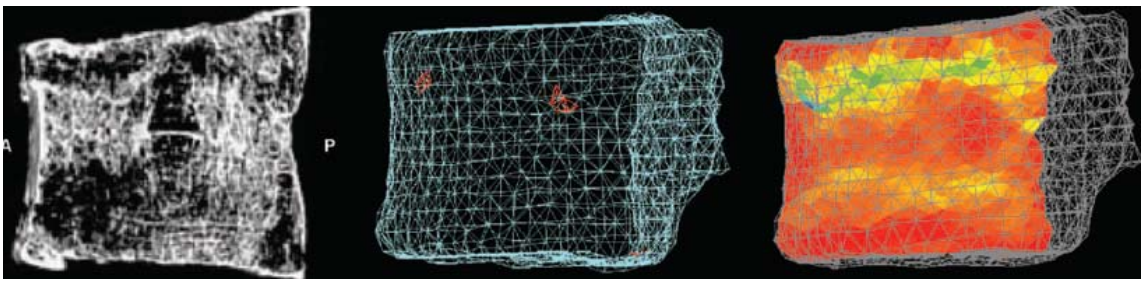


Figure 1.24 : Image reconstruite de la vertèbre à partir des µscan à la mi-section de la vertèbre, les éléments ayant rompu et la distribution de la déformation principale minimale [83] (image reproduite avec la permission de Wolters Kluwer Health)

Une autre technique pour identifier la localisation de la fracture a été utilisée par **Mirzaei et coll.** [84]. Dans cette étude, trois vertèbres thoraciques (T11) ont été scannées et modélisées, chaque modèle ayant des propriétés mécaniques personnalisées. Plusieurs techniques ont été utilisées pour évaluer la localisation de la fracture.

Dans un premier temps, l'os est modélisé par une loi élasto-plastique. Afin de localiser la fracture et sa propagation, les éléments ayant une déformation plastique ont été identifiés à chaque pas de temps.

Dans le second temps, une analyse linéaire a été réalisée. Pour chaque élément, une mesure de facteur de risque a été effectuée. La localisation des éléments ayant le plus haut facteur de risque permet d'identifier les zones comme les sites d'initiation de la fracture. La propagation de la fracture est obtenue en augmentant le pourcentage d'éléments identifiés (voir Figure 1.25).

Les simulations numériques, par comparaison avec les radios réalisées suite aux essais et à l'observation des vertèbres, ont montré l'efficacité des méthodes pour évaluer la localisation des fractures.

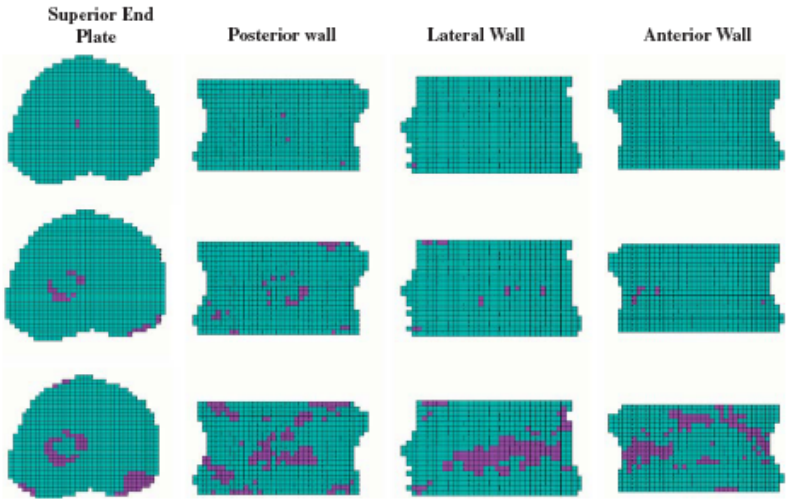


Figure 1.25 : Différentes étapes de l'initiation et la propagation de la fracture pour un modèle de T11 sollicité en compression (les éléments endommagés sont en violet) (Mirzaei et coll. [84], image reproduite avec la permission d'Elsevier)

Cette étude montre donc que l'analyse non linéaire a permis d'évaluer les fractures localement. Mais ce type d'analyse est complexe et coûteux en temps (réalisation, calcul). La méthode linéaire s'est révélée tout aussi efficace pour étudier la propagation de la fracture et demande beaucoup moins d'efforts pour être implémentée, ce qui pourrait permettre son application dans

le domaine clinique. Par contre une autre des conclusions de cette étude était que la méthode non –linéaire permettait une meilleure prédiction de l'effort maximal que la méthode linéaire.

1.3.1.7 Les modèles récents

Plusieurs travaux ont récemment utilisé la microtomographie pour développer des modèles de vertèbres [85, 86]. Une étude réalisée par **Eswaran et coll.** [87] a par exemple permis de déterminer la localisation des tissus à risque pour des modèles très détaillés de corps vertébraux, représentant les travées osseuses. Les résultats de ces simulations ont montré que l'os spongieux était le tissu présentant le plus grand risque de fracture, et plus spécifiquement l'os spongieux situé à proximité du plateau vertébral supérieur ainsi que le plateau. Ces résultats sont en accord avec les observations cliniques.

Ces modèles permettent de représenter explicitement l'os cortical et les plateaux des corps vertébraux au contraire des modèles personnalisés classiques. En effet, ceux-ci sont basés sur des acquisitions scanner cliniques dont les voxels ont des dimensions supérieures à l'épaisseur de l'os cortical. En revanche les modèles sont plus coûteux en temps de calculs (nombre important d'éléments pour représenter la microstructure osseuse) et les doses nécessaires pour scanner les vertèbres sont plus élevées (micro-CT).

1.3.2 Les modèles de segments

Les modèles de segments sont plus adaptés pour représenter les sollicitations rencontrées *in vivo*. En effet ils représentent aussi les tissus mous (disque, ligaments, facettes articulaires) qui permettent de modéliser de manière plus réaliste le comportement du rachis mais leur présence rend aussi la réalisation et la validation de ces modèles plus complexes.

Dans le cas de notre étude, ce sont les cas de chargement en dynamique qui nous intéressent. Nous avons pu constater dans le paragraphe précédent l'absence de MEF de vertèbres seules sollicitées en dynamique. Par contre, il existe des modèles représentant une ou plusieurs unités

fonctionnelles sollicitées en dynamique. Ils ont été développés pour étudier les fractures comminutives et mieux comprendre les mécanismes de lésions. L'avantage des MEF pour ce type d'étude est de pouvoir identifier les zones à risque lors d'une sollicitation dynamique, ce qui n'est pas possible expérimentalement. Ils permettent ainsi d'identifier la chronologie des événements qui mènent à la fracture.

Le premier modèle réalisé a été celui de **Dai** [88]. Ce modèle idéalisé est composé de 293 éléments et l'os est considéré comme élastique. Sollicité en compression axiale couplée ou non à un moment sagittal, ce modèle a permis de montrer que les concentrations de contraintes étaient situées, pour l'os spongieux, au niveau de la partie centrale adjacente au plateau. Pour l'os cortical, elles étaient situées au centre du plateau et à la base des pédicules. Bien que le cas de sollicitation étudié ne corresponde pas réellement à une sollicitation dynamique (*compression axiale de 1200N),* il a permis d'observer une localisation des concentrations de contraintes en accord avec des travaux de la littérature. Par contre, ce travail a plusieurs limites : il n'y a pas de validation expérimentale du modèle, et l'os est modélisé par une loi élastique.

Le modèle développé par **Wilcox et coll.** [89] est plus complexe (3013 éléments). L'objectif de cette étude était de mieux comprendre le mécanisme de blessure, en couplant les résultats du modèle par éléments finis et une étude expérimentale. Les échantillons, provenant de spécimens bovins et composés de trois vertèbres, ont été détruits à l'aide d'un puits de chute et les essais filmés à l'aide de caméras rapides. Le modèle par éléments finis a été réalisé à partir des scans d'un des spécimens testés expérimentalement. La loi de comportement utilisée pour modéliser l'os était une loi élastique-parfaitement plastique. Les propriétés ont été adaptées pour correspondre au mieux aux contraintes et déformations rencontrées en dynamique. Le modèle a été validé à l'aide des déplacements des plateaux vertébraux observés sur les images vidéo.

Les simulations ont pu montrer que les déformations les plus importantes se situaient dans la zone du corps vertébral proche des pédicules, résultat en accord avec la partie expérimentale de l'étude. Par contre, les résultats du modèle ne vont pas dans le sens de la théorie de Roaf [48]: le disque se gonfle dans la direction transversale et non vers les plateaux, ce qui provoque d'abord une rupture du corps vertébral et ensuite une rupture du plateau.

Cette étude présente un grand intérêt car elle compare les résultats d'un modèle détaillé avec des essais expérimentaux. En revanche, les spécimens testés sont d'origine bovine.

Le modèle de **Qiu et coll.** [90] est un modèle réaliste de la partie thoraco-lombaire (T12-L1) d'un homme de 56 ans. L'os est modélisé par une loi élastique. Pour représenter le chargement dynamique, une balle rigide ayant une vitesse de 5.1 m/s vient impacter le centre du plateau supérieur de la vertèbre T12 (voir Figure 1.26). Les résultats ont montré que les contraintes maximales dans l'os cortical se situaient au niveau des parties antéro-supérieure et postéro-supérieure pour L1, et antéro-inférieure et postéro-inférieure pour T12. Des concentrations de contraintes étaient aussi localisées à proximité des pédicules. Pour les plateaux, les contraintes élevées étaient situées dans la partie adjacente au nucléus. Dans le cas de l'os spongieux, elles étaient observées au centre de la partie adjacente aux plateaux.

La localisation des contraintes maximales est donc en accord avec la théorie de Denis [46] sur le mécanisme de la fracture comminutive. En effet, les résultats obtenus lors de cette étude semblent indiquer que c'est la région du plateau qui cède en premier, en raison de la plus haute concentration de contraintes au niveau du plateau qu'au niveau de la base des pédicules. Ces résultats ne sont pas en accord avec les résultats expérimentaux de Hongo et coll. [49], qui prédit une rupture de l'os cortical à la base des pédicules.

Une des limites de cette étude est l'absence de validation par des résultats expérimentaux. Par ailleurs, l'os est modélisé par une loi élastique et le modèle ne tient pas compte des inhomogénéités de l'os au niveau des épaisseurs de cortical ou de la densité pour l'os spongieux.

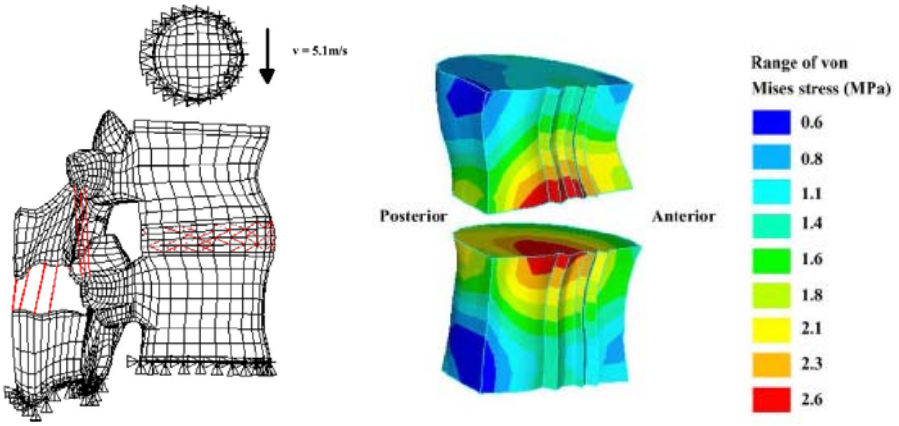


Figure 1.26 : Modèle par éléments finis développé par Qiu et coll. [90] : distribution des contraintes de Von Mises dans l'os spongieux (image reproduite avec la permission d'Elsevier)

Le dernier modèle portant sur les fractures comminutives a été développé par **Whyne et coll.** [69]. La particularité de ce modèle est d'inclure des métastases et d'étudier leur influence sur le risque de fractures comminutives. Il s'agit d'un modèle générique, composé de la lombaire L1 et des deux disques adjacents, et dont les dimensions sont issues de la littérature. Il est sollicité en compression axiale à des taux de 16000 et de 1600000 N/s. L'un des intérêts de ce modèle est de modéliser l'os ainsi que le disque par une loi poro-élastique : la prise en compte des phases solide et fluide de l'os permet de mieux rendre compte de l'influence du taux de déformation. Le modèle a été validé à l'aide d'essais expérimentaux réalisés sur spécimens cadavériques.

1.3.3 Prise en compte de l'âge dans les MEF

L'âge a une grande influence sur le comportement du rachis et la qualité osseuse (voir paragraphes 1.1.4 et 1.2.1.2). Plusieurs modèles par éléments finis ont pris en compte ce facteur et ont étudié son influence.

Deux méthodes principales sont appliquées pour prendre en compte l'âge du sujet au niveau de l'os :

- Pour les modèles génériques, les propriétés mécaniques sont modulées par rapport à l'os sain.
- Pour les modèles personnalisés, l'âge est directement pris en compte au niveau des propriétés mécaniques des patients (à partir de la densité osseuse) et au niveau de la géométrie des sujets.

Afin d'étudier l'influence de l'âge sur les contraintes au sein du corps vertébral et sur le mécanisme de fracture, **Mizrahi et coll. [6]** ont développé le modèle d'une vertèbre dont la géométrie était simplifiée. Plusieurs types de chargement et plusieurs valeurs de propriétés mécaniques ont été testés, afin de tenir compte de l'âge et de voir leur influence sur les contraintes au niveau de l'os cortical et le plateau. Cette étude, bien que relativement simple au niveau de modélisation de la vertèbre, a permis de réaliser une étude paramétrique.

Concernant la prise en compte de l'âge dans les modèles de segments, de nombreuses études ont porté sur l'état de dégénérescence du disque et son influence sur le comportement du segment [91]. En revanche les travaux ayant étudié l'influence de l'âge sur la qualité osseuse sont plus rares.

Dans une étude parue en 2001, **Homminga et coll.** [92] ont comparé le risque de fracture et la répartition des charges au sein de vertèbres de sujets sains, ostéopéniques et ostéoporotiques. L'objectif était d'étudier comment la répartition de la charge entre l'os cortical et l'os spongieux ainsi que le risque de fracture étaient influencés par la densité minérale osseuse et l'état du disque. Pour cette étude, 49 patients, dont l'âge était compris entre 24 et 92 as, ont été scannés et un modèle personnalisé (composé d'un corps vertébral et des deux disques adjacents) a été réalisé pour chaque sujet. Afin de tenir compte de l'âge, deux jeux de propriétés ont été attribués au nucléus selon son état (sain ou dégénéré). Les distributions de contraintes et déformations au sein des vertèbres ont été étudiées dans un cas de chargement physiologique en compression. Afin d'identifier l'os présentant un risque de fracture, les éléments dont la déformation dépassait un seuil de déformation (0.5%) ont été identifiés.

Les résultats de cette étude ont montré que dans le cas de figure où le disque est dégénéré, la part de charge supportée par l'os trabéculaire diminue. Cette part est par ailleurs plus importante à proximité du plateau qu'au niveau de la partie centrale de la vertèbre. Les résultats ont aussi montré que ni l'ostéopénie, ni l'ostéoporose n'avaient d'impact sur la part de la charge totale supportée par l'os spongieux. Par contre, le pourcentage d'éléments à risque de fracture est beaucoup plus important pour les sujets ostéoporotiques (16%) que pour les sujets ostéopéniques (2.6%) et les sujets sains (1.2%).

Cette étude ne donne pas d'information sur la localisation de la fracture et les résultats ne sont pas validés par des essais expérimentaux. Mais elle a pour avantage de regarder à la fois l'état du disque et celui de l'os.

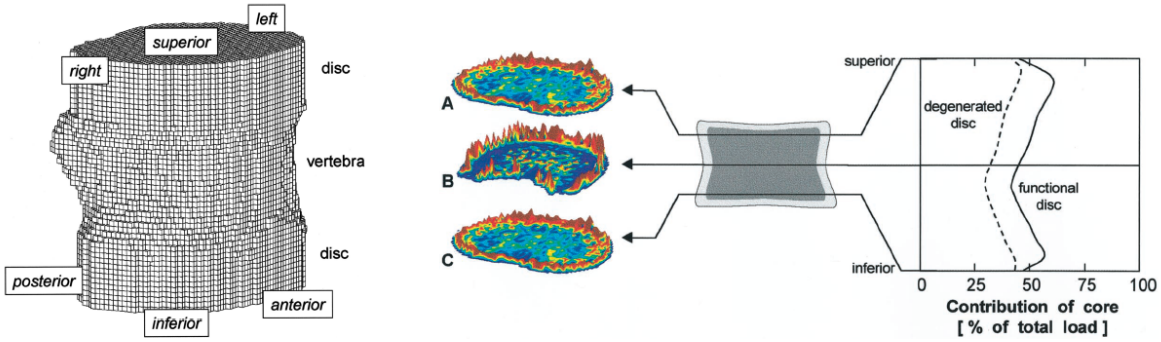


Figure 1.27 : Modèle de Homminga et coll. [92] et différences au niveau de la répartition de la charge au sein de la vertèbre selon l'état du disque (image reproduite avec la permission de Wolters Kluwer Health)

Le modèle réalisé par **Boccaccio et coll.** [8] est un modèle détaillé du segment L4-L5. Le but de cette étude était de comparer le risque de fracture pour des patients sains et des patients ostéoporotiques. Les propriétés mécaniques de l'os, issues de la littérature, ont été définies comme homogènes élastiques et isotropes transverses. Pour le modèle ostéoporotique, le module d'Young a été diminué de 33% pour l'os cortical et 66% pour l'os spongieux par rapport au module d'Young du patient sain.

Un critère de rupture tenant compte de la micro-architecture de l'os a été utilisé. Trois cas de figure ont été identifiés : deux patients en bonne santé de 72 et 81 ans, et le cas d'un patient ostéoporotique. Différents types de chargement ont été testés et pour chaque patient, le risque de fracture a été identifié (à l'aide d'un indice de rupture). L'influence de l'épaisseur corticale a aussi été analysée.

Les résultats ont montré que, pour les trois patients, il n'y avait pas de risque de fracture dans le cas de chargements physiologiques. Par contre, dans le cas de chargements plus complexes (pré-chargement en compression et moments dans le plan sagittal ou frontal), un risque apparaissait pour le patient ostéoporotique. Ce résultat s'explique par la plus grande porosité de l'os chez le patient ostéoporotique.

1.4 Contexte de l'étude

Ce travail s'inscrit dans une orientation de recherche sur la biomécanique du rachis conduite conjointement entre l'Ecole Polytechnique de Montréal, le Laboratoire de Biomécanique Appliquée de Marseille et le CHU de sainte Justine, et à laquelle s'ajoute maintenant l'Ecole de Technologie Supérieure de Montréal. Cette collaboration vise à créer une plateforme numérique sur le rachis intitulée SM2S (*Spine model for Safety and Surgery*), ouverte à des applications en traumatologie et pour la réparation chirurgicale ou le traitement de pathologies dégénératives.

A ce jour, les travaux de Marwan El-Rich et Eric Wagnac ont été focalisés sur la mise en œuvre du modèle de référence [72]. Ma contribution a porté sur la modélisation du corps vertébral et la prise en compte des effets de l'âge. Ces travaux se poursuivent aujourd'hui principalement avec le post-doctorat de Nadine Lalonde sur la personnalisation géométrique posturale et mécanique du modèle complet, avec Solenne Lefèvre et Léo Fradet sur la cartographie des processus de rupture du rachis et les atteintes médullaires. Enfin, les applications en chirurgie réparatrice sont abordées dans les travaux de Denis Michardière et Rohan Bianco.

CHAPITRE 2 RATIONNELLE DU PROJET ET CADRE MÉTHODOLOGIQUE

La revue de la littérature a permis de mettre en lumière plusieurs points :

- L'âge a une influence sur les propriétés mécaniques de l'os ainsi que sur le comportement biomécanique des vertèbres
- La vitesse de sollicitation a une influence les propriétés mécaniques des os ainsi que sur la résistance des corps vertébraux en compression.
- De nombreuses études expérimentales ont porté sur la caractérisation du comportement du corps vertébral en chargement quasi-statique, mais il existe très peu de travaux en dynamique.
- La modélisation par éléments finis permet de modéliser le comportement biomécanique des vertèbres, et doit tenir compte de la variabilité biologique, et particulièrement de l'âge, pour être biofidèle.
- Les MEF de vertèbres sont généralement modélisés en quasi-statique. En revanche il existe très peu de modèles par éléments finis validés pour des chargements dynamiques.
- L'âge peut être pris en compte dans les MEF de vertèbres au niveau des propriétés mécaniques des vertèbres soit de manière paramétrique, soit en réalisant des modèles personnalisés
- Les modèles personnalisés permettent de prédire la résistance des vertèbres mais aussi la localisation de la fracture en chargement quasi-statique. En revanche, la personnalisation n'a jamais été testée pour des chargements dynamiques.

Ces différentes constations mènent à la question de recherche suivante :

« Comment modéliser de manière biofidèle le corps vertébral en chargement dynamique en tenant compte de l'âge ? »

Trois objectifs spécifiques sont développés dans ce sujet :

1. Créer les matrices de variations des paramètres caractéristiques de l'os en fonction de l'âge.
2. Réaliser une campagne d'essais en dynamique pour :
   - Étudier le comportement du corps vertébral à vitesse de sollicitation élevée
   - Collecter des données pour la validation des modèles
3. Modéliser le corps vertébral en chargement dynamique et rendre ces modèles biofidèles en tenant compte de l'âge
   - Evaluer les propriétés mécaniques des os dans le modèle SM2S de la lombaire L5 du corps vertébral en compression jusqu'à la rupture à différentes vitesses de sollicitations
   - Adapter ce modèle de corps vertébral en fonction de l'âge. L'âge sera pris en compte au niveau des propriétés mécaniques et plusieurs groupes d'âges seront testés
   - Réaliser des modèles personnalisés des vertèbres testées lors de la partie expérimentale et évaluer l'efficacité de la méthode en chargement dynamique pour prédire la réponse de la vertèbre (effort maximal, déplacement, énergie et raideur) et localiser l'initiation de la fracture

Pour atteindre le premier objectif, une partie de la **revue de la littérature** a consisté à recenser les différentes études portant sur l'évolution des propriétés mécaniques en fonction de l'âge (travaux recensés en Annexe B). Ces données, regroupées en matrices de variations, serviront de base pour implémenter l'effet de l'âge dans les modèles par éléments finis de vertèbres.

Le **volet expérimental** de ce travail est développé dans le troisième chapitre. Des essais de compression sur des corps vertébraux ont été réalisés pour des chargements de 0.5 m/s. Les informations apportées par les résultats des essais (courbes effort-déplacement, cinématographie rapide), l'analyse des lésions, l'imagerie médicale et l'expertise d'un médecin nous permettrons d'étudier le comportement du corps vertébral en chargement dynamique et d'obtenir des données pour la validation des modèles par éléments finis.

Pour atteindre le troisième objectif, un **volet numérique** se divisant en trois chapitres (numérotés 4,5 et 6) a été réalisé.

Le chapitre 4 a consisté à adapter les propriétés mécaniques du modèle SM2S de la lombaire L5 par éléments finis sollicité en dynamique (2500 mm/s) et à faible vitesse (10 mm/s). Afin de déterminer les propriétés mécaniques de l'os, nous avons choisi d'utiliser une méthode inverse, basée sur une méthode statistique (un plan composite centré). Nous verrons ainsi comment il est possible d'adapter le modèle en fonction de la vitesse.

Le chapitre 5 présente la prise en compte de l'âge dans le modèle SM2S de la lombaire L5. Une méthode itérative a été employée pour valider le modèle à vitesse faible (10 mm/s) et plusieurs hypothèses seront présentées pour adapter le modèle en dynamique (2500 mm/s).

Le chapitre 6 présente le développement de modèles personnalisés de corps vertébraux en chargement dynamique (v=0,5m/s) en se basant sur les résultats de la partie expérimentale.

CHAPITRE 3 CARACTÉRISATION EXPÉRIMENTALE DU COMPORTEMENT DES CORPS VERTÉBRAUX EN CHARGEMENT DYNAMIQUE

Comme nous avons pu le constater dans la revue de littérature, il existe beaucoup d'études portant sur des essais de compression de vertèbre en quasi-statique [2, 66, 93]. Ces dernières ont souvent été réalisées dans un contexte clinique : l'objectif est de corréler l'effort maximal des vertèbres avec la densité minérale osseuse mesurée par imagerie. Elles ont ainsi montré l'efficacité de l'imagerie pour évaluer le risque de fracture chez les patients. En revanche, il existe très peu de travaux en dynamique [4, 5]. Certaines questions se posent alors :

> *Le comportement des vertèbres est-il identique en chargement dynamique et quasi-statique ? Les connaissances obtenues en quasi-statique sont-elles applicables aux travaux réalisés en dynamique ? L'imagerie permet-elle de prédire la réponse des vertèbres en dynamique ?*

Afin d'améliorer les connaissances sur le comportement des vertèbres en dynamique (contexte de la traumatologie) et obtenir des informations quantitatives concernant la validation des modèles, nous avons réalisé des essais de compression de corps vertébraux en dynamique.

Les objectifs à atteindre dans le cadre de ces essais sont les suivants :

1. Mesurer la réponse mécanique de chaque spécimen et en extraire différents paramètres (effort maximal, déplacement et énergie à l'effort maximal, raideur)
2. Dégager des tendances liées aux paramètres intrinsèques (âge, sexe, données anthropométriques, type de vertèbre) mais aussi expérimentaux (modes et durée de conservation)
3. Tracer les couloirs expérimentaux pour valider les modèles de vertèbres
4. Localiser et identifier les types de fractures obtenues
5. Comprendre les mécanismes lésionnels de la vertèbre en chargement dynamique

3.1 Protocole expérimental

3.1.1 Étapes préliminaires

3.1.1.1 Préparation du rachis

Les essais ont été réalisés sur des os provenant de corps donnés à la science. Les sujets ont été reçus au laboratoire par le biais de l'Association des Dons de Corps des Bouches du Rhône et des départements limitrophes. Les protocoles expérimentaux du LBA ont été validés par le comité de la faculté de médecine de Marseille dirigé par le professeur Georges Leonetti.

Les dates de naissances et de décès des sujets ont été répertoriées. Pour certains sujets, la taille et le poids étaient aussi disponibles. Durant cette série d'essais, les vertèbres de 10 sujets (7 femmes et 3 hommes) ont été testées. Il s'agissait de donneurs âgés : leur moyenne d'âge était de 86 ans (âge compris entre 72 et 93 ans). Leur taille moyenne était de 1m64. Après le décès, ces corps ont été embaumés avec du liquide Winkler [94]. Les rachis ont été prélevés en moyenne 37 jours après le décès (temps *post-mortem* compris entre 2 et 156 jours). Pour deux des sujets (0610 et 0810), les rachis ont été prélevés puis congelés car les moyens d'essais n'étaient pas disponibles immédiatement. Les informations concernant les sujets sont répertoriées en annexe C de ce document. Pour un des sujets (ANEA), aucune information n'était disponible.

Pour chaque sujet, l'IMC (Indice de Masse Corporelle) a aussi été calculé :

$$IMC = \frac{poids}{taille^2} \text{ en kg/m}^2$$

L'IMC est une grandeur qui permet d'évaluer la corpulence d'une personne. Ainsi, selon la valeur de ce paramètre, les sujets sont considérés comme maigres, normaux, en surpoids ou obèses (voir Tableau 3-1).

Tableau 3-1 : Interprétation de l'IMC (source OMS)

Classification	IMC (kg/m2)
Maigreur	<18,5
Normal	18,5 à 24,9
Surpoids	25 à 29,9
Obésité	>30

Ces différentes données (âge, sexe, taille, poids, durée de conservation) ont été répertoriées pour évaluer leur influence sur les résultats obtenus.

3.1.1.2 Scanner

Pour 7 des sujets, il a été possible de scanner le rachis préalablement aux essais. Cette procédure a été réalisée au service radiologie de l'hôpital Nord de Marseille, à l'aide des docteurs Michel Panuel et Kathia Chaumoitre. Ces examens avaient pour objectifs de vérifier l'intégrité osseuse des sujets (et donc de sélectionner les vertèbres préalablement aux essais), de réaliser des mesures de densité et d'apporter des informations sur la géométrie des vertèbres (dimensions, forme).

Pour cela, les rachis ont été placés dans des contenants en plastique. Le CT-scan Somatom Sensation Cardiac 64 de la société Siemens a été utilisé (Figure 3.1). Les rachis ont été scannés avec un volume important de tissu mous [67].

Figure 3.1 : Le scanner Somatom Sensation Cardiac

Pour chaque examen, les caractéristiques ont été répertoriées (voir Tableau 3-2).

Tableau 3-2: Caractéristiques des examens scanner

Sujets scannés	Tension	Dose	Épaisseur de coupe	Résolution
67-117-ANEA	120 kV	350 mAs	0,6 mm	0,816 mm
2310-2610	120 kV	300 mAs	0,6 mm	0,641 mm
0610-0810	120 kV	315 mAs	0,6 mm	0,379 mm

Lors de ces acquisitions, un fantôme de calibration a aussi été scanné (CIRS). L'analyse des images a ensuite permis d'évaluer la relation existant entre les unités Hounsfield et la densité minérale osseuse. Cette relation a ensuite été utilisée pour mesurer la densité osseuse des vertèbres scannées.

Plusieurs méthodes ont été utilisées pour mesurer la densité minérale osseuse et leurs résultats ont été comparés.

La première méthode a consisté à mesurer la densité de l'os trabéculaire dans une région d'intérêt. Cette dernière a été définie à partir du plan médian de la vertèbre sur lequel une zone circulaire a été sélectionnée dans la partie antérieure du corps vertébral (voir Figure 3.2). Elle a ensuite été étendue aux plans supérieurs et inférieurs de la vertèbre, pour former un cylindre de 9 mm de hauteur (voir Figure 3.2). Grâce à ce masque, le nombre Hounsfield moyen de l'os trabéculaire a été évalué. À l'aide de la relation établie entre le nombre Hounsfield et la densité minérale osseuse, il a alors été possible de connaître la densité de l'os trabéculaire sur la zone d'intérêt (ρ_T).

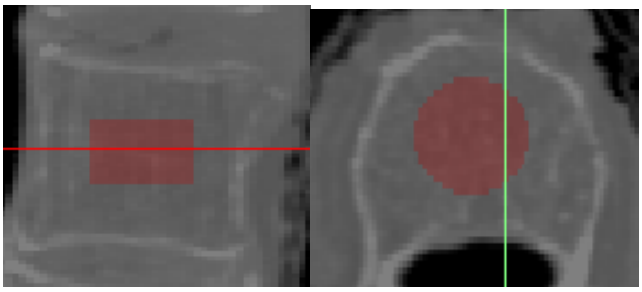


Figure 3.2 : Calcul de la densité trabéculaire (spécimen 2610-L2)

La deuxième méthode a consisté à mesurer la densité minérale osseuse du corps vertébral. Un masque comprenant l'ensemble du corps vertébral (plateau et os cortical inclus) a été créé (voir Figure 3.3). La densité ainsi évaluée est appelée ρ_i (pour densité intégrale).

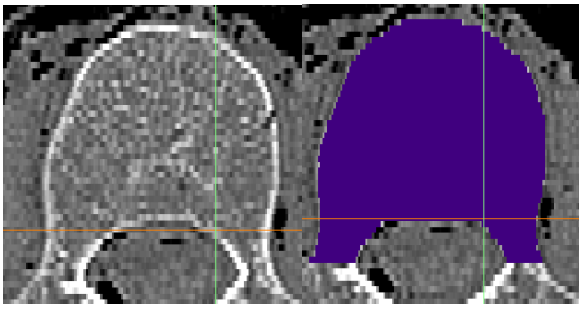


Figure 3.3 : scanner de la vertèbre, avec le masque correspondant à l'ensemble de la vertèbre en bleu pour le calcul de la densité intégrale

3.1.1.3 Préparation des vertèbres isolées

Une fois le rachis scanné, les différentes vertèbres ont été séparées en coupant les disques. Une attention particulière a été apportée lors de la découpe afin de ne pas enlever une partie de l'os, étape complexe car les disques étaient parfois dégénérés (hauteur faible). Les tests s'effectuant sur les corps vertébraux, les parties postérieures des vertèbres ont été découpées avec une scie. Ce choix a été fait afin de réaliser une compression pure du corps vertébral.

Dans le cadre de ce travail, seules les vertèbres lombaires ont été étudiées. Au final 28 vertèbres provenant de 10 sujets ont été obtenues. Les os ont ensuite été nettoyés. L'eau oxygénée n'a pas pu être utilisée pour nettoyer les vertèbres car elle enlève les résidus de chair et de graisse mais elle a aussi une influence sur les propriétés mécaniques de l'os [95]. A la place, les vertèbres ont été nettoyées avec un scalpel.

3.1.1.4 Biométrie des vertèbres

Afin de calculer la contrainte, l'aire de la partie centrale de la vertèbre (plus petite que celle des plateaux) a été mesurée sur les images scanner [2] (voir Figure 3.4). La hauteur de la vertèbre a aussi été mesurée sur les images scanner (voir Figure 3.4) afin de calculer la déformation. La contrainte et la déformation n'ont donc été évaluées que pour les vertèbres scannées.

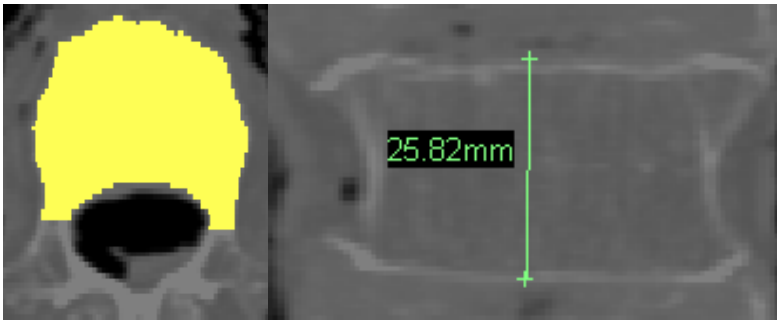


Figure 3.4 : Calcul de l'aire et de la hauteur d'une vertèbre (spécimen 2610-L2)

3.1.1.5 Scellement des os

Dans le cadre de cette étude, le choix a été fait de solliciter les vertèbres en compression verticale. Afin de réaliser une compression verticale du corps vertébral, les deux plateaux du corps vertébral ont été moulés dans de la résine. Ce protocole s'inspire de la méthode utilisée par Crawford et coll. [3]. Cette approche a été choisie en raison de la forme irrégulière des plateaux des corps vertébraux.

La résine F18 (société Axson) a été choisie pour réaliser les moules. Ce choix est justifié par le fait qu'il s'agit d'une résine à prise rapide, résistante, et présentant un pic exothermique aussi faible que possible lors de la polymérisation (pour ne pas modifier les propriétés mécaniques de l'échantillon). Cette résine a déjà été utilisée lors d'essais expérimentaux réalisés au laboratoire [72].

Pour réaliser le moule, le plateau supérieur du corps vertébral a d'abord été suspendu par une pince et la partie inférieure a été immergée dans de la résine contenue dans une coupelle de diamètre 75 mm (voir Figure 3.5). Une fois la résine solidifiée (après un temps de prise de 15 minutes environ), l'étape suivante a consisté à mettre en résine l'autre plateau. Pour cela, une coupelle d'aluminium a été remplie de résine et la première coupelle posée dessus (voir Figure 3.5). Ce protocole permet d'obtenir deux plateaux parallèles. Le parallélisme a été ensuite vérifié avec un niveau.

Figure 3.5 : Le dispositif de scellement des vertèbres

Une fois la résine fixée, la partie inférieure de chaque vertèbre a été repérée afin de permettre le bon positionnement de l'échantillon lors des essais, ainsi que le nom de la vertèbre pour ne pas mélanger les échantillons (voir Figure 3.6).

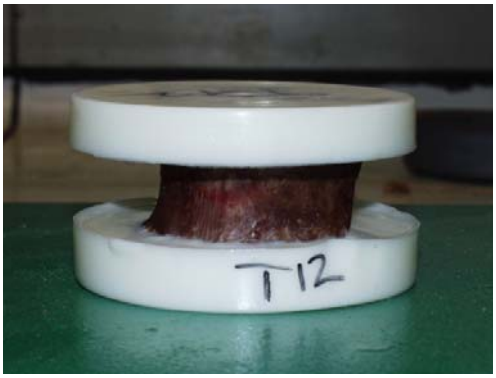


Figure 3.6 : une vertèbre prise dans la résine

3.1.2 Les essais

3.1.2.1 Bâti et instrumentation

Les essais expérimentaux ont été réalisés par un vérin hydraulique axial MTS (voir Figure 3.7). Le vérin a une course de 150 mm.

L'effort axial a été mesuré à l'aide d'une cellule d'effort MTS 661.19F-03, située sous le spécimen testé (voir Figure 3.7). La capacité est de ± 15 kN. La précision est de 0,001 kN.

Le déplacement a été mesuré à l'aide d'un capteur linéaire LVDT (390751-03). Son étendue de mesure est de ± 100 mm. Il a une précision de 0.001 mm sur une gamme de ± 80 mm (gamme d'utilisation). Le conditionneur a pour référence 493.26. La fréquence d'acquisition est de 1024 Hz.

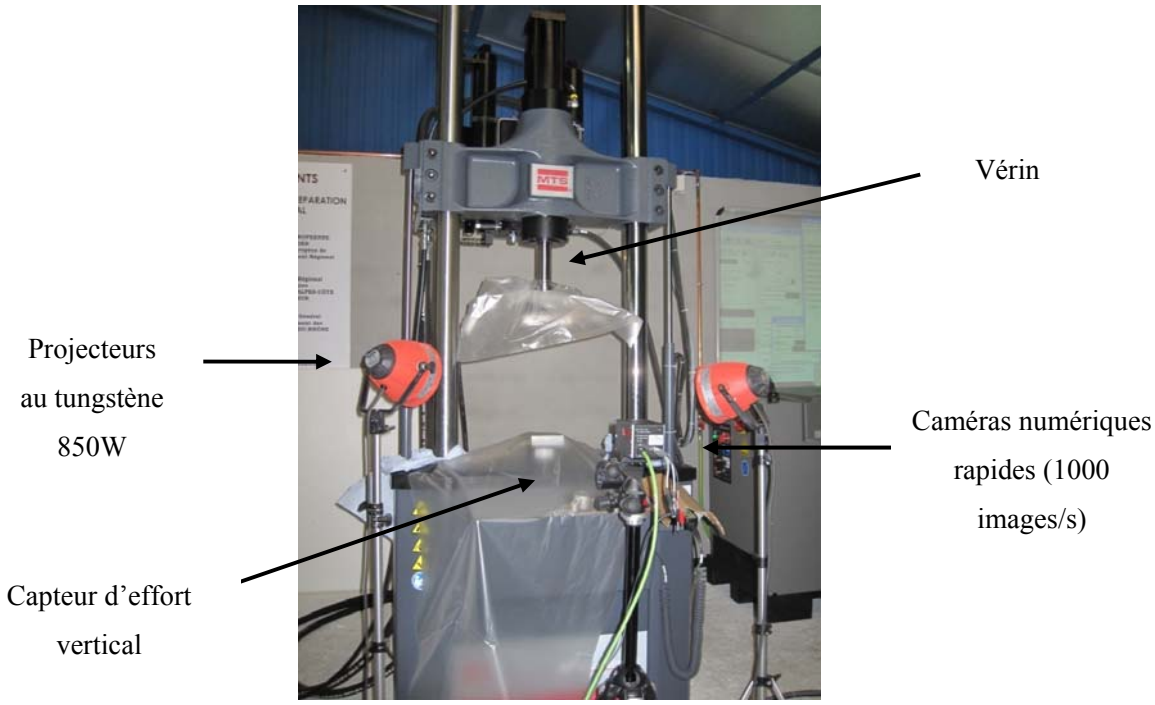


Figure 3.7 : Dispositif expérimental

Les essais ont été filmés à l'aide de caméras numériques rapides (1000 images/secondes). Afin de visualiser au mieux les vertèbres sur les images vidéo, les vertèbres ont été éclairées à l'aide de projecteurs à tungstène (850W). Une caméra a été utilisée pour filmer la partie antérieure de la vertèbre, tandis qu'une autre caméra a permis de filmer la partie postérieure de la vertèbre.

3.1.2.2 Déroulement de l'essai en compression

La première étape a consisté à programmer la course à vide du vérin (Figure 3.8).

L'objectif de ces essais était de tester les vertèbres à 0.5 m/s. Pour que le vérin atteigne un plateau de vitesse, une course de 100 mm du vérin a été programmée (après une série d'essais). Cette course incluait la course avant l'impact avec la vertèbre (voir Figure 3.8 - ❶), la course permettant d'atteindre l'effort maximal de la vertèbre et l'arrêt du vérin.

Le déplacement du vérin a été réglé pour être à 0 lors de l'impact du vérin avec le plateau supérieur de la vertèbre.

Des tests préliminaires ont montré qu'une course de 4 mm était suffisante pour atteindre l'effort maximal de la vertèbre. Une course du vérin de 4 mm (Figure 3.8-❷) a donc été prévue pour atteindre cet effort.

Une difficulté consistait à arrêter le vérin suffisamment rapidement après que l'effort maximal ait été atteint afin de ne pas trop endommager la vertèbre. La solution choisie a consisté à programmer une commande inverse du vérin permettant d'arrêter le vérin sur une course de 4 mm environ pour une vitesse de 0.5 m/s (Figure 3.8 - ❸).

Les phases ❷ et ❸ totalisant un déplacement de 8 mm (-8 mm sur la Figure 3.8 car le 0 correspond au contact entre le vérin et le plateau de résine supérieur) et la course totale du vérin étant de 100mm, le point de départ du vérin a donc été fixé à +92 mm (non représenté sur la Figure 3.8).

Une fois le vérin arrêté, sa direction est inversée (Figure 3.8-❹) pour permettre au vérin de retourner ensuite à son point de départ (+92 mm).

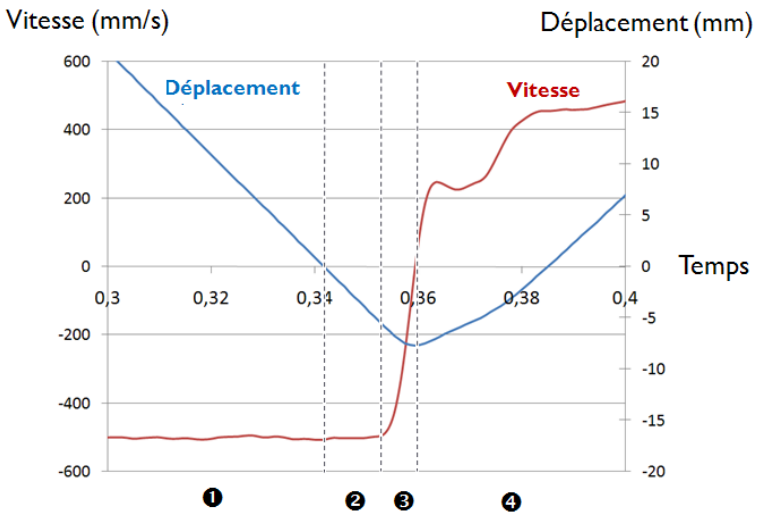


Figure 3.8 : Courbe présentant le déplacement et la vitesse du vérin en fonction du temps lors d'un essai à vide –❶ : phase avant l'impact ; ❷ : phase correspondant au déplacement nécessaire pour aller jusqu'à la fracture de la vertèbre ; ❸ : phase d'arrêt du vérin ; ❹: phase de retour du vérin à son point de départ

Une fois la commande à vide programmée, les essais sur les vertèbres ont pu être réalisés. Pour chaque essai, le spécimen a été placé sur le support et bloqué à l'aide de vis afin de maintenir la résine en position (voir Figure 3.9). Le vérin a ensuite été descendu pour que l'impacteur entre en contact avec le plateau supérieur de résine, le 0 étant alors réglé en déplacement. Puis le vérin a été repositionné à son point de départ (+92 mm), avant de lancer la commande et de déclencher les caméras.

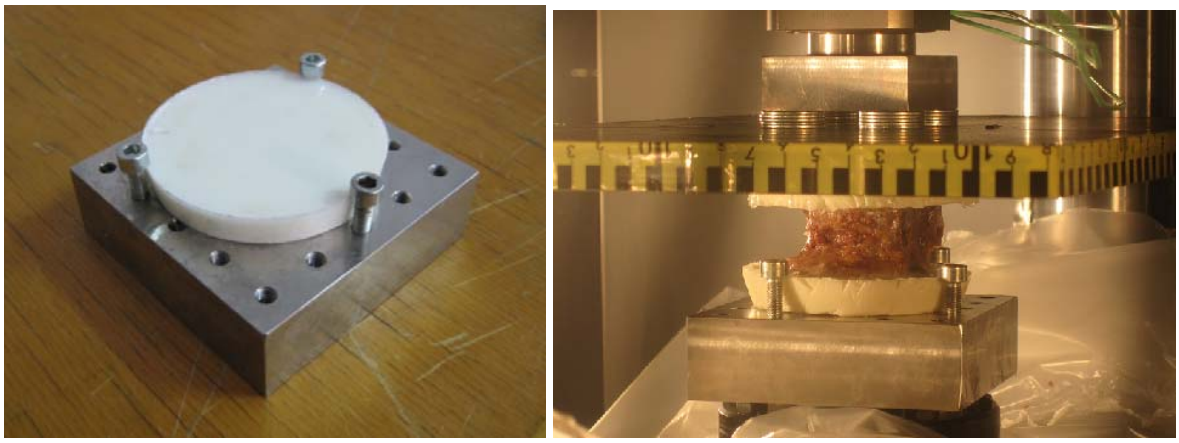


Figure 3.9 : Le plateau de résine est bloqué par des vis placées sur le support (à gauche) – positionnement de la vertèbre préalablement à l'essai (à droite)

3.1.3 Traitement des données

3.1.3.1 Données numériques

Pour chaque vertèbre, le déplacement du vérin ainsi que la force ont été mesurés. Il a ainsi été possible de tracer pour chaque essai les courbes :

- L'effort en fonction du temps
- Le déplacement en fonction du temps
- L'effort en fonction du déplacement

Dans un premier temps, l'allure globale des courbes a été analysée. Il a été ainsi possible de voir si le comportement des vertèbres était identique pour tous les essais.

Puis l'analyse de ces courbes a permis de mesurer pour chaque essai :

- L'effort maximal (en N)
- Le déplacement (en mm)
- L'énergie correspondant à l'aire sous la courbe effort-déplacement (en N.m)
- La raideur (en $N.mm^{-1}$)

À partir de ces données et des informations sur la géométrie des vertèbres, nous avons aussi pu calculer la contrainte et la déformation (pour les vertèbres scannées). La contrainte a été calculée en divisant l'effort maximal par l'aire de la partie centrale de la vertèbre (coupe axiale). La déformation a été calculée en divisant le déplacement par la hauteur de la vertèbre.

3.1.3.2 Vidéos

Les vidéos rapides ont été utilisées pour identifier la localisation de l'initiation de la fracture.

3.1.3.3 Identification des fractures

Suite aux essais, le profil de fracture des vertèbres a été identifié par tomodensitométrie. Les images ont été analysées par un médecin. Dans certains cas, les vertèbres ont aussi été découpées dans le plan sagittal avec une scie à ruban et nettoyées afin d'observer des lésions potentielles au niveau de l'os spongieux.

3.1.3.4 Mesure du tassement

La hauteur initiale des vertèbres (H_i) a été mesurée sur les images scanner préalablement aux tests (voir 3.1.1.4). Durant les essais, les vertèbres ont été compressées d'une hauteur D_v (pour déplacement du vérin). Leur hauteur finale (H_f) a été mesurée sur les images scanner réalisées suite aux essais. Ces différentes étapes sont récapitulées dans la Figure 3.10.

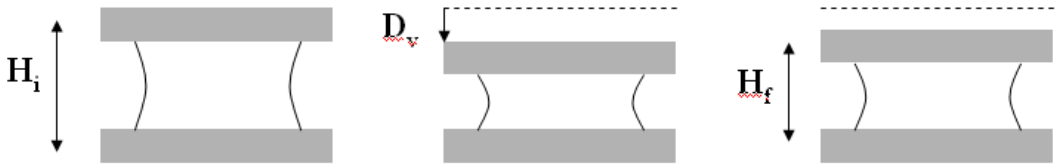


Figure 3.10 : Hauteur de la vertèbre avant l'essai, déplacement imposé au vérin pendant l'essai et hauteur de la vertèbre après l'essai

À partir de ces différentes mesures, plusieurs paramètres ont été évalués.

Le pourcentage de compression a été calculé de la manière suivante :

$$Comp. = \frac{D_v}{H_i}$$

Le pourcentage de tassement, défini par :

$$Tassement = \frac{H_f}{H_i}$$

Le pourcentage de hauteur récupérée a été obtenu avec la formule suivante :

$$Hauteur_récupérée = \frac{H_f - (H_i - D_v)}{H_i}$$

3.2 Résultats

3.2.1 Mesure de la densité minérale osseuse

Les valeurs des différentes mesures de densité minérale osseuse (trabéculaire et intégrale) sont présentées dans le Tableau 3-3.

Tableau 3-3 : Résultats obtenus pour les deux mesures de densité

	ρ_T (mg/cm^3)	ρ_i (mg/cm^3)
Moyenne	60.2	164.9
Ecart-type	29,9	47,1
Minimum	13,7	83,6
Maximum	104,9	244,8

3.2.2 Analyse des courbes

La Figure 3.11 présente la courbe effort-déplacement d'une vertèbre caractéristique en compression dynamique. Après une course d'environ 90 mm, le vérin entre en contact avec la vertèbre. L'effort augmente alors jusqu'à atteindre un premier pic, défini comme l'effort maximal. On note ensuite une diminution de l'effort mesuré, puis une reprise de la charge de la vertèbre. Le vérin est alors freiné puis arrêté, l'effort mesuré revenant alors à 0.

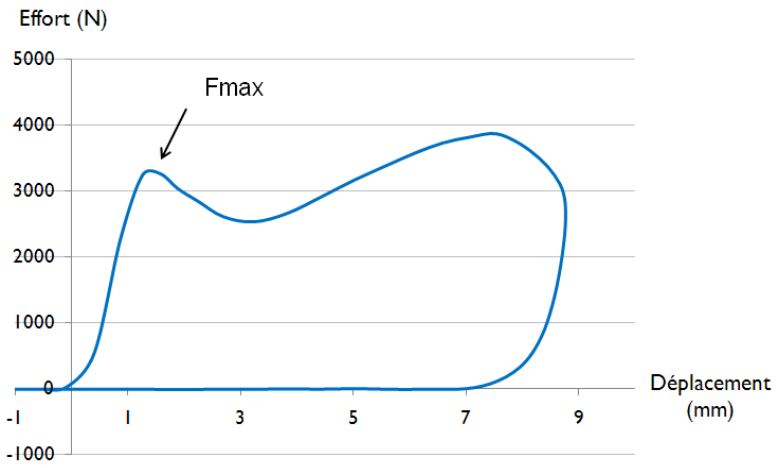


Figure 3.11 : Courbe effort-déplacement obtenue lors d'essais en compression dynamique pour un spécimen représentatif (105-L3)

La Figure 3.12 présente la première partie de cette courbe. On note que la partie initiale de la courbe est non linéaire (Figure 3.12 - ❶). La courbe présente ensuite une phase linéaire (Figure 3.12 - ❷), puis une phase d'endommagement (Figure 3.12 - ❸), jusqu'à l'effort maximal.

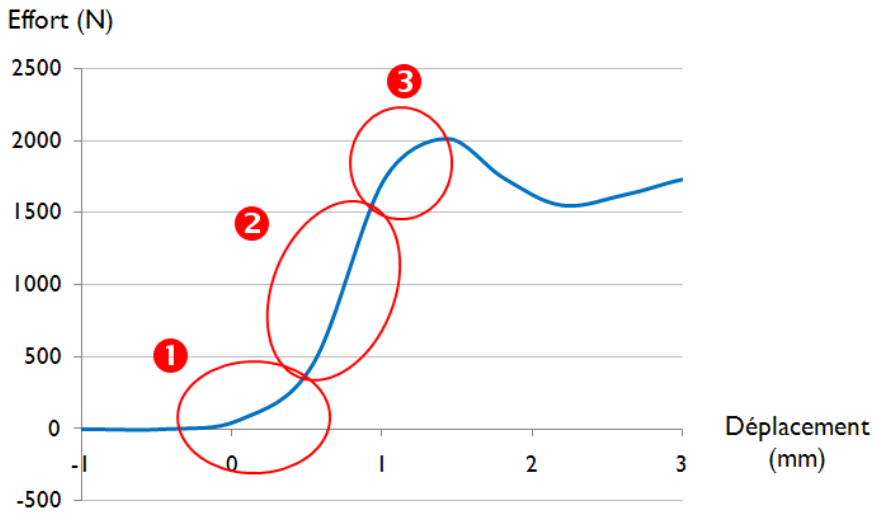


Figure 3.12 : Partie initiale de la courbe effort-déplacement (spécimen 104-L4)

Cette courbe effort-déplacement a une allure similaire à la courbe contrainte-déformation caractéristique d'un échantillon d'os spongieux (voir Figure 1.3). Une fois la contrainte maximale atteinte, qui correspond à la ruine de l'échantillon, l'os spongieux présente un plateau constant suivi par une phase de consolidation due à l'affaissement complet des cellules de la structure osseuse [11]. Pour la vertèbre, le premier maximum de l'effort est suivi d'une diminution puis une reprise de l'effort. Cette reprise pourrait s'expliquer par la densification de l'os spongieux.

Sur l'ensemble des vertèbres testées, les courbes effort-déplacement de quatre vertèbres sont irrégulières (voir Figure 3.13) : l'effort maximal est précédé d'un premier pic. Pour les mesures de l'effort maximal et du déplacement correspondant, nous avons recensé les valeurs du deuxième pic, car il est suivi d'une diminution marquée de l'effort.

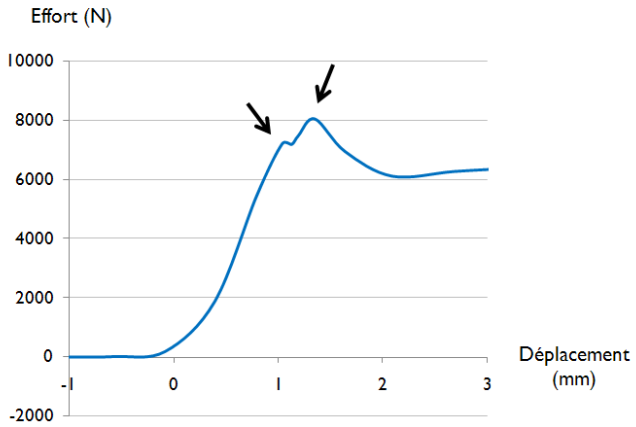


Figure 3.13 : Courbe effort-déplacement pour un échantillon présentant une rupture en deux pics (spécimen 117-L5)

Les courbes effort-déplacement pour l'ensemble des essais sont présentées Figure 3.14.

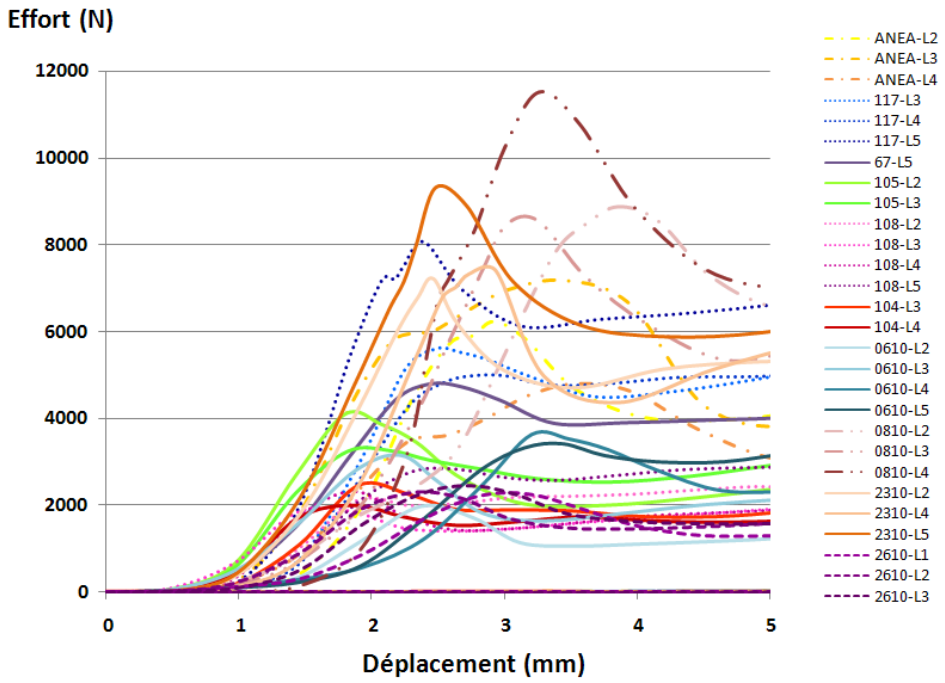


Figure 3.14 : Courbes effort-déplacement de toutes les vertèbres testées

3.2.3 Analyse des vidéos

Pour l'ensemble des essais, le comportement des vertèbres est similaire. C'est pourquoi afin de visualiser le déroulement des essais, nous avons extrait des photos des vidéos pour un spécimen représentatif (117-L3). Une des caméras rapides filme la partie antérieure de la vertèbre (Figure 3.15) et l'autre la partie postérieure (Figure 3.16) :

Les différentes étapes de l'essai sont les suivantes :

- La première image (**t=0.047s**) correspond au moment où le vérin entre en contact avec la résine. Le vérin poursuit ensuite sa course et la vertèbre commence à se déformer. On note sur la vidéo un ralentissement du vérin.
- Lorsque le temps correspondant à l'effort maximal est atteint (identifié grâce aux courbes numériques), on observe sur la vidéo une ré-accélération du vérin. Ceci est accompagné par une expulsion de moelle osseuse **(t=0.055s)**. Elle est visible sur les deux images (cercle

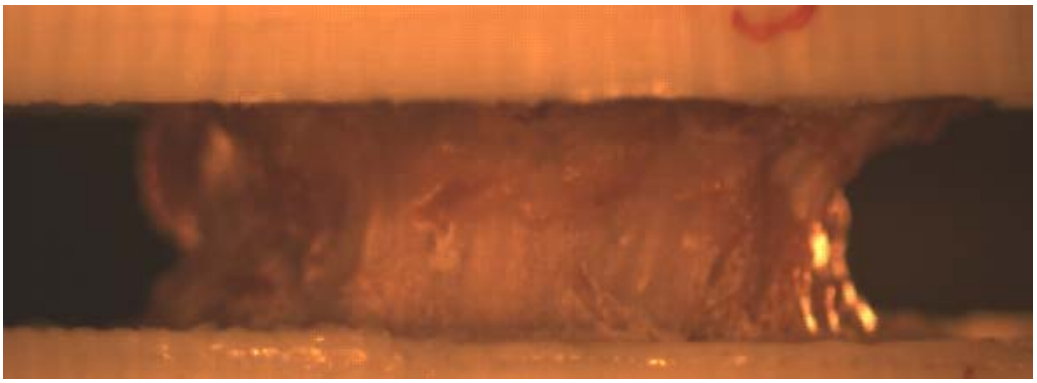
blanc). Sur la vue postérieure, on peut aussi observer un gonflement du mur postérieur de la vertèbre (cercle jaune). La vidéo nous permet donc d'avoir des informations sur la localisation possible de l'initiation de la fracture. Pour visualiser parfaitement la zone qui rompt en premier, il faudrait nettoyer complètement l'os cortical de la vertèbre sans l'endommager, ce qui est difficile à réaliser. Par ailleurs, on s'éloignerait aussi du comportement physiologique de la vertèbre en retirant ces tissus (notamment les ligaments).

- À **t=0.066s**, le vérin atteint son déplacement maximal. La course du vérin est ensuite inversée et il retourne à son point de départ.
- À **t=0.130s**, le vérin est arrêté. On constate qu'à la fin de l'essai, la hauteur de la vertèbre est plus grande qu'au moment où le vérin est à sa course maximale. Il y a donc un retour élastique de la vertèbre (flèches en blanc sur la figure).

L'analyse des vidéos de tous les spécimens nous a permis de constater que l'expulsion de la moelle osseuse est en général située, pour la partie antérieure, sur un des côtés de la vertèbre dans la partie centrale du corps vertébral. On observe aussi dans certains cas que ce jet est situé au niveau du tiers supérieur du corps vertébral, à la jonction avec la résine. Pour la partie postérieure, la vertèbre rompt en général au niveau du mur postérieur (veine basi-vertébrale), des pédicules, et parfois sous les pédicules.

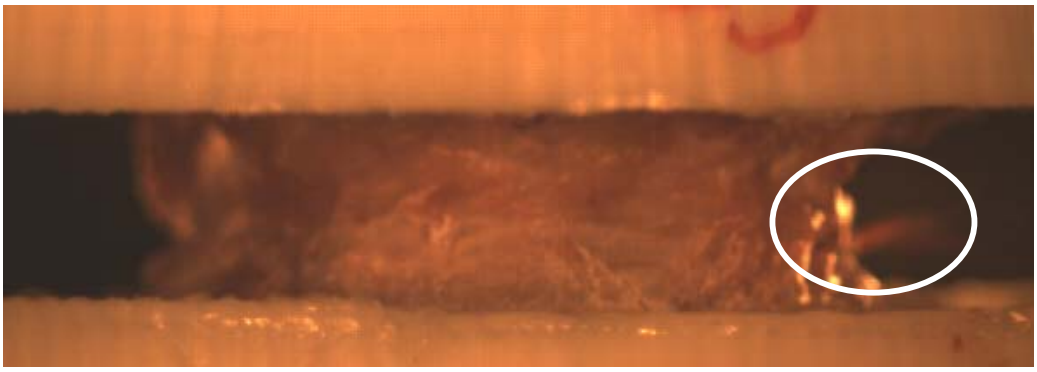
T=0.047

Mise en contact du vérin



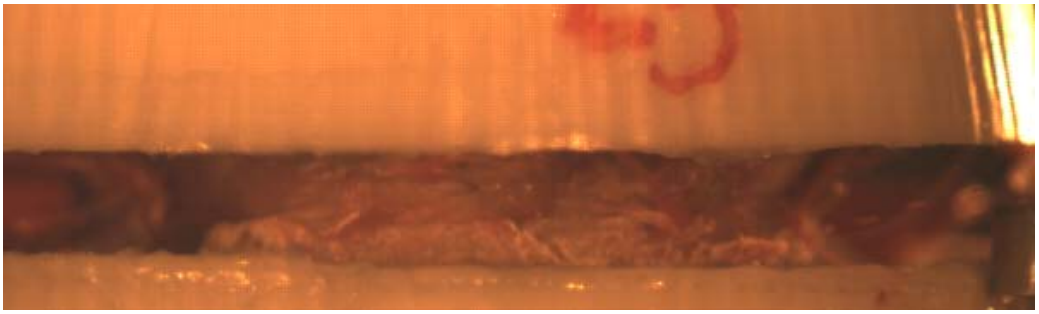
T=0.055

Initiation de la fracture



T=0.066

Course maximale du vérin



T=0.130

Retour du vérin à son point de départ

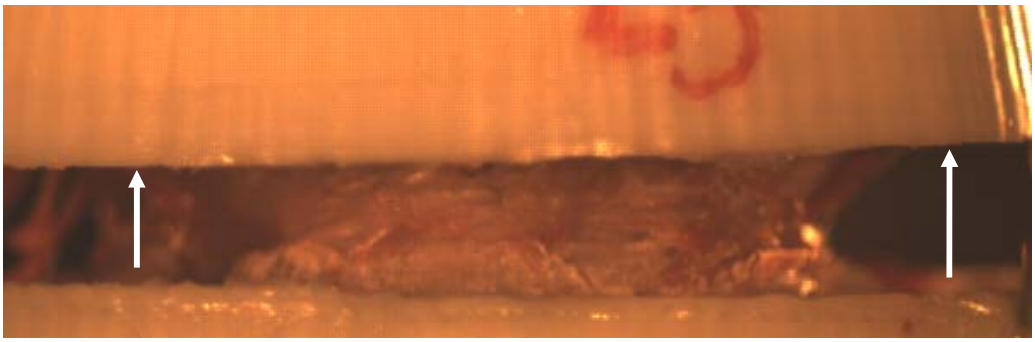
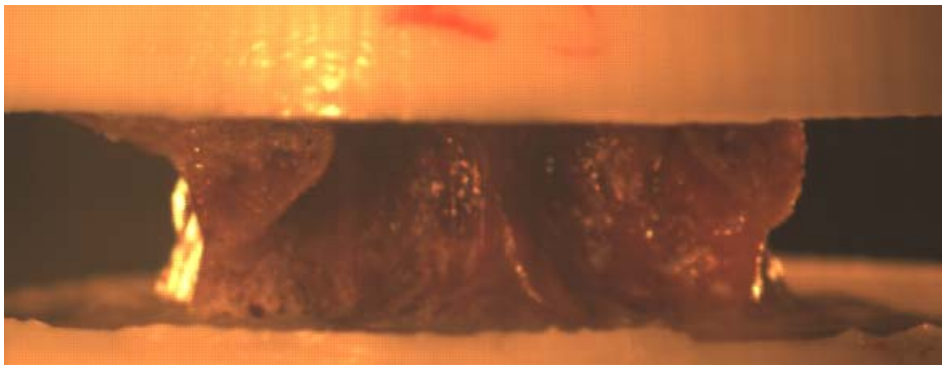


Figure 3.15 : Réponse caractéristique du corps vertébral en compression - vue antérieure (spécimen 117-L3)

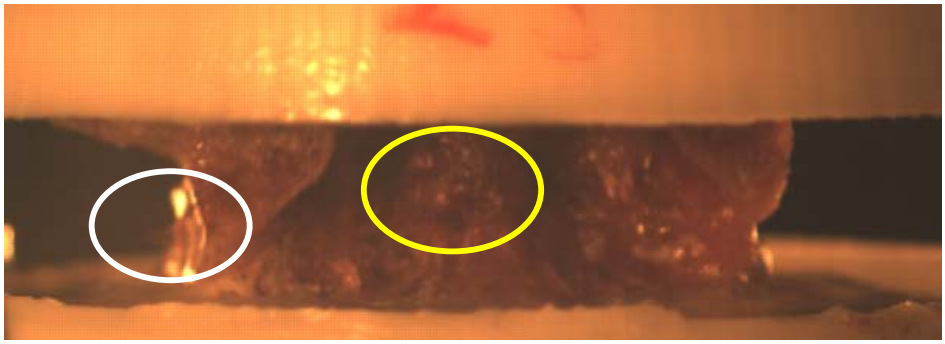
T=0.047

Mise en contact du vérin



T=0.055

Initiation de la fracture



T=0.066

Course maximale du vérin

T=0.130

Retour du vérin à son point de départ

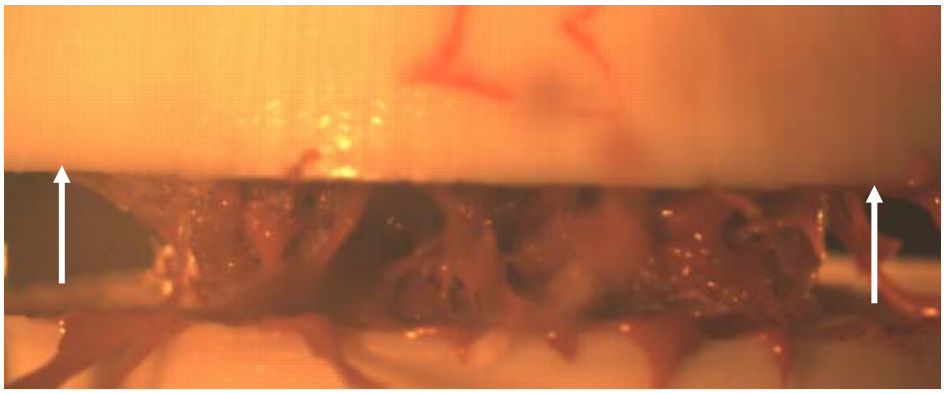


Figure 3.16 : Réponse caractéristique du corps vertébral en compression - vue postérieure (spécimen 117-L3)

3.2.4 Analyse des données numériques

3.2.4.1 Résultats en fonction des sujets

Les caractéristiques des 10 sujets ainsi que les résultats moyens des vertèbres testées pour chaque sujet sont répertoriés dans le Tableau 3-4. Sur les 10 sujets, il nous manque des informations sur un des patients (ANEA), c'est pourquoi nous avons étudié seulement 9 cas.

Tableau 3-4 : Caractéristiques et résultats pour les différents sujets testés

Sujets	Age	Taille (cm)	Poids (kg)	IMC (kg/m^2)	Temps post-mortem (jours)	Sexe	ρ_T (mg/cm^3)	ρ_i (mg/cm^3)	F_{max}(N)	Dépl. (mm)	Energie (N.m)	Raideur (N.mm^{-1})
67	88	155	64	26,6	156	F	82	167.4	4799	2,444	4,0	4153
104	83	165	46	16,9	49	F	X	X	2233	1,882	1,3	2585
105	92	164	54	20,1	36	F	X	X	3684	1,974	2,6	4079
108	93	165	39	14,3	31	F	X	X	2283	2,066	1,7	2671
117	72	166	80	29,0	23	F	71.4	194.8	6215	2,551	4,7	6637
610	88	165	71	26,1	15	F	33.5	128.1	3037	2,811	2,5	2520
810	90	170	91	31,5	14	H	96.2	225.1	9645	3,459	9,5	6667
2310	77	173	75	25,1	7	H	80.7	177.2	7969	2,630	6,1	6383
2610	92	154	46	19,4	2	F	17.3	88.7	2339	2,751	2,3	2078
ANEA	X	169	X	X	X	H	63.9	186.5	6074	3,313	8,2	5311

La **matrice de corrélation** permettant d'étudier l'influence des différentes caractéristiques des sujets sur les résultats est présentée dans le Tableau 3-5**.**

Tableau 3-5 : Matrice de corrélation des résultats en fonction des sujets (les cases en rouge correspondent aux cas où p < 0,01)

	âge	**taille**	**Poids**	**IMC**	**TPM**	**Sexe**	**Fmax**	**Dépl.**	**Energ.**	**Raid.**
F_{max}.	-0,40	0,59	**0,88**	**0,80**	0,11	**0,86**	1			
Déplac.	-0,01	0,18	0,76	0,77	0,29	0,62	0,68	1		
Energie	-0,24	0,50	**0,87**	**0,81**	-0,13	**0,86**	**0,98**	0,79	1	
Raideur	-0,60	0,60	**0,83**	0,75	-0,08	0,69	**0,93**	0,46	**0,85**	1

Ici le nombre de sujets étant relativement faible, la matrice de corrélation permet surtout d'avoir une première indication sur l'influence des différents paramètres pour la population considérée.

On constate que trois paramètres pourraient avoir une influence sur l'effort maximal et l'énergie : ceux sont l'IMC, le poids et le sexe. On constate en effet que l'effort maximal est plus élevé chez les hommes (F_{max}=7896N en moyenne) que chez les femmes (Fmax=3513N en moyenne). De même, lorsque l'IMC et le poids sont élevés, l'effort et l'énergie sont aussi élevés.

L'âge, la taille ou le temps *post-mortem* n'expliqueraient pas les différences observées au niveau de l'effort, du déplacement et de l'énergie. Par ailleurs aucun paramètre n'aurait d'influence significative sur le déplacement.

3.2.4.2 Résultats en fonction des vertèbres

Les statistiques globales sur les 28 vertèbres testées sont répertoriées dans le Tableau 3-6. Nous pouvons ainsi observer que la dispersion de l'effort et de l'énergie, ainsi que celle de la raideur sont importantes. En revanche celle du déplacement est beaucoup plus faible.

Tableau 3-6 : Statistiques générales concernant l'ensemble des vertèbres testées

	F_{max} (N)	**Déplacement (mm)**	**Energie (N.m)**	**Raideur (N/mm)**
Moyenne	4808,7	2,63	4,33	4267
Ecart type	2733,8	0,59	3,02	2044
Min.	1848,7	1,80	1,02	1779
Max	11511,5	3,86	11,88	8943

Parmi les 28 vertèbres testées, 20 ont été scannées préalablement aux essais.

La matrice de corrélation suivante (Tableau 3-7) nous permet de voir l'influence du niveau lombaire, de la géométrie de la vertèbre (hauteur et aire mesurées sur le scanner) et de la densité minérale osseuse sur la réponse de la vertèbre.

Les facteurs ayant les coefficients de corrélation les plus élevés sont la contrainte et l'effort maximal (r=0.95) et la déformation avec le déplacement (r=0.92). On observe aussi une corrélation entre l'énergie et l'effort maximal (r=0,81) et entre l'énergie et le déplacement (r=0,63).

Tableau 3-7 : Matrice de corrélation des essais pour les vertèbres scannées (les cases en rouge correspondent aux cas où p<0,01)

	Lomb.	**ρ_T**	**ρ_i**	**Haut.**	**Aire**	**F_{max}**	**Depl.**	**Cont.**	**Déf.**	**Energ**	**Raid.**
Lombaire	1,00										
ρ_T	0,38	1,00									
ρ_i	0,34	**0,90**	1,00								
Haut.	-0,20	0,05	0,25	1,00							
Aire	0,41	0,26	0,13	0,01	1,00						
F_{max}	0,29	**0,81**	**0,82**	0,19	0,39	1,00					
Depl.	-0,04	0,29	0,43	0,54	-0,05	0,27	1,00				
Cont.	0,19	**0,78**	**0,86**	0,23	0,08	**0,95**	0,33	1,00			
Déf.	0,05	0,30	0,38	0,16	-0,07	0,22	**0,92**	0,27	1,00		
Energie	0,13	**0,71**	**0,79**	0,30	0,19	**0,81**	**0,63**	**0,82**	**0,59**	1,00	
Raideur	0,28	**0,69**	**0,75**	0,05	0,26	**0,89**	0,07	**0,88**	0,05	**0,69**	1,00

On constate une corrélation importante entre l'effort maximal et la densité minérale osseuse. La valeur de r est quasiment identique pour les deux calculs de densité (0,81 et 0,82 pour les densités trabéculaires et intégrales respectivement).

Le diagramme de dispersion de l'effort maximal en fonction de la densité minérale osseuse (voir Figure 3.17) permet de mieux comprendre la relation existant entre ces deux facteurs. On observe ainsi une augmentation de l'effort en fonction de la densité minérale osseuse.

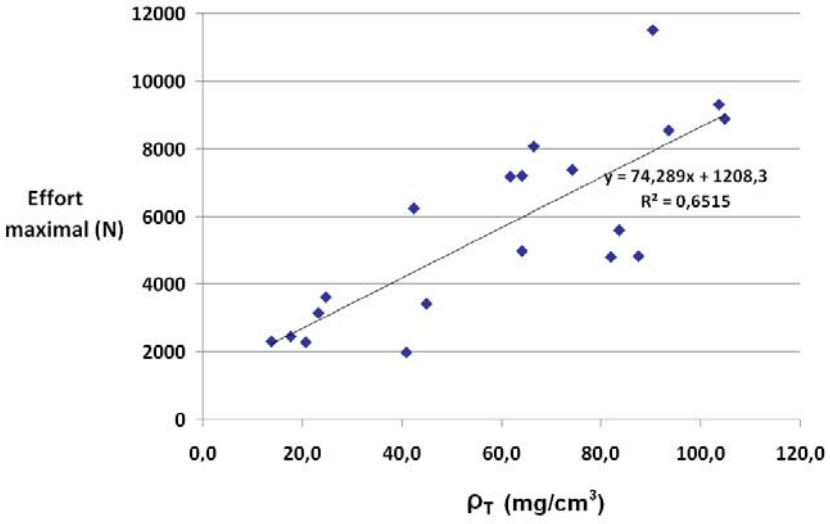


Figure 3.17 : Diagramme de dispersion de l'effort en fonction de la densité trabéculaire

La densité intégrale (ρ_i) est le paramètre qui présente la meilleure corrélation (r=0,86) avec la contrainte (voir Figure 3.18). La densité de l'os trabéculaire (ρ_T) présente une corrélation légèrement inférieure (r=0,78).

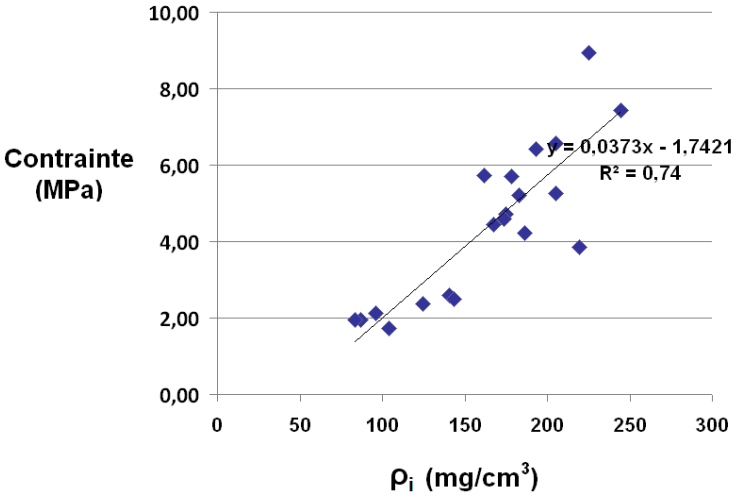


Figure 3.18 : Diagramme de dispersion de la contrainte en fonction de la densité osseuse intégrale

La densité intégrale permet aussi d'expliquer en partie les variations de la raideur et de l'énergie, mais la corrélation est moins forte que pour l'effort maximal (r=0.75 et r=0.79 respectivement).

Cette matrice nous permet aussi de constater que le niveau de la lombaire (L1, L2, L3, L4 ou L5) n'explique pas les différences de réponses entre les vertèbres. Les caractéristiques géométriques (aire ou hauteur) seules n'expliquent pas non plus les différences pour l'effort maximal, le déplacement ou l'énergie.

Nous pouvons aussi observer que le déplacement et la déformation ne sont pas influencés par les différentes variables. La Figure 3.19 présente le déplacement en fonction de l'effort. On note une faible dispersion du déplacement quel que soit l'effort maximal. Les écart-types du déplacement (0,48mm) et de la déformation (1,54%) étant relativement faibles, ceci pourrait indiquer que ces mesures ne dépendent pas de l'échantillon.

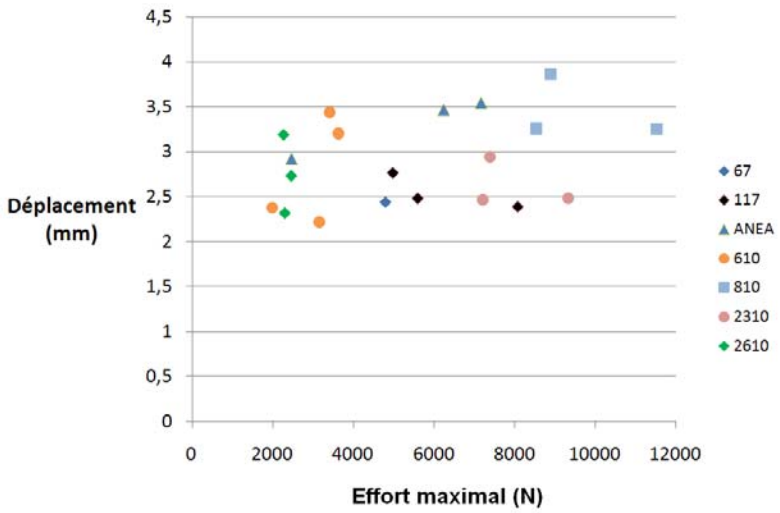


Figure 3.19 : Déplacement en fonction de l'effort pour les vertèbres scannées

La matrice de corrélation nous permet aussi de constater qu'il existe une forte corrélation (r=0,89) entre la raideur et l'effort maximal des vertèbres. La Figure 3.20 présente l'effort

maximal en fonction de la raideur pour l'ensemble des vertèbres, ainsi que la droite de régression entre ces deux paramètres. Le déplacement n'a par contre aucune influence sur la raideur (r=0,07).

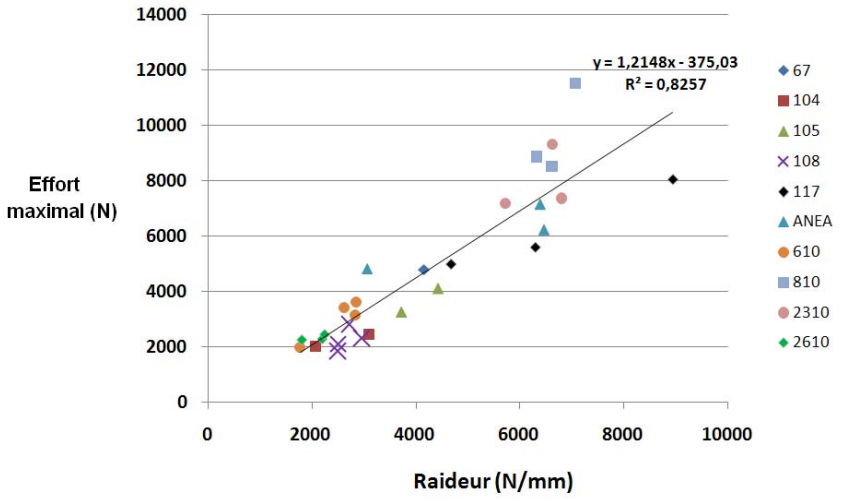


Figure 3.20 : Effort en fonction de la raideur pour l'ensemble des vertèbres

3.2.5 Analyse des vertèbres après examen tomodensitométrique et coupe

3.2.5.1 Tassement

Pour chaque essai, un déplacement de 9 mm environ a été imposé aux spécimens testés. Cette course correspond à un pourcentage de compression de 34,5 % en moyenne des vertèbres (voir Tableau 3-8). Le pourcentage de tassement est de 81%, la vertèbre récupérant environ 15.5% de sa hauteur (voir Tableau 3-8).

Tableau 3-8 : Résultats des mesures de compression et de tassement

	Pourcentage de compression (%)	Pourcentage de tassement (%)	Pourcentage de hauteur récupérée (%)
Moyenne	34,51	81,05	15,56
Ecart-type	2,53	4,90	5,34
Minimum	31,25	75,27	8,38
Maximum	38,81	90,83	29,63

3.2.5.2 Analyse des fractures

Les vertèbres présentent un trait de fracture horizontal, situé soit :

- Dans le tiers supérieur du corps vertébral, à proximité du plateau (voir Figure 3.21).
- Dans la partie centrale du corps vertébral, là où l'aire de la vertèbre est la plus faible.

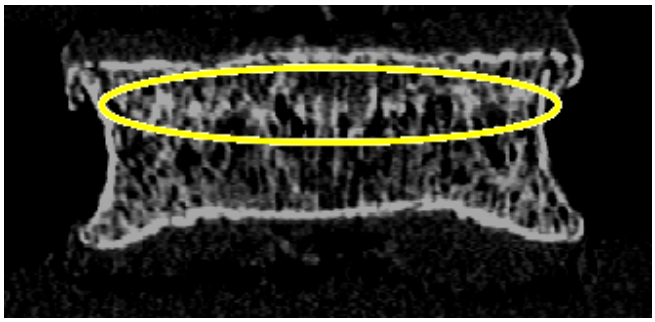


Figure 3.21 : Trait de fracture situé dans le tiers supérieur de la vertèbre (vertèbre 2310-L4)

Pour quelques vertèbres, le trait n'est pas clairement visible. Ces tassements sont parfois accompagnés d'un recul du mur postérieur de la vertèbre, ce qui est observé couramment en clinique. Certaines vertèbres présentent aussi un pli de l'os cortical de la partie antérieure du corps vertébral (voir Figure 3.22). Ce cas de figure est rarement observé chez les patients. On observe aussi dans certains cas une rupture du plateau supérieur.

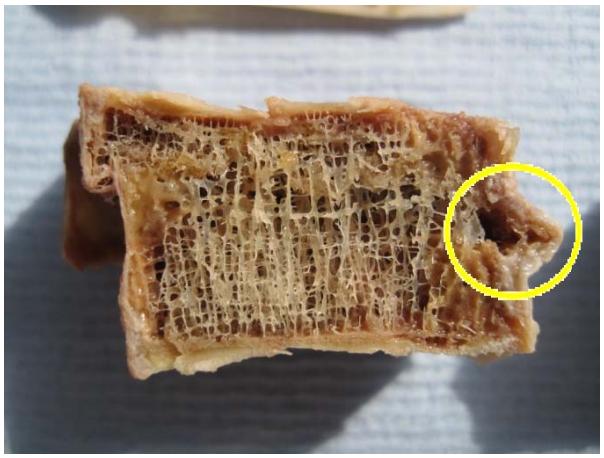


Figure 3.22 : vertèbre présentant un pli de l'os cortical dans la partie antérieure du corps vertébral

3.3 Discussion

- Sur l'allure des courbes et les mécanismes de fracture

Concernant l'allure des courbes, nous avons pu constater que les courbes effort-déplacement de quatre vertèbres étaient irrégulières : l'effort maximal était précédé d'un premier pic (voir Figure 3.13). Ceci semble indiquer que pour ces spécimens, le mécanisme de fracture est différent et se déroule en deux temps. Sur ces quatre vertèbres, trois provenaient d'un même sujet ayant servi pour des essais corps complet. Il est donc possible qu'elles aient été endommagées préalablement à nos essais.

Les fractures obtenues suite aux essais sont toujours des tassements. Ces fractures sont principalement observées chez les personnes âgées. Malgré la vitesse élevée, nous n'avons pas observé de fractures comminutives (provoquant un « éclatement » du corps vertébral) caractéristiques des chargements dynamiques. Ceci s'explique probablement par le mode de chargement utilisé : la résine englobe tout le plateau supérieur, et crée donc un chargement uniforme sur la partie supérieure de la vertèbre. Les fractures comminutives sont créées par un chargement du centre de la vertèbre par le nucleus. Pour obtenir ce type de fracture, il est donc nécessaire de tester des spécimens avec disques intervertébraux. Ces essais sont réalisés dans le cadre de la thèse de E. Wagnac.

Concernant la localisation du trait de fracture, nous avons pu observer que le trait de fracture transverse était généralement situé dans le plan médian ou dans le tiers supérieur du corps vertébral. Le plan médian est la zone où la section de la vertèbre est la plus faible (partie centrale de la vertèbre), ce qui peut expliquer une plus grande fragilité.

- Comparaison avec la littérature

En comparant nos résultats avec ceux de Kazarian et Graves [5], qui ont réalisé des essais de compression de corps vertébraux à différentes vitesses (voir Tableau 3-9), on constate que nos mesures sont similaires à celles obtenues à $0.889*10^{-4}$ $m.s^{-1}$, mais plus faibles que celles obtenues en dynamique (0,889 $m.s^{-1}$).

De même, en comparaison avec les résultats d'Ochia et coll. [4], qui ont aussi réalisé des essais de compression de vertèbres à deux vitesses (2.5m/s et 0.01m/s), on constate que les valeurs obtenues par notre étude sont plus proches des résultats obtenus par Ochia à 0.01 m/s pour l'effort maximal (voir Tableau 3-9).

Tableau 3-9: Comparaison entre les résultats des études de Kazarian et Graves [5], Ochia et coll. [4] et l'étude actuelle

	Kazarian & Graves			Ochia et coll.		Présente étude
Vitesse (m/s)	0.889	0.00889	$0.889*10^{-4}$	2.5	0.01	0.5
F_{max} (N)	8771.89	6881.39	5515.79	9699 ± 2110	4908 ± 2729	4808,7 ± 2733,8
Déplacement (mm)	2.167	2.588	2.786	-	-	2.63 ± 0.6
Raideur (N/mm)	7151.73	5823.84	4624.66	-	-	4267 ± 2045
Energie (N.m)	6.722	6.417	5.357	6.43 ± 1.89	4.26 ± 3.88	4,33 ± 3,02
Contrainte (N.mm²)	-	-	-	6.95 ± 1.64	3.68 ± 3.21	4,41 ± 2,04

Comment expliquer que nos résultats s'approchent plus des résultats obtenus à faible vitesse qu'à haute vitesse dans ces deux études ? Plusieurs explications sont possibles.

L'âge des sujets peut expliquer les différences observées. En effet les sujets de Kazarian et Graves sont très jeunes (entre 26 et 38 ans) et ceux d'Ochia sont âgés de 70 ans en moyenne. Les sujets de notre étude sont âgés de 86 ans en moyenne. Or les études réalisées en quasi-statique ont montré que l'effort à la rupture des vertèbres diminuait avec l'âge [1]. Ceci expliquerait donc des valeurs faibles des différents paramètres obtenus pour cette étude.

Une autre explication pourrait être la méthode de conservation. En effet le protocole expérimental adopté par Kazarian et Ochia est différent du protocole adopté dans le cadre de notre étude: les vertèbres ont été prélevées sur des sujets frais puis congelées, avant d'être décongelées quelques heures avant les essais. Dans notre cas, les sujets ont été conservés dans du liquide Winckler (et congelés dans certains cas) puis testés. Les études étant relativement rares sur l'influence de l'embaumement sur les propriétés de l'os spongieux, il est difficile de savoir le réel impact de la méthode de conservation sur la réponse des vertèbres (voir annexe A). Il est possible que la moelle osseuse se dégrade lorsque les échantillons sont embaumés, ce qui pourrait expliquer que les valeurs que nous avons obtenues soient plus faibles que prévu. Afin d'identifier plus précisément l'impact de la conservation, l'idéal serait de comparer des échantillons frais, embaumés et congelés.

Une autre hypothèse serait que la vitesse a une plus grande influence sur les sujets jeunes, et que cette influence diminue avec l'âge, pour devenir inexistante chez les sujets très âgés.

La dernière hypothèse serait que la vitesse n'ait aucune influence, ce qui viendrait en contradiction avec les résultats de Kazarian et Ochia.

Afin de répondre à ces questions, il faudrait réaliser d'autres tests sur la même catégorie d'âge mais à faible vitesse. On pourrait ainsi voir l'influence de la vitesse sur des sujets âgés, spécifiquement. L'idéal serait d'avoir aussi des sujets plus jeunes, mais c'est très rarement le cas.

- Influence de la densité

Dans le cadre de cette étude, nous avons étudié l'influence de la densité minérale osseuse pour 20 vertèbres. Les valeurs obtenues sont faibles (ρ_T =60.2±29.9 mg/cm^3), ce qui s'explique logiquement par l'âge des sujets. Ces valeurs sont en accord avec les valeurs de densité mesurées

par tomodensitométrie présentées par Cann et coll. [96] et Ebbesen et coll. [97] pour les mêmes catégories d'âge (et comprenant des sujets normaux et ostéoporotiques).

Nous avons ici observé une corrélation entre l'effort maximal et la densité minérale osseuse (r^2=0.65 et r^2=0.68 pour ρ_T et ρ_i respectivement). Ce résultat est en accord avec les travaux de la littérature évaluant la corrélation entre l'effort maximal et la densité osseuse (0 .17<r^2<0,67) en quasi-statique [2, 3, 59, 66, 67, 93]. En dynamique (2.5 m/s), la seule étude ayant traité de la relation entre la densité minérale osseuse et l'effort maximal n'a pas montré de relation entre ces deux paramètres [4]. Mais cette étude a été réalisée avec un faible nombre de vertèbres (10), c'est pourquoi il est difficile d'en conclure que la densité n'a pas d'influence sur les propriétés mécaniques osseuses en dynamique.

La Figure 3.23 présente la droite de régression entre la densité minérale osseuse et l'effort maximal obtenue dans notre étude et celle obtenue par Crawford et coll. [3]. Nous pouvons constater que pour notre étude, la pente de la droite est deux fois plus élevée. Ceci pourrait confirmer que la vitesse de sollicitation a une influence sur la résistance osseuse, car les essais de Crawford sont réalisés en quasi-statique. L'influence de la vitesse serait alors plus marquée chez les sujets ayant une densité élevée que ceux ayant une densité faible. Cependant, le protocole n'étant pas tout à fait identique entre les deux études, il serait intéressant de confirmer cette hypothèse en réalisant d'autres essais à faible vitesse.

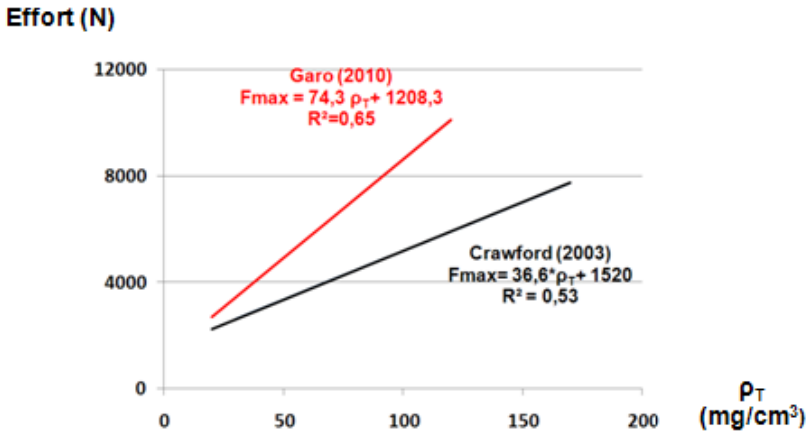


Figure 3.23: Droites de régression entre l'effort maximal et la densité minérale osseuse obtenues dans cette étude et celle obtenue par Crawford [3]

La valeur du coefficient de corrélation (r^2=0,65) montre que la densité trabéculaire (ρ_T) explique en partie seulement la valeur de l'effort maximal. D'autres paramètres, tels que la géométrie exacte de la vertèbre ou l'architecture osseuse, vont probablement avoir une influence aussi sur l'effort maximal du corps vertébral.

Nous avons par ailleurs constaté que la densité intégrale (ρ_i) permettait une meilleure prédiction de la contrainte à la rupture (r^2=0.74) que la densité de l'os trabéculaire seul (r^2=0,61). Ce résultat s'explique logiquement car la densité intégrale prend en compte l'os spongieux et l'os cortical (et la géométrie dans une certaine mesure) et l'os cortical participe à la résistance au chargement des vertèbres [60]. Mais la densité intégrale est plus longue à calculer, car elle nécessite de segmenter l'ensemble du corps vertébral.

- Paramètres biologiques

Ces premiers résultats ont permis d'observer que sur la population étudiée, le sexe a une influence sur l'effort maximal et l'énergie mesurés. Ce résultat n'est pas surprenant car pour la catégorie d'âge étudiée, les femmes ont en général une densité osseuse plus faible (ostéopénie/ostéoporose). Ceci est confirmé par la corrélation forte observée entre la densité osseuse et l'effort.

- Tassement

Nous avons pu observer que lorsque les corps vertébraux étaient testés jusqu'à 34.5% de leur hauteur, ils retrouvaient en moyenne 81% de leur hauteur initiale. Ce résultat est en accord avec les résultats de Kazarian et Graves [5], qui ont observé une récupération de 76% pour un déplacement correspondant à 50% de la hauteur initiale de la vertèbre. Une hypothèse, pour expliquer cette capacité de récupération, viendrait des propriétés de l'os spongieux. En effet, lorsque de très grandes déformations sont appliquées à l'os spongieux, ce sont principalement les travées horizontales, transverses à la direction de sollicitation, qui vont rompre. Les travées verticales vont rester globalement intactes, mais on peut observer des micro-fissures au niveau de la matrice [98]. Ces mécanismes de rupture, au niveau microscopique, permettent à l'os

spongieux, quand il est soumis à une compression importante, de récupérer une grande partie de sa hauteur initiale.

- Relation raideur/effort

Nous avons pu constater une forte corrélation entre l'effort maximal et la raideur des vertèbres testées. Cette corrélation est aussi observée entre la contrainte et le module d'Young de l'os spongieux [98]. La relation obtenue entre l'effort maximal et la raideur de la vertèbre est intéressante car elle permet d'apporter un élément supplémentaire pour la validation des modèles par éléments finis de vertèbre (double validation du modèle sur l'effort et la raideur).

- Sur la méthode

Cette étude a pour avantage d'ajouter aux résultats expérimentaux les informations apportées par l'imagerie. Il est ainsi possible de connaître les caractéristiques des vertèbres (dimensions, état), ainsi que la qualité osseuse préalablement aux tests. L'utilisation de l'imagerie nous permet aussi d'analyser les traits de fracture suite aux essais. Ces informations nous permettent de compléter les données quantitatives obtenues suite aux essais et nous donnent donc des éléments supplémentaires pour la validation des éléments finis (localisation de la fracture, corrélation densité/effort maximal).

- Limites

Dans le cadre de cette série d'essais, 28 vertèbres (dont 20 scannées) provenant de 10 sujets ont été testées. Le nombre de vertèbres testées a permis d'obtenir des premiers résultats concernant l'influence de la densité sur l'effort maximal des vertèbres en chargement dynamique, montrant ainsi l'importance de la qualité osseuse. Il serait pertinent de confirmer les résultats obtenus sur une population plus grande.

Par ailleurs les résultats ont montré une absence de l'influence de l'âge sur les réponses des vertèbres. En effet une seule catégorie d'âge a été étudiée, celle des personnes âgées (moyenne d'âge : 87 ans). Il est cependant très rare de voir des corps donnés à la science de sujets jeunes.

Cette limite liée à l'âge des sujets se retrouve dans la majorité des autres études expérimentales. Ainsi la moyenne d'âge des essais de Buckley et coll. [66] est de 85 ans et celle des essais d'Ochia et coll. [4] est de 70 ans.

3.4 Conclusion de la partie expérimentale et perspectives

Ces essais de compression à la rupture de corps vertébraux en chargement dynamique ont permis de collecter :

- des données quantitatives (Fmax, déplacement, raideur, énergie)
- des informations sur la localisation de la fracture

Ces résultats seront exploités pour la validation des MEF personnalisés (voir Chapitre 6) et pourront servir de bases de données pour d'autres projets.

Les résultats ont montré une corrélation entre l'effort maximal des vertèbres et la densité osseuse évaluée par scanner, ce qui montre que l'imagerie (ici la tomodensitométrie) permet aussi de caractériser (dans une certaine mesure) le comportement des vertèbres en chargement dynamique.

CHAPITRE 4 CALIBRATION DES PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES DANS UN MEF DE VERTÈBRE SOLLICITÉE EN COMPRESSION

Comme nous avons pu le voir dans la revue de la littérature, de nombreux travaux ont porté sur la modélisation des vertèbres par éléments finis. Si les études en chargement quasi-statique sont nombreuses, très peu de travaux se sont focalisés sur l'évaluation des mécanismes lésionnels en chargement dynamique [89, 90]. Une étape importante dans la mise en œuvre d'un modèle numérique consiste à choisir les propriétés mécaniques de l'os [99]. Pour cela on utilise généralement des données provenant de la littérature. Cependant ces données présentent de grandes variations, en raison de la variabilité expérimentale et de la variabilité biologique [100, 101]. Par ailleurs les propriétés de l'os varient en fonction du taux de déformation [24, 102]. Dès lors la question du choix de propriétés les plus adaptées pour un modèle se pose. Ainsi l'attribution des propriétés mécaniques aux os pour des sollicitations en dynamique peut s'avérer complexe.

Comment adapter les propriétés mécaniques de l'os dans un modèle de corps vertébral pour tenir compte de l'influence de la vitesse?

L'objectif de ce travail est d'appliquer une méthode inverse pour évaluer les propriétés mécaniques des os dans un modèle par éléments finis du corps vertébral en compression jusqu'à la rupture pour des chargements dynamiques. La méthode utilisée, qui couple plan composite centré et optimisation, consiste à établir de manière phénoménologique un jeu de paramètres physiquement admissible qui soit cohérent avec la réponse expérimentale de la structure.

4.1 Méthodes

4.1.1 Description du modèle par éléments finis

4.1.1.1 Géométrie

Le modèle par éléments finis du corps vertébral de la lombaire L5 de SM2S [72, 103] a été utilisé pour réaliser cette étude. Il a été reconstruit à partir des images scanner (épaisseur de coupe : 0.6mm) d'un sujet sain représentant le 50e percentile sans problèmes de dos de 32 ans. La segmentation des images scanner a permis la réalisation d'une structure 3D qui a été maillée sous Hypermesh (Altair Hyperworks Version 9.0, Altaïr Engineering Inc.). L'os cortical a été modélisé par des éléments coques d'une épaisseur de 0.4mm [104]. L'os spongieux a été représenté par des éléments tétraèdres dont la longueur caractéristique était comprise entre 1.5 mm et 2 mm. Au total, la vertèbre complète était composée de 23394 éléments.

4.1.1.2 Loi de comportement du matériau

Le corps vertébral était considéré homogène et isotrope, avec des propriétés distinctes pour l'os cortical et l'os spongieux. Leur comportement a été modélisé par une loi élasto-plastique bi-linéaire de **Johnson-Cook**.

Cette loi a souvent été utilisée pour représenter le comportement de l'os [105, 106]. Il s'agit d'un modèle simple destiné à modéliser le comportement des métaux à de grandes déformations, pour des vitesses de déformation et des températures importantes.
La loi est élastique linéaire jusqu'à la limite d'élasticité. Le comportement du matériau est ensuite plastique. La Figure 4.1 représente la courbe contrainte-déformation dans la partie plastique. Quand la déformation maximale est atteinte, l'élément est supprimé. La rupture du matériau est modélisée sans endommagement.

L'équation qui décrit la contrainte en fonction de la déformation durant la phase plastique est la suivante :

$$\sigma = \left(\sigma_y + b\varepsilon_p^n\right)\left(1 + c\ln\left(\frac{\dot{\varepsilon}}{\dot{\varepsilon}_0}\right)\right)\left(1 - \left(T^*\right)^m\right) \quad pour\ T \geq T_{ref}$$

avec $\dot{\varepsilon}_0$ la vitesse de déformation initiale et $T^* = \dfrac{T - T_{ref}}{T_{melt} - T_{ref}}$ où T_{ref} température de référence et T_{melt} température de fusion du matériau.

σ_y, b, n, c, et m sont les constantes définissant le matériau : σ_y est contrainte limite d'élasticité, b est le taux d'écrouissage, n est l'exposant de l'écrouissage, c est le coefficient du taux de déformation et m est l'exposant de la température (habituellement un nombre décimal).

Dans le cadre de notre étude, les effets de la température et de la vitesse de déformation n'ont pas été pris en compte.

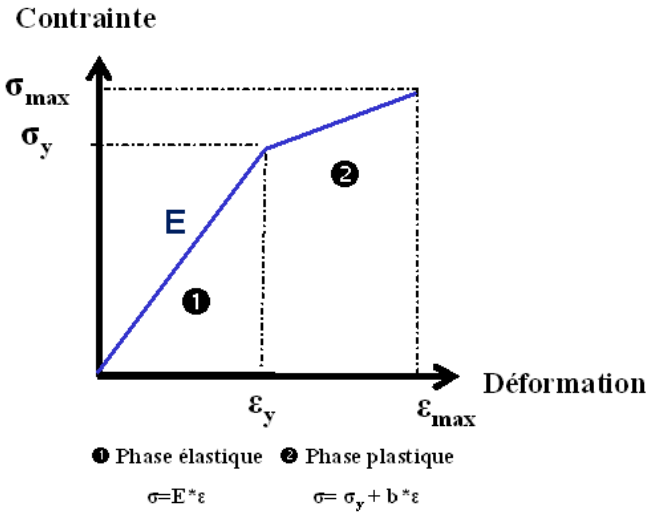


Figure 4.1 : La loi de Johnson – Cook utilisée pour représenter le comportement structurel de l'os

Afin d'évaluer un jeu de paramètre pour l'os spongieux et l'os cortical, nous avons fait l'hypothèse que les propriétés mécaniques (le module d'Young E, la contrainte et la déformation à la limite d'élasticité σ_y, et ε_y) étaient liées à la contrainte maximale (σ_{max}) et à la déformation maximale (ε_{max}) par les relations :

$$\begin{aligned}\sigma_y &= 0.83 \times \sigma_{\max} \\ \varepsilon_y &= 0.6 \times \varepsilon_{\max}\end{aligned} \quad \text{d'où } E = \frac{\sigma_y}{\varepsilon_y}$$

Ainsi le problème d'identification des propriétés mécaniques de la vertèbre a été ramené à l'évaluation d'un couple de paramètres (σ_{max}, ε_{max}) pour l'os spongieux et l'os cortical simultanément. Ces coefficients ont été choisis à partir de relations et courbes de la littérature [3, 17, 18, 107].

La densité de l'os a été fixée à 0.2 g/cm^3 et 2 g/cm^3 pour l'os spongieux et l'os cortical respectivement [17, 108]. De même, le coefficient de Poisson a été fixé à 0.25 (spongieux) et 0,3 (cortical) [90, 108].

4.1.1.3 Conditions limites

Deux vitesses ont été utilisées pour solliciter le modèle de vertèbre en compression uniforme (2500 mm.s^{-1} et 10 mm.s^{-1}). Ce choix a été réalisé en fonction des travaux expérimentaux d'Ochia et coll. [4], dont les résultats ont été utilisés pour calibrer le modèle. Dans leur étude, les plateaux vertébraux avaient été fixés dans de la résine pour réaliser une compression uniforme du corps vertébral. La résine a été modélisée par des couches d'éléments coques situées en dessous et au-dessus de la vertèbre. Une interface de type condition cinématique a été définie entre la résine et la vertèbre afin de modéliser l'adhésion entre les deux parties. La résine supérieure n'avait qu'un seul degré de liberté (la translation verticale) alors que la résine inférieure était encastrée (voir Figure 4.2).

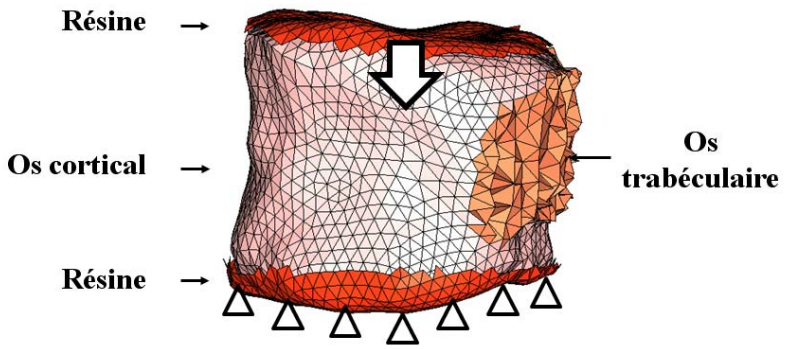


Figure 4.2: Le modèle par éléments finis de la vertèbre L5

4.1.2 Plan d'expérience composite centré

Afin de calibrer les propriétés mécaniques de l'os, une méthode inverse, basée sur une méthode statistique, a été utilisée.

Un plan d'expérience composite centré (*Central Composite Design*) a été utilisé afin d'évaluer l'effet des variables d'entrées d'un processus sur ses variables de sorties [109]. Il s'agit d'un plan quadratique, composé d'un plan factoriel ou fractionnaire, auquel sont ajoutés un point central et des points « étoiles ». Ce type de plan a été choisi car il permet de calibrer les propriétés du modèle en se basant sur plusieurs réponses du modèle.

Les propriétés mécaniques qui ont été évaluées, nommées **variables d'entrée**, sont la contrainte maximale (σ_{max}) et la déformation maximale (ε_{max}) de l'os spongieux et de l'os cortical. Pour l'étude, ces quatre facteurs ont été convertis en variables codées (X_i) et cinq niveaux ont été testés pour chaque variable : -2, -1, 0, 1 et 2 (voir Tableau 4-1). Les valeurs des propriétés pour les bornes (-2 et +2) ont été choisies en fonction de valeurs trouvées pour ces paramètres dans la littérature.

Tableau 4-1: Niveaux des variables d'entrée du modèle

Variables d'entrée	Variables codées	Niveaux					Références
		-2	-1	0	1	2	
Os spongieux							
σ_{max} (MPa)	X_1	1	2.75	4.5	6.25	8	[17, 110]
ε_{max} (%)	X_2	2	4	6	8	10	[17, 32]
Os cortical							
σ_{max} (MPa)	X_3	140	165	190	215	240	[19, 107]
ε_{max} (%)	X_4	2	4	6	8	10	[19, 107]

25 simulations au total ont été lancées à 2500 mm.s^{-1} puis à 10 mm.s^{-1} (2*25).

Pour chaque simulation, les deux **variables de sortie** du modèle ont été mesurées sur la courbe effort-déplacement : l'effort maximal (correspondant au maximum de la courbe) et l'énergie (définie par l'aire sous courbe). Les valeurs « objectifs » pour ces deux variables de sortie ont été choisies en se basant sur les travaux d'Ochia.

Afin d'évaluer les variables d'entrée ayant le plus d'influence sur la réponse du modèle, un **diagramme de Pareto** a été utilisé. Les variables de sorties ont été ensuite reliées aux paramètres les plus influents par l'intermédiaire de fonctions quadratiques prenant en compte les effets linéaires, quadratiques et les interactions doubles :

$$F = b_0 + \sum_{i=1}^{4} b_i X_i + \sum_{i=1}^{4} b_{ii} X_i^{\,2} + \sum_{i<1}^{4} b_{ij} X_i X_j$$

$$E = b_0^{'} + \sum_{i=1}^{4} b_i^{'} X_i + \sum_{i=1}^{4} b_{ii}^{'} X_i^{\,2} + \sum_{i<1}^{4} b_{ij}^{'} X_i X_j$$

Ces fonctions ont permis d'évaluer les valeurs des variables d'entrée permettant d'obtenir les valeurs les plus proches des réponses expérimentales.

Afin de déterminer les jeux de paramètres permettant d'être aussi proches que possible des deux variables de sortie, **une fonction de désirabilité** a été utilisée**.** La méthode a consisté à convertir les réponses du modèle (F et E) en fonctions de désirabilité (d_F and d_E respectivement), contenues entre 0 et 1 [111], 1 représentant le résultat le plus proche de la valeur visée, et 0 une réponse non désirée.

Pour l'effort, la fonction de désirabilité d_F a été définie de la manière suivante :

$$d_F = \begin{cases} 0 & F \leq F_{\min} \\ \dfrac{F - F_{\min}}{F_{obj} - F_{\min}} & F_{\min} \leq F \leq F_{obj} \\ \dfrac{F_{\max} - F}{F_{\max} - F_{obj}} & F_{obj} \leq F \leq F_{\max} \\ 0 & F > F_{\max} \end{cases}$$

Où F_{min} et F_{max} représentent les valeurs minimales et maximales acceptables respectivement. F_{obj} est la valeur optimale pour l'effort. d_E est définie de manière similaire.

Un **indice de désirabilité globale** a été calculé à partir des désirabilités individuelles :

$$D = \sqrt{d_F d_E}$$

Les valeurs de F_{min} ,F_{max} et F_{obj} (ainsi que E_{min} ,E_{max} et E_{obj}) ont été choisies à partir des travaux d'Ochia et récapitulées dans le Tableau 4-2.

Tableau 4-2 : Valeurs expérimentales de l'effort maximal (F) et de l'énergie (E) utilisées pour la procédure d'optimisation.

(F_{min}, E_{min}): valeurs minimales acceptables (F_{max}, E_{max}): valeurs maximales acceptables, (F_{obj}, E_{obj}): valeurs objectifs

	F (N)			**E (N.mm)**		
	F_{min}	F_{obj}	F_{max}	E_{min}	E_{obj}	E_{max}
v=2500mm/s	7589	9699	11809	4.54	6.43	8.32
v=10mm/s	2179	4908	7637	0.38	4.26	8.14

L'analyse statistique a été réalisée avec le logiciel Statistica.

Afin de valider les jeux de paramètres évalués, les résultats des simulations numériques obtenus pour chaque vitesse ont été comparés avec les résultats expérimentaux.

4.2 Résultats

4.2.1 Évaluation des paramètres les plus influents

4.2.1.1 Effort maximal

L'impact des différents facteurs est similaire aux deux vitesses.

Les facteurs ayant le plus d'influence sur l'effort maximal sont la contrainte maximale de l'os spongieux (σ_{max}(Trab)) et l'interaction double ε_{max}(Trab)/ε_{max}(Cort). La déformation maximale de l'os trabéculaire (ε_{max}(Trab)) et les effets linéaires et quadratiques de la déformation maximale de l'os cortical (ε_{max}(Cort)) sont aussi significatifs ($p<0.05$) (Figure 4.3).

Rapport-gratuit.com
LE NUMERO 1 MONDIAL DU MÉMOIRES

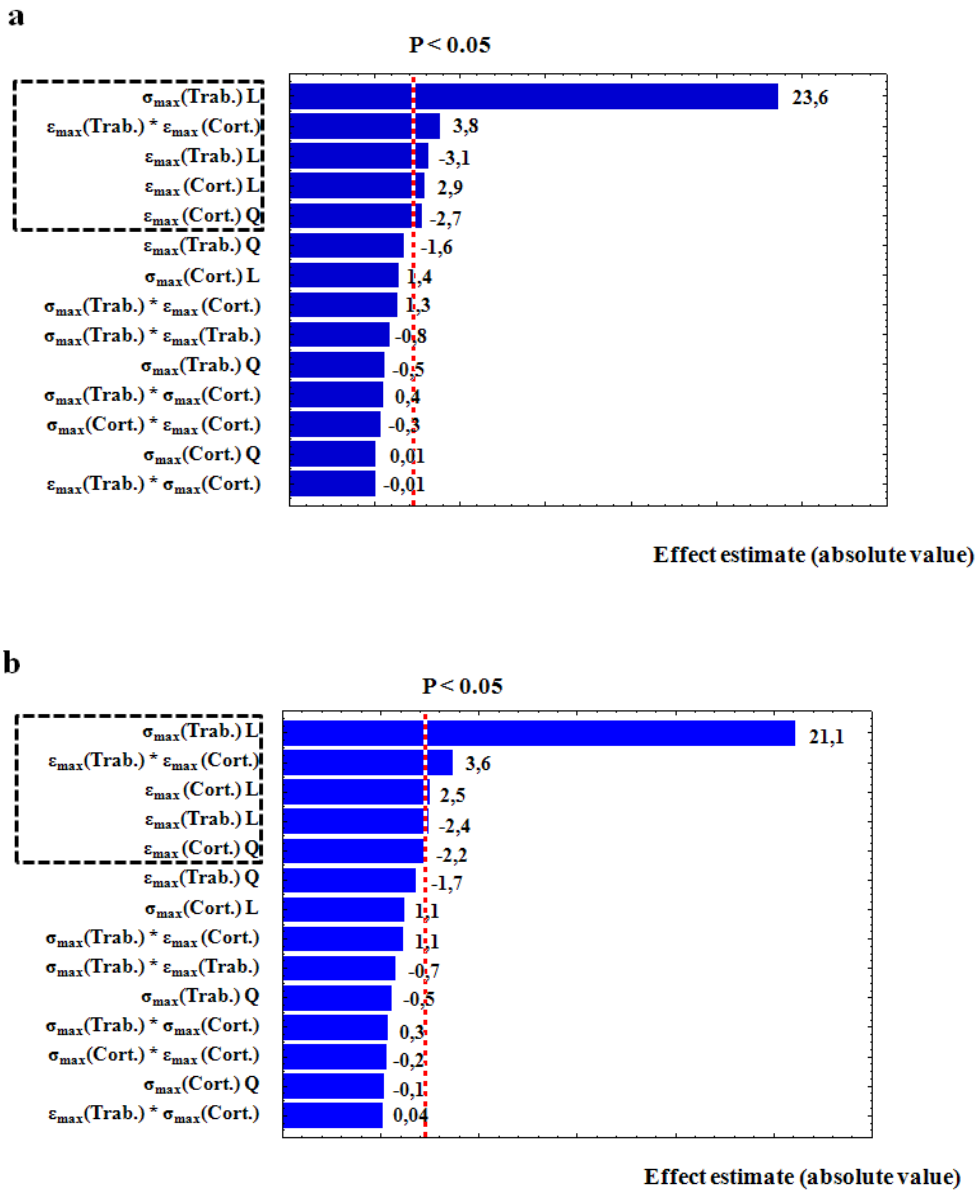


Figure 4.3: Diagramme de Pareto de l'effort maximal à 2500 mm/s (a) et à 10 mm/s (b). p=0.05 et les effets principaux sont encadrés (L= effet linéaires, Q = effets quadratiques)

4.2.1.2 Énergie

A 2500 mm.s^{-1}, l'énergie est surtout affectée par la contrainte maximale de l'os spongieux. L'effet linéaire de ε_{max}(Cort), l'interaction double entre ε_{max}(Trab)/ε_{max}(Cort) et les effets linéaires et quadratiques de ε_{max}(Cort) sont aussi significatifs (voir Figure 4.4 – a).

A 10 mm.s^{-1}, les interactions doubles σ_{max}(Trab)/ε_{max}(Cort) and σ_{max}(Trab)/ε_{max}(Trab) deviennent aussi significatives, ainsi que l'effet quadratique de ε_{max}(Trab).

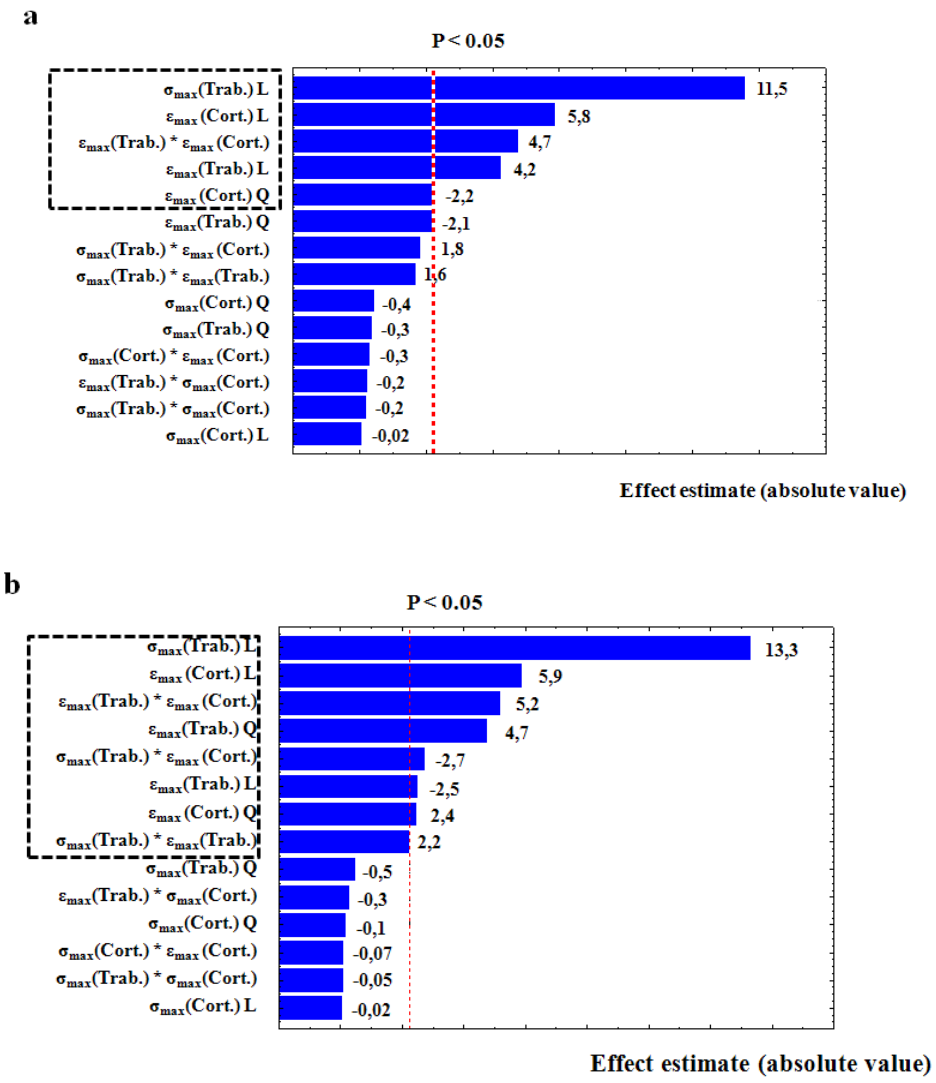


Figure 4.4: Diagramme de Pareto de l'énergie à 2500 mm/s (a) et 10 mm/s (b). p=0.05 et les effets principaux sont encadrés (L= effet linéaires, Q = effets quadratiques)

4.2.2 Réponses ajustées

4.2.2.1 Effort maximal

Les fonctions quadratiques obtenues à 2500 mm.s^{-1}et 10 mm.s^{-1} sont respectivement :

$$F = 8115 + 2536X_1 - 84X_1^2 - 329X_2 - 254X_2^2 + 148X_3 + 2X_3^2 + 310X_4 - 419X_4^2$$
$$-110X_1X_2 + 58X_1X_3 + 168X_1X_4 + X_2X_3 + 500X_2X_4 - 36X_3X_4$$

$$F = 7776 + 2495X_1 - 90X_1^2 - 286X_2 - 302X_2^2 + 136X_3 - 23X_3^2 + 292X_4 - 380X_4^2$$
$$-101X_1X_2 + 49X_1X_3 + 159X_1X_4 + 7X_2X_3 + 521X_2X_4 - 37X_3X_4$$

où X_1 et X_2 correspondent aux valeurs codées de la contrainte maximale et de la déformation maximale de l'os spongieux respectivement, et où X_3 et X_4 correspondent aux valeurs codées de la contrainte maximale et de la déformation maximale de l'os cortical respectivement.

La valeur des coefficients de détermination (r^2=0.98) montrent que les fonctions peuvent prédire précisément la réponse du modèle.

4.2.2.2 Énergie

Les fonctions quadratiques de l'énergie à 2500 et 10mm/s respectivement sont exprimées comme suit (r^2=0.95 et 0.96 respectivement) :

$$E = 3.682 + 1.188X_1 - 0.053X_1^2 + 0.434X_2 - 0.323X_2^2 - 0.002X_3 - 0.062X_3^2$$
$$+ 0.601X_4 - 0.338X_4^2 + 0.209X_1X_2 - 0.024X_1X_3 + 0.227X_1X_4 - 0.027X_2X_3 +$$
$$0.595X_2X_4 - 0.034X_3X_4$$

$$E = 3.116 + 1.064X_1 - 0.054X_1^2 + 0.414X_2 - 0.317X_2^2 - 0.006X_3 - 0.031X_3^2$$
$$+ 0.471X_4 - 0.288X_4^2 + 0.240X_1X_2 + 0.014X_1X_3 + 0.215X_1X_4 - 0.002X_2X_3 +$$
$$0.463X_2X_4 - 0.005X_3X_4$$

4.2.3 Les fonctions de désirabilité

A 2500 mm.s^{-1}, le jeu de paramètre optimal obtenu (0.8; 1.8; 0.8; 1.4 en valeurs codées) permet d'obtenir une désirabilité globale de D=0,99. A 10 mm.s^{-1}, la combinaison (-0.8; 2; -1.4; 2) permet d'obtenir une désirabilité globale de D=0,77. Les valeurs réelles de ces paramètres sont répertoriées dans le Tableau 4-3. Les autres propriétés mécaniques (E, σ_y, ε_y) sont calculées à partir de ces paramètres (voir paragraphe 4.1.1.2) et sont aussi présentées dans le Tableau 4-3.

Tableau 4-3 : Valeurs des propriétés mécaniques optimales obtenues aux deux vitesses testées

Propriétés	v=2500mm/s	v=10mm/s
Os spongieux		
E (MPa)	85	42.8
ε_y (%)	5.8	6
ε_{max} (%)	9.6	10
σ_y (MPa)	4.9	2.6
σ_{max} (MPa)	5.9	3.1
Os Cortical		
E (MPa)	3301	2144
ε_y (%)	5.3	6
ε_{max} (%)	8.8	10
σ_y (MPa)	174	129
σ_{max} (MPa)	210	155

Les propriétés mécaniques obtenues ont ensuite été testées dans le modèle par éléments finis. À 2500 mm.s^{-1}, l'effort maximal obtenu est de 9849 N, ce qui constitue une différence de 1,5 % avec le résultat souhaité (voir Tableau 4-4). L'énergie est 6,42 J, qui est la valeur visée. À 10 mm.s^{-1}, l'effort maximal mesuré numériquement est de 4880N (0,6% d'erreur) et l'énergie est de 2.80 J (34 %).

Tableau 4-4 : Comparaison entre les valeurs objectifs expérimentales et les résultats numériques obtenus avec le jeu de propriétés optimal aux deux vitesses

Résultats	v=2500mm/s	v=10mm/s
Effort maximal (N)		
Expérimental	9699±2110	4908±2729
Numérique	9849	4880
Énergie (J)		
Expérimental	6.43±1.89	4.26±3.88
Numérique	6.42	2.80

La réponse effort-déplacement du modèle a été tracée avec les deux jeux de données (voir Figure 4.5).

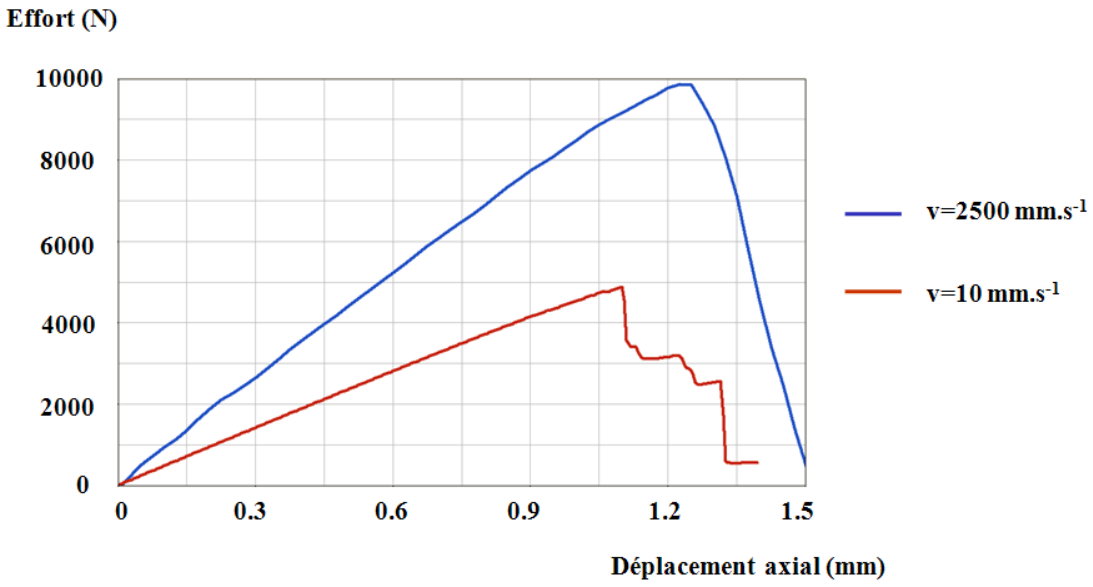


Figure 4.5: Courbes effort-déplacement du modèle à 2500 mm/s (en bleu) et à 10 mm/s (en rouge)

4.3 Discussion

Dans ce chapitre, une méthode inverse basée sur un plan composite centré a été utilisée pour évaluer des jeux de propriétés mécaniques du corps vertébral à deux vitesses de sollicitations. Cette approche a permis de calibrer les propriétés de l'os cortical et trabéculaire simultanément en se basant sur deux réponses : l'effort maximal et l'énergie. Les MEF de vertèbres ont souvent pour application d'estimer l'effort maximal des vertèbres [3, 84] et la raideur [66]. Le processus d'optimisation pourrait être encore amélioré en ajoutant un autre critère sur la réponse du modèle, tel que la raideur de la courbe expérimentale (donnée qui n'était pas disponible dans l'étude d'Ochia).

À 2500 $mm.s^{-1}$, la méthode a permis d'obtenir des résultats numériques en accord avec les résultats expérimentaux pour l'effort et l'énergie. A 10 $mm.s^{-1}$, la méthode a permis une bonne prédiction de l'effort maximal. En revanche, l'énergie numérique est plus faible que la valeur expérimentale visée (34 % de différence), mais elle est tout de même incluse dans la plage de valeurs d'Ochia qui est très large. Cette différence pourrait être attribuée aux plages de variations définies pour les différents paramètres. Pour valider cette hypothèse, d'autres simulations ont été lancées avec des valeurs plus grandes de la déformation maximale pour l'os cortical et l'os trabéculaire ($10 < \varepsilon_{max} < 20\%$). Ces nouvelles simulations ont permis d'améliorer les résultats pour l'énergie. En revanche, ces nouvelles valeurs de la déformation sont supérieures aux valeurs de la littérature.

A faible vitesse de sollicitation, le module d'Young de l'os spongieux est de 42.8 MPa. Cette valeur est en accord avec les valeurs de Mosekilde et coll. [32], obtenues lors d'essais sur des échantillons d'os spongieux réalisés en quasi-statique (40 MPa environ pour des sujets de 70 ans). A 10 $mm.s^{-1}$, il n'y a probablement pas d'effet de vitesse et l'os se comporterait comme en chargement quasi-statique. Le module d'Young obtenu à 2500 $mm.s^{-1}$ (85 MPa) est supérieur au module obtenu à 10 $mm.s^{-1}$. Ce résultat est en accord avec les résultats de Linde et coll. [102], qui

ont montré (sur des échantillons d'os spongieux) que le module d'Young augmentait lorsque la vitesse de sollicitation augmentait.

Le facteur ayant la plus grande influence sur l'énergie et l'effort maximal est la contrainte maximale de l'os spongieux. L'ordre de grandeur de la contrainte maximale obtenue à 10 $mm.s^{-1}$ (3.1 MPa) est en accord avec les valeurs obtenues par Bailey et coll. [112] pour un sujet de 70 ans (~ 3.15 MPa). À 2500 $mm.s^{-1}$, si on considère que le taux de déformation est d'environ 100 s^{-1} (valeur qu'on obtient en divisant la vitesse de sollicitation par la taille la vertèbre), la valeur de la contrainte maximale obtenue (5.9 MPa) est comprise dans les valeurs évaluées par Shim et coll. [110] ($5 < \sigma_{max} < 8$ MPa pour $\dot{\varepsilon} < 200$ s^{-1}) lors d'essais en dynamique sur des échantillons d'os spongieux.

La déformation maximale de l'os spongieux évaluée ici est comprise entre 9.6 et 10 %, ce qui est plus élevé que les valeurs communément utilisées dans la plupart des MEF de vertèbres. Mirzaei et coll. [84] ont par exemple utilisé une valeur de déformation maximale de 1.45% pour leurs modèles personnalisés de vertèbres. Leur choix était basé sur les essais de Kopperdahl et coll. [17] réalisés en quasi-statique sur des échantillons d'os spongieux. Cette différence pourrait venir de la loi et du choix de supprimer les éléments une fois la déformation maximale atteinte.

Les valeurs du module d'Young de l'os cortical évaluées aux deux vitesses (2144 et 3301MPa) ont permis d'obtenir une réponse appropriée du modèle. Leur ordre de grandeur est en accord avec les résultats de Liebschner [58], qui a obtenu des valeurs comprises entre 9 et 3216 MPa pour l'os cortical de MEF de vertèbres en utilisant une méthode inverse. En revanche, nos valeurs sont plus faibles que certaines valeurs utilisées dans d'autres études. Qiu et coll. [90] ont par exemple utilisé un module d'Young de 12000 MPa dans leur modèle d'unité fonctionnelle. Cette étude utilise une valeur du module d'Young de l'os cortical issue de la littérature. Or cette propriété est alors évaluée sur des échantillons osseux provenant de la diaphyse du fémur (l'os cortical des vertèbres ne peut pas être caractérisé expérimentalement en raison de ses

dimensions). L'organisation de l'os cortical de la vertèbre s'apparentant plus à de l'os spongieux condensé qu'à de l'os cortical [34], ceci pourrait expliquer les différences observées.

Une des limites de cette méthode de calibration provient des hypothèses de départ. Plusieurs paramètres ont été fixés: le coefficient de Poisson, l'épaisseur de l'os cortical et le lien entre les propriétés mécaniques ($\sigma_y = 0.83 \times \sigma_{\max}$ et $\varepsilon_y = 0.6 \times \varepsilon_{\max}$). Leur influence sur les réponses du modèle n'a donc pas pu être étudiée. Ce choix a été réalisé afin de limiter le nombre de simulations et la complexité du plan d'expérience. Afin de compléter cette étude, il serait pertinent d'étudier la sensibilité du modèle à ces différents paramètres.

4.4 Conclusion

Une méthode inverse, basée sur un plan composite centré, a permis de calibrer les propriétés mécaniques de l'os dans un MEF de corps vertébral pour un chargement en compression.

Deux jeux de paramètres ont été identifiés pour l'os cortical et l'os spongieux à deux vitesses de sollicitation (dynamique et vitesse faible).

Les différences observées entre les valeurs des paramètres aux deux vitesses montrent l'importance de calibrer les propriétés du modèle en fonction de la vitesse de sollicitation.

La classe d'âge étudiée ici est celle des personnes âgées : les essais d'Ochia, servant à calibrer le modèle, ont été réalisés sur une population de 70 ans en moyenne. L'étape suivante a donc consisté à adapter le modèle en fonction de l'âge.

CHAPITRE 5 PRISE EN COMPTE DE L'ÂGE DANS UN MEF DE VERTEBRE

L'influence de l'âge dans les modèles par éléments finis du rachis est de plus en plus étudiée [6-8, 92], mais ces travaux sont généralement réalisés en chargement quasi-statique. Par ailleurs, si l'âge est pris en compte dans le modèle, la réponse mécanique est rarement validée en comparant la réponse du modèle à des essais mécaniques.

Pour paramétrer un modèle en fonction de l'âge, on peut adapter les propriétés mécaniques de l'os. Mais cette mise en données révèle plusieurs difficultés. En effet les travaux portant sur l'évolution des propriétés en fonction de l'âge montrent de grandes variations (voir annexe B). Pour un même paramètre, l'ordre de grandeur peut passer du simple au quadruple. Par ailleurs, l'influence de l'âge sur l'évolution des propriétés (diminution ou augmentation) sera plus ou moins marquée selon les travaux. Le choix de l'étude à utiliser pour faire varier les propriétés mécaniques de l'os en fonction de l'âge peut donc s'avérer complexe.

Ceci nous amène à poser les questions de recherches suivantes :

> *Quelles relations de la littérature utiliser pour paramétrer les modèles? Comment modifier les modèles pour des chargements dynamiques? Comment valider les modèles?*

Les objectifs de cette partie sont donc :

- d'adapter les propriétés mécaniques d'un modèle de corps vertébral afin de représenter les caractéristiques propres à plusieurs catégories d'âge;
- d'étudier l'influence de l'âge à différentes vitesses de sollicitation.

5.1 Méthodes

Comme pour le chapitre précédent, le modèle du corps vertébral de la lombaire L5 de SM2S a été utilisé. Les modèles paramétrés avec les jeux de propriétés calibrés à 2500 mm/s et 10 mm/s ont servi de modèles de base à l'étude. Les caractéristiques du modèle (conditions limites, chargement, maillage) ont été détaillées dans le chapitre précédent.

Dans le cadre de cette étude, l'âge a été pris en compte au niveau des propriétés mécaniques de l'os, ainsi qu'au niveau de l'épaisseur de l'os cortical. Pour simplifier dans un premier temps, l'hypothèse a été faite que la géométrie de la vertèbre n'évoluait pas avec l'âge.

La méthodologie a été divisée en deux parties pour le calibrage des propriétés à 10 $mm.s^{-1}$ et à 2500 $mm.s^{-1}$.

5.1.1 Propriétés mécaniques pour la compression axiale à 10 mm/s

Le modèle de la vertèbre L5 du modèle SM2S, calibré avec les données d'Ochia [4] à 10 mm/s, correspondait à une personne de 70 ans environ (moyenne d'âge des sujets d'Ochia). Nous avons donc considéré que les propriétés du modèle de base (identifiées dans le chapitre précédent) étaient celles d'un sujet de 70 ans environ.

Pour paramétrer les propriétés mécaniques du modèle en fonction de l'âge, les données de la littérature évaluées en chargement quasi-statique ont été utilisées. En effet, en comparant l'effort maximal obtenu par Ochia et coll. [4] à 10 mm/s avec celui obtenu par Ebbesen et coll. [1], nous avons constaté qu'ils correspondaient aux valeurs moyennes obtenues par Ebbesen pour les sujets âgés de 70 ans (voir Figure 5.1). Ebbesen et coll. [1] ont réalisé des essais de compression sur des corps vertébraux de lombaires en chargement quasi-statique (0,083 mm/s) afin d'étudier l'influence de l'âge sur la force maximal. Nous avons donc supposé qu'à 10 mm/s, la vitesse de sollicitation avait encore une influence négligeable.

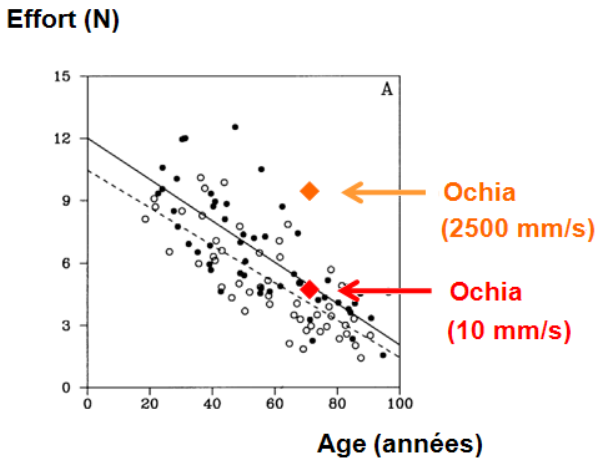


Figure 5.1 : Comparaison entre les résultats moyens d'Ochia [4],et ceux d'Ebbesen [1] (les ronds noirs et la ligne continue correspondent aux sujets masculins, les cercles vides et la ligne en pointillé correspondent aux sujets féminins) (image reproduite avec la permission de Wiley)

Quatre catégories d'âge ont été étudiées : 20, 40, 60 et 80 ans. Afin de choisir quels jeux de données utiliser pour modifier le modèle de base en fonction de l'âge, nous avons procédé par itération. Les propriétés mécaniques du modèle ont été modifiées (en fonction des données de la littérature, voir annexe B) jusqu'à ce que les 4 points représentant l'effort en fonction de l'âge se trouvent dans l'intervalle de confiance de la droite de régression obtenue par Ebbesen et col. [1].

Afin de choisir quel jeu de données utiliser pour modifier le modèle de base en fonction de l'âge, nous avons fait le choix d'identifier comment se situaient les valeurs des propriétés du modèle de base par rapport aux travaux présents dans la littérature sur l'évolution des paramètres de l'os en fonction de l'âge (voir annexe B).

La **contrainte maximale de l'os spongieux** du modèle de base (correspondant à un homme de 70 ans) étant située sur la droite de régression de Bailey [112] (voir Figure 5.2), ce sont les travaux de Bailey qui ont été utilisés pour modifier ce paramètre.

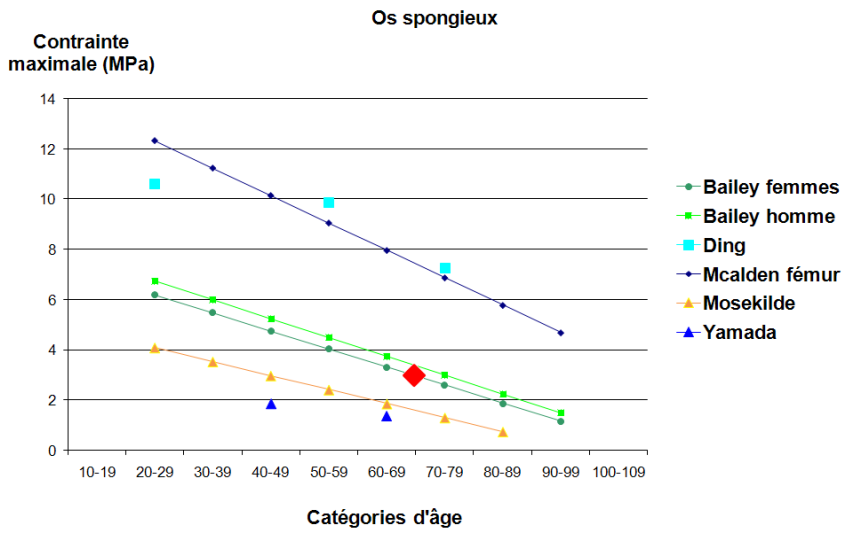


Figure 5.2 : Évolution de la contrainte maximale de l'os spongieux en fonction de l'âge pour plusieurs études de la littérature – La contrainte maximale du modèle de base est représentée par un losange rouge

Le **module d'Young de l'os spongieux** du modèle de base (42,8MPa) se situant sur la droite de régression obtenue par Mosekilde [32] (voir Figure 5.3), ces résultats ont été utilisés pour paramétrer le module d'Young dans cette première configuration.

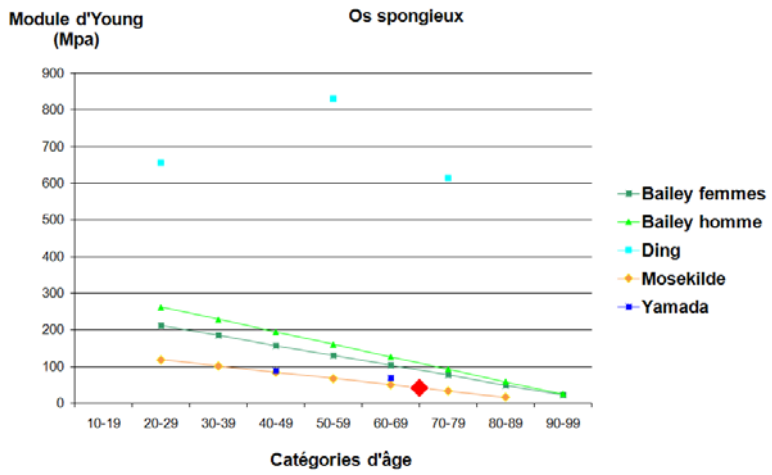


Figure 5.3 : Évolution du module d'Young de l'os spongieux en fonction de l'âge pour plusieurs études de la littérature – Le module d'Young du modèle de base est représenté par un losange rouge

Dans la partie revue de la littérature (voir Chapitre 1), nous avons vu que pour l'os spongieux et l'os cortical, la **déformation maximale** était stable en fonction de l'âge : ces deux paramètres n'ont donc pas été modifiés par rapport au modèle de base.

La **contrainte maximale de l'os cortical** étant très proche des résultats de Lindahl [29] pour le fémur (Figure 5.4), ce sont donc ces résultats qui ont été utilisés.

En revanche la valeur du **module d'Young de l'os cortical** était beaucoup plus faible que les valeurs de la littérature (voir Figure 5.5). Par ailleurs, les résultats de la littérature présentaient beaucoup de variations. Nous avons donc choisi de garder les mêmes hypothèses pour paramétrer le module d'Young que celles utilisées dans le Chapitre 4 :

$$\sigma_y = 0.83 \times \sigma_{\max} \ , \ \varepsilon_y = 0.6 \times \varepsilon_{\max} \text{ et } \sigma_y = E * \varepsilon_y$$

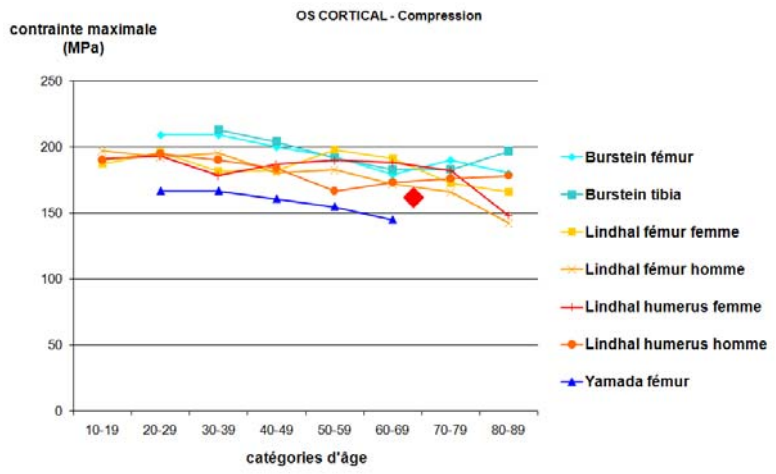


Figure 5.4 : Évolution de la contrainte maximale de l'os cortical en fonction de l'âge pour plusieurs études de la littérature – La contrainte maximale du modèle de base est représentée par un losange rouge

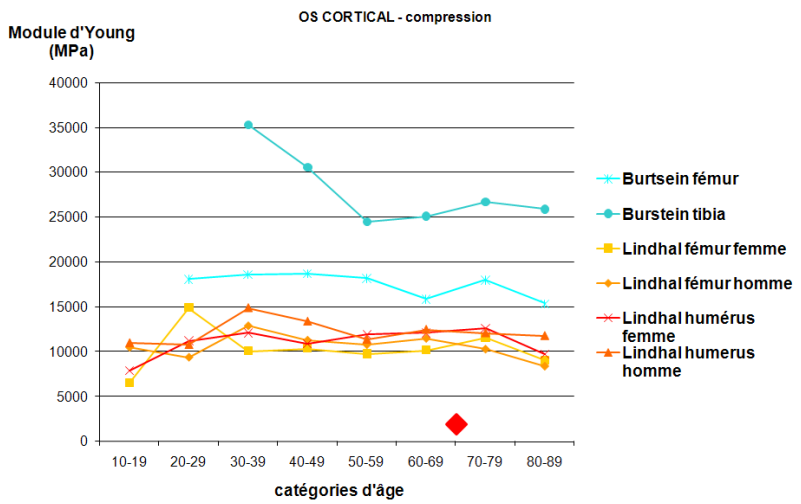


Figure 5.5 : Évolution du module d'Young de l'os cortical en fonction de l'âge pour plusieurs études de la littérature – Le module d'Young du modèle de base est représenté par un losange rouge

L'épaisseur de l'os cortical a aussi été modifiée en fonction des données de Ritzel [36]. Les données concernant l'épaisseur dans cette étude sont légèrement inférieures aux données utilisées pour paramétrer le modèle de base [104]. Les différentes propriétés correspondant à cette première itération sont répertoriées dans le Tableau 5-1.

Tableau 5-1 : Modification des propriétés du modèle en fonction des catégories d'âge, première itération

Propriétés	Modèle de base	A : 20 ans	B : 40 ans	C : 60 ans	D : 80 ans	Référence
Os spongieux						
E (MPa)	42,8	126	92	58	25,7	[32]
ε_{max} (%)	10	10	10	10	10	
σ_{max} (MPa)	3,1	6,84	5,37	3,9	2,43	[112]
Os cortical						
E (MPa)	2144	2656,6	2490	2365	1963	
ε_{max} (%)	10	10	10	10	10	
σ_{max} (MPa)	155	192	180	171	142	[29]
Épaisseur (mm)	0,400	0,316	0,272	0,228	0,184	[36]

Suite à cette première configuration, les résultats du modèle (effort en fonction de l'âge) ont été comparés avec les résultats d'Ebbesen. Les propriétés du modèle ont ensuite été modifiées itérativement (en fonction des données de la littérature) jusqu'à ce que les 4 points représentant l'effort (prédit par le modèle) se trouvent dans l'intervalle de confiance de la droite de régression obtenue par Ebbesen. La raideur et l'énergie ont aussi été mesurées. Le détail des différentes itérations et de la démarche suivie est présenté en Annexe D.

5.1.2 Propriétés mécaniques pour la compression axiale à 2500 mm/s

Le modèle de la vertèbre L5 du modèle SM2S, avec le jeu de données identifié pour une vitesse de 2500 $mm.s^{-1}$, a été utilisé. Nous avons là aussi considéré qu'il s'agissait des propriétés pour une personne de 70 ans environ.

En comparant l'effort maximal moyen obtenu par Ochia et coll. à 2500 mm/s avec les résultats d'Ebbesen à 70 ans, nous avons constaté qu'il était plus élevé que les valeurs moyennes obtenues par Ebbesen pour le même âge (voir Figure 5.1). La vitesse de sollicitation ayant une influence à 2500 mm/s, il n'était donc pas pertinent d'utiliser directement les données de la littérature sur l'influence de l'âge, car elles sont toujours évaluées en quasi-statique. Dès lors, la question s'est posée de savoir comment modifier les propriétés mécaniques du modèle en fonction de l'âge pour des chargements dynamiques.

Pour tenir compte de la vitesse, nous avons testé deux hypothèses :

- L'hypothèse 1 a consisté à appliquer les variations des propriétés mécaniques en fonction de l'âge obtenues en quasi-statique aux propriétés du modèle de base validé en dynamique.

  Pour la contrainte maximale et le module d'Young, un coefficient a donc été calculé en soustrayant la valeur du paramètre évalué à 10 $mm.s^{-1}$ à celle évaluée à 2500 $mm.s^{-1}$ dans le modèle de base. Ce coefficient est ensuite été additionné aux valeurs des paramètres évalués aux différentes catégories d'âge à 10 $mm.s^{-1}$. Les déformations maximales de l'os spongieux et de l'os cortical n'ont pas été modifiées.

- L'hypothèse 2 a été de considérer que les propriétés du modèle en dynamique étaient celles du modèle validé en quasi-statique multiplié par un coefficient.

  Pour identifier ces coefficients, nous avons donc divisé les propriétés du modèle de base (celui d'une personne de 70 ans) obtenues à 2500 mm/s par celles obtenues à 10 mm/s. Ces coefficients ont ensuite été appliqués sur les propriétés identifiées dans la première partie (paragraphe 5.1.1) pour les différentes catégories d'âge à 10 mm/s.

Les valeurs obtenues pour l'effort maximal aux différents âges ont été comparées.

5.2 Résultats

5.2.1 A 10 mm/s

Les valeurs de l'effort obtenues en fonction de l'âge pour les différentes itérations sont présentées dans la Figure 5.6. Elles sont comparées aux valeurs obtenues par Ebbesen. Pour la quatrième itération, les résultats numériques sont situés dans l'intervalle de confiance de la droite de régression d'Ebbesen obtenue pour l'ensemble des sujets. C'est ce dernier jeu de paramètres qui est retenu.

Ces résultats sont obtenus avec les jeux de propriétés présentés dans le Tableau 5-2.

Tableau 5-2 : Modification des propriétés du modèle en fonction des catégories d'âge, quatrième itération

Propriétés	Modèle de base	A : 20 ans	B : 40 ans	C : 60 ans	D : 80 ans	Référence
Os spongieux						
E (MPa)	42,8	81,6	66,1	50,6	35,1	
ε_{max} (%)	10	10	10	10	10	
σ_{max} (MPa)	3,1	5,9	4,78	3,66	2,54	[32]
Os cortical						
E (MPa)	2144	2656,6	2490	2365	1963	
ε_{max} (%)	10	10	10	10	10	
σ_{max} (MPa)	155	192	180	171	142	[29]
Épaisseur (mm)	0,400	0,316	0,272	0,228	0,184	[36]

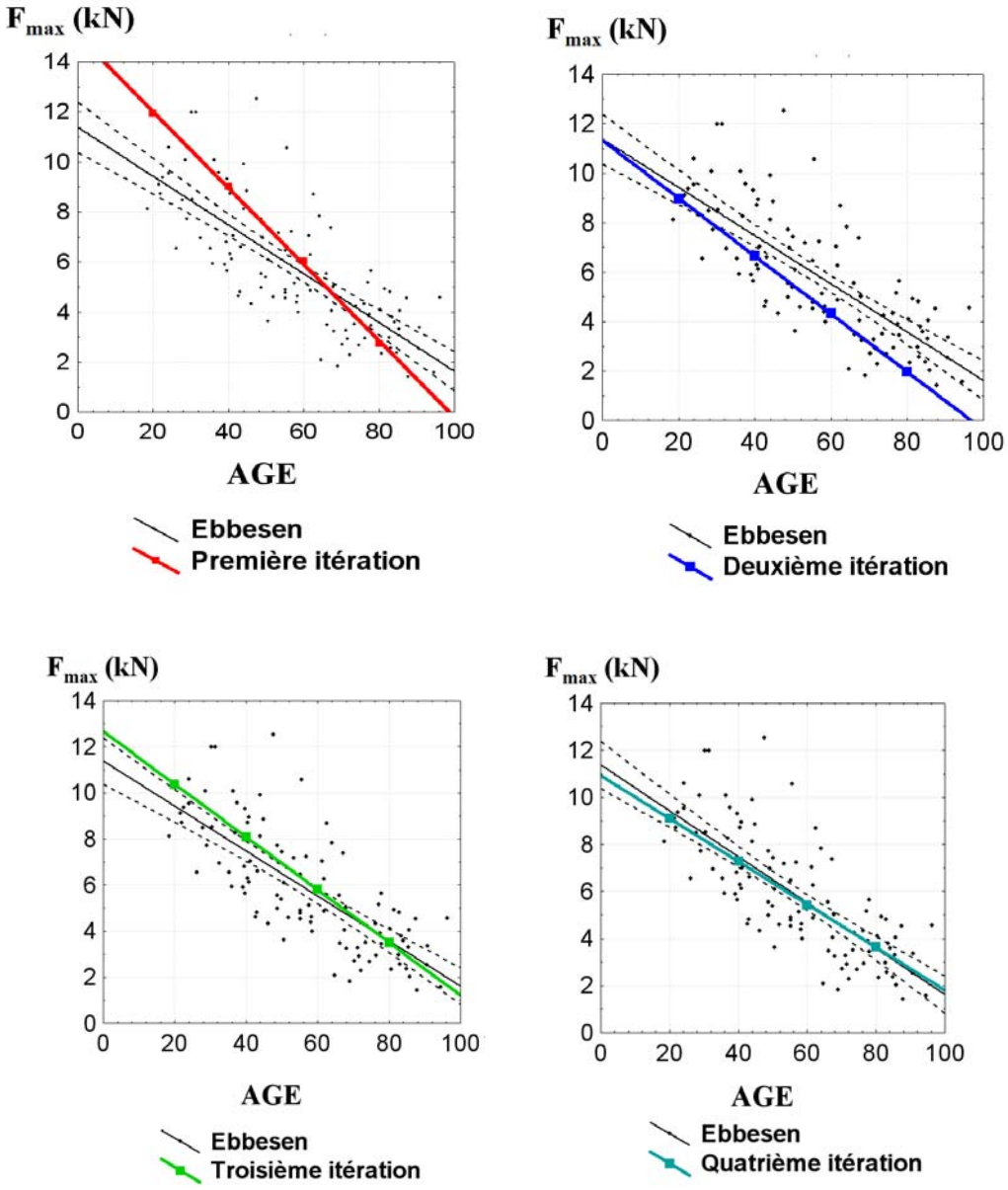


Figure 5.6 : Courbe effort en fonction de l'âge - Comparaison entre les résultats d'Ebbesen (en noir) et les résultats du modèle paramétré pour les 4 catégories d'âge pour les quatre itérations

Avec ces paramètres, les résultats obtenus pour l'énergie et la raideur en fonction de l'âge sont présentés dans la Figure 5.7.

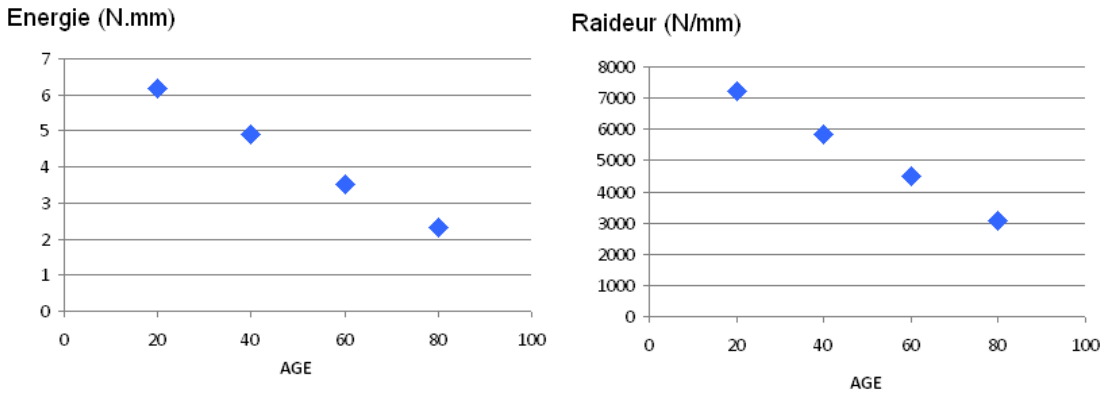


Figure 5.7 : Énergie et raideur en fonction de l'âge

5.2.2 A 2500 mm/s

5.2.2.1 Hypothèse 1

Les propriétés obtenues pour les différentes catégories d'âge à 2500 mm.s^{-1} dans le cas de la première hypothèse sont récapitulées dans le Tableau 5-3.

Tableau 5-3 : Modification des propriétés de l'os en fonction des catégories d'âge à 2500 mm/s, hypothèse 1

Propriétés	Modèle de base	A : 20 ans	B : 40 ans	C : 60 ans	D : 80 ans	Coefficient
Os spongieux						
E (MPa)	85	123,8	108,3	77,3	92,8	+42,2
ε_{max} (%)	9.6	9,6	9,6	9,6	9,6	
σ_{max} (MPa)	5.9	8,7	7,6	5,3	6,5	+2,8
Os cortical						
E (MPa)	3301	3813,6	3647	3120	3522	+1157
ε_{max} (%)	8.8	204,4	194,4	162,8	186,9	
σ_{max} (MPa)	210	247	235	197	226	+55
Épaisseur (mm)	0,400	0,510	0,466	0,422	0,378	

Les résultats des simulations pour l'effort sont présentés dans la Figure 5.8 et comparés aux résultats obtenus à 10 mm/s.

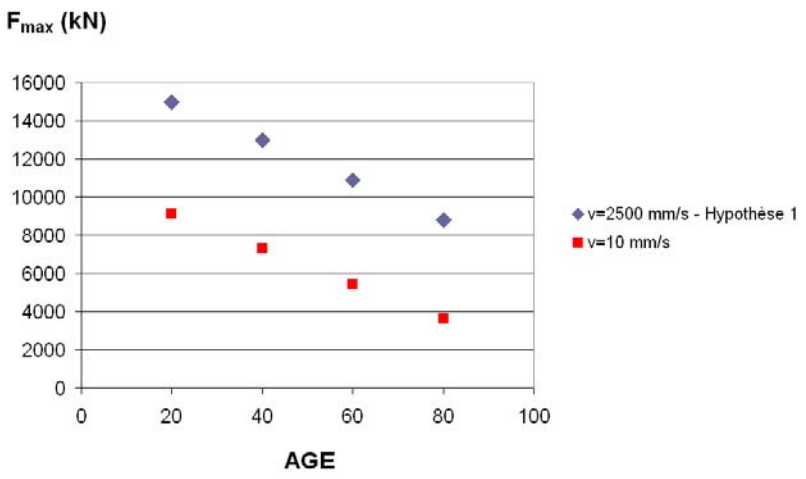


Figure 5.8 : Effort en fonction de l'âge à 2500 mm/s (hypothèse 1) et à 10 mm/s

5.2.2.2 Hypothèse 2

Les propriétés obtenues pour les différentes catégories d'âge à 2500 mm.s^{-1} avec la deuxième hypothèse sont récapitulées dans le Tableau 5-4.

Tableau 5-4 : Modification des propriétés de l'os en fonction des catégories d'âge à 2500 mm/s, hypothèse 2

Propriétés	Modèle de base	A : 20 ans	B : 40 ans	C : 60 ans	D : 80 ans	Coefficient
Os spongieux						
E (MPa)	85	162,1	132,2	101,3	70,3	2
ε_{max} (%)	9.6	9,6	9,6	9,6	9,6	
σ_{max} (MPa)	5.9	11,2	9,1	7,0	4,8	1.9
Os cortical						
E (MPa)	3301	4090,2	3833,7	3641,3	3022,3	1.5
ε_{max} (%)	8.8	8,8	8,8	8,8	8,8	
σ_{max} (MPa)	210	260,1	243,9	231,7	192,4	1.4
Épaisseur (mm)	0,400	0,510	0,466	0,422	0,378	

Les résultats des simulations pour l'effort sont présentés dans la Figure 5.9 et comparés aux résultats obtenus à 10 mm/s. On constate que dans le cas de figure, la pente de l'effort en fonction de l'âge est plus marquée que pour la première hypothèse.

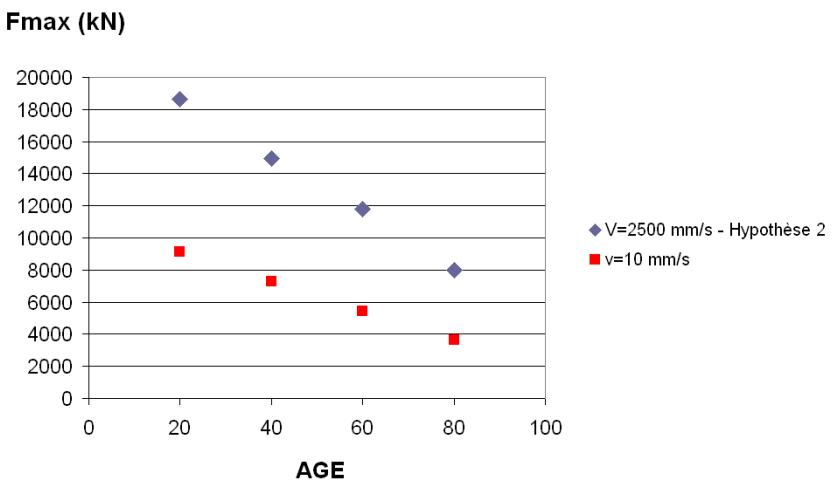


Figure 5.9: Effort en fonction de l'âge à 2500 mm/s (hypothèse 2) et à 10 mm/s

5.3 Discussion

- En quasi-statique (10 mm.s^{-1})

La méthode itérative employée ici a permis de calibrer les paramètres de l'os en fonction des propriétés recensées dans la littérature (voir Annexe B) afin d'obtenir des résultats pour l'effort maximal cohérents avec les résultats de la littérature. Cette méthode a été adoptée dans plusieurs travaux de la littérature mais les réponses des modèles ne sont pas toujours comparées avec des résultats expérimentaux [6, 7]. Ici c'est la réponse du modèle comparée aux régressions d'Ebbesen qui permet de choisir le meilleur jeu de données dans la littérature.

Afin de modifier les propriétés de l'os, les courbes de tendance ont été choisies en fonction des propriétés du modèle de base, correspondant à un âge de 70 ans. Une autre solution aurait consisté à utiliser des courbes de tendance provenant d'une même étude pour tous les paramètres de l'os spongieux et d'une même étude pour tous les paramètres de l'os cortical.

La réponse utilisée pour calibrer le modèle est l'effort maximal. L'évolution de l'énergie et de la raideur en fonction de l'âge a aussi été étudiée. Avec les jeux de paramètres testés, nous avons pu observer une diminution de ces deux réponses en fonction de l'âge, mais ces résultats n'ont pas pu être comparés aux résultats expérimentaux (données non disponibles dans l'étude d'Ebbesen). L'évolution de la raideur et de l'énergie semble cependant cohérente avec la partie expérimentale de ce travail (voir chapitre 3), qui a montré une diminution de ces deux réponses lorsque la densité osseuse diminue (densité qui diminue avec l'âge).

- En chargement dynamique (2500 mm.s^{-1})

Pour paramétrer le modèle en chargement dynamique (2500 mm.s^{-1}), deux hypothèses ont été testées. En raison de l'absence de données expérimentales pour valider le modèle en fonction de l'âge à 2500 mm.s^{-1}, il est difficile de conclure sur l'hypothèse la plus pertinente. Cependant, nous pouvons penser que la deuxième hypothèse est la plus proche de la réalité, car dans ce cas-là, l'influence de l'âge est plus marquée pour les sujets jeunes que pour les sujets âgés (voir Figure 5.9). Les travaux de Pintar et coll.[113] réalisés sur des segments corporels rachis cervical-tête, vont aussi dans ce sens. Les essais en compression appliquée sur la tête à différentes

vitesses ont montré que l'effort à la rupture du rachis cervical diminuait avec l'âge, et que cette diminution était plus marquée avec la vitesse (voir Figure 5.10). Si le comportement d'un segment complet n'est pas exactement comparable à celui d'une vertèbre isolée, on peut néanmoins faire le parallèle avec le comportement des vertèbres lombaires. Les résultats de cette étude iraient donc aussi dans le sens de la deuxième hypothèse.

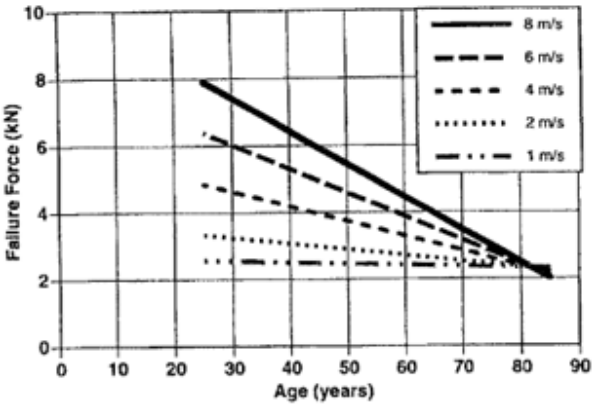


Figure 5.10 : Évolution de l'effort à la rupture des vertèbres cervicales en fonction de l'âge et de la vitesse de chargement (d'après Pintar et coll. [113], image reproduite avec la permission de Wolters Kluwer Health)

En revanche, les résultats obtenus avec la deuxième hypothèse chez les sujets jeunes (20 ans) sont très élevés (F_{max}=18622N) par rapport aux valeurs rencontrées dans la littérature (1000<F_{max}<12000 N pour Singer et coll. [57], 2000<F_{max}<9000 N pour Dallara et coll. [114], 2000<F_{max}<16000 N pour Crawford et coll.[115]). Les résultats obtenus pour la même catégorie d'âge avec la première hypothèse semblent plus réalistes (Fmax=14995N à 20 ans).

- Limites

L'influence de l'âge a été prise en compte au niveau des propriétés mécaniques de l'os, mais pas au niveau de la géométrie du modèle. L'âge a cependant un impact sur la géométrie globale des vertèbres : leur hauteur a tendance à diminuer (phénomène de tassement et/ou de

cunéiformisation) et des ostéophytes apparaissent sur les vertèbres des sujets âgés (voir paragraphe 1.2.1.2). Il s'agit d'une limite de la présente étude qui se voulait une première étape en vue de représenter les caractéristiques de l'âge, en adressant dans un premier temps les propriétés mécaniques de l'os. Rajouter l'influence de la géométrie pourrait être une perspective de ce travail de thèse afin de finaliser l'étude sur l'influence de l'âge. Ceci permettrait en particulier de vérifier l'impact de ces modifications géométriques sur la réponse du modèle. Il est estimé que ces effets auront des répercussions sur la réponse régionale du modèle (l'effet de la cunéiformisation pouvant affecter l'orientation des forces appliquées), ainsi qu'au niveau local (les ostéophytes pouvant représenter une modification locale des propriétés mécaniques).

Par ailleurs, l'influence de l'âge a été prise en compte au niveau de l'épaisseur de l'os cortical. Dans la première partie, les données de Ritzel (variation de l'épaisseur en fonction de l'âge) ont été implémentées directement dans le modèle, ce qui explique que le modèle de base (correspondant à un âge de 70 ans), basé sur d'autres données de la littérature, ai une épaisseur supérieure au sujet de 20 ans. Il aurait été intéressant de tenir compte de la variation observée par Ritzel seulement, pour se rapprocher du modèle de base.

5.4 Conclusion et perspectives

Afin d'adapter le modèle en fonction de l'âge, une méthode itérative, basée sur la littérature et des résultats expérimentaux, a été employée.

A faible vitesse, la méthode a permis d'obtenir des valeurs pour l'effort en accord avec la littérature pour les différentes catégories d'âge.

En dynamique, plusieurs hypothèses ont été investiguées. Afin de conclure sur la meilleure hypothèse, il faudrait réaliser une autre campagne d'essais à 2500 $mm.s^{-1}$ pour des sujets répartis sur une grande plage d'âges.

Une autre méthode pour tenir compte de l'âge dans les MEF de vertèbres consiste à personnaliser les modèles, en tenant compte des propriétés mécaniques mais aussi de la géométrie du sujet, on

peut ainsi prédire la réponse du spécimen et la localisation de la fracture. Cette méthode est investiguée dans le chapitre suivant.

CHAPITRE 6 PERSONNALISATION DES MODÈLES

Dans la littérature, nous avons pu constater qu'il existait plusieurs études sur la personnalisation des modèles de vertèbres [66, 84, 115]. Ces modèles ont pour particularités de tenir compte de la géométrie des vertèbres et de l'inhomogénéité de l'os. Ils permettent d'étudier le comportement du corps vertébral pour des chargements quasi-statiques, de prédire l'effort maximal des vertèbres (application clinique des modèles) mais aussi de localiser l'initiation de la fracture.

Suite à cette revue de la littérature, différentes questions se posent :

> *Les modèles personnalisés permettent-ils d'évaluer l'effort maximal des vertèbres en chargement dynamique? Peut-on aussi évaluer la raideur, le déplacement et l'énergie des vertèbres?*

Ce chapitre a pour objectifs de tester une méthode de personnalisation des corps vertébraux et d'évaluer son efficacité en chargement dynamique pour :

- Prédire la réponse de la vertèbre (effort maximal, déplacement, énergie et raideur)
- Localiser l'initiation de la fracture

6.1 Méthodes

- Principe général

La méthode employée s'est basée sur les résultats de la partie expérimentale de ce travail (voir chapitre 3). Préalablement aux tests, les vertèbres ont été scannées. Ces données ont permis de réaliser les modèles personnalisés en géométrie et en propriétés mécaniques. Les réponses du modèle ont été ensuite comparées aux réponses du corps vertébral obtenues lors des essais (voir Figure 6.1) afin d'évaluer la capacité prédictive de la personnalisation.

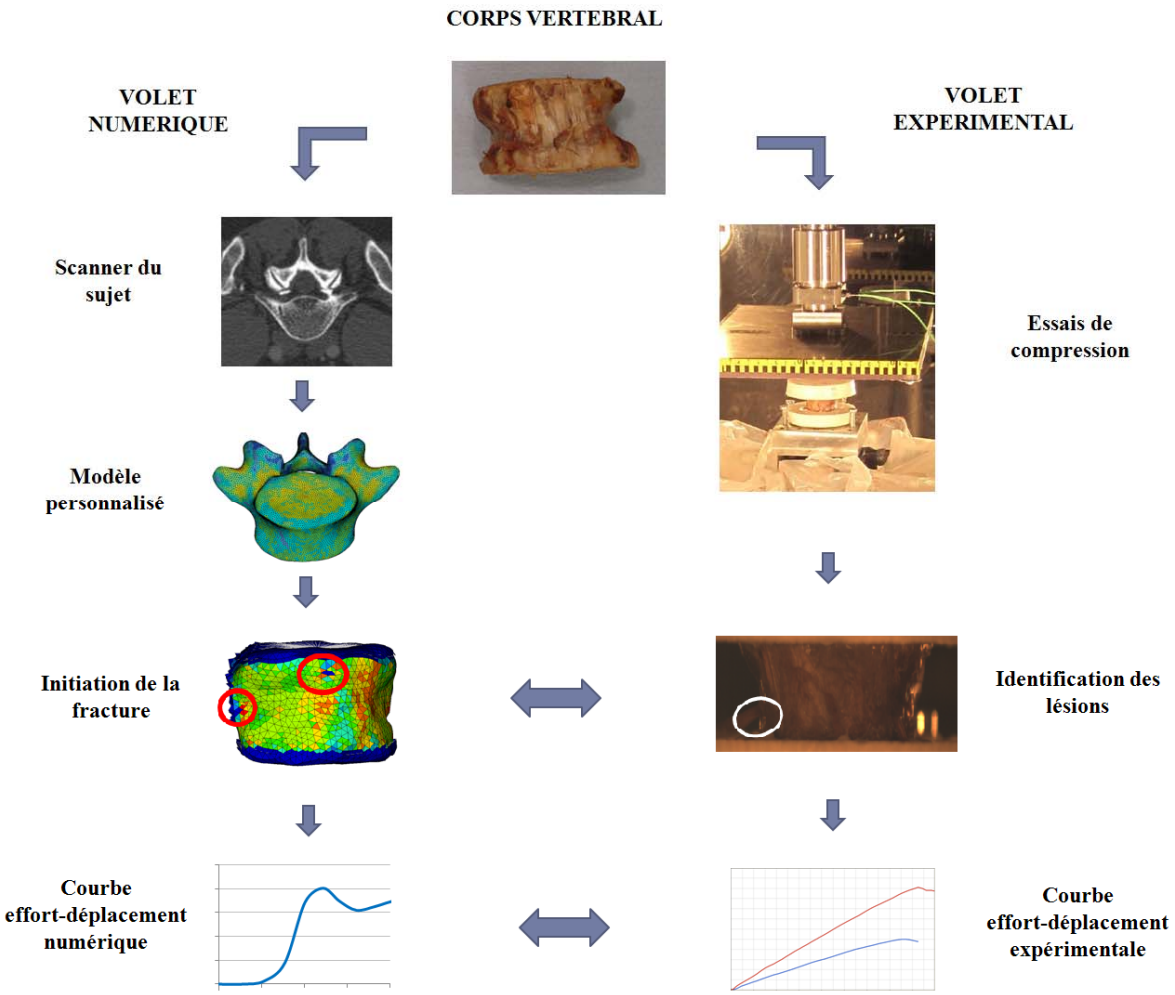


Figure 6.1: Méthode de personnalisation et validation des modèles éléments finis

- Caractéristiques des modèles

Pour cette étude, 20 vertèbres ont été modélisées. La segmentation des images a été réalisée avec le logiciel Mimics (Version 11.11, Materialise Inc.). Le maillage a été ensuite réalisé en utilisant le logiciel Hypermesh (Altair HyperWorks Version 9.0, Altair Engineering Inc.). Les corps vertébraux ont été modélisés par des tétraèdres dont les dimensions caractéristiques étaient de 1 mm environ. La résine a été modélisée par des éléments coques. Une interface de type condition

cinématique a été définie entre la résine et la vertèbre afin de modéliser l'adhésion entre les deux parties. La résine supérieure n'avait comme seul degré de liberté la translation verticale, tandis que la résine inférieure était encastrée. Une compression uniforme à 0.5 m/s a été imposée à la résine supérieure.

- Attribution des propriétés mécaniques

La méthode de personnalisation utilisée a été basée sur plusieurs travaux de la littérature (Crawford et coll. [3], Mirzaei et coll. [84], Kopperdahl et coll. [116], Dupuis [117]). Elle a été réalisée avec les logiciels Mimics, Matlab (version 7.0.1, The MathWorks Inc) et Hypermesh.

1. Le centre de chaque élément a été calculé.
2. Une interpolation linéaire (fonction *interp3.m*) a permis d'évaluer l'unité Hounsfield au centre de l'élément.
3. La densité de chaque élément a été mesurée à l'aide de la relation entre les unités Hounsfield du scanner et la densité minérale osseuse (voir chapitre 3).
4. Les éléments ont ensuite été répartis en groupes en fonction de leur densité.
    - Les éléments ayant une densité inférieure à 10 mg/cm^3 [3] ont été regroupés dans une première partie rassemblant la moelle osseuse, le liquide d'embaumement, les tissus adipeux et l'air. L'hypothèse a ensuite été faite que leurs propriétés mécaniques étaient négligeables devant celles des autres structures :

$$E = 0.001MPa$$
$$\rho = 1g.cm^{-3}$$
$$\upsilon = 0.3$$

    - Tous les autres éléments ont ensuite été répartis en groupes de densité de 25 mg/cm^3.

Pour paramétrer les propriétés de l'os (limite d'élasticité σ_y et module d'Young E) dans les modèles personnalisés, la méthode développée par Mirzaei et coll. [84] et Zeinali et coll. [118] a

été utilisée. La loi élasto-plastique de Johnson-Cook a été utilisée pour caractériser le comportement de l'os (voir Chapitre 4).

Le module d'Young et la contrainte limite d'élasticité ont été paramétrés avec les relations de Kopperdahl et coll. [116] comme suit :

Pour $\rho < 0.060$ g/cm^3 :

$$E(MPa) = 2980 * \rho^{1,05}$$

$$\sigma_y(MPa) = 37,4 * \rho^{1,39}$$

Pour $\rho > 0.060$ g/cm^3 :

$$E(MPa) = -34,7 + 3230\rho$$

$$\sigma_y(MPa) = -0,75 + 24,9\rho$$

Concernant la contrainte maximale, la relation de Morgan et coll. [3] a été utilisée :

$$\sigma_{\max}(MPa) = 1.2 * \sigma_y$$

L'exposant d'écrouissage a été fixé à 1. La déformation à la limite d'élasticité ε_y et le taux d'écrouissage b ont été calculés à partir de ces différents paramètres :

$$\varepsilon_y = \frac{\sigma_y}{E}$$

$$b = \frac{\sigma_{\max} - \sigma_y}{\varepsilon_{\max} - \varepsilon_y}$$

Le coefficient de Poisson a été fixé à 0.25.

La déformation maximale a été fixée à 1.45% [116]. Une fois la déformation maximale atteinte, les éléments ont été supprimés. Ceci diffère de la méthode utilisée par Mirzaei et coll. [84]. Dans leur étude, une fois la déformation maximale atteinte, la contrainte était maintenue.

Par ailleurs, les dimensions des éléments des modèles (1 mm en moyenne) étant plus grandes que l'épaisseur moyenne de l'os cortical des vertèbres (0.4 mm environ [119]), le choix a donc été fait de ne pas représenter l'os cortical, comme pour la majorité des modèles personnalisés présents dans la littérature [61]. Nous avons choisi de ne pas représenter explicitement l'os cortical par une couche d'éléments coques car ceci impliquerait que l'os cortical est présent tout autour du corps vertébral, ce qui n'est pas le cas pour certaines zones. Les éléments appartenant au contour de la vertèbre représentaient donc l'os cortical et l'os trabéculaire adjacent.

- Analyse de la réponse

Les réponses mécaniques de chaque modèle (effort maximal, énergie, déplacement et raideur) ont été comparées aux résultats des essais expérimentaux pour la vertèbre correspondante. L'initiation de la fracture dans le modèle a été comparée à l'initiation de la fracture sur les vidéos. Les traits de fracture ont aussi été comparés aux lésions observées sur les images scanner des vertèbres réalisées après les essais.

6.2 Résultats

6.2.1 Validation géométrique

Afin d'illustrer la technique de personnalisation d'un point de vue géométrique, l'exemple de la vertèbre L4 du sujet 2310 est présenté.

Le diagramme suivant présente la répartition des éléments en fonction de la densité :

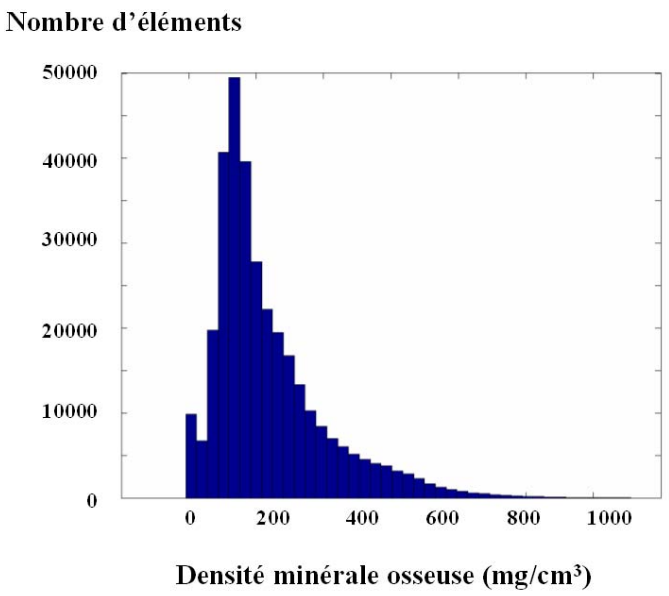


Figure 6.2 : Histogramme du nombre d'éléments par groupe de densité (vertèbre L4 du sujet 2310)

Le modèle obtenu est présenté dans la Figure 6.3. Les parties en rouges correspondent aux éléments dont la densité est la plus élevée. Les parties en bleu correspondent aux éléments de faible densité. Quant aux veines, elles sont représentées par les parties en noir. On constate bien ici que c'est la zone correspondant au listel marginal qui a la densité la plus élevée.

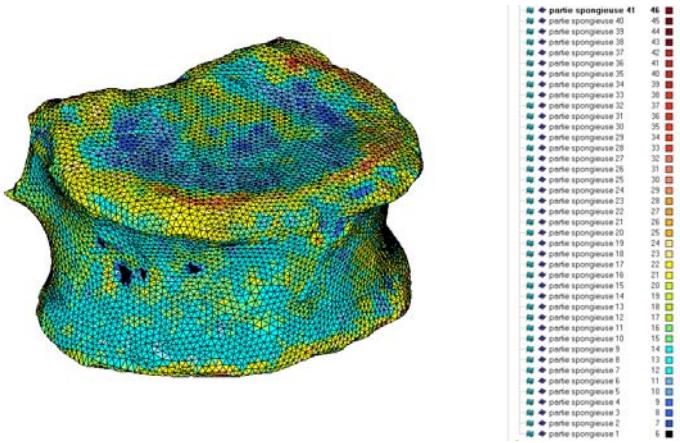


Figure 6.3 : Modèle personnalisé de la vertèbre L4 du sujet 2310

Les images de coupes du modèle (axiales/coronales/sagittales) sont comparées avec les images scanner de la vertèbre. Comme nous pouvons le constater dans l'exemple des Figure 6.4 et Figure 6.5 (vertèbre L4 du sujet 2310), les zones identifiées comme étant des veines sur le modèle correspondent bien aux zones noires des images scanner. On constate aussi que les parties spongieuses, en bleu, sont bien situées au centre du corps vertébral. Le contour de la vertèbre correspond à de l'os plus dense (en rouge et jaune sur la modèle et en blanc sur l'image scanner).

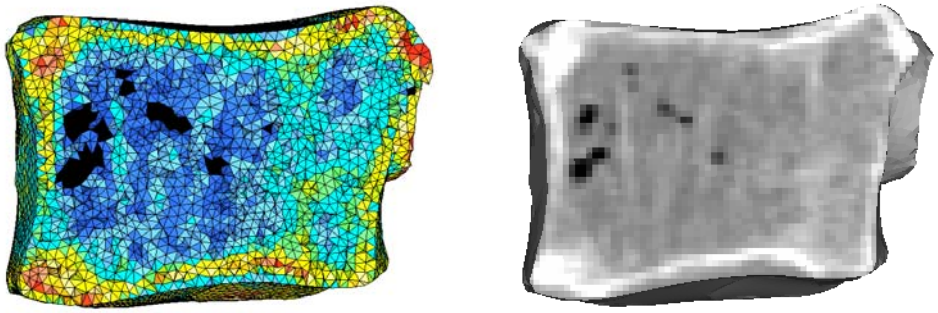


Figure 6.4 : Vue sagittale de la vertèbre L4 du sujet 2310 – à gauche : modèle personnalisé; à droite : coupe scanner correspondante

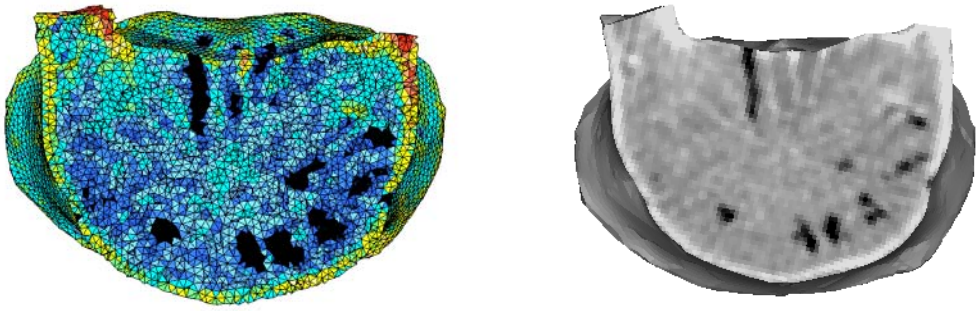


Figure 6.5 : Vue axiale de la vertèbre L4 du sujet 2310 – à gauche : modèle personnalisé; à droite : coupe scanner correspondante

6.2.2 Résultats Numériques

- Réponses des modèles

Les courbes effort-déplacement numériques sont comparées aux courbes obtenues expérimentalement. On observe sur la Figure 6.6 (exemple pour le spécimen 2310-L4) que la réponse numérique ne correspond pas aux résultats expérimentaux attendus : l'effort maximal et le déplacement correspondant sont trop faibles, tandis que la raideur est trop élevée. La même constatation est faite pour l'ensemble des vertèbres modélisées.

On constate aussi que la courbe numérique ne représente pas la partie non linéaire initiale de la courbe expérimentale (voir Figure 6.6). Le modèle numérique ne modélise que la partie linéaire et l'endommagement. Par la suite, nous comparerons donc le déplacement numérique avec le déplacement expérimental correspondant seulement à la partie linéaire et à l'endommagement.

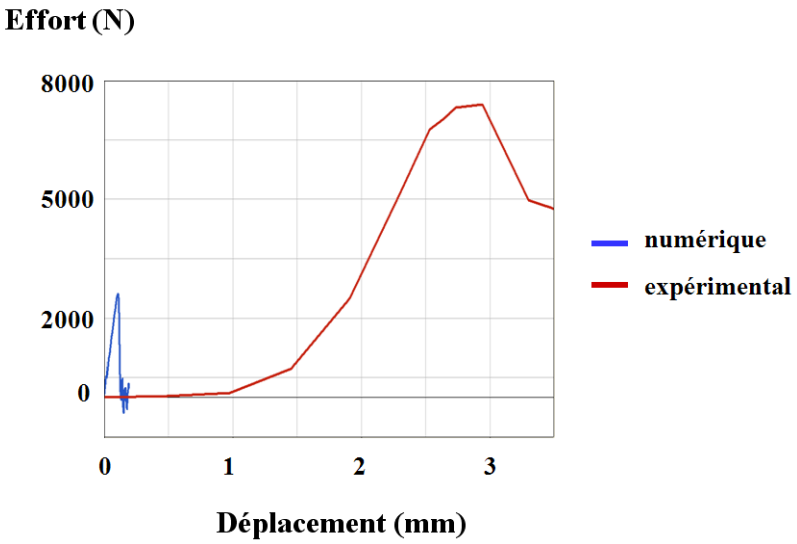


Figure 6.6 : Comparaison entre les courbes effort-déplacement expérimentales (en rouge) et numériques (en bleu) pour le spécimen 2310-L4

Ces premiers résultats nous indiquent donc que l'ordre de grandeur des différentes mesures n'est pas le bon. Nous avons alors cherché à voir si les mesures numériques étaient corrélées aux mesures expérimentales. Les résultats de ces corrélations sont présentés en Figure 6.7.

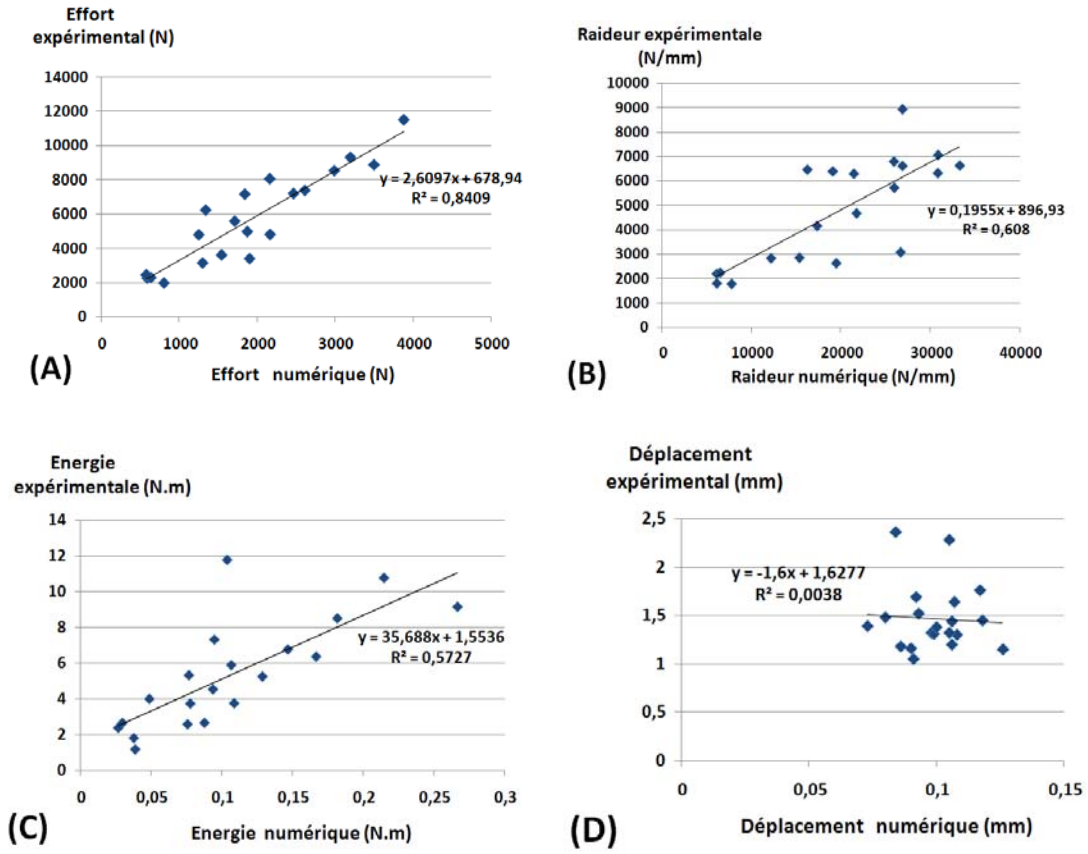


Figure 6.7 : Courbes représentant les résultats expérimentaux en fonction des résultats numériques pour les 20 vertèbres testées ainsi que les droites de régressions : (A) Effort maximal ; (B) Raideur ; (C) Énergie; (D) Déplacement

On observe une bonne corrélation entre les résultats numériques et expérimentaux de l'effort maximal (r^2=0.85), et une corrélation plus faible pour la raideur et l'énergie (r^2=0,61 et r^2=0,57 respectivement). Le déplacement expérimental n'est pas corrélé avec le déplacement numérique. Néanmoins on remarque que les déplacements numériques et expérimentaux présentent une

dispersion assez faible. En effet, la moyenne pour le déplacement numérique est de 0,099 mm, avec un écart-type de 0,0013mm, et de 1,47 mm pour l'expérimental (écart-type : 0,34mm).

L'analyse des courbes nous permet aussi de constater que certains points sont très éloignés de la droite de régression. Ces points correspondent aux vertèbres dont les courbes expérimentales présentaient plusieurs pics (voir Chapitre 4). Il s'agit des vertèbres ANEA-L2, ANEAL3, ANEA-L4 et 117-L5. Le sujet ANEA ayant déjà été utilisé pour une précédente campagne d'essai corps complet, il est possible que les vertèbres aient été endommagées lors de cette campagne. Pour la suite, nous avons donc étudié les réponses des 16 vertèbres dont la courbe effort-déplacement ne présente qu'un pic.

Lorsqu'on trace les mêmes courbes pour les 16 vertèbres restantes (Figure 6.8), on observe une très bonne corrélation entre les résultats numériques et expérimentaux pour l'effort maximal (r^2=0,93), l'énergie (r^2=0,86) et la raideur (r^2=0,86). En revanche le déplacement expérimental et le déplacement numérique ne sont pas corrélés.

Bilan :

Ces premiers essais indiquent une bonne corrélation entre simulations et expérimentations pour l'effort et l'énergie, ainsi que pour la raideur. Toutefois, les valeurs obtenues avec le modèle pour l'effort, l'énergie, et le déplacement sont trop faibles, tandis que la raideur est trop élevée. L'étape suivante a donc consisté à étudier la possibilité d'ajuster les propriétés mécaniques du modèle pour que la méthode de personnalisation permette de prédire les réponses expérimentales.

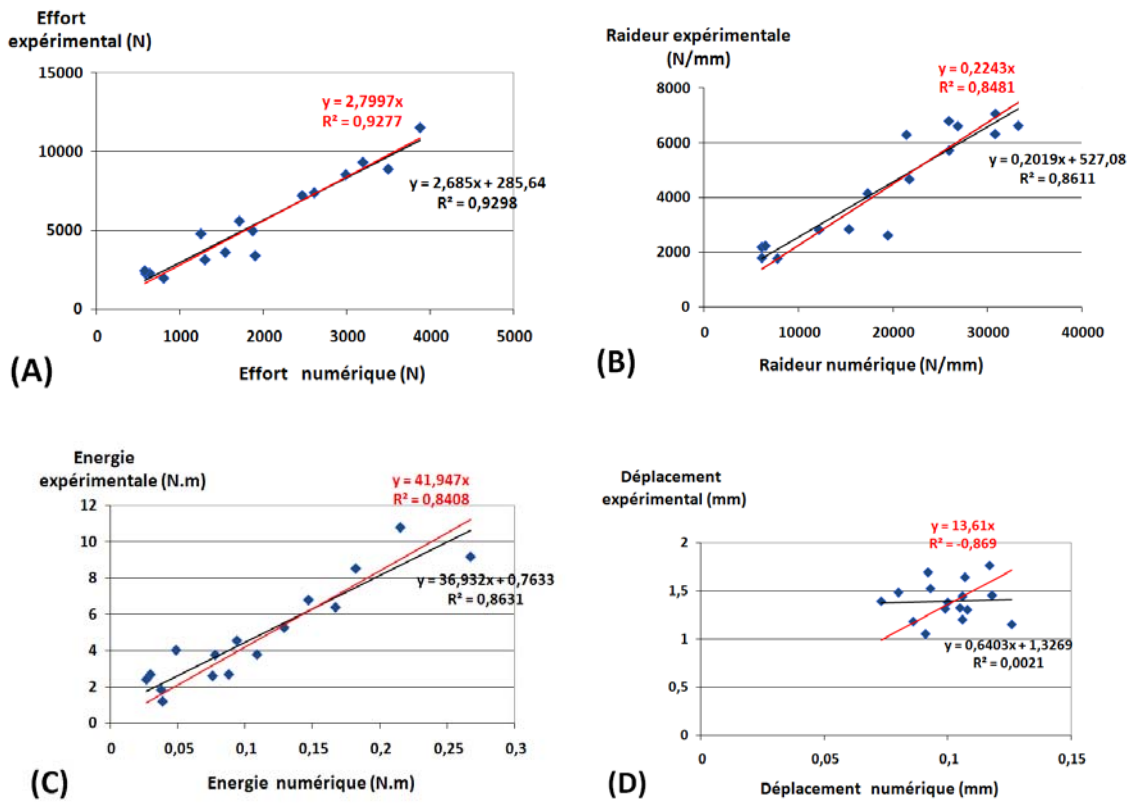


Figure 6.8 : Courbes représentant les résultats expérimentaux en fonction des résultats numériques pour les vertèbres (hors vertèbres présentant une courbe à deux pics) - Les droites de régression sont aussi représentées: (A) Effort maximal ; (B) Raideur ; (C) Énergie; (D) Déplacement

- Ajustement

Sur la Figure 6.8, nous avons tracé, pour les quatre paramètres mesurés, les droites de régression passant par l'origine du graphique (en rouge sur la figure). Ce sont les pentes de ces droites qui ont été utilisées pour ajuster les paramètres du modèle. Ainsi la contrainte d'endommagement (et donc la contrainte maximale) a été multipliée par 2,8 (Figure 6.8-A) et la module d'Young par 0,22 (Figure 6.8-B) dans tous les modèles. Le déplacement expérimental ayant pour valeur moyenne 1,391mm, et le déplacement numérique étant de 0.104 mm, la déformation maximale a été multipliée par 13,8 (elle était donc égale à 20%).

La corrélation entre les résultats numériques et les résultats expérimentaux a été de nouveau évaluée pour les modèles ajustés et présentée Figure 6.9. Pour chaque réponse, la droite de régression normale et celle passant par l'origine du graphique ont été tracées. Dans le cas d'un modèle parfaitement ajusté, la droite de régression passant par l'origine pour chaque réponse devrait avoir une pente de 1 et un coefficient de corrélation de 1.

On constate que la corrélation entre l'effort numérique et expérimental reste élevée (r^2=0,93 pour la droite de régression passant par l'origine). Cette droite a une pente de 1,02 : l'effort prédit par le modèle est donc très proche de l'effort expérimental.

La raideur est elle aussi bien corrélée (r^2=0,84). La droite de régression passant par l'origine a une pente de 0,96 : la raideur évaluée grâce au modèle est donc légèrement supérieure à la raideur expérimentale.

Le modèle a tendance à sous-estimer l'énergie (pente de 1,37 pour la droite de régression passant par l'origine). Néanmoins la réponse du modèle est bien corrélée avec la réponse expérimentale (r^2=0,88 pour la droite de régression normale et r^2=0,86 pour celle passant par l'origine).

Enfin le déplacement numérique n'est pas corrélé avec le déplacement expérimental. On constate cependant que les modèles ajustés permettent d'obtenir un déplacement dont l'ordre de grandeur est nettement plus proche des valeurs expérimentales que le modèle initial (valeur moyenne : 1.16 mm avec le modèle ajusté contre 0,104 mm avec le modèle initial).

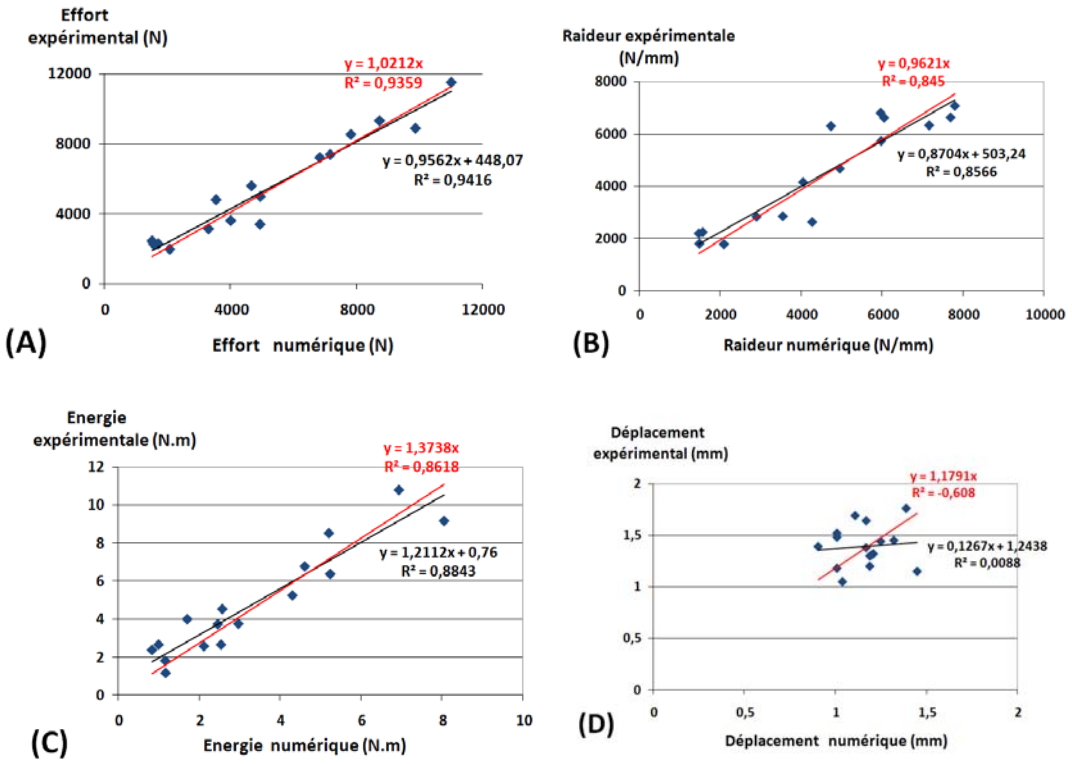


Figure 6.9 : Courbes représentant les résultats expérimentaux en fonction des résultats numériques pour les 16 vertèbres avec les propriétés ajustées, ainsi que les droites de régression : (A) Effort maximal ; (B) Raideur ; (C) Énergie; (D) Déplacement

6.2.3 Localisation de l'initiation de la fracture

Afin d'illustrer la capacité des modèles personnalisés à localiser l'initiation de la fracture, nous avons détaillé notre analyse pour la vertèbre L4 du sujet 2310.

Les éléments ayant une déformation plastique non-nulle ont été identifiés à chaque animation et la localisation de ces éléments a permis de suivre l'évolution de l'endommagement [84]. La Figure 6.14 présente les différentes étapes de cette évolution pour le spécimen 2310-L4. On constate que l'endommagement s'initie au niveau de la partie latérale droite. Cette zone correspond à la localisation d'une veine (voir Figure 6.3 – T=0,9 ms). A T=1,7 ms, on observe que la fracture apparaît dans les zones postérieures et latérales gauches. Ces zones correspondent

aussi à la localisation de veines. Les premiers éléments à rompre sont signalés en rouge à T=2,5 ms, sur les vues latérales droites et postérieures. La vue antérieure de la vertèbre n'est pas présentée ici car la fracture ne s'initie pas dans cette zone.

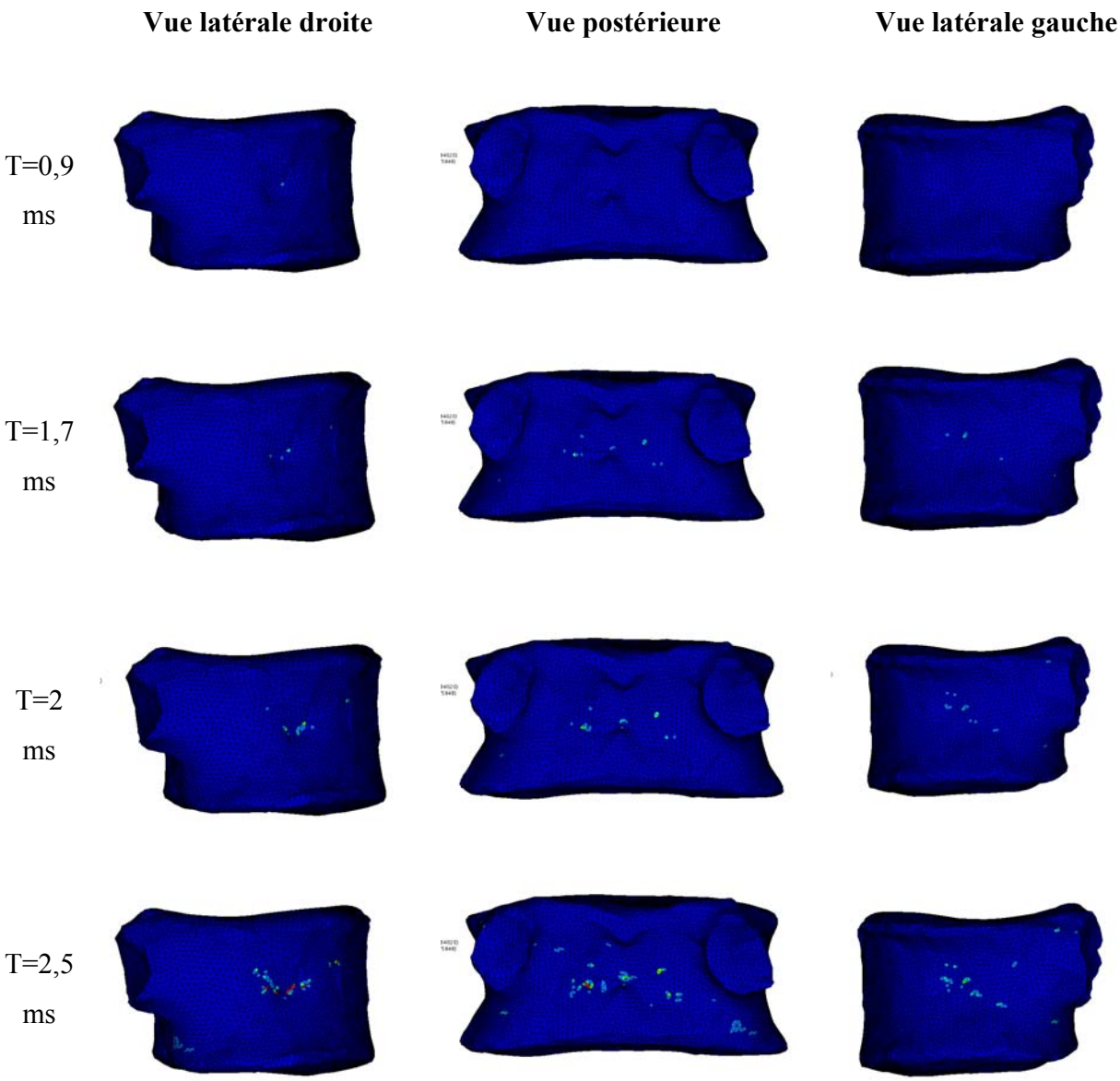


Figure 6.10 : Les différentes étapes de l'évolution de l'endommagement pour la vertèbre 2310-L4. Les éléments endommagés sont identifiés en bleu clair et rouge

Afin de valider la localisation de l'initiation de la fracture identifiée par le modèle personnalisé de la vertèbre 2310-L4, nous avons comparé ces résultats avec les vidéos des essais. Comme on peut le constater sur la Figure 6.11 (vue antérieure), les premières zones à rompre sont bien situées sur les parties latérales gauche et droite, au niveau des veines. De même, sur la vidéo de la partie postérieure de la vertèbre (Figure 6.12), on constate une rupture du mur postérieur de la vertèbre. Par contre le modèle ne permet pas de détecter la rupture au niveau des pédicules (Figure 6.12). Le modèle ne permet donc de détecter qu'une partie des zones de fracture de la vertèbre.

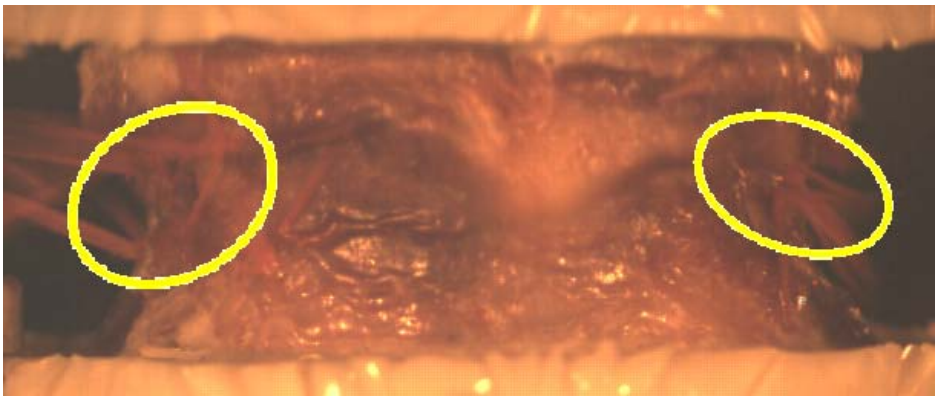


Figure 6.11 : Vidéo des essais pour la vertèbre 2310-L4 (vue antérieure) – Les premières parties à rompre, repérées par l'expulsion de la moelle osseuse, sont signalées par des cercles blancs

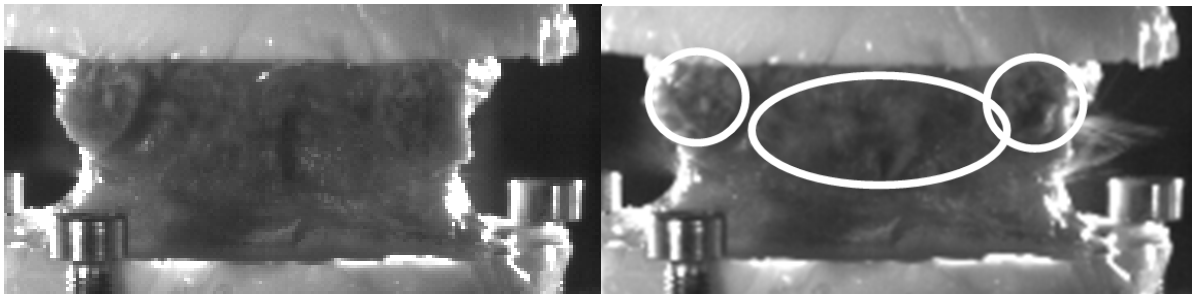


Figure 6.12 : Vidéo des essais pour la vertèbre 2310-L4 (vue postérieure) – La zone qui rompt est signalée par un cercle blanc

6.3 Discussion

- Réponses effort-déplacement

Les premiers essais ont montré que, sans ajustement, les modèles sous-estimaient l'**effort**, **l'énergie et le déplacement**, et surestimaient la **raideur** des vertèbres.

Les valeurs trop faibles obtenues pour l'**effort** peuvent s'expliquer par les relations utilisées pour paramétrer les contraintes d'endommagement et maximales de l'os. En effet, ces relations ont été évaluées à partir de la densité minérale osseuse lors de tests en chargement quasi-statique. Or la contrainte et le module d'Young de l'os augmentent avec la vitesse [102]. Ceci peut aussi trouver des éléments de réponse dans le choix de la loi de comportement (les éléments sont supprimés une fois la déformation maximale atteinte). Ce choix explique probablement aussi que les valeurs obtenues pour le **déplacement numérique** soient plus faibles que les valeurs expérimentales.

Par ailleurs, on constate que la **raideur** est surestimée par le modèle. La même observation avait été faite dans une étude de Silva et coll. [82] sur des essais de compression de coupes de vertèbres. Comme on peut le voir sur la Figure 6.14 (qui présente un exemple caractéristique de l'étude de Silva), la raideur du modèle est trois fois plus élevée que la raideur mesurée expérimentalement. Ceci peut provenir du choix de la relation utilisée pour paramétrer les propriétés de l'os. D'autres explications pourraient venir de la compliance de la machine, qui n'est pas prise en compte [114], ou bien encore de la modélisation de l'os cortical. En effet, les éléments appartenant au contour de la vertèbre représentent l'os cortical et l'os trabéculaire adjacent.

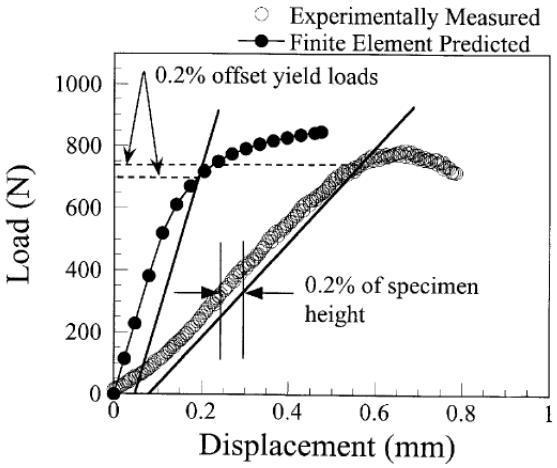


Figure 6.14 : Comparaison entre les courbes effort-déplacement prédites par le modèle et mesurées expérimentalement pour un spécimen représentatif dans une étude de Silva [82] (image reproduite avec la permission de Wiley)

- Après ajustement des propriétés

Après ajustement, les résultats obtenus ont montré que la personnalisation des modèles permettait de prédire l'**effort maximal**, ainsi que la **raideur** des vertèbres à 0,5 m/s. Nous constatons donc qu'à partir des informations détaillées sur la densité des vertèbres et de leur géométrie, nous pouvons prédire la réponse de la vertèbre. La technique de personnalisation semble donc aussi applicable en dynamique, après ajustement pour obtenir le bon ordre de grandeur pour l'effort et la raideur.

Après ajustement, le **déplacement** numérique a un ordre de grandeur satisfaisant mais n'est pas corrélé avec le déplacement expérimental. Plusieurs facteurs peuvent expliquer ce résultat. Une première explication peut venir de la réponse du modèle, qui ne représente que les parties linéaires et l'endommagement de la réponse effort-déplacement expérimentale (voir Figure 6.6). La partie non-linéaire de la réponse expérimentale n'est pas représentée, ce qui peut entraîner des différences entre le comportement du modèle et celui de la vertèbre. Une autre cause peut être la modélisation de la course du vérin. En effet, dans le modèle par éléments finis, on impose à la vertèbre une vitesse de chargement constante de 0,5 m/s. Or lors des essais, si une consigne de vitesse de 0.5 m/s est imposée au vérin, celui-ci est en réalité ralenti lors de la compression avec

la vertèbre. La vitesse du vérin va donc différer pour chaque vertèbre. La consigne de vitesse du modèle, en ne tenant pas compte de cette variation, peut donc être responsable de cette absence de corrélation entre le déplacement numérique et le déplacement expérimental.

Concernant **l'énergie**, s'il existe une bonne corrélation entre le numérique et l'expérimental (r^2=0,88), les valeurs prévues par le modèle sont plus faibles que l'expérimental. Ce résultat semble logique, car la réponse du modèle ne représente par la partie non-linéaire initiale de la courbe effort-déplacement expérimentale. L'énergie étant calculée en mesurant l'aire sous la courbe effort-déplacement, il est donc normal que l'énergie prédite par les modèles personnalisés soit plus faible que l'énergie expérimentale. Par ailleurs l'énergie dépend de l'effort et du déplacement. Or comme nous avons pu le constater, le déplacement prédit par le modèle manque de précision, ce qui peut avoir une influence sur le calcul de l'énergie.

Enfin un autre résultat de cette étude est que la personnalisation permet de prédire l'effort, l'énergie et la raideur pour les vertèbres dont la courbe effort-déplacement ne présente qu'un pic. En revanche, cette corrélation est beaucoup plus faible lorsqu'on regarde toutes les vertèbres, y compris celles ayant déjà servi pour d'autres campagnes d'essais (courbe effort-déplacement présentant deux pics). Il est possible que ces vertèbres aient été endommagées durant ces essais, et leur architecture osseuse modifiée. Le modèle personnalisé ne tient compte que de la densité des vertèbres, et non de l'architecture osseuse. Il ne serait alors plus assez précis pour prédire la réponse de la vertèbre. Cette campagne d'essais ayant été réalisée sur un nombre relativement faible de vertèbres, il serait intéressant de confirmer cette hypothèse par d'autres essais.

- Sur la localisation de la fracture

Comme nous avons pu le constater lors de l'analyse de la fracture du spécimen 2310-L4, la localisation de l'initiation de la fracture avec les simulations numériques est en accord avec les observations faites sur les vidéos et le scanner. En revanche elle ne permet pas de visualiser le bombement antérieur et la fracture du plateau supérieur de la vertèbre. Une explication possible est que le modèle ne représente le comportement de la vertèbre que jusqu'à l'effort maximal. Or les essais de compression vont jusqu'à 9 mm de déplacement (en moyenne), c'est-à-dire bien au-delà de l'effort maximal. L'examen tomodensitométrique réalisé après les essais permet de visualiser les lésions provoquées par l'essai en entier, et donc au-delà de l'effort maximal. Il est

possible que la fracture du plateau et le bombement de la partie antérieure interviennent après que l'effort maximal ait été atteint. Concernant le bombement de la partie antérieure qui n'est pas représenté dans le modèle personnalisé, une autre explication peut provenir du fait que l'os cortical n'est pas explicitement représenté. Enfin, la fracture du plateau n'est pas observée dans le modèle en raison peut-être des conditions limites (interface type 2 entre la résine et le plateau supérieur de la vertèbre).

- Comparaison avec la littérature

La méthode adoptée ici se distingue des méthodes de personnalisation utilisées généralement dans la littérature à plusieurs niveaux :

- Les éléments sont des tétraèdres, alors que les modèles de la littérature utilisent en général des briques *(voxel-based method).*
- Les éléments sont regroupés par groupes de matériaux (une quarantaine en moyenne) alors que dans la littérature, chaque élément est personnalisé (c.à.d. qu'il possède ses propres propriétés).
- La loi utilisée pour modéliser est isotrope, alors qu'elle est en général isotrope transverse dans la littérature. Par ailleurs, les éléments sont supprimés une fois la déformation maximale atteinte, alors que dans la plupart des études, l'os a un comportement élastique [58], élastique-parfaitement plastique [118, 120] ou avec endommagement [62].

En dépit de ces différences, on constate que les résultats obtenus sont en accord avec les résultats présentés dans la littérature. En effet, lorsqu'on compare les coefficients de corrélation obtenus pour l'effort maximal (r^2=0,84 pour l'ensemble des vertèbres, r^2=0.93 pour les 16 vertèbres présentant un seul pic pour la courbe effort-déplacement) avec ceux de la littérature, on constate que ce paramètre est en accord avec les valeurs obtenues lors de précédentes études (voir Tableau 6-1). Les coefficients de corrélation obtenus pour la raideur sont plus faibles : r^2= 0.61 pour l'ensemble des vertèbres et r^2=0.86 pour les 16 vertèbres intactes. Ces valeurs sont en accord avec celles de Liebschner et coll. [58] mais plus élevées que celle obtenues par Buckley et coll. [66] (voir Tableau 6-1). Cette différence peut s'expliquer par le faible nombre de vertèbres utilisées dans notre étude.

Tableau 6-1 : Travaux de la littérature sur les modèles personnalisés et les corrélations obtenues pour l'effort et la raideur entre le numérique et l'expérimental

Références	**Nombre d'échantillons**	**Niveau**	**Âge**	**r^2 (F_{max})**	**r^2 (Raideur)**
Buckley et coll. [66]	77 vertèbres	T6-T10	85 (54-97)	0.80 (r^2 ajusté)	0.27 (r^2 ajusté)
Crawford et coll. [3]	13 vertèbres	L1-L4	69 (37-87)	0.86	X
Liebschner et coll. [58]	19 vertèbres	T12-L3	67.5 (20-90)	X	0.81
Mirzaei et coll. [84]	13 vertèbres (3 intactes, 8 avec cavité, et 3 avec vertébroplastie)	Thoracique et lombaires	42 (±7.2)	0.84	X
Garo et coll. (2010)	20 vertèbres	Lombaires	84,5	0.84	0.61
	16 vertèbres (courbe effort-déplacement ne présente qu'un pic) : méthode ajustée	Lombaires	84,5	0.94	0.86

- Sur la méthode

Un des intérêts de cette étude est d'évaluer l'effort maximal et la raideur des vertèbres, mais aussi le déplacement et l'énergie. Ces informations sont nécessaires à la validation du MEF. Les modèles personnalisés présents dans la littérature ont plutôt comme objectif de prédire l'effort maximal des vertèbres, pour une application clinique. Les informations sur l'énergie ou le déplacement ne sont alors pas étudiées.

Par ailleurs, la méthode de personnalisation employée ici est basée sur des images scanner cliniques. Les derniers modèles personnalisés présents dans la littérature sont encore plus

précis [85]: développés à partir de l'imagerie micro-CT, ils permettent de modéliser l'architecture osseuse (travées) et l'os cortical. Mais cette technique n'est pas applicable actuellement en clinique pour des sujets humains.

- Limites

Une des limites de la personnalisation est le temps nécessaire pour construire chaque modèle. Dans la littérature, les modèles personnalisés sont en général des modèles voxel dont la réalisation est automatisée. Ici la méthode est semi-automatisée. Ainsi la géométrie de chaque vertèbre est réalisée par l'opérateur, l'attribution des propriétés est faite automatiquement et la mise en donnée du modèle est aussi effectuée par l'opérateur.

Actuellement la méthode a été testée pour 20 vertèbres provenant de 7 sujets âgés (plage d'âges comprise entre 72 et 93 ans). Il serait intéressant de valider la méthode sur un nombre plus important de vertèbres provenant de sujets issus de différentes classes d'âge. Néanmoins, les vertèbres personnalisées présentent une grande dispersion au niveau des densités et des géométries (Fmax, energie et raideur), ce qui semble indiquer la validité de la méthode sur plusieurs catégories de sujets.

6.4 Conclusion

La méthode de personnalisation appliquée a permis de prédire plusieurs réponses du modèle (effort, raideur et énergie) ainsi que la localisation de l'initiation de la fracture en chargement dynamique. Elle doit cependant être améliorée en ce qui concerne la prédiction du déplacement des corps vertébraux.

CHAPITRE 7 DISCUSSION GÉNÉRALE

- Sur la prise en compte de l'âge

Dans le cadre de ce travail, les effets de l'âge ont été implémentés de deux manières dans les modèles par éléments finis du corps vertébral.

La première approche de modélisation a permis de prendre en compte l'influence de l'âge en modifiant les propriétés mécaniques de l'os de manière paramétrique dans un modèle homogène de lombaire dont la géométrie était représentative d'un adulte (L5 du modèle SM2S). Les modèles développés avaient pour avantages d'être représentatifs de catégories de populations (ici regroupées en fonction de l'âge), dont ils modélisent le comportement moyen. Ils se distinguent des travaux de la littérature par le fait que les propriétés sont calibrées en fonction des données de la littérature, et la réponse du modèle (l'effort maximal) est vérifiée par rapport aux données de la littérature pour les chargements à faible vitesse. Par ailleurs, plusieurs hypothèses ont été proposées pour paramétrer les modèles en dynamique ($v==2500$ $mm.s^{-1}$). Dans la littérature, les modèles par éléments finis de vertèbre conçus pour représenter des chargements dynamiques ne tiennent pas compte en général de l'influence de la vitesse lors de la calibration des propriétés mécaniques [88, 90]. Ce travail constitue une première étape vers la prise en compte de l'âge dans les modèles homogènes de vertèbre, et devra être poursuivi à l'échelle de structures plus complexes.

La deuxième approche a consisté à réaliser des modèles personnalisés, modèles tenant compte intrinsèquement de l'âge au niveau des propriétés et de la géométrie des modèles. Ces modèles permettent de prédire la localisation de l'initiation de la fracture et certaines réponses des corps vertébraux (effort, raideur, énergie) pour chaque sujet. Ils sont cependant plus complexes que les modèles homogènes à développer et nécessitent de réaliser des scanners préalablement aux tests. La méthode de personnalisation se distingue des travaux de la littérature car elle est réalisée pour une sollicitation dynamique, alors que les travaux de la littérature sont réalisés en quasi-statique [58, 62, 115]. La méthode doit cependant être encore améliorée pour représenter la réponse effort-déplacement des vertèbres.

Au final, le choix de l'approche pour paramétrer les modèles en fonction de l'âge dépend des objectifs que l'on souhaite atteindre :

- Jusqu'à quel point veut-on représenter précisément la réalité par la modélisation?
- Veut-on connaître la localisation de l'initiation de la fracture?

Par ailleurs, la question de recherche portait sur l'implémentation des effets de l'âge dans les modèles de vertèbres. Mais les résultats expérimentaux ont montré qu'il était important de tenir compte de l'âge, mais aussi de la qualité osseuse (pouvant varier au sein d'une même catégorie d'âge), en utilisant les informations sur la densité osseuse.

Un autre choix de modélisation pourrait être de paramétrer les propriétés du modèle numérique homogène en fonction de la densité évaluée par tomodensitométrie. En effet de nombreux travaux dans la littérature ont porté sur la corrélation entre les propriétés mécaniques de l'os, l'effort maximal des corps vertébraux et la densité minérale osseuse (voir chapitre 1 et annexe A). Cette approche permettrait aussi d'exploiter les résultats de la partie expérimentale du travail sur l'évolution de l'effort maximal en fonction de la densité trabéculaire en chargement dynamique (voir Figure 3.17). C'est une perspective de ce travail de thèse.

- Sur l'implémentation de la vitesse

Pour que la réponse du modèle du corps vertébral soit ajustée pour toutes les vitesses de sollicitation, il faudrait que la loi utilisée pour modéliser le comportement de l'os intègre le taux de déformation. Dans le cadre de cette étude, la loi de Johnson-Cook a été utilisée, ce qui a permis de tenir compte du taux de déformation dans la phase plastique, mais pas dans la phase élastique. Cette solution ne permet donc pas de modifier le module d'Young de l'os, alors qu'il augmente avec la vitesse de sollicitation [15, 102]. Pour tenir compte de la vitesse, nous avons donc choisi d'étudier des vitesses de sollicitations spécifiques (10, 500 et 2500 mm/s). Les résultats de cette étude ont montré qu'il était nécessaire d'adapter les propriétés de l'os en fonction de la vitesse (contrainte maximale, déformation maximale, module d'Young) pour calibrer les réponses des modèles.

- Quel est l'apport de l'imagerie?

Ce travail de thèse, sur la caractérisation du comportement des vertèbres, s'appuie sur les informations fournies par l'imagerie. Des examens tomodensitométriques ont ainsi pu apporter des informations tant au niveau de l'expérimental que du numérique :

- Pour la partie expérimentale, ils ont permis d'évaluer la qualité osseuse ainsi que les caractéristiques géométriques (hauteur, aire) des vertèbres préalablement aux tests. Nous avons ainsi pu évaluer des paramètres tels que la déformation et la contrainte à la rupture des vertèbres. Ces examens ont aussi permis de déterminer les corrélations existant entre les principales mesures (effort, énergie, déplacement et raideur) et la densité minérale osseuse. Suite aux essais, un deuxième examen nous a permis de mesurer la hauteur des vertèbres après compression et de localiser la fracture. Nous avons ainsi pu caractériser le tassement des vertèbres et le type de fractures créées.
- Pour la partie numérique, les images scanner ont aussi pu être exploitées afin de personnaliser la géométrie ainsi que les propriétés mécaniques du modèle.

Nous avons ainsi pu constater que la densité trabéculaire (ρ_t) permettait de prédire avec une bonne précision l'effort maximal (r^2=0.65), et une précision moyenne l'énergie (r^2=0.50) et la raideur (r^2=0.47). La densité intégrale (ρ_i) permettait de prédire avec une précision légèrement supérieure ces différentes réponses (0.67, 0.62 et 0.56 respectivement). En comparaison, la méthode de personnalisation permet de prédire l'effort maximal avec un coefficient de corrélation de 0.84, et l'énergie et la raideur avec des coefficients de 0.57 et 0.61 respectivement pour l'ensemble des vertèbres scannées (20 spécimens). On constate donc que la méthode de personnalisation permet de prédire l'effort maximal avec une meilleure précision que la densité (ρ_t ou ρ_i). Concernant l'énergie, la personnalisation permet une meilleure prédiction que la densité moyenne de l'os trabéculaire (ρ_t), mais plus faible que la densité intégrale (ρ_i). Par ailleurs, la personnalisation permet une meilleure prédiction de la raideur que les mesures de densité (ρ_t et ρ_i).

Nos résultats montrent donc que les modèles personnalisés permettent une meilleure prédiction de l'effort et de la raideur que la densité minérale osseuse seule. Ceci semble logique car ces modèles prennent en compte la géométrie et les variations de densité au sein de chaque vertèbre. Ce résultat est en accord avec la littérature, notamment les travaux de Crawford et coll. [3] qui

ont constaté que leur méthode de personnalisation des vertèbres permettait de prédire l'effort maximal avec un coefficient de corrélation de $r^2=0.86$, contre $r^2=0.53$ pour la densité seule.

Ces différents résultats indiquent aussi que les données apportées par l'imagerie (densité, personnalisation) sont exploitables pour la caractérisation du comportement des vertèbres en chargement dynamique, alors que la majorité des travaux portent sur les travaux en quasi-statique.

- Autres limites

Pour les modèles personnalisés (chapitre 6), l'influence des éléments (définition, nombre) et du nombre de groupes de propriétés sur le comportement des modèles n'ont pas été étudiés. Dans un premier temps, nous avons choisi de réaliser des modèles avec un nombre important d'éléments. Une fois la méthode de personnalisation complètement automatisée, il sera pertinent d'évaluer avec précision l'influence de ces paramètres sur la réponse du modèle.

Dans le cadre de cette étude, nous avons étudié le chargement du corps vertébral en compression axiale, pour la partie numérique comme pour la partie expérimentale. Ce choix est justifié par le fait qu'en compression, la transmission des efforts se fait principalement par la colonne antérieure. Par ailleurs, les fractures obtenues durant les essais sont des tassements, fractures qui sont souvent observées en clinique, et plus particulièrement chez les personnes âgées. Afin de poursuivre cette étude, il serait pertinent de tester d'autres sollicitations (flexion ou compression excentrée), afin d'étudier les fractures cunéiformes, qui sont aussi des fractures en compression très courantes [61].

Par ailleurs le chargement s'exerçant sur le corps vertébral lors des essais est uniforme, en raison de la résine. En réalité le corps vertébral est sollicité par le disque, qui évolue aussi avec l'âge. Dans le cas d'un disque sain, les charges sont transmises d'une vertèbre à l'autre par l'intermédiaire du nucléus. Le chargement se fait alors au niveau de la partie centrale du plateau vertébral [4]. Avec l'âge le disque intervertébral se détériore et les forces de compression se situent plus sur la partie périphérique du plateau vertébral ainsi qu'au niveau de l'os cortical. Afin de compléter cette étude et représenter les sollicitations du disque de manière plus réaliste, il serait intéressant de compléter ces essais en combinant l'effet de l'âge au niveau des vertèbres et

des disque [70] dans un modèle plus complexe. Il serait alors possible d'étudier plus précisément les fractures comminutives, caractéristiques des chargements dynamiques.

CONCLUSION

Dans le cadre de ce travail de thèse, nous avons combiné des outils numériques, expérimentaux, statistiques et d'imagerie afin d'améliorer les connaissances sur le comportement des vertèbres en chargement dynamique

La partie bibliographique de ce travail de thèse a permis de recenser les études portant sur l'évolution des propriétés mécaniques de l'os en fonction de l'âge. Ces informations ont permis de paramétrer le modèle de vertèbre en fonction de l'âge. Cette banque de données pourra aussi être exploitée pour paramétrer d'autres modèles par éléments finis du corps humain aujourd'hui existants ou en cours de développement. Il pourra ainsi être possible d'évaluer les risques de blessures d'autres segments corporels (thorax, jambes, etc.) selon différents groupes d'âge en accidentologie.

Dans la partie expérimentale de ce projet, une campagne d'essais de compression à la rupture de vertèbres en chargement dynamique a été réalisée. Nous avons ainsi pu constituer une base de données (effort, énergie, déplacement, raideur) pour la validation des modèles à 0.5 m/s.

Ces essais ont été précédés d'une campagne de mesures de densité (par tomodensitométrie). Nous avons ainsi pu constater l'influence de la densité minérale osseuse sur plusieurs réponses (effort maximal, et dans une moindre mesure sur la raideur et l'énergie) en chargement dynamique. L'imagerie et les connaissances acquises dans le cadre de ce travail pourront être appliquées pour améliorer la caractérisation d'autres structures osseuses du corps humain.

La partie numérique de ce projet a porté sur la réalisation de modèles par éléments finis de vertèbres.

Les résultats de cette étude nous ont permis de constater l'importance de paramétrer les propriétés mécaniques des modèles en fonction de l'âge, mais aussi de la vitesse. La revue de la littérature a cependant mis en lumière le manque de données expérimentales sur l'os (pour

paramétrer les modèles) et sur les vertèbres (pour valider les modèles) en fonction de ces deux facteurs. Dans le cadre de cette étude, nous avons donc étudié l'influence de la vitesse (à deux vitesses de sollicitations) puis l'influence de l'âge a été implémentée dans les modèles.

Nous avons aussi testé une méthode de personnalisation des modèles de vertèbres. Cette méthode a montré son efficacité pour prédire l'effort maximal et l'énergie, ainsi que la raideur des modèles de vertèbres pour des chargements dynamiques. Afin d'obtenir le bon ordre de grandeur pour ces paramètres, une étape d'ajustement des propriétés a été nécessaire. En revanche, la méthode ne permet pas encore de prédire le déplacement à la rupture. Une fois cette méthode améliorée en tenant compte des pistes évoquées dans le chapitre 6 (paragraphe 6.3), une des perspectives de ce travail serait d'appliquer cette méthode à d'autres structures osseuses dans le cadre de futurs projets du laboratoire.

Certaines recommandations devront faire l'objet de travaux futurs afin de compléter cette étude sur les effets de l'âge et de la vitesse sur le comportement du corps vertébral :

1. Concernant la partie expérimentale de ce travail, il serait pertinent de compléter les essais réalisés ici en testant d'autres vitesses de sollicitation pour mieux évaluer l'influence de la vitesse de sollicitation sur le comportement des corps vertébraux. Par ailleurs, un plus grand nombre de sujets devront être testés pour mieux évaluer l'influence de la variabilité biologique et notamment de l'âge. Enfin, l'impact de la méthode de conservation sur le comportement mécanique des vertèbres pourra être investigué.
2. Concernant la partie numérique, la loi utilisée pour modéliser le comportement de l'os dans cette étude est la loi élasto-plastique de Johnson-Cook. Cette loi est relativement simple à paramétrer mais elle ne tient pas compte actuellement du taux de déformation ni de l'endommagement des tissus. Afin d'améliorer la modélisation des tissus osseux, il faudrait ajouter le taux de déformation (ce qui sera possible dans la version suivante de Radioss pour le taux de déformation). Une autre piste consisterait à tester une loi qui tiendrait compte de l'endommagement [121, 122].
3. Nous avons étudié ici trois types de modèles (géométrie représentative d'un adulte et propriétés homogènes générales, géométrie représentative d'un adulte et propriétés homogènes spécifiques à un groupe d'âge, géométrie personnalisée et propriétés

personnalisées). D'autres choix de modélisation pourraient être encore testés. Les propriétés des modèles homogènes pourraient être paramétrées en fonction de la densité minérale osseuse, et non plus en fonction de l'âge. Une autre piste pourrait être d'utiliser la géométrie des vertèbres personnalisées, et de paramétrer leurs propriétés mécaniques en fonction de la densité minérale osseuse. Ces différentes combinaisons seraient ensuite comparées au modèle entièrement personnalisé (considéré comme le modèle de référence).

4. Pour compléter cette étude sur la prise en compte de l'âge dans le modèle SM2S (chapitre5), il serait aussi pertinent d'intégrer au modèle de vertèbre les modifications de la géométrie dues à l'âge.
5. Concernant la personnalisation des modèles, il serait pertinent d'automatiser complètement la création de ces modèles.
6. Cette étude s'est focalisée sur le corps vertébral. Or l'âge a aussi une influence sur les tissus mous du rachis (disque, ligament). Il serait donc intéressant d'appliquer les connaissances acquises sur l'os au niveau de la vertèbre à l'échelle d'une structure plus complexe (plusieurs unités fonctionnelles du modèle SM2S par exemple) et ainsi mieux étudier les fractures comminutives, caractéristiques des chargements dynamiques. Nous serions alors en mesure d'évaluer l'influence de l'âge dans un modèle représentant mieux les sollicitations physiologiques rencontrées par les vertèbres.

En définitive, ce travail de thèse a permis d'implémenter les effets de l'âge, et plus encore de personnaliser en fonction des catégories d'âge ou des sujets, des modèles par éléments finis des corps vertébraux. La première approche de modélisation a permis de représenter l'influence de l'âge en modifiant les propriétés mécaniques de l'os. La deuxième approche a consisté à réaliser des modèles personnalisés, modèles tenant compte intrinsèquement de l'âge au niveau des propriétés et de la géométrie des modèles. Les modèles de corps vertébraux présentés ici se distinguent des autres travaux publiés car ils combinent influence de l'âge et influence de la vitesse

BIBLIOGRAPHIE

1. Ebbesen, E.N., et al., *Age- and gender-related differences in vertebral bone mass, density, and strength.* J Bone Miner Res, 1999. **14**(8): p. 1394-403.
2. Edmondston, S.J., et al., *Ex vivo estimation of thoracolumbar vertebral body compressive strength: the relative contributions of bone densitometry and vertebral morphometry.* Osteoporos Int, 1997. **7**(2): p. 142-8.
3. Crawford, R.P., C.E. Cann, and T.M. Keaveny, *Finite element models predict in vitro vertebral body compressive strength better than quantitative computed tomography.* Bone, 2003. **33**(4): p. 744-750.
4. Ochia, R.S., A.F. Tencer, and R.P. Ching, *Effect of loading rate on endplate and vertebral body strength in human lumbar vertebrae.* Journal of Biomechanics, 2003. **36**(12): p. 1875-1881.
5. Kazarian, L.E. and G.A. Graves, *Compressive Strength Characteristics of the Human Vertebral Centrum.* Spine, 1977. **2**(1): p. 1-14.
6. Mizrahi, J., et al., *Finite-element stress analysis of the normal and osteoporotic lumbar vertebral body.* Spine, 1993. **18**(14): p. 2088-96.
7. Polikeit, A., L.P. Nolte, and S.J. Ferguson, *Simulated influence of osteoporosis and disc degeneration on the load transfer in a lumbar functional spinal unit.* Journal of Biomechanics, 2004. **37**(7): p. 1061-1069.
8. Boccaccio, A., et al., *Finite element analysis of cancellous bone failure in the vertebral body of healthy and osteoporotic subjects.* Proc Inst Mech Eng [H], 2008. **222**(7): p. 1023-36.
9. Provatidis, C., et al., *A finite element analysis of a T12 vertebra in two consecutive examinations to evaluate the progress of osteoporosis.* Medical Engineering & Physics, 2009. **31**(6): p. 632-641.
10. Rho, J.Y., L. Kuhn-Spearing, and P. Zioupos, *Mechanical properties and the hierarchical structure of bone.* Med Eng Phys, 1998. **20**(2): p. 92-102.
11. Follet, H., *Caractérisation Biomécanique et Modélisation 3D par Imagerie X et IRM haute résolution de l'os spongieux humain : Evaluation du risque fracturaire.*, in *Mécanique*. 2002, Institut National des Sciences Appliquée de Lyon.
12. Poirier, J., et al., *Histologie moléculaire*. 1997: Masson.
13. Martin, R.B., D.B. Burr, and N.A. Sharkey, *Skeletal tissue mechanics*. 1998: Springer.
14. Hayes, W.C. and D.R. Carter, *Postyield behavior of subchondral trabecular bone.* Journal of biomedical materials research, 1976. **10**(4): p. 537-44.
15. Carter, D.R. and W.C. Hayes, *The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure.* J Bone Joint Surg Am, 1977. **59**(7): p. 954-62.

16. Helgason, B., et al., *Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: A literature review.* Clinical Biomechanics, 2008. **23**(2): p. 135-146.

17. Kopperdahl, D.L. and T.M. Keaveny, *Yield strain behavior of trabecular bone.* Journal of Biomechanics, 1998. **31**(7): p. 601-608.

18. Burstein, A.H., D.T. Reilly, and M. Martens, *Aging of bone tissue: mechanical properties.* J Bone Joint Surg Am, 1976. **58**(1): p. 82-6.

19. Yamada, H., *Strength of biological materials*. 1970: The Williams and Wilkins Company Baltimore

20. Beillas, P., *Modélisation des membres inférieurs en situation de choc automobile*. 1999, ENSAM.

21. Bayraktar, H.H., et al., *Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue.* J Biomech, 2004. **37**(1): p. 27-35.

22. Viano, D.C., *Biomechanics of Bone and Tissue: A review of material properties and failure characteristics*, in *Symposium on biomechanics and medical aspects of lower limb injuries*. 1986, SAE international: San Diego.

23. Johnson, M. and J.L. Katz, *Some new developments in the rheology of bone.* Biorheology. Supplement : the official journal of the International Society of Biorheology, 1984. **1**: p. 169-74.

24. McElhaney, J.H., *Dynamic response of bone and muscle tissue.* J Appl Physiol, 1966. **21**(4): p. 1231-6.

25. Marieb, E.N., *Anatomie et physiologie humaine*. 2005: Pearson education.

26. Kunt, D., *Maladies métaboliques osseuses de l'adulte*. Médecine-Sciences. 1996: Flammarion.

27. Wall, J.C., S.K. Chatterji, and J.W. Jeffery, *Age-related changes in the density and tensile strength of human femoral cortical bone.* Calcif Tissue Int, 1979. **27**(2): p. 105-8.

28. McCalden, R.W., et al., *Age-related changes in the tensile properties of cortical bone. The relative importance of changes in porosity, mineralization, and microstructure.* J Bone Joint Surg Am, 1993. **75**(8): p. 1193-205.

29. Lindahl, O. and G.H. Lindgren, *Cortical bone in man. 3. Variation of compressive strength with age and sex.* Acta Orthop Scand, 1968. **39**(2): p. 129-35.

30. Kleerekoper, M., L.A. Feldkamp, and S.A. Goldstein, *The effect of aging on the skeleton - Implications for changes in tolerance*, in *Symposium on biomechanics and medical aspects of lower limb injuries*. 1986, SAE international: San Diego.

31. Ding, M., et al., *Age variations in the properties of human tibial trabecular bone.* J Bone Joint Surg Br, 1997. **79**(6): p. 995-1002.

32. Mosekilde, L., L. Mosekilde, and C.C. Danielsen, *Biomechanical competence of vertebral trabecular bone in relation to ash density and age in normal individuals.* Bone, 1987. **8**(2): p. 79-85.

33. Chevallier, J.M., *Anatomie- Appareil locomoteur*. 1998: Flammarion.

34. Ferguson, S.J. and T. Steffen, *Biomechanics of the aging spine.* Eur Spine J, 2003. **12 Suppl 2**: p. S97-S103.

35. Bogduk, N., *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*. Fourth ed. 2005: Elsevier Churchill Livingstone

36. Ritzel, H., et al., *The Thickness of Human Vertebral Cortical Bone and Its Changes in Aging and Osteoporosis: A Histomorphometric Analysis of the Complete Spinal Column from Thirty-Seven Autopsy Specimens.* J Bone Miner Res, 1997. **12**(1): p. 89-95.

37. Manceron, V., et al., *Le phénomène de reconversion médullaire et son aspect en imagerie par résonance magnétique : à propos d'un cas.* La Revue de Médecine Interne, 2003. **24**(12): p. 830-834.

38. Rannou, F., et al., *Biochimie et biologie du disque intervertébral.* Revue du Rhumatisme, 2000. **67**(4): p. 214-218.

39. Campana, S., *Evaluation des propriétés biomécanique et imagerie : étude in vitro du disque intervertébral*. 2004, Ecole Nationale des Arts et Métiers.

40. White, A.A. and M.M. Panjabi, *Clinical biomechanics of the spine*. 2nd ed. 1990, Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

41. Thomsen, J.S., E.N. Ebbesen, and L. Mosekilde, *Zone-dependent changes in human vertebral trabecular bone: clinical implications.* Bone, 2002. **30**(5): p. 664-669.

42. Silva, M.J., *Biomechanics of osteoporotic fractures.* Injury, 2007. **38 Suppl 3**: p. S69-76.

43. Manuila, L., A. Manuila, and M. Nicoulin, *Dictionnaire médical*. 1996: Masson.

44. Perey, O., *Fracture of the vertebral end-plate in the lumbar spine; an experimental biochemical investigation.* Acta Orthop Scand Suppl, 1957. **25**: p. 1-101.

45. Magerl, F., et al., *A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries.* Eur Spine J, 1994. **3**(4): p. 184-201.

46. Denis, F., *The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries.* Spine, 1983. **8**(8): p. 817-31.

47. Ochia, R., *Mechanism of axial compressive fracture in human lumbar spine*. 2000, University of Washington.

48. Roaf, R., *A study of the mechanics of spinal injuries* Journal of Bone and Joint Surgery, 1960. **42**: p. 810-823.

49. Hongo, M., et al., *Surface strain distribution on thoracic and lumbar vertebrae under axial compression. The role in burst fractures.* Spine, 1999. **24**(12): p. 1197-202.

50. Roche, S.J., P.A. Sloane, and J.P. McCabe, *Epidemiology of spine trauma in an Irish regional trauma unit: A 4-year study.* Injury, 2008. **39**(4): p. 436-442.

51. Javier, R.M., J.E. Gottenberg, and J. Sibilia. *Osteoporose*. http://udsmed.u-strasbg.fr/emed/courses/MODULE05/document/Vieillissement_08-09.pdf?cidReq=MODULE05 2009.

52. Grados, F., et al., *Méthodes radiographiques d'évaluation des fractures vertébrales ostéoporotiques.* Revue du Rhumatisme, 2009. **76**(5): p. 397-404.

53. Genant, H.K., et al., *Vertebral fracture assessment using a semiquantitative technique.* J Bone Miner Res, 1993. **8**(9): p. 1137-1148.

54. Dargent-Molina, P., *Épidémiologie et facteurs de risque d' ostéoporose.* La Revue de Médecine Interne, 2004. **25**(Supplement 5): p. S517-S525.

55. Myers, E.R. and S.E. Wilson, *Biomechanics of osteoporosis and vertebral fracture.* Spine, 1997. **22**(24 Suppl): p. 25S-31S.

56. Cowin, S.C., *Bone Mechanics Handbook*. 2003: ASME.

57. Singer, K., et al., *Prediction of thoracic and lumbar vertebral body compressive strength: correlations with bone mineral density and vertebral region.* Bone, 1995. **17**(2): p. 167-174.

58. Liebschner, M.A., et al., *Finite element modeling of the human thoracolumbar spine.* Spine, 2003. **28**(6): p. 559-65.

59. McBroom, R.J., et al., *Prediction of vertebral body compressive fracture using quantitative computed tomography.* J Bone Joint Surg Am, 1985. **67**(8): p. 1206-14.

60. Rockoff, S.D., E. Sweet, and J. Bleustein, *The relative contribution of trabecular and cortical bone to the strength of human lumbar vertebrae.* Calc Tiss Res, 1969. **3**: p. 163-175.

61. Buckley, J.M., et al., *Quantitative computed tomography-based predictions of vertebral strength in anterior bending.* Spine, 2007. **32**(9): p. 1019-27.

62. Chevalier, Y., et al., *A patient-specific finite element methodology to predict damage accumulation in vertebral bodies under axial compression, sagittal flexion and combined loads.* Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2008. **11**(5): p. 477 - 487.

63. Buckley, J.M., et al., *Relative strength of thoracic vertebrae in axial compression versus flexion.* The Spine Journal, 2009. **9**(6): p. 478-485.

64. Kifune, M., et al., *Fracture pattern and instability of thoracolumbar injuries.* Eur Spine J, 1995. **4**(2): p. 98-103.

65. Tran, N.T., et al., *Mechanism of the burst fracture in the thoracolumbar spine. The effect of loading rate.* Spine, 1995. **20**(18): p. 1984-8.

66. Buckley, J.M., K. Loo, and J. Motherway, *Comparison of quantitative computed tomography-based measures in predicting vertebral compressive strength.* Bone, 2007. **40**(3): p. 767-774.

67. Mosekilde, L., et al., *The predictive value of quantitative computed tomography for vertebral body compressive strength and ash density.* Bone, 1989. **10**(6): p. 465-70.

68. Allard, P. and J.P. Blanchi, *La biomécanique*. Que sais-je? 1999: Presses Universitaires de France

69. Whyne, C.M., S.S. Hu, and J.C. Lotz, *Parametric finite element analysis of verterbral bodies affected by tumors.* Journal of Biomechanics, 2001. **34**(10): p. 1317-1324.

70. Chagnon, A., *Etude biomécanique de la dégénérescence du disque intervertébral à l'aide d'un modèle éléments finis poroélastique*. 2009, Université de Montréal.

71. Higgins, K.B., et al., *Biomechanical Alterations in Intact Osteoporotic Spine Due to Synthetic Augmentation: Finite Element Investigation.* Journal of Biomechanical Engineering, 2007. **129**(4): p. 575-585.

72. El-Rich, M., et al., *Finite element investigation of the loading rate effect on the spinal load-sharing changes under impact conditions.* Journal of Biomechanics, 2009. **42**(9): p. 1252-1262.

73. Sylvestre, P.L., I. Villemure, and C.E. Aubin, *Finite element modeling of the growth plate in a detailed spine model.* Med Biol Eng Comput, 2007. **45**(10): p. 977-88.

74. Jones, A.C. and R.K. Wilcox, *Assessment of factors influencing finite element vertebral model predictions.* J Biomech Eng, 2007. **129**(6): p. 898-903.

75. Faulkner, K.G., C.E. Cann, and B.H. Hasegawa, *Effect of bone distribution on vertebral strength: assessment with patient-specific nonlinear finite element analysis.* Radiology, 1991. **179**(3): p. 669-74.

76. Silva, M.J., T.M. Keaveny, and W.C. Hayes, *Load sharing between the shell and centrum in the lumbar vertebral body.* Spine, 1997. **22**(2): p. 140-50.

77. Higgins, K.B., et al., *Biomechanical alterations in intact osteoporotic spine due to synthetic augmentation: finite element investigation.* J Biomech Eng, 2007. **129**(4): p. 575-85.

78. Whyne, C.M., S.S. Hu, and J.C. Lotz, *Burst fracture in the metastatically involved spine: development, validation, and parametric analysis of a three-dimensional poroelastic finite-element model.* Spine, 2003. **28**(7): p. 652-60.

79. Wagnac, E., et al., *Biomechanical analysis of pedicle screw placement: a feasibility study.* Stud Health Technol Inform. **158**: p. 167-71.

80. Tawara, D., et al., *Mechanical evaluation by patient-specific finite element analyses demonstrates therapeutic effects for osteoporotic vertebrae.* Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2010. **In Press, Accepted Manuscript**.

81. Bowden, A., *Finite element modeling of the spine*, in *Spine Technology Handbook*, S. Kurts and A. Edidin, Editors. 2006, Academic press.

82. Silva, M.J., T.M. Keaveny, and W.C. Hayes, *Computed tomography-based finite element analysis predicts failure loads and fracture patterns for vertebral sections.* J Orthop Res, 1998. **16**(3): p. 300-8.

83. Imai, K., et al., *Nonlinear Finite Element Model Predicts Vertebral Bone Strength and Fracture Site.* Spine, 2006. **31**(16): p. 1789-1794

84. Mirzaei, M., et al., *On prediction of the strength levels and failure patterns of human vertebrae using quantitative computed tomography (QCT)-based finite element method.* Journal of Biomechanics, 2009. **42**(11): p. 1584-1591.

85. Eswaran, S.K., et al., *Multi-scale modeling of the human vertebral body: comparison of micro-CT based high-resolution and continuum-level models.* Pac Symp Biocomput, 2009: p. 293-303.

86. Pahr, D.H. and P.K. Zysset, *A comparison of enhanced continuum FE with micro FE models of human vertebral bodies.* Journal of Biomechanics, 2009. **42**(4): p. 455-462.

87. Eswaran, S.K., A. Gupta, and T.M. Keaveny, *Locations of bone tissue at high risk of initial failure during compressive loading of the human vertebral body.* Bone, 2007. **41**(4): p. 733-739.

88. Dai, L., *Mechanism of thoracolumbar burst fractures: a biomechanical study.* Chin Med J (Engl), 2002. **115**(3): p. 336-8.

89. Wilcox, R.K., et al., *A dynamic investigation of the burst fracture process using a combined experimental and finite element approach.* Eur Spine J, 2004. **13**(6): p. 481-8.

90. Qiu, T.-X., et al., *Investigation of thoracolumbar T12-L1 burst fracture mechanism using finite element method.* Medical Engineering & Physics, 2006. **28**(7): p. 656-664.

91. Ruberté, L.M., R.N. Natarajan, and G.B.J. Andersson, *Influence of single-level lumbar degenerative disc disease on the behavior of the adjacent segments--A finite element model study.* Journal of Biomechanics, 2009. **42**(3): p. 341-348.

92. Homminga, J., et al., *Osteoporosis changes the amount of vertebral trabecular bone at risk of fracture but not the vertebral load distribution.* Spine, 2001. **26**(14): p. 1555-61.

93. Ebbesen, E.N., et al., *Lumbar vertebral body compressive strength evaluated by dual-energy X-ray absorptiometry, quantitative computed tomography, and ashing.* Bone, 1999. **25**(6): p. 713-24.

94. Winkler, G., *Manuel d'anatomie topographique et fonctionnelle*. 1974: Masson.

95. Delille, C., *Contribution à l'identification de lois matérielles de l'os du crâne humain en quasi-statique à partir d'expérimentations et de simulations numériques*. 2002, Université de Valencienne.

96. Cann, C.E., et al., *Quantitative computed tomography for prediction of vertebral fracture risk.* Bone, 1985. **6**(1): p. 1-7.

97. Ebbesen, E.N., et al., *Vertebral bone density evaluated by dual-energy X-ray absorptiometry and quantitative computed tomography in vitro.* Bone, 1998. **23**(3): p. 283-290.

98. Fyhrie, D.P. and M.B. Schaffler, *Failure mechanisms in human vertebral cancellous bone.* Bone, 1994. **15**(1): p. 105-109.

99. Jones, A.C. and R.K. Wilcox, *Finite element analysis of the spine: Towards a framework of verification, validation and sensitivity analysis.* Medical Engineering & Physics, 2008. **30**(10): p. 1287-1304.

100. Wall, J.C., S. Chatterji, and J.W. Jeffery, *On the origin of scatter in results of human bone strength tests.* Med Biol Eng, 1970. **8**(2): p. 171-80.

101. Evans, F.G., *Factors affecting the mechanical properties of bone.* Bull N Y Acad Med, 1973. **49**(9): p. 751-64.

102. Linde, F., et al., *Mechanical properties of trabecular bone. Dependency on strain rate.* Journal of Biomechanics, 1991. **24**(9): p. 803-809.

103. El-Rich, M., et al., *Modèle éléments finis raffiné et détaillé de l'unité fonctionnelle lombaire L2-L3 pour des applications d'accidentologie.* Morphologie, 2007. **91**(293): p. 125-125.

104. Edwards, W.T., et al., *Structural features and thickness of the vertebral cortex in the thoracolumbar spine.* Spine, 2001. **26**(2): p. 218-25.

105. Arnoux, P.J., et al., *Pedestrian lower limb injury criteria evaluation: a finite element approach.* Traffic Inj Prev, 2005. **6**(3): p. 288-97.

106. Behr, M., et al., *A Human Model for Road Safety: From Geometrical Acquisition to Model Validation with Radioss.* Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2003. **6**: p. 263-273.

107. Hansen, U., et al., *The effect of strain rate on the mechanical properties of human cortical bone.* J Biomech Eng, 2008. **130**(1): p. 011011.

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

109. *NIST/SEMATECH e-Handbook of Statistical Methods*. http://www.itl.nist.gov/div898/handbook/ 2009 2009.

110. Shim, V.P.W., et al., *Characterisation of the dynamic compressive mechanical properties of cancellous bone from the human cervical spine.* International Journal of Impact Engineering, 2005. **32**(1-4): p. 525-540.

111. Montgomery, D.C., *Design and analysis of experiment*. 2001: Wiley.

112. Bailey, A.J., et al., *Age-related changes in the biochemical properties of human cancellous bone collagen: relationship to bone strength.* Calcif Tissue Int, 1999. **65**(3): p. 203-10.

113. Pintar, F.A., N. Yoganandan, and L. Voo, *Effect of age and loading rate on human cervical spine injury threshold.* Spine (Phila Pa 1976), 1998. **23**(18): p. 1957-62.

114. Dall'Ara, E., et al., *A nonlinear finite element model validation study based on a novel experimental technique for inducing anterior wedge-shape fractures in human vertebral bodies in vitro.* Journal of Biomechanics, 2010. **43**(12): p. 2374-2380.

115. Crawford, R.P., W.S. Rosenberg, and T.M. Keaveny, *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, 2003. **125**(4): p. 434-8.

116. Kopperdahl, D.L., E.F. Morgan, and T.M. Keaveny, *Quantitative computed tomography estimates of the mechanical properties of human vertebral trabecular bone.* J Orthop Res, 2002. **20**(4): p. 801-5.

117. Dupuis, K., *Etude des facteurs influençant l'évaluation du comportement mécanique de l'os par tomodensitométrie*. 2007, Université du Québec - Ecole de Technologie Supérieure: Montréal.

118. Zeinali, A., B. Hashemi, and S. Akhlaghpoor, *Noninvasive prediction of vertebral body compressive strength using nonlinear finite element method and an image based technique.* Physica Medica, 2010. **26**(2): p. 88-97.

119. Silva, M.J., et al., *Direct and computed tomography thickness measurements of the human, lumbar vertebral shell and endplate.* Bone, 1994. **15**(4): p. 409-14.

120. Buckley, J.M., D.C. Leang, and T.M. Keaveny, *Sensitivity of vertebral compressive strength to endplate loading distribution.* J Biomech Eng, 2006. **128**(5): p. 641-6.

121. Jundt, G., *Modèles d'endommagement et de ruptures des matériaux biologiques*. 2007, Université de la Méditerranée Marseille.

122. Chevalier, Y., D. Pahr, and P.K. Zysset, *The role of cortical shell and trabecular fabric in finite element analysis of the human vertebral body.* J Biomech Eng, 2009. **131**(11): p. 111003.

123. McElhaney, J., et al., *Effect of embalming on the mechanical properties of beef bone.* J Appl Physiol, 1964. **19**(6): p. 1234-1236.

124. Hodgskinson, R. and J.D. Currey, *Effects of structural variation on Young's modulus of non-human cancellous bone.* Proc Inst Mech Eng H, 1990. **204**(1): p. 43-52.

125. Linde, F., *Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone by a compression testing approach*. 1993.

126. Linde, F. and H.C.F. Sørensen, *The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone.* Journal of Biomechanics, 1993. **26**(10): p. 1249-1252.

127. Sedlin, E.D. and C. Hirsch, *Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone.* Acta Orthop Scand, 1966. **37**(1): p. 29-48.

128. Linde, F., I. Hvid, and F. Madsen, *The effect of specimen geometry on the mechanical behaviour of trabecular bone specimens.* Journal of Biomechanics, 1992. **25**(4): p. 359-368.

129. Brown, T.D. and A.B. Ferguson, Jr., *Mechanical property distributions in the cancellous bone of the human proximal femur.* Acta Orthop Scand Suppl, 1980. **51**(3): p. 429-37.

130. Pithioux, M., D. Subit, and P. Chabrand, *Comparison of compact bone failure under two different loading rates: experimental and modelling approaches.* Medical Engineering & Physics, 2004. **26**(8): p. 647-653.

131. Saha, S. and W.C. Hayes, *Tensile impact properties of human compact bone.* J Biomech, 1976. **9**(4): p. 243-51.

132. Crowninshield, R. and M. Pope, *The response of compact bone in tension at various strain rates.* Annals of Biomedical Engineering, 1974. **2**(2): p. 217-225.

133. Pilcher, W.A., *High strain rate testing of bovine trabecular bone*. 2004, University of Notre Dame: Notre dame.

134. Laporte, S.b., et al., *Dynamic behavior and microstructural properties of cancellous bone*. 2009, HAL - CCSD.

135. Francois, D., *Essais mécaniques et lois de comportement*. 2001: Hermès science publications

136. Ferreira, F., M.A. Vaz, and J.A. Simões, *Mechanical properties of bovine cortical bone at high strain rate.* Materials Characterization, 2006. **57**(2): p. 71-79.

137. Augat, P., et al., *Anisotropy of the elastic modulus of trabecular bone specimens from different anatomical locations.* Medical Engineering & Physics, 1998. **20**(2): p. 124-131.

138. Røhl, L., et al., *Tensile and compressive properties of cancellous bone.* Journal of Biomechanics, 1991. **24**(12): p. 1143-1149.

139. Langton, C.M. and C. Njeh, *The physical measurement of bone*. 2003: Insitute of Physics Publishing. 612.

140. Rho, J.-Y., *An ultrasonic method for measuring the elastic properties of human tibial cortical and cancellous bone.* Ultrasonics, 1996. **34**(8): p. 777-783.

141. Langton, C.M., et al., *Prediction of mechanical properties of the human calcaneus by broadband ultrasonic attenuation.* Bone, 1996. **18**(6): p. 495-503.

142. Ashman, R.B. and R. Jae Young, *Elastic modulus of trabecular bone material.* Journal of Biomechanics, 1988. **21**(3): p. 177-181.

143. Nicholson, P.H.F., et al., *Structural and material mechanical properties of human vertebral cancellous bone.* Medical Engineering & Physics, 1997. **19**(8): p. 729-737.

144. Linde, F. and I. Hvid, *The effect of constraint on the mechanical behaviour of trabecular bone specimens.* Journal of Biomechanics, 1989. **22**(5): p. 485-490.

145. Young, Y., A.H. Myers, and G. Provenzano, *Factors associated with time to first hip fracture.* J Aging Health, 2001. **13**(4): p. 511-26.

146. Hérisson, C. and P. Fardellone, *Os, activité physique et ostéoporose*, ed. Masson. 2005.

147. Banse, X., et al., *Inhomogeneity of human vertebral cancellous bone: systematic density and structure patterns inside the vertebral body.* Bone, 2001. **28**(5): p. 563-571.

148. Keller, T.S., et al., *Regional variations in the compressive properties of lumbar vertebral trabeculae. Effects of disc degeneration.* Spine, 1989. **14**(9): p. 1012-9.

149. Lindahl, O. and A.G. Lindgren, *Cortical bone in man. II. Variation in tensile strength with age and sex.* Acta Orthop Scand, 1967. **38**(2): p. 141-7.

150. Zioupos, P. and J.D. Currey, *Changes in the Stiffness, Strength, and Toughness of Human Cortical Bone With Age.* Bone, 1998. **22**(1): p. 57-66.

151. Currey, J.D. and G. Butler, *The mechanical properties of bone tissue in children.* J Bone Joint Surg Am, 1975. **57**(6): p. 810-4.

152. McCalden, R.W., J.A. McGeough, and C.M. Court-Brown, *Age-related changes in the compressive strength of cancellous bone. The relative importance of changes in density and trabecular architecture.* J Bone Joint Surg Am, 1997. **79**(3): p. 421-7.

ANNEXE A – Les propriétés mécaniques de l'os et la variabilité

De nombreux facteurs peuvent influencer le comportement mécanique des os. Ces facteurs sont sources de dispersion dans les résultats et donc de **variabilité [121]**. Cette variabilité peut être décomposée entre la variabilité expérimentale et la variabilité biologique.

• La variabilité expérimentale

o La variabilité liée aux échantillons

▪ L'origine des échantillons

L'idéal pour connaître les propriétés mécaniques des tissus est de réaliser des tests sur des os provenant de donneurs humains. Mais il n'est pas forcément facile de se procurer ce type d'échantillons, c'est pourquoi de nombreux tests ont été réalisés sur des os provenant d'animaux (bovins, chevaux, etc.). Selon les espèces, le comportement de l'os est similaire mais les valeurs des caractéristiques mécaniques peuvent varier significativement. À titre d'exemple, la valeur du module d'Young d'un fémur humide en traction est de 17,2 GPa pour un humain, de 14,6 GPa pour un cochon et de 25 GPa pour un cheval [19]. Le choix du type d'échantillon peut donc fortement influencer les résultats trouvés, et expliquer certaines variations observées dans la littérature.

▪ La conservation et l'hydratation

Les expériences étant réalisées plus ou moins longtemps après l'obtention des os, il faut donc chercher à éviter leur détérioration afin de se rapprocher le plus possible des conditions *in vivo*. Selon les études, les pièces sont soit fraîches, congelées, séchées, embaumées, conservées en solution saline, stérilisées ou encore lyophilisées.

L'embaumement consiste à injecter un fluide à base de glycérine, alcool et formaldéhyde dans les artères. On peut citer comme fluides d'embaumement le formol et le Winckler. Au contraire du

formol, le Winckler permet au sujet de garder une souplesse proche de celle de l'être vivant et évite de provoquer une raideur du sujet [95].

Les études sont contradictoires quant à l'effet de l'embaumement sur les propriétés mécaniques des os. Une étude de McElhaney et coll. [123] a montré que pour des échantillons osseux provenant de fémurs de bœufs, l'embaumement a une influence significative sur la contrainte maximale en compression (diminution de 12%), mais pas sur la contrainte maximale en traction, la déformation maximale et le module d'élasticité (en comparaison avec les essais sur sujets frais). Les travaux de Evans [101] sur les propriétés de l'os cortical chez l'adulte montrent en revanche une augmentation de la contrainte maximale en traction et du module d'élasticité, mais une diminution de la déformation maximale entre l'os embaumé et l'os frais.

Peu de travaux ont évalué l'influence de l'embaumement sur les propriétés de l'os spongieux. Hodgskinson et Currey [124] ont montré que cette technique de conservation augmentait légèrement le module d'Young des échantillons.

La congélation reste la méthode la plus utilisée pour conserver les tissus sur de longues périodes. Une étude de Sonstegard et Matthews [125] a montré que le module d'Young de l'os spongieux diminuait de 10%, en raison probablement de l'expansion du fluide interstitiel causée par la congélation. En revanche Linde et Sorensen [126] n'ont pas observé de différence. Pour l'os cortical, la congélation a entraîné une augmentation de 5% de la résistance de l'os, ce qui n'était pas considéré comme significatif [127].

Les propriétés varient aussi selon l'hydratation de l'échantillon (humide ou sec). Ainsi, dans le cas de l'os cortical, les valeurs du module d'Young et de la contrainte maximale en traction sont plus importantes pour l'os sec, tandis que la déformation maximale est plus faible [101].

- L'orientation

L'os spongieux est anisotrope. Pour caractériser cette anisotropie, des mesures doivent être faites dans différentes directions. L'approche classique consiste à mesurer les propriétés dans le trois directions correspondant aux axes anatomiques.

- La géométrie

Pour des essais en compression, les échantillons utilisés sont soit cylindriques, soit cubiques. Pour l'os spongieux, des études ont montré qu'un échantillon cubique de dimension 6.5 mm ou cylindrique de longueur 6.5 mm et de diamètre 7.5 mm était adéquat [128]. Les dimensions de l'échantillon doivent être suffisantes pour assurer les conditions de continuités de l'os spongieux [129].

o La variabilité liée aux tests effectués

- Les moyens d'essais

Il existe différents systèmes pour caractériser les propriétés de l'os.

Afin de caractériser l'os en chargement quasi-statique, les échantillons osseux sont testés à l'aide de vérin hydraulique.

Pour évaluer les propriétés mécaniques de l'os en chargement dynamique, il existe plusieurs techniques : vérin hydraulique (*hydraulic jack*)[130], pendule (*pendulum-type impactor*) [131], marteau (*drop hammer*) [132], etc. Parmi ces techniques, la technique dite des barres de pression est de plus en plus utilisée [110, 133, 134]. Elle permet de caractériser l'os pour des taux de déformation allant jusqu'à 1400 s^{-1} [133]. Le principe des barres de pression est basé sur la propagation d'ondes de compression élastiques (voir figure suivante) pour prédire les contraintes et déformations dans un échantillon [135].

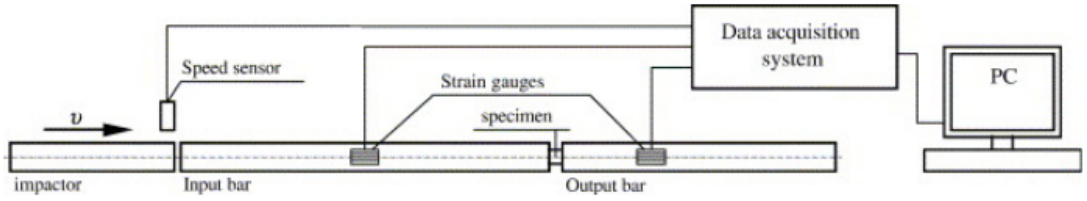


Figure A-1 : Dispositif des barres de Hopkinson [136] (image reproduite avec la permission d'Elsevier)

Cette technique a été développée pour étudier les propriétés des métaux. Dans les études portant sur l'os, ce montage a du être adapté afin de tenir compte des différences d'impédance entre les barres et l'os.

Une alternative aux essais expérimentaux classiques est l'imagerie quantitative. Le principe consiste à corréler certaines propriétés mécaniques des tissus avec des mesures de densité réalisées grâce aux techniques d'imagerie médicale. L'objectif de ces méthodes est de permettre l'évaluation des propriétés de l'os *in vivo.*

Les deux techniques existantes sont l'absorptiométrie d'un rayonnement X à double énergie (DXA ou DEXA) et la tomodensitométrie quantitative. Elles permettent de mesurer l'atténuation d'un rayonnement X au travers de la partie du corps examinée.

L'absorptiométrie double énergie ou biphotonique, autrement appelée DEXA (*dual energy X absorptiometry*), mesure la densité minérale osseuse, qui est la masse osseuse rapportée à une surface de projection du corps sur la table d'examen et exprimée en $g.cm^{-2}$.

Un balayage transversal du corps au niveau du site d'examen permet de mesurer ligne par ligne l'ensemble de l'atténuation d'un faisceau incident bichromatique. La double énergie permet d'évaluer l'absorption spécifiquement due à l'os en la différenciant de celle due aux parties molles, et d'en déduire la quantité d'os rencontrée par les rayonnements sur son trajet. Les deux énergies sont obtenues soit par modification de la tension d'excitation à laquelle est soumis le tube, soit par une filtration de l'émission du tube qui reste alors alimenté avec une énergie constante. A la fin de l'examen, une image est reconstituée et donne une représentation du site osseux étudié (par exemple le rachis lombaire). Il s'agit de la projection sur un plan orthogonal au balayage des absorptions déterminées par toute l'épaisseur du corps.

La tomodensitométrie quantitative (TDM ou QCT pour *Quantitative Computed Tomography*) est utilisée depuis 1979 et permet de mesurer la densité osseuse volumique (en g/cm^3).

Elle permet l'acquisition d'une coupe mince d'un objet, en éliminant toutes les autres. Le principe de la TDM consiste donc, comme la radiographie, à reproduire sur un écran la

distribution spatiale de l'atténuation d'un faisceau des rayons X pour chaque coupe obtenue. Toutefois, l'atténuation ne peut être mesurée ponctuellement et la reconstruction d'une coupe est obtenue à partir de plusieurs projections de rayons X prises à différentes orientations autours d'une même coupe. Plusieurs coupes parallèles peuvent être enregistrées, par le déplacement du patient dans l'appareil, et superposées, ce qui apporte la 3e dimension (profondeur) aux structures analysées**.**

Chaque voxel de l'image a un niveau de gris dont la valeur est codée en unités Hounsfield (nombre Hounsfield ou nombre CT). Cette échelle a été créée pour standardiser les résultats entre les appareils, car les coefficients d'atténuation mesurés par les CT-scan sont fonction de l'énergie effective des rayons X (qui varie selon les modèles de scanner et leur réglage).

Si le coefficient d'atténuation de l'air (très faible) est négligé, alors le nombre Hounsfield est donné par :

$$NH = 1000 * \frac{\mu_o - \mu_e}{\mu_e}$$

où μ_o est le coefficient de l'os et μ_e est celui de l'eau.

Par définition, le nombre Hounsfield de l'air est -1000, l'eau 0 et celui de l'os est compris entre 30 et 3000.

De nombreuses études ont été réalisées afin de déterminer des relations entre la densité minérale osseuse mesurée par tomodensitométrie et les propriétés mécaniques de l'os. La méthodologie consiste à scanner les échantillons puis à les tester expérimentalement. De très bonnes corrélations ont été observées entre la densité et des paramètres tels que le module d'Young et la contrainte maximale pour l'os spongieux (voir tableau suivant). En revanche la déformation maximale est indépendante de la densité osseuse [116].

Tableau A-1 : Travaux de la littérature présentant des relations entre la densité minérale osseuse mesurée par tomodensitométrie et des propriétés mécaniques de l'os spongieux

Études	**Type d'os**	**Relations**	**r²**
Augat et coll. [137]	Vertèbre lombaire	$E = 1.1\ \rho - 53$ $\sigma_{max} = 0.019\ \rho - 0.9$	0.82 0.91
	Fémur proximal	$E = 2.1\ \rho - 230$ $\sigma_{max} = 0.037\ \rho - 3.9$	0.83 0.80
	Fémur distal	$E = 0.6\ \rho + 17$ $\sigma_{max} = 0.022\ \rho - 1.4$	0.24 0.54
Rohl et coll. [138]	Tibia proximal	$E = 222 * \rho^{11,4}$ $E = 1.2 * \rho^{11,4}$	0.88 0.88
Kopperdahl et coll. [116]	Vertèbre	$E = 3230\rho - 34.7$ $\sigma_y = 24.9\ \rho - 0.75$	0.91 0.91

Le CT-scan est une très bonne méthode d'imagerie en raison du haut coefficient d'atténuation de l'os, qui permet un très bon contraste par rapport aux tissus mous [139]. Cette technique a pour avantage d'évaluer la densité volumique (au contraire de la DEXA qui permet une mesure surfacique). Cependant un examen scanner est plus coûteux, plus irradiant et plus long qu'un examen par DEXA.

Une autre technique d'évaluation des propriétés mécaniques de l'os est la méthode des ultrasons. La méthode de mesure est réalisée en transmission.

Les paramètres mesurés sont la vitesse de transmission (SOS : *Speed Of Sound* en $m.s^{-1}$) et l'atténuation (BUA : *Broadband Ultrasound Attenuation*) en dB/MHz/cm. Afin de réaliser ces mesures, deux capteurs piezo-électriques (émetteur et récepteur) sont utilisés. Pour les essais *in vitro*, les mesures sont effectuées sur des échantillons osseux de forme cylindrique (pour étudier les propriétés dans une direction) ou cubique (pour évaluer l'anisotropie du tissu). Les propriétés mécaniques de l'os sont alors évaluées théoriquement à partir des mesures de vitesse

(longitudinale et cisaillement) [140] ou corrélées avec ces mesures suite à des essais expérimentaux classiques.

La technique des ultrasons a donc de nombreux avantages : elle est non irradiante, son coût est plus faible que la tomodensitométrie, elle permet de mesurer les propriétés dans différentes directions et les mesures peuvent être répétées sans détruire l'échantillon. Mais cette technique présente certains désavantages pour évaluer les propriétés de l'os *in vivo:* la présence de différents tissus qui peuvent avoir une influence sur la vitesse de transmission (épaisseur d'os cortical pour les mesures sur le talon, présence de tissus mous). Les mesures sont limitées aux sites périphériques (calcanéum, phalanges, tibias, patella et radius)

Les résultats de la littérature montrent de bonnes corrélations entre les mesures par ultrasons et certaines propriétés de l'os. Les travaux de Rho [140] et Abenschein [139] ont montré que la vitesse et le module d'Young étaient corrélés pour l'os cortical. Pour l'os trabéculaire, le BUA permet d'estimer le module d'Young et la résistance [141], tandis que le SOS donne de bons résultats pour le module d'Young [142].

Par contre, cette technique donne de moins bons résultats *in vivo*. La mesure du BUA au niveau du talon est modérément corrélée (r^2=0.79) avec la résistance osseuse au niveau du talon ou au niveau du fémur proximal (r^2=0.57-0.71) [139, 140]. La mesure de la densité reste une meilleure solution pour évaluer la résistance du fémur ou des vertèbres [143] *in vivo.*

- Le taux de déformation et la température

Comme nous l'avons vu dans la revue de la littérature (chapitre 1), l'os a un comportement décrit comme visco-élastique.

Les propriétés de l'os vont aussi dépendre de la température au moment du test. L'idéal est de tester les échantillons à une température de 37°C, qui est la température physiologique, mais les études sont souvent réalisées à température ambiante (20°C). Des études réalisées sur l'os spongieux ont montré une influence de la température [125] : le module d'Young est 7% plus faible à température corporelle qu'à température ambiante, alors que la résistance est 13% plus élevée.

- Les conditions limites

Lorsqu'un échantillon d'os trabéculaire est testé en compression, les travées situées près des plaques peuvent fléchir et glisser. Ce phénomène a un impact sur les propriétés mesurées [144]. Pour limiter cet effet de bord, les extrémités des échantillons sont parfois fixées dans du PMMA (polyméthacrylate de méthyle).

• La variabilité biologique

De nombreux paramètres influencent les propriétés mécaniques des os. S'il est possible de comprendre qualitativement ces différences, il est plus difficile d'obtenir des données quantitatives sur ces variations. Par ailleurs ces paramètres sont souvent liés entre eux.

o La variabilité inter-individuelle

- Age

L'influence de l'âge sur les propriétés mécaniques de l'os est prouvée et a fait l'objet de nombreuses études (voir Annexe B). Mais ce n'est pas le seul facteur ayant un impact sur les propriétés de l'os.

- Sexe

Le sexe a une influence sur la qualité osseuse et sur la géométrie des os.

Concernant la géométrie globale des os, on constate que les dimensions des os chez les hommes sont plus grandes que chez les femmes.

Parmi les études que nous avons recensées, nous remarquons que l'influence du sexe est généralement traitée en parallèle avec celle de l'âge.

Ainsi, Beck et coll. ont déterminé des relations donnant la BMD (g/cm^3) en fonction de l'âge et de la différence entre les hommes et les femmes, en étudiant les risques de fracture du col du fémur [121] :

- pour les hommes, $\text{BMD} = 1{,}11 - 3{,}75.10^{-3}(\text{age})$ avec $R = 0{,}42$
- pour les femmes, $\text{BMD} = 1{,}14 - 5{,}44.10^{-3}(\text{age})$ avec $R = 0{,}608$

McCalden et coll. [28] ont exprimé la porosité (%) en fonction de l'âge et du sexe du patient, les tests ayant été effectués en traction, sur des corps donnés à la science âgés de 20 à 102 ans sur de l'os compact. Leurs résultats sont les suivants :

- pour les femmes : $\text{porosité} = -5{,}66 + 0{,}29.(\text{age})$ avec $\text{R}^2 = 0{,}59$
- pour les hommes : $\text{porosité} = 2{,}17 + 0{,}13.(\text{age})$ avec $\text{R}^2 = 0{,}59$

▪ Les maladies

L'os est susceptible d'être atteint par des maladies pouvant toucher [121] :

- o les cellules comme le cancer des os ou ostéosarcome,
- o la structure de l'os comme l'ostéoporose
- o le contenu minéral comme l'ostéomyélite.

Mais la maladie qui touche le plus de personnes et qui est liée à l'âge est l'ostéoporose (voir chapitre 1).

▪ Hygiène de vie

De nombreux facteurs peuvent influencer les propriétés mécaniques osseuses : le sport, l'alimentation, etc. Ils sont cependant difficilement quantifiables [145].

La littérature concernant l'influence de l'activité physique sur les propriétés de l'os distingue deux types d'activités physiques : les activités ostéogéniques et non–ostéogéniques [146]. Les activités ostéogéniques telles que le tennis augmentent la masse osseuse humérale du bras dominant de 30% par rapport à celle du bras controlatéral. Les sports non-ostéogéniques sont les sports qui n'engendrent pas d'impacts et qui se pratiquent dans des conditions « hypogravitaire » (cyclisme, natation). La densité osseuse des nageuses (mesurée au niveau des fémurs et des vertèbres) est semblable à celle des individus de contrôle.

Les contraintes mécaniques augmentent aussi la résistance osseuse via des adaptations de géométrie osseuse et d'épaisseur corticale. Ainsi l'épaisseur corticale des tibias est plus élevée (20 à 50%) chez les triple-sauteurs que chez les sédentaires.

Pendant la croissance, une alimentation pauvre en protéines (provoquant une déficience en acides aminés) va diminuer la synthèse en collagène par les ostéoblastes. La vitamine C agit aussi sur la synthèse du collagène. Par ailleurs, un apport insuffisant en calcium va être à l'origine d'une calcification insuffisante de la matrice osseuse.

Enfin on peut citer comme autre facteurs ayant une influence sur l'os les facteurs hormonaux et les facteurs génétiques.

o La variabilité intra-individuelle

De nombreuses études ont montré la variabilité des propriétés mécaniques de l'os en fonction de la localisation de l'échantillon. Ainsi des essais réalisés sur le tibia par Evans [101] ont montré que le module d'Young, et la résistance en traction sont plus élevés au niveau du tiers distal du tibia, tandis que la déformation maximale est plus importante pour le tiers central. Des études ont aussi étaient faites sur les différences entre les différents quadrants du tibia [101] : la résistance en traction, le module d'Young et le pourcentage d'élongation de l'os cortical sont plus importants pour le quadrant latéral mais la densité est plus élevée pour le quadrant postérieur.

Ces différences observées selon la localisation peuvent s'expliquer par les variations de densité osseuse entre les os. La densité de l'os spongieux au sein des vertèbres étant inhomogène [147, 148], les propriétés mécaniques de l'os vont donc varier, ce qui induira des zones de fragilité (voir Figure A-2).

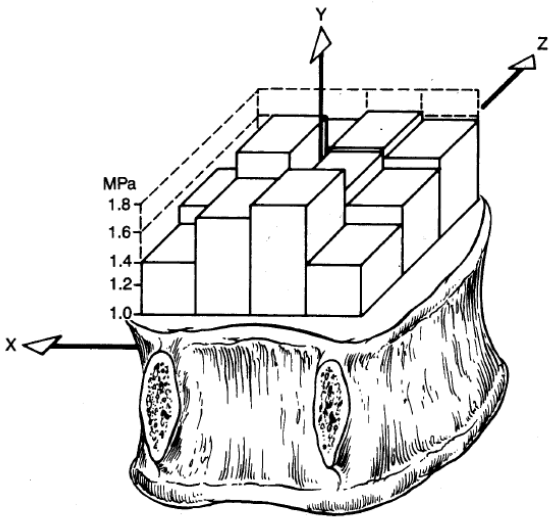


Figure A-2 : Distribution de la résistance de l'os spongieux en compression dans le plan transverse [148] – La vertèbre présente une résistance plus importante dans le centre, sous le nucleus, et dans la région au milieu de la partie centrale (image reproduite avec la permission de Wolters Kluwers Health)

.

ANNEXE B – Les propriétés mécaniques de l'os en fonction de l'âge

Cette annexe est une revue de la littérature concernant l'évolution des propriétés mécaniques de l'os humain en fonction de l'âge. Elle recense les études concernant les propriétés de l'os cortical et de l'os spongieux selon les différents types de sollicitation. Les tableaux répertorient les principales caractéristiques des protocoles adoptés par les différentes études.

Selon les travaux, les propriétés sont présentées par décades ou sous forme d'une droite de régression. Pour les droites de régression, le paramètre est alors calculé

- Os cortical
    - Traction

Les figures suivantes présentent l'évolution de la contrainte maximale, du module d'Young et de la déformation maximale de l'os cortical en traction.

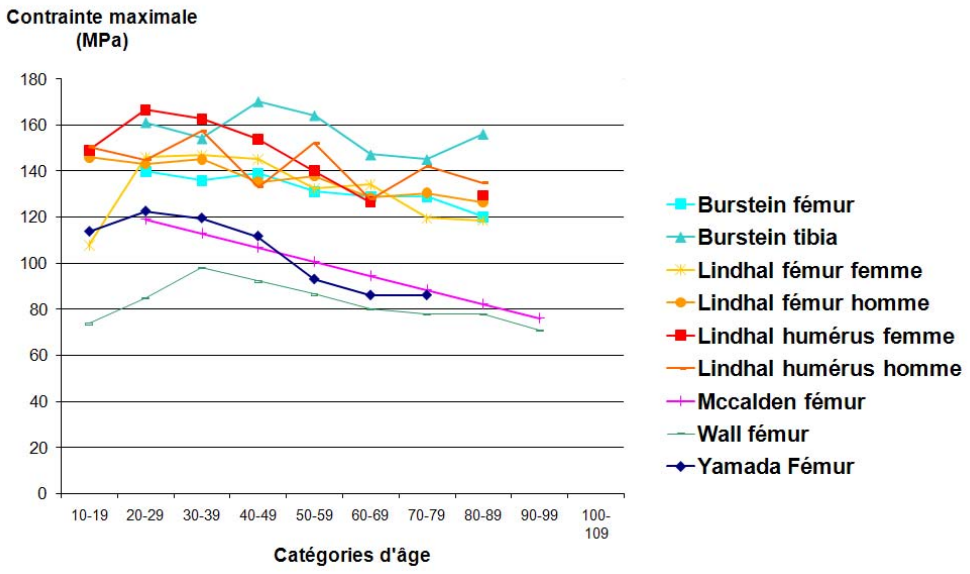


Figure B-1: Contrainte maximale de l'os cortical en traction en fonction de l'âge

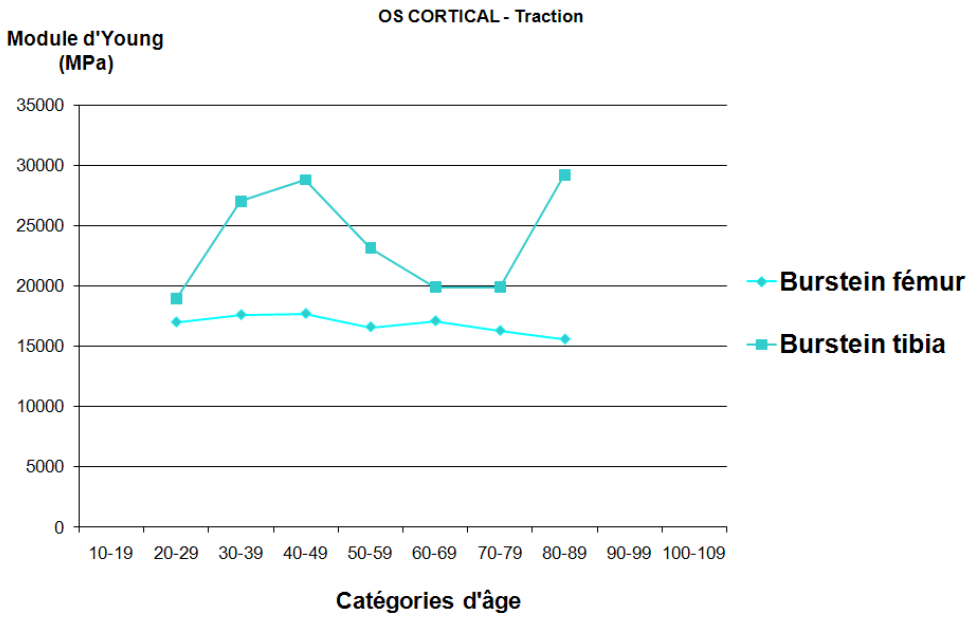


Figure B-2 : Module d'Young de l'os cortical en traction en fonction de l'âge

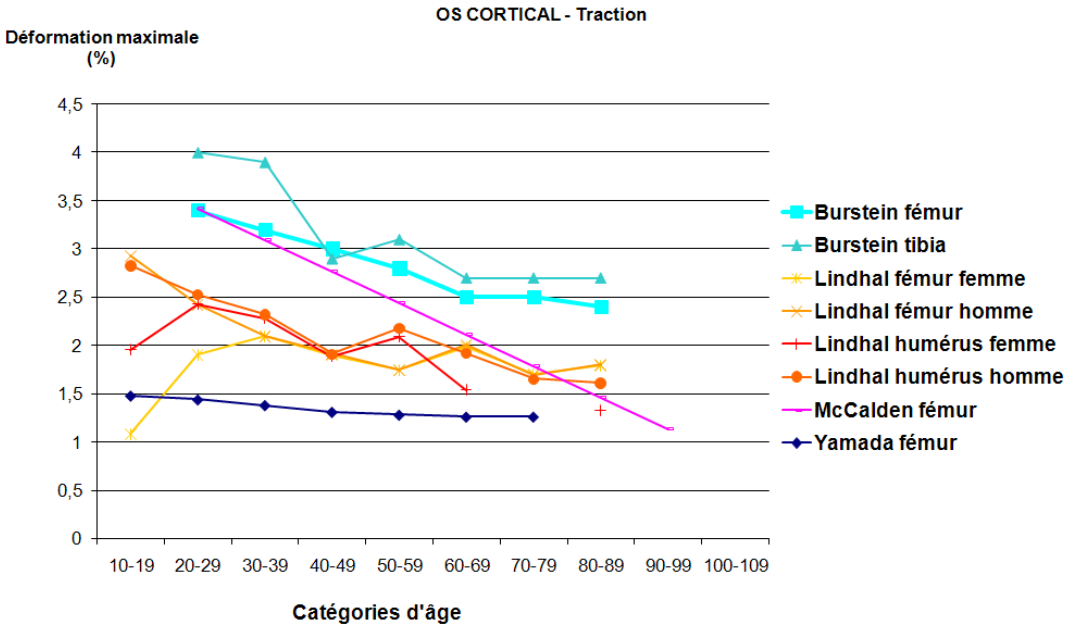


Figure B-3 : Déformation maximale de l'os cortical en fonction de l'âge

Tableau B-1: Propriétés de l'os cortical en traction en fonction de l'âge

Source	Essai	Donneurs			Échantillons			Évolution des paramètres mécaniques										
		Nb	âge	Sexe	Dimensions	Os	Nb	Paramètres	Formule	Catégories d'âge								
										10-19	20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	70-79	80-89	90-99
Yamada [19]	QS	36 fémurs			Cylindre Ratio longueur / diamètre : 5:1 Diamètre Partie centrale : 2.5 mm Longueur extrémités : 7 mm	Fémur		σ_{max} (MPa)		113.7 ± 1.5	122.5 ± 1	119.5 ± 1.9	111.7 ± 2.4	93.1 ±1.4	86.2 ± 2.3	86.2 ±2.3		
											121.5							
								ε_{max} (%)		1.48	1.44	1.38	1.31	1.28	1.26	1.26		
											1.41							
								E (MPa)			17600							
		5 tibias				Tibia		σ_{max} (MPa)			140.1							
								ε_{max} (%)			1.5							
								E (MPa)			18400							
Burstein [18]	2 s^{-1}	33 fémurs	21-86			Fémur	178	E (MPa)			17000	17600	17700	16600	17100	16300	15600	
								σ_y (MPa)			120	120	121	111	112	111	104	
								σ_{max} (MPa)			140	136	139	131	129	129	120	
								ε_{max} (%)			3.4	3.2	3	2.8	2.5	2.5	2.4	
		28 tibias				Tibia	120	E (MPa)			18900	27000	28800	23100	19900	19900	29200	
								σ_y (MPa)			126	129	140	133	124	120	131	
								σ_{max} (MPa)			161	154	170	164	147	145	156	
								ε_{max} (%)			4	3.9	2.9	3.1	2.7	2.7	2.7	

Tableau B-2 : Propriétés de l'os cortical en traction en fonction de l'âge (suite)

Source	Taux de déf.	Donneurs			Échantillon			Évolution des paramètres mécaniques											
		Nb	âge	Sexe	Dimensions	Os	Nb	Para-mètres	Formules	Catégories d'âge									
										10-19	20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	70-79	80-89	90-99	100-109
McCalden [28]	0.01 s^{-1}	47	20-102	Hommes (25) Femmes (22)	Rectangulaire longueur: 32mm, épaisseur: 5 mm, largeur: 5 mm partie centrale: longueur : 12mm, épaisseur : 2 mm, largeur : 2 mm	Fémur	235	σ_{max} (MPa)	y=134,47-0,61422*âge r^2=0,55		119	113	107	101	94	88	82	76	
								ε_{max} (%)	y=4,235-0,03265*âge r^2=0,585		3.4	3.1	2.8	2.4	2.1	1,7	1,5	1,1	
Lindahl & Lindgren [149]	0.5 $mm.min^{-1}$	64	15-89		Rectangulaire longueur: 60-80 mm, aire section : 1.3-1.8 *2.0*3.3 mm	Fémur homme	29	σ_{max} (MPa)		146	143.1	145	135.2	137.7	128.4	130.3	126.4		
								ε_{max} (%)		2.93	2.42	2.1	1.91	1.75	2.01	1.69	1.8		
						Fémur femme	30	σ_{max} (MPa)		107.8	146	147	145	132.3	134.3	119.6	118.6		
								ε_{max} (%)		1.1	1.9	2.1	1.9	1.75	2	1.7	1.8		
						Humérus homme	27	σ_{max} (MPa)		150.5	144.8	157.3	123.9	152.2	127.8	142	134.8		
								ε_{max} (%)		2.83	2.53	2.32	1.91	2.18	1.92	1.65	1.61		
						Humérus femme	16	σ_{max} (MPa)		148.9	166.6	162.7	153.8	140.1	126.4		129.3		
								ε_{max} (%)		2	2.4	2.3	1.9	2.1	1.54		1.33		
Wall [27]	1mm. min^{-1}	26	13-97	21 hommes 5 femmes	Rectangulaire longueur: 50mm épaisseur: 2mm-largeur: 2 mm – partie centrale longueur: 20mm largeur:2 mm	fémur	126	σ_{max} (MPa)		73.75	84.9	97.9	92.1	86.4	80	77.9	77.9	70.9	

- Compression

Les figures suivantes présentent l'évolution de la contrainte maximale, du module d'Young et de la déformation maximale de l'os cortical en compression.

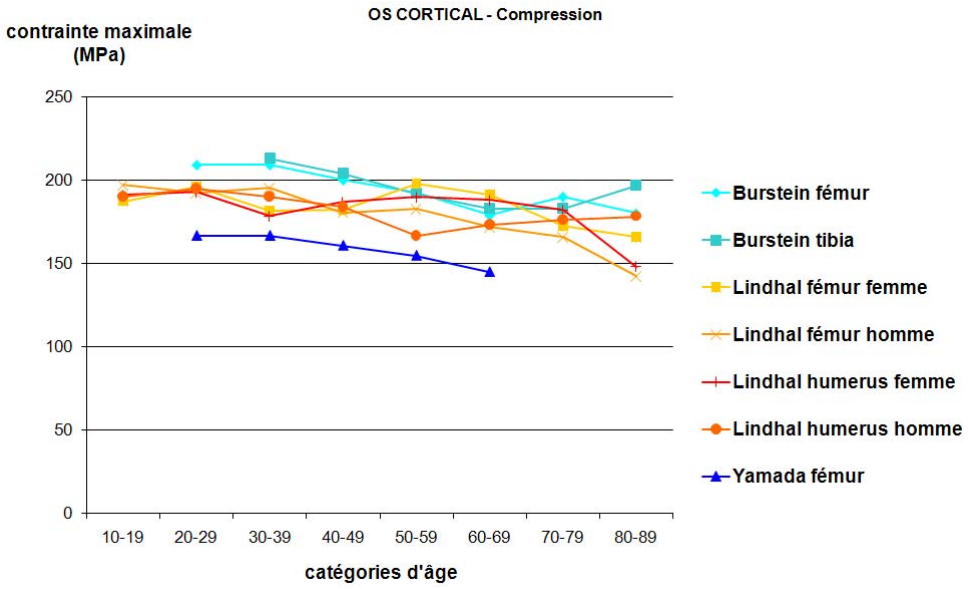


Figure B-1 : Contrainte maximale de l'os cortical en compression en fonction de l'âge

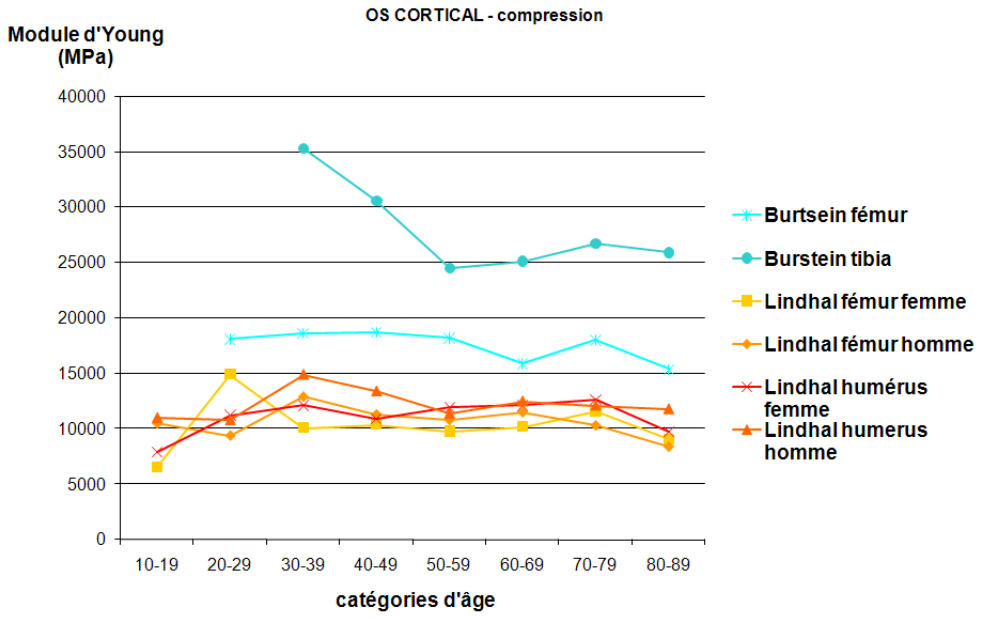


Figure B-2 : Module d'Young de l'os cortical en compression en fonction de l'âge

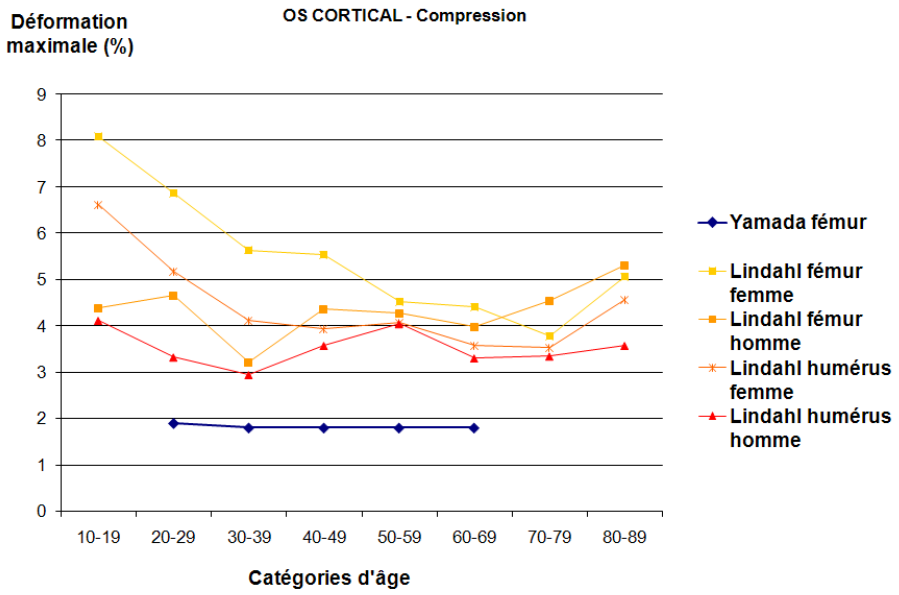


Figure B-3 : Déformation maximale de l'os cortical en compression en fonction de l'âge

Tableau B-3 : Propriétés mécaniques de l'os cortical en compression en fonction de l'âge

Source	Essai	Donneurs			Échantillons			Évolution des paramètres mécaniques										
		Nb	âge	Sexe	Dimensions	Os	Nb	Paramètres	For-mule	Catégories d'âge								
										10-19	20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	70-79	80-89	90-99
Yamada [19]	QS	26			Cylindre Diamètre: 4mm Ratio longueur-diamètre : 2 :1	Fémur		σ_{max} (MPa)			166.6 ± 4.3	166.6 ± 4.1	160.7 ±3.6	154.8 ±4.3	145 ±2.5			
								ε_{max} (%)			1.9	1.8	1.8	1.8	1.8			
Burstein [18]	2 s^{-1}	19 fémurs	22-86			fémur		E (MPa)			18100	18700	18600	18200	15900	18000	15400	
								σ_{max} (MPa)			209 ± 4	209 ± 9	200 ± 17	192 ± 17	179 ± 15	190 ± 20	180	
		11 tibias				Tibia		E (MPa)				35300	30600	24500	25100	26700	25900	
								σ_{max} (MPa)				213	204	192	183	183	197	
Lindahl & Lindgren [29]						Fémur homme		σ_{max} (MPa) (MPa)		196.9	192	195	180	182.3	171.5	165.6	142.1	
								E (MPa)		10500	9400	12900	11300	10800	11500	10300	8400	
						Fémur femme		σ_{max} (MPa)		187.2	196	191.3	182.3	197.9	191.1	172.5	165.6	
								E (MPa)		6600	14900	10100	10400	9800	10200	11600	9100	
						Humérus homme		σ_{max} (MPa)		190.1	195	190.1	184.2	166.6	173.5	176.4	178.3	
								E (MPa)		11000	10800	14900	13400	11400	12500	12100	11800	
						Humérus femme		σ_{max} (MPa)		191.1	193.1	178.3	187.2	190.1	188.2	182.3	148	
								E (MPa)		7900	11200	12100	10900	11900	12100	12600	9700	

- Flexion

Les figures suivantes présentent l'évolution de la contrainte maximale, du module d'Young et de la déformation maximale de l'os cortical en flexion.

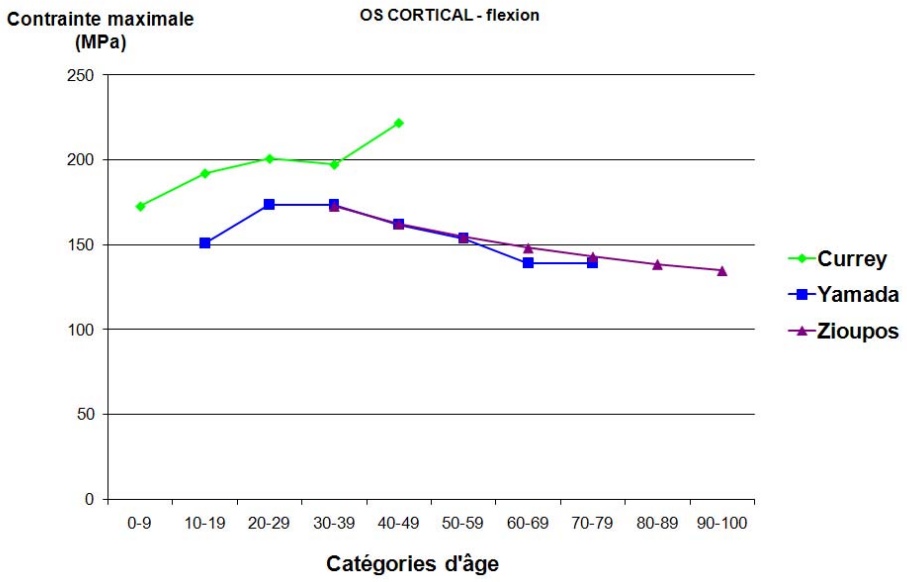


Figure B-4 : Contrainte maximale de l'os cortical en flexion en fonction de l'âge

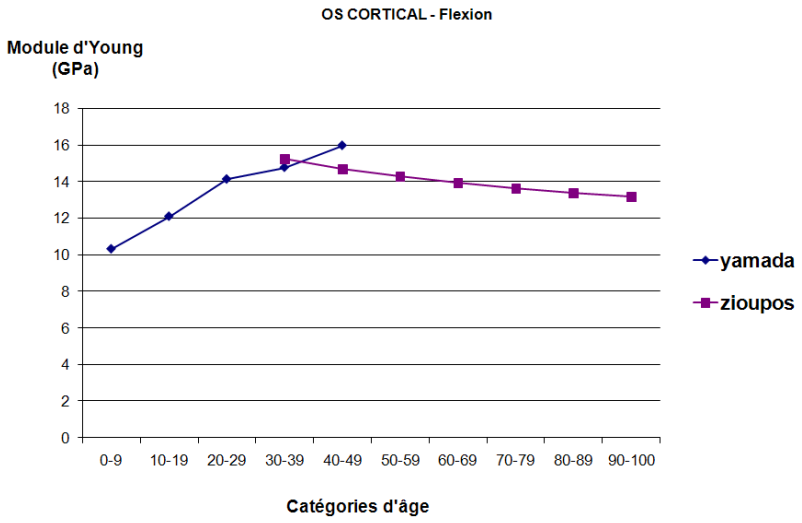


Figure B-5 : Module d'Young de l'os cortical en flexion en fonction de l'âge

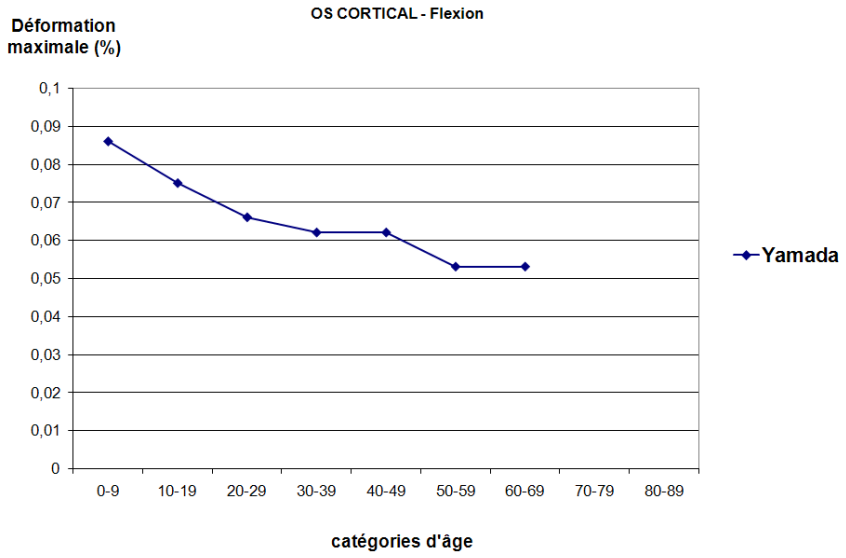


Figure B-6 : Déformation maximale de l'os cortical en flexion en fonction de l'âge

Tableau B-4 : Evolution des propriétés de l'os cortical en flexion en fonction de l'âge

Source	Essai	Donneurs			Échantillons			Évolution des paramètres mécaniques										
		Nb	Âge	Sexe	Dimensions	0s	Nb	Paramètres	Formule	Catégories d'âge								
										0-9	10-19	20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	70-79	80-89
Yamada [19]	QS	26			Barre Section carré : 2.5 mm Ratio longueur largeur : 16 :1+ extrémités, longueur : 3mm			σ_{max} (MPa)			150.9	173.5 ±20.8	173.5 ±10.8	161.7 ±20.6	153.8 ±19.6	139.1 ±28.4	139.1 ±28.4	
								ε_{max} (%)			8.6	7.5	6.6	6.2	6.2	5.3	5.3	
Zioupos [150]	0.000 13 s^{-1}	10	35-90		Rectangulaire Longueur : 50mm Épaisseur : 2mm largeur : 6-7 mm	Fémur		σ_{max} (MPa)	$\log_{10}(\sigma_{max})=2,62-0,248*\log_{10}(age)$ $r^2=63\%$ $p=0,006$				173	162	154	148	143	139
								E (MPa)	$\log10(E)=1,41-0,147*\log_{10}(age)$ $r^2=48\%$ $p=0,027$				15200	14700	14300	13900	13600	13400
Currey & Butler [151]	5 mm.min^{-1}	18	2-48	14 hommes 4 femmes	Rectangulaire longueur : 23 - 26 mm épaisseur : 2mm largeur : 3 mm	Fémur		σ_{max} (MPa)		172.6	192	200.7	197.2	221.7				
								E (MPa)		10300	12100	14100	14800	16000				

- Os spongieux

Les études portant sur la caractérisation de l'os spongieux en fonction de l'âge recensées dans la littérature ont été réalisées pour des essais en compression. Les figures suivantes présentent l'évolution de la contrainte maximale, du module d'Young et de la déformation maximale de l'os spongieux en compression.

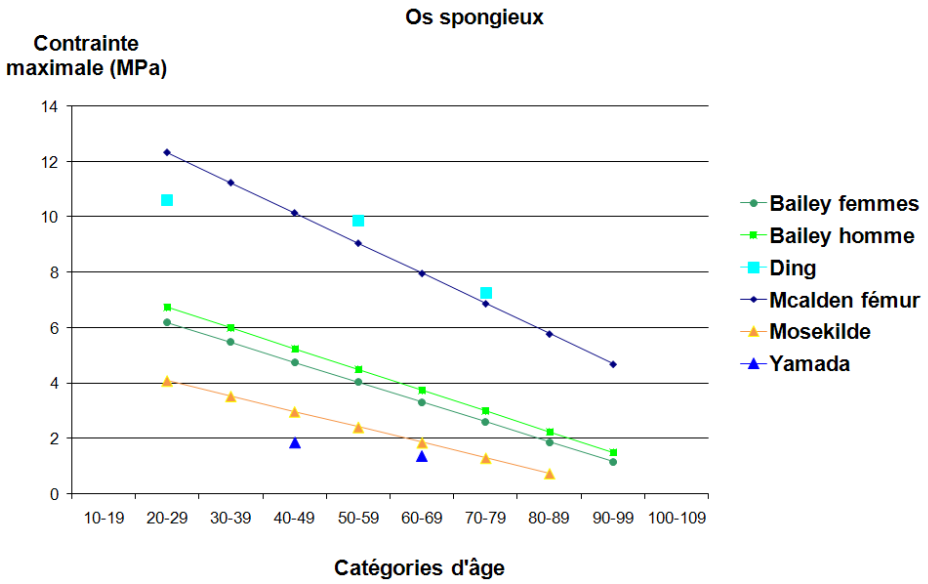


Figure B-7 : Contrainte maximale de l'os spongieux en compression en fonction de l'âge

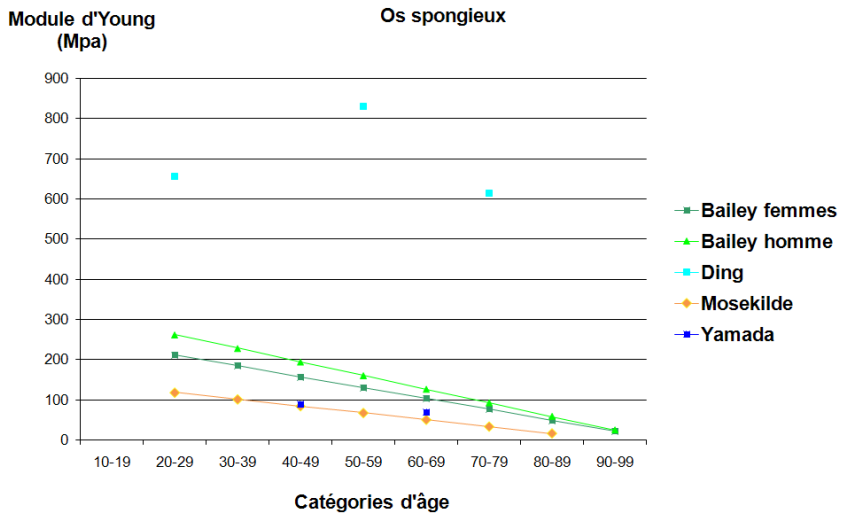


Figure B-8 : Module d'Young de l'os spongieux en compression en fonction de l'âge

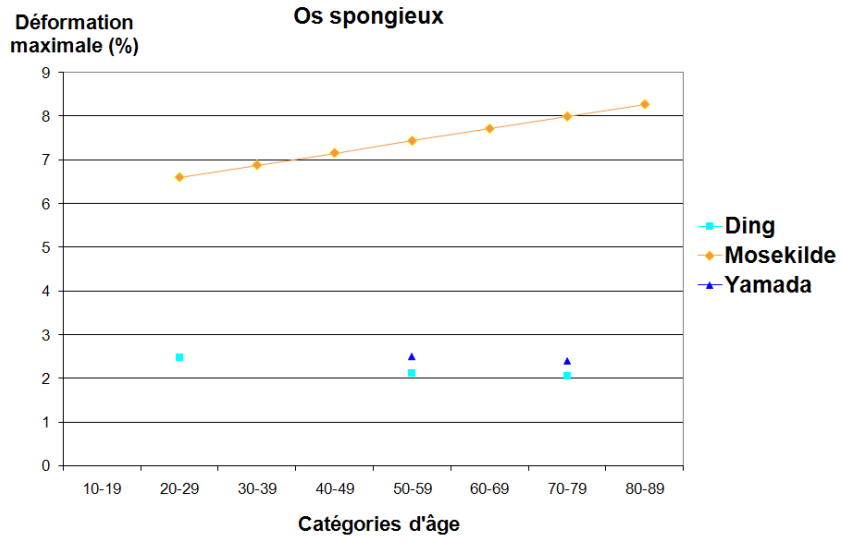


Figure B-9 : Déformation maximale de l'os spongieux en compression en fonction de l'âge

Tableau B-5 : Evolution des propriétés de l'os spongieux en compression en fonction de l'âge

Sour-ce	Es-sai	Donneurs			Échantillons			Évolution des paramètres mécaniques											
										Catégories d'âge									
		Nb	âge	Sexe	Dimensions	Os	Nb	Paramètres	Formule	10-19	20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	70-79	80-89	90-99	100-109
Yamada [19]	QS	5			Barre Section carrée:10 mm Ratio longueur/ largeur : 1.5 : 1	Vertèbre lombaire		σ_{max} (MPa)					1.86		1.37				
								ε_{max} (%)					2.5		2.4				
								E (MPa)					88.3		68.6				
Bailey [112]	2 mm .min^{-1}	94	18-96	46 femmes 48 hommes	Cylindre Diamètre : 7mm Longueur : 5 mm	Crête iliaque	94	σ_{max} (MPa)	Hommes Y=-0.075*âge+8.62 D'après courbes		6,7	6	5,2	4,5	3,7	3	2,2	1,5	
									Femmes Y=-0.072*âge+8 D'après courbes		6,2	5,5	4,8	4	3,3	2,6	1,9	1,2	
								E (MPa)	Homme Y=-3.39*âge+345.7 D'après courbes		261	227	193	159	125	91	57	24	
									Femmes Y=-2.72*âge+278.7 D'après courbes		211	183	156	129	102	75	47	20	

Tableau B-6 : Evolution des propriétés de l'os spongieux en compression (suite)

Source	Es-sai	Donneurs			Échantillons			Évolution des paramètres mécaniques										
		Nb	âge	Sexe	Dimen-sions	Os	Nb	Paramètres	Formule	Catégories d'âge								
										10-19	20-29	30-39	40-49	50-59	60-69	70-79	80-89	90-99
McCalden [152]	0.0017 s^{-1}	44	20-102	25 hommes 19 femmes	Cylindre Longueur : 10±0.2mm diamètre :	Fémur	255	σ_{max} (MPa)	y=15,066-0,10925*âge (r^2=0,51)		12,3	11,2	10,1	9	7,9	6,8	5,8	4,7
Mosekilde [32]	2 mm.min^{-1}	42	15-87	27 femmes 15 hommes	Cylindre Longueur : 5mm Diamètre : 7 mm	Vertèbre lombaire	40	σ_{max} (MPa)	y=-0,056*âge+5,5 r=-0,79 p<0,001		4,1	3,5	3	2,4	1,8	1,3	0,7	
								E (MPa)	y= -1,7*âge+160 r=-0,83 p<0,001		117	100	83	66	49	32	15	
								ε_{max} (%)	y=0,00028*âge+0,059 r=0,45 p<0,01		6,6	6,8	7,2	7,4	7,7	8	8,3	
Ding [31]	0.002 s^{-1}	31	16-83	5 hommes 26 femmes	Cylindre Longueur : 7.5mm Diamètre : 7.5 mm	Tibia proximal	395	E (MPa)		654 ±304			829+ ±422		613 ±319			
								σ_{max} (MPa)		10,6 ±3,64			9,86 ±2,56		7,27 ±3,04			
								ε_{max} (%)		2,48 ±0,64			2,12 ±0,64		2,05 ±0,6			

ANNEXE C – Expérimental

Cette annexe présente des informations et résultats complémentaires sur la partie expérimentale.

Tableau C-1 : Caractéristiques des sujets

Code sujet	**Sexe**	**Age (années)**	**Conservation**	**Taille (cm)**	**Poids (kg)**	**IMC**	**Vertèbres prélevées**
105	F	92	Winkler (36 jours)	164	~ 54	20,1	L2-L3-L4
108	F	93	Winckler (31 jours)	165	~ 39	14,3	L2-L3-L4
104	F	83	Winckler (49 jours)	165	~ 46	16,9	L3-L4
ANEA	H	X	X	169	X	X	L2-L3-L4
117	F	72	Winckler (23 jours)	166	80	23	L3-L4-L5
67	F	88	Winckler (156 jours)	155	~ 64	26,6	L5
06-10	F	88	Winckler (15 jours) + congélation	165	71	26,1	L2-L3-L4-L5
08-10	H	90	Wincker (14 jours) + congélation	170	91	31,5	L2-L3-L4
23-10	H	77	Winckler (7 jours)	173	75	25,1	L2-L4-L5
26-10	F	92	Winckler (2 jours)	154	46	19,4	L1-L2-L3
Moyenne Ecart-type		86.1 7.3	37 jours 47 jours	164.6 6.0	62.8 17.7	23.2 5.8	

Tableau C-2 : Les mesures de densité minérale osseuse trabéculaire et intégrale

	ρ_T (mg/cm^3)	ρ_i (mg/cm^3)
Moyenne	60,2	164,9
Ecart-type	29,9	47,1
Minimum	13,7	83,6
Maximum	104,9	244,8

Tableau C-3 : Résultats obtenus suite aux essais pour les 28 vertèbres testées

	Effort (N)	Déplacement (mm)	Energie (N.m)	Raideur (N/mm)
Moyenne	4809	2,6	4,3	4267
Écart-type	2734	0,6	3,0	2045
Minimum	1849	1,8	1,0	1779
Maximum	11511	3,9	11,9	8943

Tableau C-4 : Résultats obtenus suite aux essais pour les 20 vertèbres scannées

	Effort (N)	Déplacement (mm)	Contrainte (MPa)	Déformation (%)	Energie (N.m)	Raideur (N/mm)
Moyenne	5684	2,9	4,4	10,9	5,3	4773
Écart-type	2755	0,5	2,0	1,5	3,0	2187
Minimum	1979	2,2	1,7	8,0	1,2	1779
Maximum	11511	3,9	8,9	13,5	11,9	8943

Tableau C-5 : Corrélation (R^2) entre les réponses et les densités minérales osseuses des vertèbres scannées

	Effort	Déplacement	Contrainte	Déformation	Energie	Raideur
ρ_T	0.65	0.08	0.61	0.09	0.51	0.48
ρ_I	0.68	0.19	0.74	0.14	0.62	0.56

Tableau C-6 : Mesures de la compression, du tassement et de la hauteur récupérée

	Hauteur avant essai (mm)	**Hauteur après essai (mm)**	**Course maximale du vérin (mm)**	**Hauteur récupérée (mm)**	**Pourcentage de tassement (%)**	**Pourcentage de compression (%)**	**Pourcentage de hauteur récupérée (%)**
Moyenne	26,19	21,19	9,00	4,00	81,05	34,51	15,56
Ecart-type	2,01	1,74	0,39	1,11	4,90	2,53	5,34
Minimum	21,80	18,57	8,23	2,27	75,27	31,25	8,38
Maximum	29,20	24,50	9,47	6,46	90,83	38,81	29,63

ANNEXE D – Prise en compte de l'âge dans le modèle

Cette annexe présente les différentes itérations qui ont permis la prise en compte de l'âge dans le modèle par éléments du corps vertébral de la lombaire L5.

- **Première itération**

Les propriétés du modèle pour la première itération sont présentées dans le tableau suivant :

Tableau D-1 : Modification des propriétés du modèle en fonction des catégories d'âge, première itération

Propriétés	Modèle de base	A : 20 ans	B : 40 ans	C : 60 ans	D : 80 ans	Référence
Os spongieux						
E (MPa)	42,8	126	92	58	25,7	[32]
ε_{max} (%)	10	10	10	10	10	
σ_{max} (MPa)	3,1	6,84	5,37	3,9	2,43	[112]
Os cortical						
E (MPa)	2144	2656,6	2490	2365	1963	
ε_{max} (%)	10	10	10	10	10	
σ_{max} (MPa)	155	192	180	171	142	[29]
Épaisseur (mm)	0,400	0,316	0,272	0,228	0,184	[36]

Les résultats du modèle dans le cas de la première itération sont présentés dans la figure suivante et comparés avec ceux d'Ebbesen.

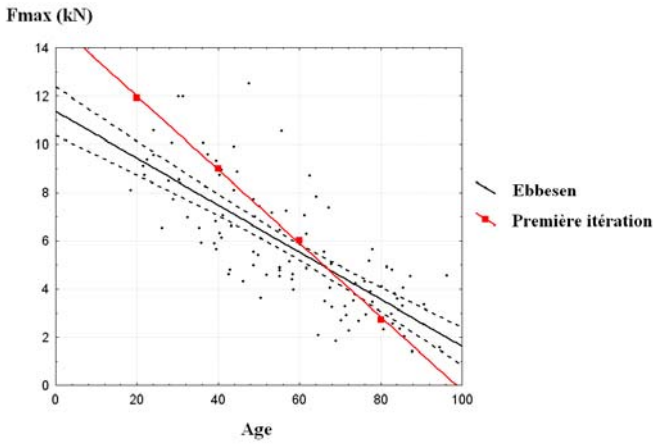


Figure D-1 : Courbe effort en fonction de l'âge - Comparaison entre les résultats d'Ebbesen (en noir) et les résultats du modèle paramétré pour les 4 catégories d'âge (en rouge)

On constate que l'ordre de grandeur des simulations numériques est correct. En revanche les quatre points correspondant aux différentes catégories d'âge étudiées ne sont pas situés dans l'intervalle de confiance obtenu pour la droite de régression d'Ebbesen. La droite passant par les quatre points a une pente plus importante que la pente de la droite de régression d'Ebbesen. D'autres combinaisons ont donc été testées.

- **Deuxième itération**

La contrainte maximale de l'os spongieux ayant une grande influence sur le comportement du corps vertébral (voir chapitre 4), ce paramètre a été modifié. Pour cela, la relation de Mosekilde [32] a été utilisée. Les autres paramètres (E et ε_{max}) de l'os spongieux ainsi que les propriétés de l'os cortical n'ont pas été modifiés par rapport à la configuration précédente. Les nouveaux jeux de paramètres sont présentés dans le tableau suivant :

Tableau D-2 : Modification des propriétés du modèle en fonction des catégories d'âge, deuxième itération

Propriétés	Modèle de base	A : 20 ans	B : 40 ans	C : 60 ans	D : 80 ans	Référence
Os spongieux						
E (MPa)	42,8	126	92	58	25,7	[32]
ε_{max} (%)	10	10	10	10	10	
σ_{max} (MPa)	3,1	4,38	3,26	2,14	1,02	[32]
Os cortical						
E (MPa)	2144	2656,6	2490	2365	1963	
ε_{max} (%)	10	10	10	10	10	
σ_{max} (MPa)	155	192	180	171	142	[29]
Épaisseur (mm)	0,400	0,316	0,272	0,228	0,184	[36]

Cette configuration ne nous permet toujours pas d'être dans l'intervalle de confiance des données d'Ebbesen (figure D-3) : les valeurs des efforts sont cette fois-ci trop faibles. Il est donc nécessaire de tester d'autres jeux de paramètres.

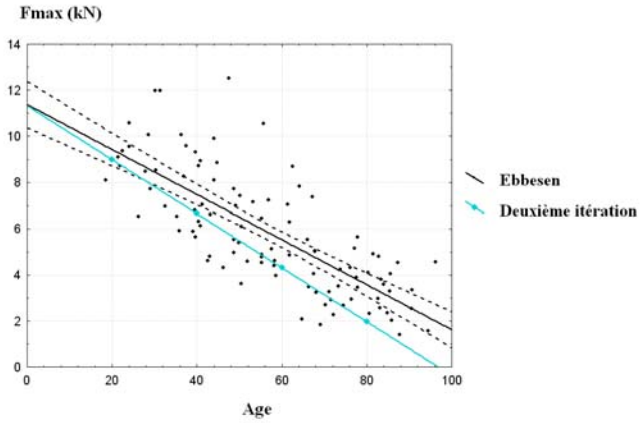


Figure D-2 : Courbe effort en fonction de l'âge - Comparaison entre les résultats d'Ebbesen (en noir) et les résultats du modèle paramétré pour les 4 catégories d'âge (en bleu)

- **Troisième itération**

Dans ce troisième cas de figure, on repart des paramètres de la première itération. Pour paramétrer l'os spongieux, on reprend les hypothèses du chapitre précédent :

$$\sigma_y = 0.83 \times \sigma_{\max} \ , \ \varepsilon_y = 0.6 \times \varepsilon_{\max} \text{ et } \sigma_y = E * \varepsilon_y$$

La contrainte maximale et la déformation maximale de l'os spongieux ne sont pas modifiées et le module d'Young de l'os spongieux est calculé en fonction des autres paramètres. Les propriétés de l'os cortical ne sont pas modifiées.

Les nouveaux jeux de paramètres sont présentés dans le tableau suivant :

Tableau D-3 : Modification des propriétés du modèle en fonction des catégories d'âge, troisième itération

Propriétés	Modèle de base	A : 20 ans	B : 40 ans	C : 60 ans	D : 80 ans	Référence
Os spongieux						
E (MPa)	42,8	94,5	74,1	54	33,7	
ε_{max} (%)	10	10	10	10	10	
σ_{max} (MPa)	3,1	6,84	5,37	3,9	2,43	[112]
Os cortical						
E (MPa)	2144	2656,6	2490	2365	1963	
ε_{max} (%)	10	10	10	10	10	
σ_{max} (MPa)	155	192	180	171	142	[29]
Épaisseur (mm)	0,400	0,316	0,272	0,228	0,184	[36]

On constate sur la Figure D-4 que les résultats sont quasiment compris dans l'intervalle de confiance obtenu avec les données d'Ebbesen. Et si on compare ces résultats aux données d'Ebbesen sur les hommes uniquement (voir Figure D-5), on constate que les résultats du modèle sont compris dans l'intervalle de confiance. La géométrie du modèle correspondant à celle d'un homme, les jeux de paramètre obtenus semblent donc adaptés à la modélisation du comportement du corps vertébral humain en fonction de l'âge chez les hommes.

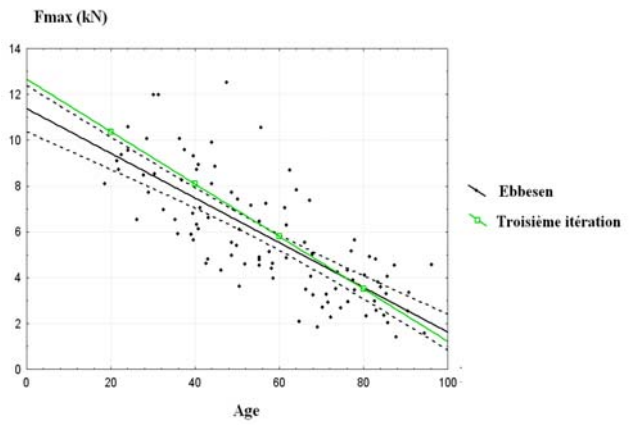


Figure D-3 : Courbe effort en fonction de l'âge - Comparaison entre les résultats d'Ebbesen pour l'ensemble des sujets (en noir) et les résultats du modèle paramétré pour les 4 catégories d'âge (en vert)

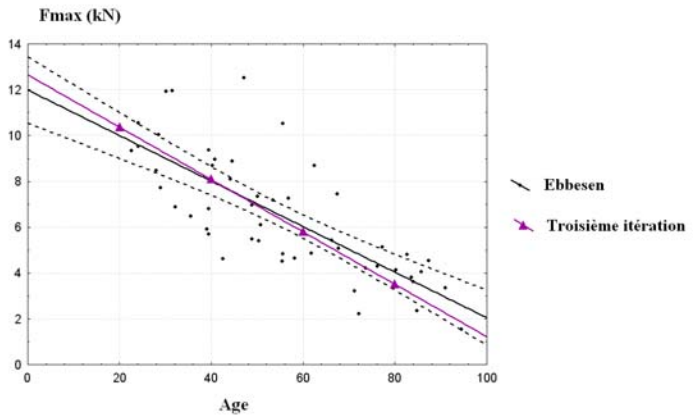


Figure D-4 : Courbe effort en fonction de l'âge - Comparaison entre les résultats d'Ebbesen pour les hommes seulement (en noir) et les résultats du modèle paramétré pour les 4 catégories d'âge (en violet)

- **Quatrième itération**

Afin d'obtenir un jeu de données fonctionnant pour l'ensemble des sujets, nous avons testé une autre configuration.

Pour cette partie, on modifie la contrainte maximale en utilisant la pente de Mosekilde et coll.[32]. L'équation définie par Mosekilde est la suivante :

$$\sigma_{\max} = -0{,}056 * age + 5{,}5$$

Elle devient

$$\sigma_{\max} = -0{,}056 * age + 7{,}02$$

ce qui permet d'obtenir σ_{max}= 3,1 MPa à l'âge de 70 ans (caractéristique du modèle de base validé à 10 mm/s).

Le module d'Young E de l'os spongieux est calculé en utilisant les hypothèses suivantes :

$$\sigma_y = 0.83 \times \sigma_{\max} \ , \ \varepsilon_y = 0.6 \times \varepsilon_{\max} \text{ et } \sigma_y = E * \varepsilon_y$$

La déformation maximale de l'os spongieux et les propriétés de l'os cortical ne sont pas modifiées.

Les nouveaux jeux de paramètres sont présentés dans le tableau suivant :

Tableau D-4 : Modification des propriétés du modèle en fonction des catégories d'âge, quatrième itération

Propriétés	Modèle de base	A : 20 ans	B : 40 ans	C : 60 ans	D : 80 ans	Référence
Os spongieux						
E (MPa)	42,8	81,6	66,1	50,6	35,1	
ε_{max} (%)	10	10	10	10	10	
σ_{max} (MPa)	3,1	5,9	4,78	3,66	2,54	[32]
Os cortical						
E (MPa)	2144	2656,6	2490	2365	1963	
ε_{max} (%)	10	10	10	10	10	
σ_{max} (MPa)	155	192	180	171	142	[29]
Épaisseur (mm)	0,400	0,316	0,272	0,228	0,184	[36]

Les résultats numériques sont situés dans l'intervalle de confiance de la droite de régression d'Ebbesen (voir figure suivante) obtenue pour l'ensemble des sujets. C'est ce dernier jeu de paramètres qui est retenu.

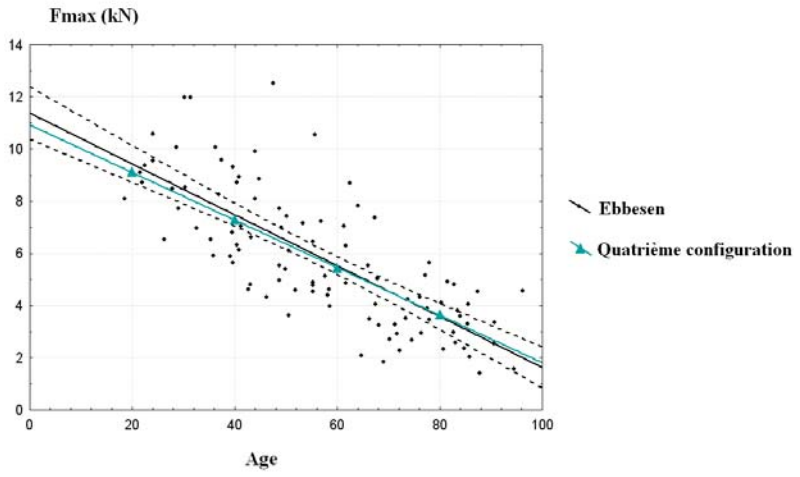


Figure D-5 : Courbe effort en fonction de l'âge - Comparaison entre les résultats d'Ebbesen (en noir) et les résultats du modèle paramétré pour les 4 catégories d'âge (en vert)

Rapport-gratuit.com
LE NUMERO 1 MONDIAL DU MÉMOIRES

ANNEXE E – La personnalisation

Dans cette annexe nous comparons les simulations numériques des modèles personnalisés et l'expérimental (vidéo et scanner) pour trois autres vertèbres concernant la localisation de la fracture.

- Vertèbre 67-L5

La vidéo de la vertèbre 67-L5 (vue postérieure) montre des zones de rupture au niveau des pédicules et du mur postérieur (veine basi-vertèbrale). La vue antérieure ne montre pas de zone de fracture nette, excepté un jet de moelle osseuse à la base du pédicule gauche.

Figure E-1 : Vidéo des essais pour la vertèbre 67-L5 (vue postérieure) – Les cercles blancs signalent les zones présentant de rupture ou d'expulsion de moelle osseuse

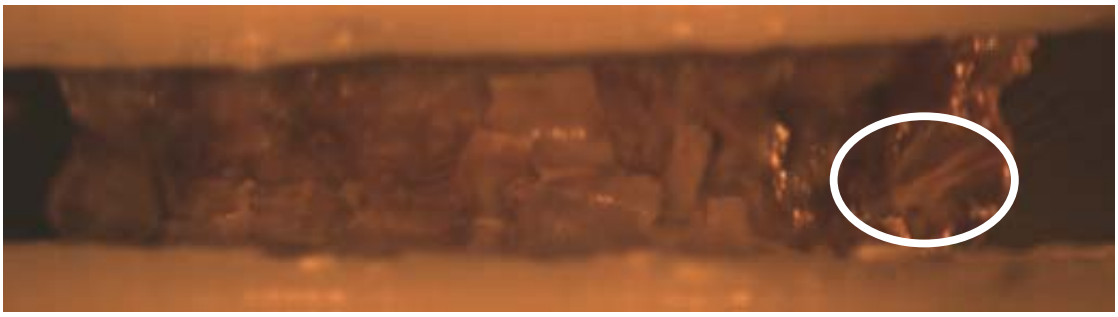


Figure E-2 : Vidéo des essais pour la vertèbre 67-L5 (vue antérieure)

Sur la vue postérieure du modèle personnalisé (Figure E-3), on constate que les éléments endommagés sont localisés au niveau du mur postérieur (au centre et à la limite avec la résine), et du pédicule gauche, ce qui correspond à ce qu'on observe sur la vidéo. Quelques éléments endommagés sont aussi situés au niveau du pédicule droit (comme pour la vidéo) et sous le pédicule gauche (ce qui n'est pas visible sur la vidéo). Sur la vue antérieure, on constate qu'il n'y a pas d'éléments endommagés dans la partie médiane du corps vertébral, ce qui est cohérent avec la vidéo qui ne présente pas de jet de moelle osseuse dans cette zone. Des éléments endommagés sont en revanche visibles à la limite avec la résine, mais pas sur la vidéo.

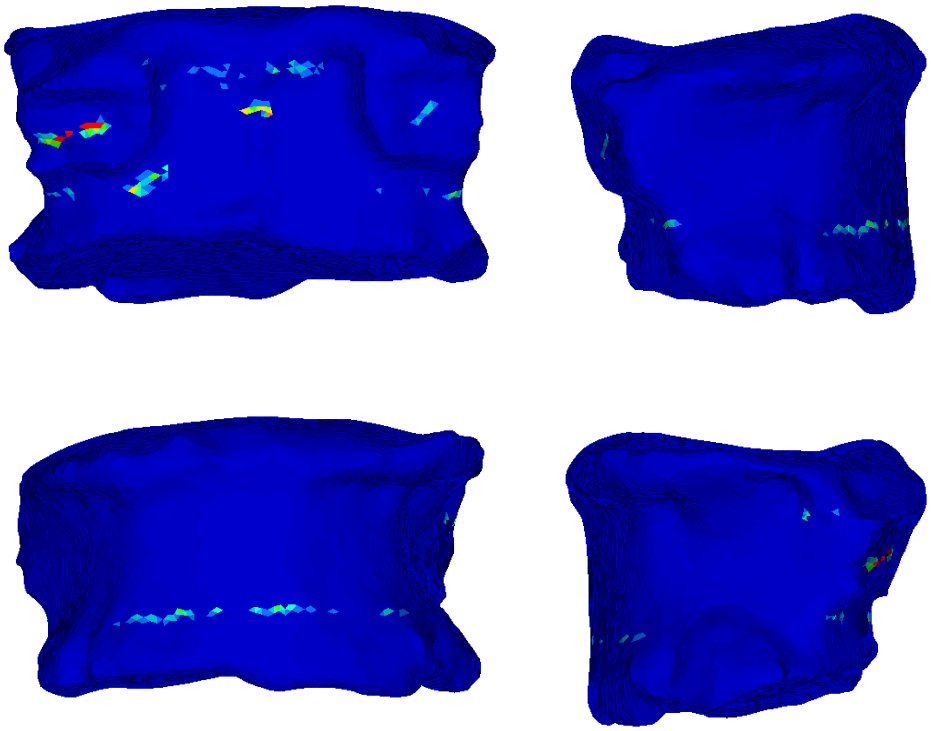


Figure E-3 : Vues postérieure (en haut à gauche), latérale droite (en haut à droite), antérieure (en bas à gauche) et latérale gauche (en bas à droite) de la vertèbre 67-L5 - Les éléments endommagés sont identifiés en bleu clair, jaune et rouge

On observe sur l'image scanner (Figure E-4) la rupture du mur postérieur, qui correspond bien à la localisation des éléments endommagés dans la vue de coup du modèle personnalisé. Des éléments endommagés sont aussi présents dans la partie antérieure de la vertèbre, à la jonction de la résine. Ceci pourrait correspondre au pli de l'os cortical, visible sur l'image scanner.

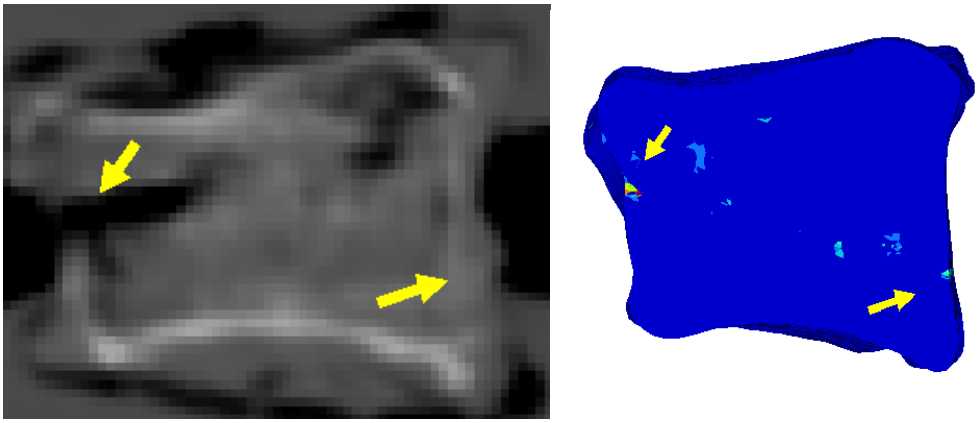


Figure E-4 : Vue sagittale de la vertèbre 67-L5 sur les images scanner (à gauche) et sur le modèle (à droite) après les essais – les zones de ruptures et de compaction sont signalées par des flèches

- Vertèbre 117-L3

La vidéo de la vertèbre 67-L5 (vue postérieure) montre des zones de rupture au niveau des pédicules, sous les pédicules et au niveau du mur postérieur (veine basi-vertèbrale). La vue antérieure (Figure E-6) ne montre pas de zones de fracture nette. On observe seulement un jet de moelle osseuse (visible aussi sur la Figure E-5).

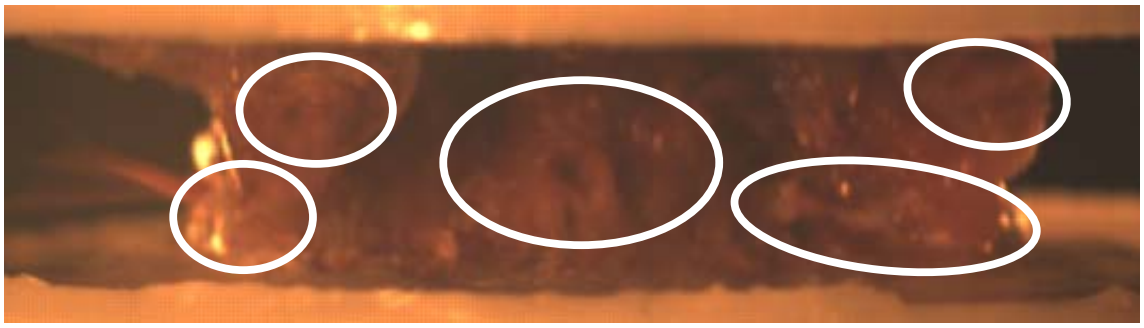


Figure E-5 : Vidéo des essais pour la vertèbre 117-L3 (vue postérieure) – Les cercles blancs signalent les zones présentant de rupture ou d'expulsion de moelle osseuse

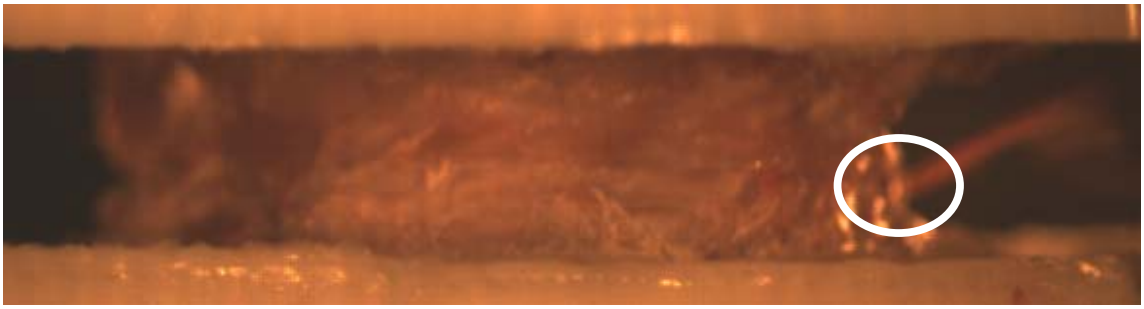


Figure E-6 : Vidéo des essais pour la vertèbre 117-L3 (vue antérieure)

Avec le modèle personnalisé, on constate que les éléments endommagés sont situés au centre du mur postérieur, sous les pédicules (à la jonction avec la résine), ce qui est observé aussi sur la vidéo (vue postérieure). En revanche, on ne constate pas sur le modèle de rupture des pédicules, contrairement à la vidéo. Le modèle permet aussi d'observer une zone d'endommagement dans la partie antérieure du corps vertébral, à la jonction avec la résine inférieure, mais aucun jet de moelle osseuse n'apparaît sur la vidéo (vue antérieure) au même endroit.

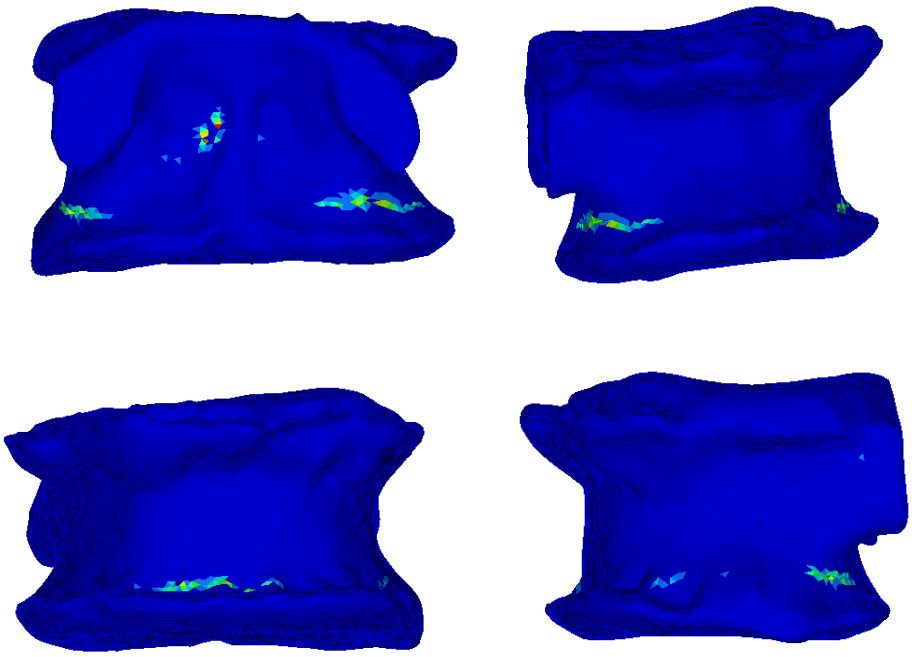


Figure E-7 : Vues postérieure (en haut à gauche), latérale droite (en haut à droite), antérieure (en bas à gauche) et latérale gauche (en bas à droite) de la vertèbre 117-L3

Sur les images scanner (Figure E-8), on observe une rupture du mur postérieur et une zone de compaction dans le tiers inférieur de la vertèbre. Ces zones correspondent à la localisation de zones d'éléments endommagés dans le modèle (Figure F-8).

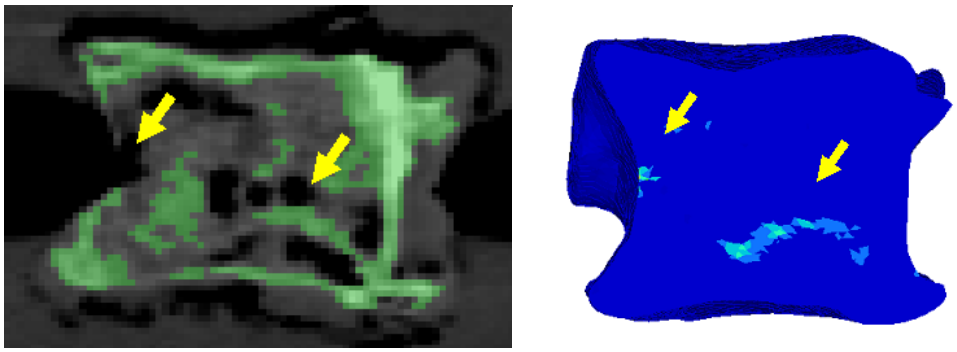


Figure E-8 : Vue sagittale de la vertèbre 117-L3 sur les images scanner (à gauche) et sur le modèle (à droite) après les essais

- Vertèbre 2310-L5

La vidéo de la vertèbre 2310-L5 (vue postérieure) montre des zones de déformation et de rupture au niveau des pédicules, sous le pédicule gauche et au niveau du mur postérieur (veine basi-vertèbrale). La vue antérieure (Figure E-10) montre des jets de moelle osseuse dans les zones médianes gauches et droites.

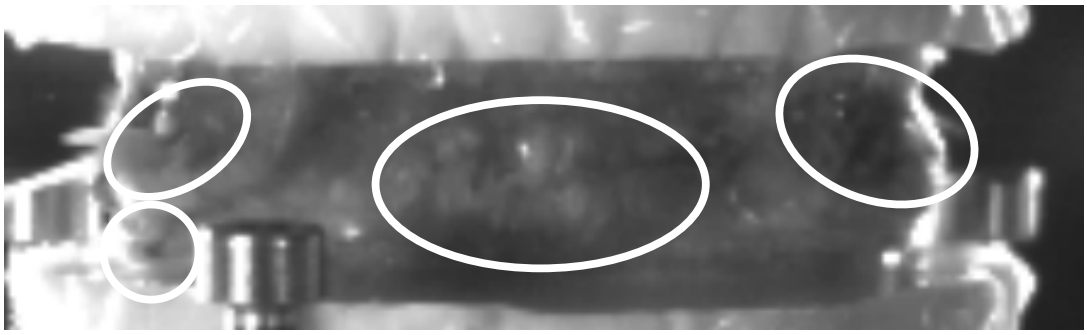


Figure E-9 : Vidéo des essais pour la vertèbre 2310-L5 (vue postérieure) – Les cercles blancs signalent les zones présentant de rupture ou d'expulsion de moelle osseuse

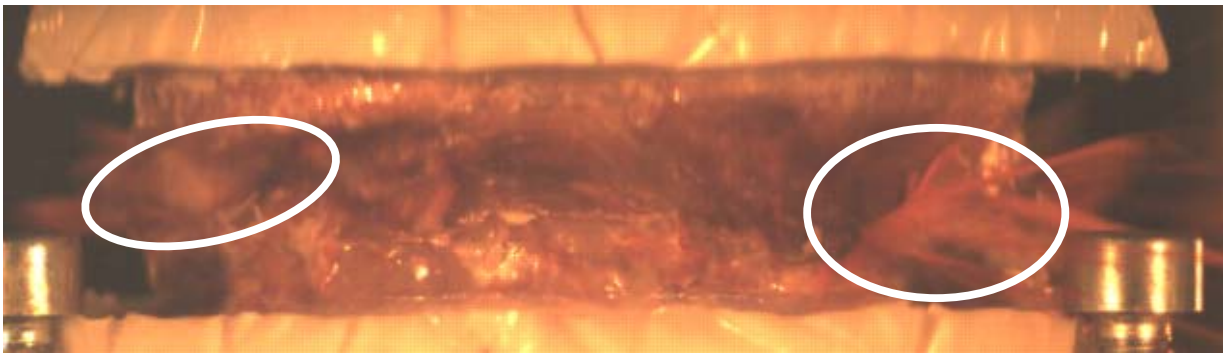


Figure E-10 : Vidéo des essais pour la vertèbre 2310-L5 (vue antérieure)

Dans le modèle personnalisé, les éléments endommagés de la partie postérieure sont situés surtout au niveau du mur postérieur, des pédicules et sous le pédicule gauche. Pour la partie antérieure, on constate que les éléments sont situés dans les parties latérales droites et gauches. La localisation des éléments endommagés et les zones identifiées dans les vidéos sont donc

similaires. On observe aussi des éléments endommagés dans la partie antéro-inférieure, à la limite de la résine, mais cette zone de rupture n'est pas visible dans la vidéo (peut être à cause de la résine).

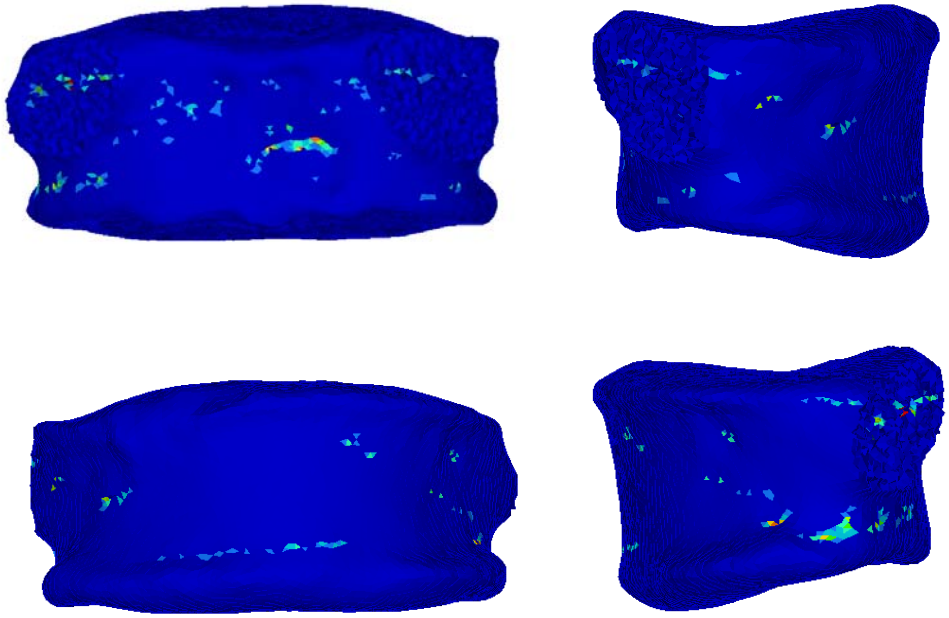


Figure E-11 : Vues postérieure (en haut à gauche), latérale droite (en haut à droite), antérieure (en bas à gauche) et latérale gauche (en bas à droite) de la vertèbre 2310-L5

La vue de coupe du modèle personnalisé (Figure E-12) indique que la zone d'initiation de la fracture est surtout située au niveau de la veine basi-vertébrale. Le scanner montre aussi une rupture nette du mur postérieur dans la même zone.

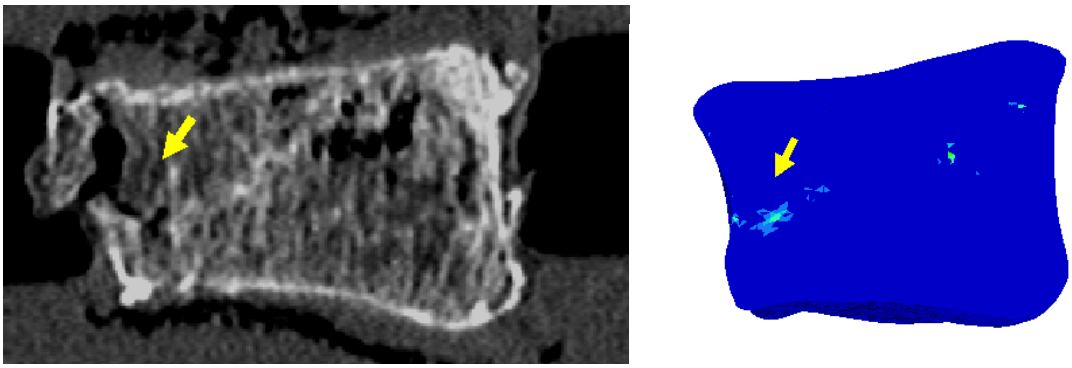


Figure E-12 : Vue sagittale de la vertèbre 2310-L5 sur les images scanner (à gauche) et sur le modèle (à droite) après les essais – les zones de ruptures et de compaction sont signalées par des flèches jaunes